

4. *Коптюх В.В.* Управляемый множественный остеосинтез при переломах шейки бедренной кости (концепция конструирования технических средств фиксации) / *В.В. Коптюх* // Ортопед., травматол. и протезир. — 1992. — Вып. 22. — К. : Здоров'я. — С. 50–53.
5. *Ролик А.В.* Хирургическое лечение внутрисуставных переломов шейки бедренной кости: автореферат дис. на соискание ученой степени доктора мед. наук : спец. 14.01.21. "Травматология–ортопедия" / *А.В. Ролик*. — Х., 1997. — 33 с.
6. *Цибенко О.С.* Системы автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні : навч. посібник / *О.С. Цибенко, М.Г. Кришук*. — К. : НУТУ "КПІ", 2008. — 100 с.
7. *Bassey E.J.* Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from vastus lateralis during various "osteogenic" exercises / *Bassey E.J., Littlewood J.J., Taylor S.J. G.* // *J. Biomech.* — 1997. — Vol. 30, № 3. — P. 213–233.
8. *Bergmann G.* Hip joint contact forces during stumbling / *Bergmann G., Graichen F., Rohmann A.* // *Langenbecks Arch. Surg.* — 2004. — Vol. 389, № 1. — P. 53–59.
9. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb / *Stansfield B. W., Nicol A. C., Paul J.P.* [et al.] // *Biomech.* — 2003. — Vol. 36, № 7. — P. 929–936.
10. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / *Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M.* [et al.] *J. Biomech.* — 2001. — Vol. 34, № 7. — P. 859–871.
11. *Hobatbo M. C.* Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro / *Hobatbo M. C., Rbo J. Y., Asbman R. B.* // *Stud. Health. Technol. Inform.* — 1997. — Vol. 40. — P. 157–173.
12. *Stewart T.D.* Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine / *T.D. Stewart, R.M. Hall* // *Current Orthopaedics.* — 2006. — Vol. 20. — P. 23–31.
13. *Manual of Internal Fixation* / *Muller M.E., Allgover M., Schneider R., Willenegger H.* — New York : Springer Verlag, 1990. — 750 p.
14. *Parker M.J.* Internal fixation versus arthroplasty for intracapsular proximal femoral fractures in adults / *M.J. Parker, K. Gurusamy* // *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2006. — Issue 4. Art. No. : D001708. DOI: 10.1002/14651858. CD001708. pub2.

УДК 616.833.727.4–071–089.82

## МЕТОД РОЗРАХУНКУ НАПРУЖЕНОСТІ СТІНКИ ГАНГЛІОНА КИСТЬОВОГО СУГЛОБА

*С. С. Страфун<sup>1</sup>, В. Г. Лєсков<sup>1</sup>, О. В. Юрченко<sup>2</sup>, А. М. Лакша<sup>3</sup>, В. Г. Шитунов<sup>4</sup>*

<sup>1</sup>ДУ "Інститут травматології та ортопедії АМН України", м. Київ

<sup>2</sup>Секція прикладних проблем Президії Національної академії наук України, м. Київ

<sup>3</sup>Українська військово-медична академія, м. Київ

<sup>4</sup>Головний військово-медичний клінічний центр "ГВКГ", м. Київ, Україна

### **THE METHOD OF CALCULATION OF TENSION OF GANGLION WALL OF THE WRIST JOINT**

*S. S. Strafun, V. H. Leskov, O. V. Yurchenko, A. M. Lapsba, V. H. Shytunov*

*Change of geometrical parameters of single-chamber ganglion of the back of the wrist joint depending on intraganglion pressure was studied. It allowed to confirm the hypothesis about submission of formation and development process of the single-chamber ganglion to the Laplace's law.*

*The mathematical formula of calculation of walls ganglion intensity ( $\sigma$ ) without taking into account the index of intraganglion pressure was developed. This allows to refuse from a invasive (puncture) investigation of ganglion.*

