

Ковальова Алла Михайлівна — доктор фармацевтичних наук, професор, професор кафедри фармакогнозії Національного фармацевтичного університету. Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 53.

Комісаренко Андрій Миколайович — доктор фармацевтичних наук, професор, професор кафедри хімії природних сполук Національного фармацевтичного університету. Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 53.

УДК 616.717.4–001.5–089.844

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-РОЗРАХУНКОВА ОЦІНКА НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ РІЗНИХ БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМ

В. Й. Шуба

**Національна медична академія післядипломної освіти
імені П. Л. Шупика, м. Київ**

Вступ. Якісне, ефективне лікування переломів кісток з використанням металевих накісткового остеосинтезу вимагає науково обґрунтованого забезпечення стабільності уламків ушкодженої кістки.

Мета. Визначення опору змінання кісткової тканини дистального епіметафізу плечової кістки до ротаційних та згинальних навантажень у порівнянні способів остеосинтезу з різним просторовим введенням гвинтів.

Матеріали та методи. Морфометричні дослідження проведені на 80 препаратах дистальних епіметафізів плечових кісток великої рогатої худоби. Проводили розрахункову оцінку напружено-деформованого стану кісткової тканини в ділянці введення гвинтів.

Результати. Оцінка напружено-деформованого стану кісткової тканини епіметафізу в ділянці введення гвинтів у фронтальному напрямку засвідчує, що сила котра діє на гвинт, а відповідно і напруження деформування кісткової тканини були мінімальними.

Висновки. Площа деформування компактної та губчастої тканини гвинтами введеними у сагітальному напрямку відповідно в 1,5–1,6 та 1,4–1,5 рази більша у порівнянні з площею деформування гвинтами введеними у фронтальному напрямку.

Ключові слова: біотехнічна система, гвинт, губчаста тканина, деформування, компактна тканина, перелом.

Вступ. Необхідною умовою ефективності накісткового остеосинтезу при лікуванні внутрішньосуглобових переломів є надійне і тривале забезпечення стабільності функціонування біотехнічної сис-

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

теми “кістка-гвинти-пластини” (БТС) та зрощення в правильному анатомічному положенні в умовах безіммобілізаційного режиму пацієнтів після хірургічного втручання. Це, як відомо, безпосередньо пов’язано з щільністю кістки, міцністю конструкції, якою вона синтезована та надійністю її блокування з кістковими уламками [1].

Підвищення міцності з’єднання кісткових уламків при накістковому остеосинтезі забезпечується в основному використанням масивних металевих імплантатів, відповідно з вимогами більш жорсткої фіксації [4]. Однак збільшення параметрів імплантатів призводить до значної травматизації тканин [6], через що виникає завдання оптимізації параметрів з’єднуючих елементів (імплантатів).

Проте, при вирішенні цього питання, необхідно враховувати, що в початковий момент міцність БТС забезпечується використаними імплантатами. Задача ускладнюється тією обставиною, що в місцях щільного контакту металевих імплантатів з кістковою тканиною виникають радіальні, тангенціальні та осьові напруження, тобто — об’ємний напружено-деформований стан. Таким чином, використання металевого накісткового остеосинтезу при лікуванні переломів диктує необхідність вибору геометричних параметрів фіксуючих систем, якими буде забезпечено міцність, жорсткість і стабільність фіксації уламків та фрагментів ушкодженої кістки [3]. Окрім того, за умови забезпечення фізіологічних умов, стабільність БТС буде зростати за рахунок збільшення міцності регенерата [5].

Мета — визначення опору зминання кісткової тканини дистального епіметафіза плечової кістки до ротаційних та згинальних навантажень у порівнянні способів остеосинтезу з різним просторовим введенням гвинтів.

