

### Список литературы

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. - Киев, 1994. - 300 с.
2. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Аппарат внешней фиксации с полыми стержнями // Бюллетень научно- производственного общества "Эндост". - Киев, 1992. - 27 с.
3. Непран Л.П., Шумило А.В., Применение чрезкостного остеосинтеза при осложненной огнестрельной травме конечностей //Воен.-мед.журн.- 1991.- N 7. - С 25 - 27.
4. Попечителей Е.П., Романов С.В. Анализ числовых таблиц в биотехнических системах обработки экспериментальных данных. - Л.: Наука, - 148 с.
5. Попсушшапка О.К. Про розвиток компресійно-дистракційного остеосинтезу з використанням стержневих апаратів //Матеріали 12-го съезда травматологов-ортопедов Украины. - Киев, 1996. - С. 71 - 72.
6. Muller M., M. Allgower, R. Schneiderl, H. Willenegger Manual of internal Fixation - Springer-Verlag 1990-P.750
7. Herholzer G., Ruedi Th., Algower M., et all Manual on the AO/ASIF Tubular external fixator-Springer-Verlag 1985-P.100
8. Egkher E., Martinek H., Wieike B., How to increase the stability of external fixation units. Mechanical tests and theoretical studies //Arch. Orthop. Traumat. Surg. - 1980. - Vol. 96, P. 35 - 43.
9. McCoy M.T., Briggs B.T., Chao E.Y.: A comparative study of external fixators based on bone fracture stiffness. Proceedings of the 26th Annual Orthopedic Research Society, Atlanta 1980

---

УДК 621:620.1.05(31)

М.С. Шидловський<sup>1</sup> канд.техн.наук, доц., В.О. Маланчук<sup>2</sup> д-р мед.наук, чл-кор. АМН,  
А.В. Копчак<sup>2</sup> канд.мед.наук  
1 - НТУ України «Київський політехнічний інститут» м.Київ, Україна,  
2 - Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м.Київ, Україна

## ВИВЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ З УРАХУВАННЯМ ЇЇ АНІЗОТРОПІЇ

---

*Приведены результаты измерений механических характеристик костной ткани нижней челюсти человека. Изучены анизотропия и неоднородность модулей упругости костной ткани.*

*The results of the mechanical characteristics measurements of the human mandibular bone tissue are presented. Anisotropy and inhomogeneity of the elastic modules of the bone tissue were also studied.*

---

**Вступ.** Дослідження механічних характеристик кісткової тканини є необхідною передумовою для побудови сучасних математичних моделей кісток людини, вивчення взаємодії кістки з штучними імплантатами, фіксуєчними пристроями, різноманітними лікувальними апаратами, розуміння механізмів перебудови і адаптації кістки в умовах функціонального навантаження.

Кісткову тканину на сьогоднішній день розглядають як трьохфазний композиційний матеріал, що складається з органічних колагенових волокон, мінерального компоненту і міжфібрилярної речовини [1]. При цьому вона має складну багаторівневу структурну організацію і є динамічною відкритою системою, що перебуває в процесі постійної перебудови та іонного обміну з оточуючим середовищем. Кістка оптимально пристосована до сприйняття функціональних навантажень. За своїми механічними властивостями вона є неоднорідною, нелінійною, анізотропною і несучільною, має виражені в'язко-пружні властивості і здатність до структурної перебудови під дією навантажень [1, 2, 7]. Крім того, механічні властивості кістки можуть суттєво (на порядок і більше) змінюватися в залежності від віку, статі, структурно-функціонального стану кісткової тканини, наявності локальних і системних патологічних процесів [2, 4, 9].

Кісткова тканина людини за результатами низки досліджень є ортотропним матеріалом [9, 10]. Головні осі жорсткості визначаються орієнтацією остеонів в кортикальній кістковій тканині і балочок в губчастому шарі кістки. Максимальна жорсткість при цьому збігається за напрямком з орієнтацією більшості структурних одиниць кісткового матриксу [1, 2]. Архітектоніка нижньої щелепи (НЩ) формується в процесі індивідуального розвитку організму, як інтегральна відповідь кістки на напруження і деформації, яких вона зазнає при різноманітних функціональних навантаженнях. На окремих ділянках при цьому орієнтація остеонів і трабекул є досить сталою, а на інших (ділянки прикріплення м'язів, підборіддя) зазнає значних індивідуальних варіацій.