*Key words: ganglion of the wrist joint, the law of Laplace.*

### **МЕТОД РАСЧЕТА НАПРЯЖЕННОСТИ СТЕНКИ ГАНГЛИОНА КИСТЕВОГО СУСТАВА**

*С. С. Страфун, В. Г. Лєсков, О. В. Юрченко, А. М. Лакша, В. Г. Шитунов*

*Изучено изменение геометрических параметров однокамерного ганглиона тыльной поверхности кистевого сустава в зависимости от внутриганглионарного давления. Это позволило подтвердить гипотезу о подчинении процесса формирования и развития однокамерного ганглиона закону Лапласа.*

*Выведена математическая формула расчета напряженности стенки ганглиона без учета показателя внутриганглионарного давления, что позволяет отказаться от инвазивного (пункционного) этапа обследования ганглиона.*

*Ключевые слова: ганглион кистевого сустава, закон Лапласа.*

## Вступ

У доступних джерелах наукової інформації недостатньо висвітлено питання особливостей змін геометричних характеристик гангліона кистьового суглоба (ГКС) залежно від внутрішньогангліонарного тиску [2, 4, 5, 7, 8]. У той же час можемо зробити припущення, що велика кількість незадовільних результатів лікування у вигляді розвитку рецидивів, як при пункційному (до 80%) так і оперативному (до 30%) лікуванні, може бути обумовлена невідповідністю обраного методу лікування геометричними характеристиками гангліона.

У літературі представлено роботи з експериментально-математичного моделювання розвитку грижі передньої черевної стінки, які дозволили авторам [1, 3, 6] зробити висновок, що цей процес підпорядкований закону Лапласа, згідно з яким напруженість стінки ( $\sigma$ ) у сферичній оболонці, що зазнає впливу внутрішнього тиску ( $P$ ), визначається залежністю:

$$\sigma = \frac{rP}{2d}, \quad (1)$$

де  $d$  — товщина стінки оболонки,  $r$  — радіус утворення.

Не можна виключати, що подібні процеси відбуваються під час формування гангліона. У цьому випадку напруженість стінки гангліона враховує внутрішньогангліонарний тиск, об'єм та товщину його оболонки, тобто є інтегральним показником його геометричних характеристик.

Однак інструментальне визначення величини тиску є технічно складним (інвазивним) етапом обстеження, проте розрахунок об'єму та товщини оболонки гангліона не викликає труднощів, при наявності апарату для ультразвукового дослідження.

Таким чином, одним із завдань нашої роботи стало встановлення достовірностей апроксимацій для залежності змін величини внутрішньогангліонарного тиску від об'єму гангліона та товщини його оболонки, що дозволить перевірити гіпотезу про підпорядкування формування та розвитку гангліона закону Лапласа.

У той же час отримання математичної формули розрахунку напруженості стінки гангліона без урахування внутрішньогангліонарного тиску дозволить відмовитись від технічно складного етапу його вимірювання і дасть можливість використовувати напруженості стінки як інтегральний показник для вибору методу лікування.

**Мета** роботи — визначити залежність змін внутрішньогангліонарного тиску від геометричних характеристик гангліона для первинного та рецидивного гангліона кистьового суглоба.

## Матеріали і методи

За період з 2006 по 2009 р. нами було обстежено 96 хворих на ГКС різної локалізації, характеру розвитку, форми та тривалості захворювання.

Для перевірки нашої гіпотези було вибрано групу в кількості 53 хворих з однокамерним гангліоном тильної поверхні кистьового суглоба: чоловіків було 24 (44%), жінок — 29 (54%), віком від 18 до 60 років, середній вік —  $32,6 \pm 3,86$  роки.

У проекції лівого кистьового суглоба гангліон був у 20 (42%) пацієнтів, правого — у 33 (58%); у 26 (49%) випадках гангліон мав первинний характер, у 27 (51%) — рецидивний.

Усім хворим виконувалось комплексне інструментальне обстеження, яке включало два етапи — неінвазивний та інвазивний:

- *I етап* — сонографію ГКС;
- *II етап* — вимірювання внутрішньогангліонарного тиску.

На *I етапі* з метою визначення структури гангліона всім хворим виконувалось ультразвукове дослідження лінійним датчиком з частотою 7,5 МГц апаратом "Ultima PA" (США) у режимі сірошкального картування. При дослідженні визначали такі ознаки:

- 1) найбільшу довжину, ширину та висоту гангліона з розрахунком його об'єму;
- 2) товщину капсули гангліона.

Після визначення трьох основних ультразвукових розмірів утворення ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) у фронтальній та сагітальній площинах за допомогою програмного забезпечення ультразвукового апарату виконували комп'ютерну волюмометрію гангліона [9] за формулою:

$$V_{\text{ср}} = (\alpha \times \beta \times \gamma) \times 0,479,$$

де 0,479 — коефіцієнт поправки на еліпсоїдність.

На *II етапі* внутрішньогангліонарний тиск вимірювали під час проведення пункційного методу лікування ГКС за запропонованою нами методикою (раціоналізаторська пропозиція № 1763 від 06.07.2007 р.).

### Техніка вимірювання внутрішньогангліонарного тиску

Після місцевої анестезії під контролем ультразвукового апарату виконували пункцію гангліона за допомогою ін'єкційної голки для внутрішньовенних ін'єкцій "Venflon" 14GA 2×45 мм (G21), з наступним приєднанням до портативного приладу для вимірювання підфасціального тиску — Intra-Compartmental Pressure Monitor System (Stryker, UK) (рис. 1).

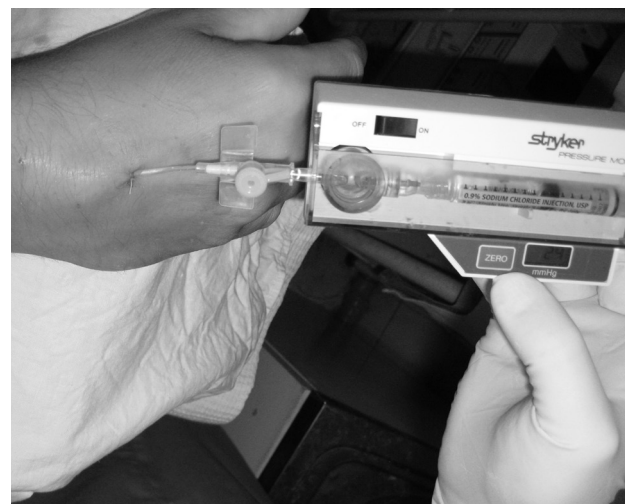


Рис. 1. Вимірювання внутрішньогангліонарного тиску

Критеріями достовірного розташування голки в про-світі гангліона було збільшення рівня показників тиску при натисканні на гангліон та дані ультразвукової кар-тини. Після реєстрації результатів прилад для вимірю-вання підфасціального тиску від'єднувався. За допомо-гою шприца евакуювали вміст гангліона з наступним введенням гормональної протизапальної суміші: діпро-спан 0,5 мл у розведенні з 2% лідокаїном до необхідного об'єму, що відповідав об'єму евакуйованої частки.

Кистьовий суглоб фіксувався в середньо-фізіоло-гічному положенні гіпсовим лонгетом або іншим засо-бом фіксації (ортези, “турбо-каст”) терміном до 3 тижнів з попереднім накладанням стискаючої пов'язки з вклад-ником над проекцією гангліона. Пластинку з пенополі-уритану розміром 2×1×0,5 см ми використовували як вкладник.

Для встановлення залежності величини внутріш-ньогогангліонарного тиску від товщини його оболонки та об'єму виникла потреба в створенні кривої, яка була б максимально близька до експериментальних показників і, в той же час, на яку мало впливало б випадкове відхи-лення вимірних величин з наступним визначенням до-стовірностей апроксимацій для цих залежностей.

Введемо неперервну функцію  $\varphi(x)$  для апроксимації дискретної залежності

$$f(x_i), i=1, \dots, N, \quad (1)$$

де  $N$  — кількість експериментів.