На сьогодні в літературі існують значні розбіжності у визначенні основних механічних констант і ступеня механічної анізотропії навіть для неуразованої кісткової тканини. Модулі пружності кортикальної кістки, визначені в

різних дослідженнях, коливаються від 4 до 20-22 ГПа, а губчастої від 0,05 до 1,5 ГПа і більше [3, 5, 8, 9]. Величина коефіцієнту Пуассона для різних типів кісткової тканини і в різних напрямках також коливається в межах 0,05-0,35 [2, 9, 10].

Метою даного дослідження було вивчення механічних характеристик кісткової тканини, отриманої прижиттєво в ході операцій, виконаних на НЩ, з урахуванням їх структурної та механічної анізотропії.

**Матеріали і методи дослідження.** В ході дослідження було вивчено 50 зразків кортикальної і губчастої тканини, видалених при проведенні оперативних втручань на НЩ. Вік хворих становив від 15 до 60 років (в середньому 30,5 років). Чоловіки серед загальної кількості склали 70%. Розміри і форма отриманих фрагментів кістки визначалися технічними особливостями проведення оперативного втручання і варіювали значною мірою. Після проведення антисептичної обробки отримані фрагменти НЩ зволожували в ізотонічному розчині NaCl або суміші, що містила 50% ізотонічного розчину NaCl та 50% етанолу, і заморожували при температурі  $-(4...7)^{\circ}\text{C}$  в закритих пластикових контейнерах [2].

Отримані при біопсії фрагменти кістки мали різноманітні розміри, форму і в ряді випадків складалися з різних типів кісткової тканини. Перед проведенням дослідження ці фрагменти піддавали механічній обробці, надаючи їм правильної геометричної форми у вигляді прямокутного паралелепіпеда (тип I) та циліндру (тип II). Такі типи зразків використовують у переважній більшості механічних досліджень кістки, як стандартні [2, 9]. При цьому значення модуля пружності, визначені при дослідженні циліндричних і прямокутних зразків статичними і динамічними (в тому числі ультразвуковими) методами не відрізняються за умови однакової висоти та площі поперечного перетину зразка [4, 6].

Експериментальні дослідження проведено в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри Динаміки, міцності машин та опору матеріалів НТУ України "КПІ".

Циліндричні зразки формували за допомогою сталевого кісткового трепану з внутрішнім діаметром 3 мм. Для досягнення паралельності торців циліндра або граней паралелепіпеда проводили 3-4 послідовних операції шліфування на спеціально розробленому шліфувальному пристрої з постійним охолодженням фізіологічним розчином. При цьому непаралельність протилежних сторін зразка не перевищувала 0,01 мм на кожні 10 мм довжини поверхонь. Поверхню зразків обстежували за допомогою оптичної системи катетометра В-630, для виявлення нерівностей на поверхні зразка, які усували додатково шліфівкою.

Кожен виготовлений зразок фотографували, зважували на аналітичних вагах та вимірювали його лінійні розміри штангенциркулем з цифровою індикацією.

Для визначення механічних властивостей зразка проводили його компресійне навантаження за допомогою універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151. Зразок встановлювали на рухомому столі випробувальної машини, а безпосередньо над ним розташовували жорстко закріплену шарнірну платформу, діаметр якої перевищував розміри зразка. Навантаження прикладали шляхом вертикального переміщення рухомого стола машини. Зусилля стиску вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини.

По закінченні дослідження отримана інформація фіксувалася у вигляді діаграми деформування в координатах зусилля-деформація. Для вивчення ступеня механічної анізотропії кісткової тканини навантаження зразків прямокутної форми проводили в 3-х взаємно перпендикулярних площинах із зусиллям, що не виходило за межі пружного діапазону та наступним вимірюванням залишкових деформацій. Циліндричні зразки навантажували лише вздовж їх вертикальної осі. Модуль Юнга розраховували, як тангенс нахилу лінійної ділянки діаграми деформування в координатах  $\sigma-\varepsilon_x$ , де  $\sigma$  – напруження,  $\varepsilon_x$  – відносна деформація зразка кістки.

Для вивчення граничних напружень (границя міцності, границя пропорційності) додатково проводили досліди з навантаженням до повного руйнування зразка. Особливу увагу приділяли визначенню напружень, що супроводжуються появою незворотних деформацій, зумовлених структурною перебудовою і руйнуванням кістки на мікрорівні за границею пропорційності.

Для наближення умов деформування до статичного навантаження швидкість переміщення рухомого стола дослідної машини задавали рівною 0,5 мм/хв. Ця величина, визначена нами в ході попередніх досліджень, відповідає даним Arendts F. та Sigolotto C. (1990), які встановили, що при деформуванні кортикальної кістки зі швидкістю 0,2 мм/хв і статичному навантаженні отримана величина модуля Юнга майже не відрізняється [4].

При формуванні зразків ми намагалися максимально наблизити його осі до головних осей жорсткості (рис. 1.), а напрямки прикладання навантаження позначали наступним чином: напрямком 1 – це напрямком, найбільш наближений до орієнтації більшості остенів та трабекул кісткової тканини; напрямком 2 – це напрямком, паралельний зовнішній поверхні щелепи та перпендикулярний до напрямку 1; напрямком 3 – це напрямком, перпендикулярний до зовнішньої поверхні щелепи та напрямкам 1 та 2.

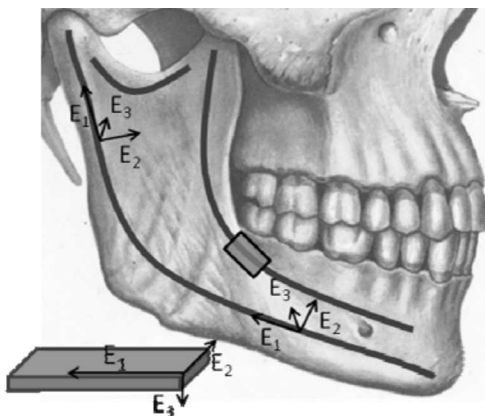


Рис. 1. Лінії максимальної жорсткості на нижній щелепі

напрямку 1; напрямком 3 – це напрямком, перпендикулярний до зовнішньої поверхні щелепи та напрямкам 1 та 2.

У випадках, коли виготовлення однорідних зразків з отриманих фрагментів кістки виявлялося неможливим або сильно ускладненим, було застосовано спосіб визначення модуля пружності кісткової тканини в структурно-неоднорідних зразках (рис. 2.).

Випробування складалися з наступних етапів:

1. Неоднорідний зразок 1 піддавали стискаючому навантаженню та записували діаграму деформування.

2. Здійснювали контроль залишкових деформацій, за відсутності яких на шліфувальному верстаті видаляли шар кісткової тканини 1' з одного боку зразка, зберігаючи паралельність його поверхонь (за умови невеликої товщини зрізаного шару його механічні властивості кісткової тканини можна вважати незмінними).

3. Після видалення шару 1' проводили навантаження зразка 2 та записували діаграму деформування.

Вводимо такі позначення:

$P$  - стискаюче зусилля, прикладене до зразка,

$F$  - площа поперечного перетину зразка,

$h_1, h_2, h'$  - товщини зразків 1, 2 та товщина видаленого шару відповідно;

$\Delta h_1, \Delta h_2, \Delta h'$  - абсолютні деформації зразків 1, 2 та видаленого шару відповідно;

$E_1 = (P \cdot h_1) / (F \cdot \Delta h_1)$  - усереднений модуль пружності зразка 1;

$E_2 = (P \cdot h_2) / (F \cdot \Delta h_2)$  - усереднений модуль пружності зразка 2.