Функція  $\varphi(x)$  задовольняє умовам найкращого квад-ратичного наближення (метод найменших квадратів), якщо

$$Q = \sum_{i=1}^N \rho_i (\varphi(x_i) - f(x_i))^2 = \min. \quad (2)$$

Вага  $\rho$  для  $i$ -точок — це по суті точність вимірюван-ня цієї величини: чим більше значення має  $\rho$ , тим ближче апроксимуюча крива притягується до цієї точки. Надалі вважатимемо, що  $\rho = 1$  в усіх точках.

### Приклад лінійної апроксимації

Розглянемо випадок лінійної апроксимації

$$\varphi(x) = c_1\varphi_1(x) + c_2\varphi_2(x) + \dots + c_m\varphi_m(x), \quad (3)$$

де  $\varphi_1, \dots, \varphi_m$  — довільні базисні функції,  $c_1, \dots, c_m$  — невідомі коефіцієнти,  $m < N$ .

- Якщо відома експериментальна (початкова) похибка даних  $\xi$ , то вибір кількості коефіцієнтів, тобто величини  $m$ , визначається з умови  $\sqrt{Q} \approx \xi$ ;

- якщо  $\sqrt{Q} \gg \xi$ , то кількість коефіцієнтів апроксима-ції недостатня для правильного відтворення графіка ек-спериментальної залежності: якщо  $\sqrt{Q} \ll \xi$ , то багато кое-фіцієнтів у формулі (3) не матимуть фізичного змісту.

Для розв'язання задачі апроксимації в загальному ви-гляді необхідно знайти умови мінімуму суми квадратів відхилень для формули (3). Задача пошуку мінімуму звод-иться до задачі пошуку коренів системи рівнянь

$$\frac{\partial Q}{\partial c_k} = 0, k=1 \dots m. \quad (4)$$

Після підстановки даних з формули (3) у формулу (2) розрахунок (4) матиме вигляд системи лінійних алгеб-раїчних рівнянь

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^N (c_1\varphi_1(x_i) + c_2\varphi_2(x_i) + \dots + c_m\varphi_m(x_i) - f(x_i))\varphi_0(x_i) = 0 \\ \sum_{i=1}^N (c_1\varphi_1(x_i) + c_2\varphi_2(x_i) + \dots + c_m\varphi_m(x_i) - f(x_i))\varphi_1(x_i) = 0 \\ \dots \\ \sum_{i=1}^N (c_1\varphi_1(x_i) + c_2\varphi_2(x_i) + \dots + c_m\varphi_m(x_i) - f(x_i))\varphi_m(x_i) = 0 \end{cases}$$

Далі розв'язували систему лінійних алгебраїчних рів-нянь відносно коефіцієнтів  $c_0, \dots, c_m$ . Для розв'язання сис-теми лінійних алгебраїчних рівнянь складається розши-рена матриця коефіцієнтів (матриця Грама), елементами якої є скалярні добутки базисних функцій та стовпчик вільних коефіцієнтів

$$\begin{bmatrix} (\varphi_1, \varphi_1) & (\varphi_1, \varphi_2) & \dots & (\varphi_1, \varphi_m) & (\varphi_1, f) \\ (\varphi_2, \varphi_1) & (\varphi_2, \varphi_2) & \dots & (\varphi_2, \varphi_m) & (\varphi_2, f) \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ (\varphi_m, \varphi_1) & (\varphi_m, \varphi_2) & \dots & (\varphi_m, \varphi_m) & (\varphi_m, f) \end{bmatrix},$$

$$\text{де } (\varphi_j, \varphi_k) = \sum_{i=1}^N \varphi_j(x_i)\varphi_k(x_i) = \sum_{i=1}^N \varphi_j(x_i)f(x_i), j=1 \dots m, k=1 \dots m.$$

Методом Гауса розв'язували систему рівнянь, знаходи-ли коефіцієнти  $c_1, \dots, c_m$  та будували апроксимуючу криву.