Модулі пружності  $E_1$  та  $E_2$  визначали за діаграмами деформування. Оскільки довжина зразка до видалення шару  $h_1 = h_2 + h'$ , то деформація цього зразка  $\Delta h_1 = \Delta h_2 + \Delta h'$ . Виразивши деформації через модулі пружності і підставивши отримані значення в формулу  $E' = (P \cdot h') / (F \cdot \Delta h')$ , отримаємо формулу для розрахунку модуля пружності видаленого шару кісткової тканини:

$$E' = E_1 \cdot E_2 \cdot (h_1 - h_2) / (E_2 \cdot h_1 - E_1 \cdot h_2)$$

Операції по вкороченню зразка та його повторному навантаженню можна провести необхідне число разів. При цьому можна точно визначити модулі пружності всіх типів кісткової тканини, що входять до складу неоднорідного зразка. Цей принцип було застосовано при дослідженні зразків губчастої кістки, кісткових уламків та ділянок кісткового зрошення при переломах нижньої щелепи.

**Результати досліджень.** Проведені дослідження підтвердили, що кісткова тканина НЩ характеризується вираженою механічною анізотропією та неоднорідністю. При цьому механічні властивості мають значні індивідуальні і топографічні відмінності та зазнають суттєвого впливу біологічних чинників.

Густина кісткової тканини НЩ, визначена в даному дослідженні для кортикального шару, змінювалася в межах 1,68-2,16 мг/см<sup>3</sup> (в середньому 1,91 мг/см<sup>3</sup>).

Максимальна жорсткість була визначена в напрямку 1 (вздовж остеонів), модуль Юнга  $E_1$  в різних зразках становив від 6500 до 15500 МПа (в середньому 10758+966 МПа). Співвідношення  $E_1:E_2$  в середньому становило 1,62, а  $E_2:E_3$  - 1,23. Розбіжності в середньому значенні модуля пружності для різних анатомічних зон НЩ виявили, що в ділянці підборіддя та тіла жорсткість кортикального шару була дещо нижчою ніж в ділянці кута і гілки НЩ (в середньому на 12%), однак за даної кількості спостережень ці розбіжності виявилися статистично невірогідними. Границя пропорційності кортикальної кістки, яку ми розглядали, як гранично допустиме напруження, майже в усіх спостереженнях перевищувала 100 МПа, що в цілому відповідає даним, отриманим в інших дослідженнях [1, 3, 7].

Губчаста кісткова тканина характеризувалася меншою густиною, більшою анізотропією і, на відміну від кортикального шару, сильно вираженою просторовою неоднорідністю. Густина губчастого шару становила 0,91-1,3 мг/см<sup>3</sup> (в середньому 1,1 мг/см<sup>3</sup>).

Значення модуля пружності губчастої кістки змінювалося в межах 116-1290 МПа (середнє значення  $E_1$  становило 725+143 МПа). Співвідношення  $E_1:E_2$  і  $E_2:E_3$  становило в середньому 1,73 і 1,97 відповідно. Максимальна неоднорідність губчастого шару була визначена в ділянці тіла НЩ в напрямку 3 (від кортикальної пластинки до каналу НЩ). В центральних, наближених до каналу ділянках жорсткість в окремих випадках була майже в 7 разів меншою ніж в біякортикальних шарах. На ділянці суглобової голівки, натомість, губчаста кістка була більш однорідною за структурою і механічними властивостями. Під дією навантаження в губчастій кістці швидко розвивалися пластичні деформації, пов'язані головним чином з руйнуванням приповерхневих структур. Границя пропорційності змінювалася в межах від 3 до 30 МПа (на ділянках ущільнення губчастої кістки) і в середньому становила 13,8 МПа.

#### Висновки:

1. Кісткова тканина нижньої щелепи характеризується вираженою анізотропією та неоднорідністю. При цьому механічні властивості мають значні індивідуальні і топографічні відмінності, більш виражені в губчастому шарі кістки.

2. Максимальну жорсткість кісткова тканина має в напрямку, що відповідає орієнтації більшості її структурних одиниць (остеонів і трабекул). Для кортикального шару середнє значення модуля пружності в цьому напрямку становить 10758+966 МПа, для губчастого 725+143 МПа.

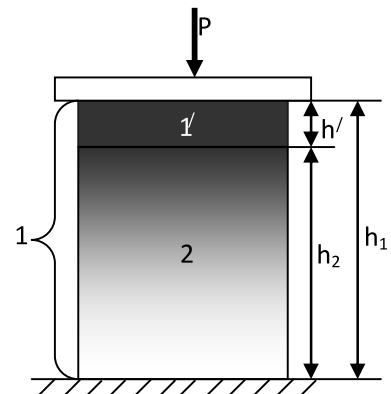


Рис. 2. Спосіб визначення модуля пружності в неоднорідних зразках (пояснення в тексті)

3. Необхідною передумовою для точного визначення механічних властивостей кісткової тканини є стандартизація методики виготовлення зразків і умов навантаження з урахуванням орієнтації ліній максимальної жорсткості, притаманних нижній щелепі.

#### Список літератури

1. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. - СПб.: Политехника, 2000.-463 с.
2. Добелис М.А., Саулгозис Ю.Ж. Роль структурных компонентов компактной костной ткани в ее деформативности и несущей способности. В кн. Современные проблемы биомеханики. Выпуск 2. Механика биологических тканей. Рига «Зинатне», 1985, с. 70-102.
3. Кадурін О.К., Вирва О.С., Леонтьєва Ф.С. Біофізичні властивості компактної кісткової тканини. – Х.: Прапор, 2007–136с.
4. Arendts F.J., Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible-II // Biomed Tech. 1990 35(6):123-30.
5. Hara T, Takizawa M, Sato T, Ide Y. Mechanical properties of buccal compact bone of the mandibular ramus in human adults and children: relationship of the elastic modulus to the direction of the osteon and the porosity ratio. Bull Tokyo Dent Coll. 1998 Feb;39(1):47-55.
6. Linde F, Hvid I, Madsen F. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. J Biomech. 1992 Apr;25(4):359-68
7. Natali A. N., Meroi E. A., A review of the biomechanic properties of bone as a material. Journal of Biomechanical Engineering (1988), 11, 266-275.
8. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. Clin Oral Implants Res. 2000; 11(5):415-421.
9. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible // American journal of physical anthropology 120:252–277 (2003)
10. Shahar R, Zaslansky P, Barak M, Friesem AA, Currey JD, Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. J Biomech. 2007;40(2):252-64.

УДК 539.388.1

Т.Н. Можаровская канд.техн.наук, В.Н. Можаровский, канд.техн.наук Н.И. Штефан, канд.техн.наук  
НТУ Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

## О ЗАВИСИМОСТИ ВРЕМЕНИ ДО РАЗРУШЕНИЯ И УСТАНОВИВШЕЙСЯ СКОРОСТИ ДЕФОРМАЦИЙ ПОЛЗУЧЕСТИ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ

*В статті представлені закономірності деформування сталі 08X18N9 ( $T=873K$ ) при довготривалому статичному навантаженні. Встановлено залежність між мінімальною швидкістю деформації повзучості і часом до руйнування конструкційних матеріалів. Виконаний комплекс досліджень дозволить в подальшому розробити експериментально обґрунтовані підходи щодо оцінки ресурсу конструкційних матеріалів з урахуванням ряду експлуатаційних факторів.*

*The paper presents the regularities of deformation in steel 08Kh18N9 ( $T = 873K$ ) under long-term static loading. The relationship between the minimum strain rate in creep and the time to fracture of structural materials has been established. A complex set of the performed investigations will make it possible to further develop the experimentally justified approaches for assessing the life of structural materials with consideration of a number of service factors.*

Большинство реальных элементов конструкций в процессе их эксплуатации подвергается действию комплекса термомеханического нагружения. Повышение требований к точности расчетов ответственных элементов конструкций с точки зрения их несущей способности предопределяет необходимость всестороннего исследования закономерностей деформирования и разрушения конструкционных материалов с учетом факторов, которые сопутствуют реальным условиям эксплуатации (температура, вид напряженного состояния, вид нагружения и др.) и совершенствование методов их расчета.

В этой связи представляется актуальным исследование свойств существующих конструкционных материалов в условиях ползучести.