Розглянемо найпростіший випадок: лінійний варіант методу найменших квадратів, коли апроксимуюча функ-ція має вигляд. Тоді значення коефіцієнтів  $a$  та  $b$  розра-ховуються за формулами

$$b = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - x_c)(f_i - f_c)}{\sum_{i=1}^N (x_i - x_c)^2}, \quad (5)$$

$$a = f_c - bx_c, \quad (6)$$

$$\text{де } x_c = \sum_{i=1}^N \frac{x_i}{N}, f_c = \sum_{i=1}^N \frac{f(x_i)}{N}.$$

Для визначення достовірності апроксимації в загаль-ному випадку використовується формула

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (\varphi(x_i) - f(x_i))^2}{(\sum_{i=1}^N \varphi^2(x_i)) - \frac{(\sum_{i=1}^N \varphi(x_i))^2}{N}}. \quad (7)$$

### Результати та їх обговорення

Досліджуючи отримані дані розвитку гангліона, за-стовуючи різні способи апроксимації експеримен-тальних даних (лінійну, експоненціальну, логарифмічну, поліноміальну), було визначено, що найкраще нас задо-вольняє лінійна та поліноміальна апроксимація (зі сту-пенем полінома 2 або 3). Різниця між ними щодо досто-вірності не перевищує 2–3%.

### Оцінка внутрішньогангліонарного тиску

При первинному гангліоні

Порівнюючи графіки залежності тиску від товщини стінки гангліона та тиску від його об'єму, переконуємось, що для оцінки величини внутрішньогангліонарного тис-ку при первинному гангліоні краще використовувати

залежністю величини тиску від об'єму, де значення першого лежать поблизу прямої  $y = -11,604x + 47,178$  (де  $y$  — тиск, а  $x$  — об'єм гангліона в безрозмірних величинах) з достовірністю  $R^2 = 0,8185$  ( $\approx 82\%$ ) (рис. 1, 2).

*При рецидивному гангліоні*

Для оцінки величини внутрішньогангліонарного тиску для рецидивного гангліона доцільно використовувати залежність тиску від товщини стінки гангліона, де значення тиску лежать поблизу прямої  $y = 18,357x + 20,844$  (де  $y$  — тиск, а  $x$  — товщина стінки гангліона в безрозмірних величинах) з достовірністю  $R^2 = 0,7672$  ( $\approx 77\%$ ) (рис. 3, 4).

**Розрахунок напруженості стінки гангліона**

Ураховуючи отримані рівняння для графіків залежностей внутрішньогангліонарного тиску від геометричних характеристик гангліона, формула (1) для розрахунку напруженості стінки гангліона ( $\sigma$ ) буде мати особливості залежно від характеру розвитку захворювання.

Так, при первинному ГКС формула має вигляд:

$$\sigma = \frac{r(-11,604 \times V + 47,178)}{2n}, \quad (8)$$

а при рецидивному ГКС —

$$\sigma = \frac{r(18,35 \times d + 20,84)}{2n}, \quad (9)$$

де  $n$  — товщина стінки гангліона,  $r$  — радіус гангліона,  $V$  — об'єм гангліона за розрахунками УЗ-апарата.

В обох випадках формули (8) і (9) дозволяють розрахувати напруженість стінки гангліона без вимірювання внутрішньогангліонарного тиску, що робить їх більш доступними до практичного використання.

Для перевірки достовірності результатів розрахунку напруженості стінки гангліона, отриманих за нашим методом, проведено порівняння з результатами при інвазивному методі розрахунку напруженості ГКС. Обстежено 9 хворих з ГКС: 5 хворих з первинним та 4 хворих з рецидивним однокамерним гангліоном.

Усім хворим було виконано ультразвукове дослідження лінійним датчиком з частотою 7,5МГц апаратом "Ultima PA" (США) у режимі сірошкальового картування з розрахунком геометричних характеристик гангліона (об'єму та товщини його стінки) та вимірювання внутрішньогангліонарного тиску за допомогою приладу для вимірювання підфасціального тиску — Intra-Compartmental Pressure Monitor System (Stryker, UK).

За допомогою запропонованого нами методу — розрахунок за формулами (8) і (9) та за класичною методикою — розрахунок за формулою (1) отримано результати напруженості стінки гангліона, які представлено в таблиці на с. 68. Як видно з таблиці, різниця показників між двома методами не перевищує 5,8%. Таким чином, запропонований метод розрахунку напруженості стінки гангліона є достовірним, що дозволяє широко використовувати його в клінічній практиці.

**Висновки**

1. Прямо пропорційна залежність внутрішньогангліонарного тиску від товщини стінки гангліона та обернено пропорційна залежність тиску від об'єму гангліона

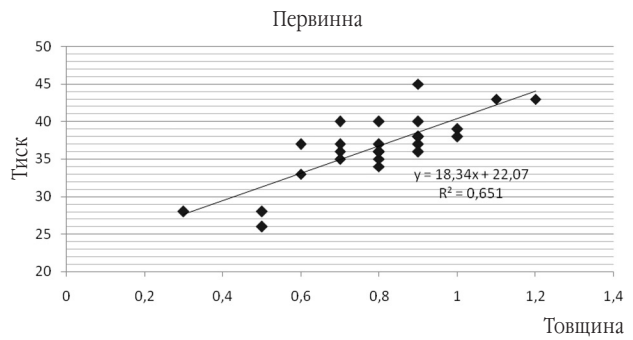


Рис. 1. Графік залежності внутрішньогангліонарного тиску від товщини стінки первинного гангліона

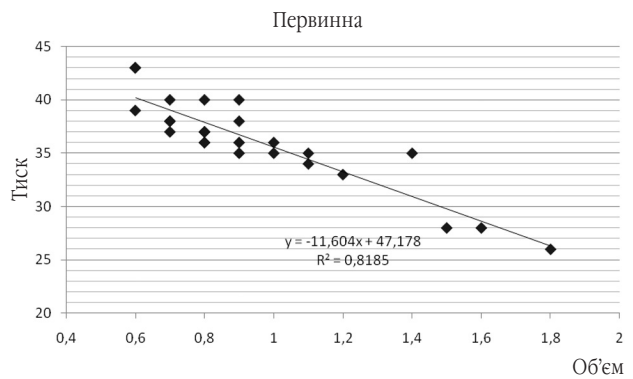


Рис. 2. Графік залежності внутрішньогангліонарного тиску від об'єму первинного гангліона

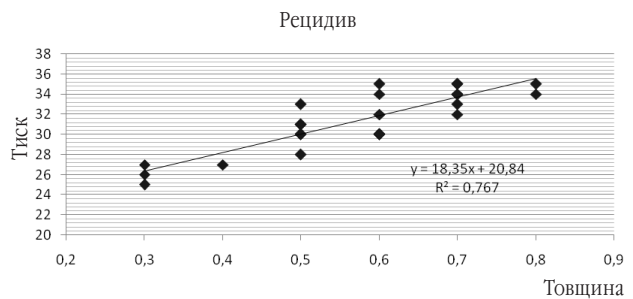


Рис. 3. Графік залежності внутрішньогангліонарного тиску від товщини стінки рецидивного гангліона

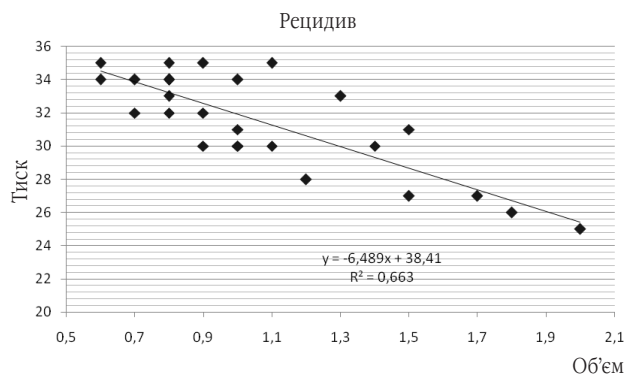


Рис. 4. Графік залежності внутрішньогангліонарного тиску від об'єму рецидивного гангліона

Таблиця

**Напруженість стінки ГКС, розрахована математичним та інструментальним методом**

№	Метод		Різниця в розрахунку між математичним та інструментальним методом	
	математичний	інструментальний		
			абс.	%
1	9,2	9,6	0,4	4,2
2	17,6	16,7	0,9	5,4
3	10,2	9,6	0,6	5,8
4	13,4	13,8	0,4	2,8
5	14,5	15,0	0,5	3,3
6	10,9	10,4	0,5	4,8
7	18,4	17,7	0,7	3,9
8	23,2	22,2	1,0	4,5
9	32,8	33,1	0,3	1,0

вказують на підпорядкування процесів розвитку гангліона закону Лапласа.

2. Для первинної форми гангліона більш достовірною є обернено пропорційна залежність об'єму гангліона від внутрішньогангліонарного тиску, значення якого лежать поблизу прямої  $y = -11,406x + 47,374$  (де  $y$  — тиск, а  $x$  — об'єм гангліона в безрозмірних величинах) з достовірністю  $R^2 = 0,8185$  ( $\approx 82\%$ ).

3. Для рецидивної форми гангліона більш достовірною є прямо пропорційна залежність товщини стінки гангліона від внутрішньогангліонарного тиску, значення якого лежать поблизу прямої  $y = 18,357x + 20,844$  (де  $y$  — тиск, а  $x$  — товщина стінки гангліона в безрозмірних величинах) з достовірністю  $R^2 = 0,7672$ , ( $\approx 77\%$ ).

4. Отримана формула розрахунку напруженості стінки гангліона незалежно від рівня внутрішньогангліонарного тиску дозволяє з високою часткою позитиву розглянути ідею використання цього показника як об'єктивного критерію для вибору методу лікування гангліона кистьового суглоба.

**Література**

1. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : [Справочник] / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — К. : Наук. думка, 1990. — 226 с.
2. Демьянчук В. М. Синовиальные ганглии конечностей / В. М. Демьянчук, Е. И. Игнатъев. — СПб. : ВМА, 2004. — 183 с.
3. Кузин А. А. Моделирование напряженно-деформированного состояния грыжи / Кузин А. А., Кузин Р. А. // Математическая биология и биоинформатика. — 2008. — Т. 3, № 2. — С. 79–84.
4. МакНелли Ю. Ультразвуковые исследования костно-мышечной системы / МакНелли Ю. — М. : Видар, 2007. — 395 с.
5. Скрябин О. Н. Экспериментальное обоснование развития синовиального ганглия / Скрябин О. Н., Демьянчук В. М., Труфанов Г. Е. // Актуальные вопросы военной гинекологии : Всеармейская науч.-практ. конф. и сборы военных гинекологов. — СПб. : ВМА, 2004. — С. 2.
6. Філімонов В. І. Нормальна фізіологія / Філімонов В. І. — К., 1994. — 306 с.
7. Carstensen J. Die ganglien der hand in theorie und praxis / J. Carstensen. — Kēln, 1983. — 45 p.
8. Holm C. Treatment of ganglia of the hand and wrist with aspiration and injection / C. Holm, S. Pandey // Hand. — 2003. — Vol. 5. — P. 63–68.
9. [http://www.critical.ru/ThyreoSchool/d\\_index.php](http://www.critical.ru/ThyreoSchool/d_index.php). Йододефіцитні захворювання.

УДК 616.718.55–001.5–089.84:612.7.001

**ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-БІОМЕХАНІЧНІ ВИПРОБУВАННЯ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ДІАФІЗА ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ**

М. Л. Анкін<sup>1</sup>, Л. М. Анкін<sup>1</sup>, М. С. Шидловський<sup>2</sup>, М. М. Сатисhev<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика, м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Національний технічний університет України, Київський політехнічний інститут

**EXPERIMENTAL-BIOMECHANICAL TEST OF EXTRACORTICAL OSTEOSYNTHESIS IN TIBIAL SHAFT FRACTURES**

M. L. Ankin, L. M. Ankin, M. S. Shydlovskyi, M. M. Satyshev

It is reported about results of experimental-biomechanical study of fixation systems “bone fragments-implants” on the model of complicated multifragmental tibial shaft fracture by plates with minimal contact and plates with angular stability with various screw components of systems. The 24 preparations of human cadaveric tibia were divided into four groups (in equal parts — per 6 in each group) depending on plate