Матеріали і методи. Дослідження проведені на 80 препаратах дистальних епіметафізів плечових кісток (ПК) великої рогатої худоби. У першій групі виконувався міжфрагментарний остеосинтез дистального епіфізу 4 мм спонгіозним гвинтом з неповною різьбою, а фіксація дистального метафізу до суглобового блоку здійснювалась 3,5 мм реконструктивною пластиною, яка закріплювалась на дорзальній поверхні латеральної колони і 1 мм треть-трубчатою пластиною, котра точно відповідала формі бокової поверхні медіальної колони плечової кістки (спосіб остеосинтезу № 1); у другій групі — міжфрагментарний остеосинтез дистального епіфізу проведено 4,5 мм кортикальним гвинтом, котрий закріплювали в протилежному корковому шарі, а фіксацію дистального метафізу до суглобового блоку виконано двома треть-трубчастими пластинами товщиною 1мм розташованими на бокових поверхнях латеральної і медіальної колон плечової кістки та фіксованими кортикальними гвинтами діаметром 3,2 мм (спосіб остеосинтезу № 2). Проведено дві серії дослідів (по 40 препаратів в кожній

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

серії), з метою імітації згинання та розгинання у ліктьовому суглобі та зовнішньої і внутрішньої ротації передпліччя. Максимальна величина моментів згинання ($M_{зг}$) та кручення ($M_{кр}$) рівнялась 19,0 Нм.

Морфометричні дослідження проводили після проведення експериментально-біомеханічних досліджень БТС «імплантати-кісткові уламки» при згині та крученні [7, 8] та демонтажу металевих імплантатів. Аналізували площу зминання компактної і губчастої тканини. Розміри діаметру отворів після деформування компактної кісткової тканини вимірювали штангенциркулем. Для більш детального аналізу зон навантаження губчастої тканини дистального епіметадіафізу плечової кістки імплантатами (гвинтами) на усіх зразках проводили поперечні зрізи товщиною 5 мм перепендикулярно осям отворів введення гвинтів. Зрізи промивали проточною водою, підігрітою до 60°C, впродовж 12 годин. Далі пластинки висушували і робили відбитки контактним способом. Проводили вимірювання діаметру отворів за допомогою сталеві лінійки та штангенциркуля. Виміри проводились з точністю до 0,01мм. Площа деформування компактної і губчастої кісткової тканини визначалась за виразом: $S = \pi \cdot x \cdot (d/2)^2$ де S — площа деформування компактної і губчастої кісткової тканини; d — діаметр отворів.

Результати. Згідно табл. 1 максимальна площа деформування компактної тканини при остеосинтезі способом № 1 становила $13,0 \pm 0,3$ мм², а при остеосинтезі способом № 2 — $11,0 \pm 0,3$ мм². Також максимальна площа деформування губчастої тканини метафізу латеральної колони при остеосинтезі способом № 1 значно більша від площі деформування губчастої тканини метафізу тієї ж колони при остеосинтезі способом № 2, а саме $20,0 \pm 0,5$ і $16,0 \pm 0,4$ мм².

Таблиця 1

Залежність площі деформування кісткової тканини дистального метадіафіза латеральної колони (S) від напрямку введення гвинтів (Scr)

Номер гвинта	Спосіб остеосинтеза № 1		Спосіб остеосинтеза № 2	
	КТ	ГТ	КТ	ГТ
Scr 1	$13,0 \pm 0,3$	$20,0 \pm 0,5$	$8,0 \pm 0,2$	$13,0 \pm 0,3$
Scr 2	$11,0 \pm 0,3$	$20,0 \pm 0,5$	$8,0 \pm 0,2$	$16,0 \pm 0,4$
Scr 3	$13,0 \pm 0,3$	$20,0 \pm 0,5$	$11,0 \pm 0,3$	$13,0 \pm 0,3$

Примітки: 1. КТ — компактна тканина; 2. ГТ — губчаста тканина; 3. Scr1 — проксимальний гвинт проксимального уламку; 4. Scr2 — середній гвинт проксимального уламку; 5. Scr3 — дистальний гвинт проксимального уламку.

Однак, при проведенні експериментів спостерігалось розхитування гвинтів у дистальному метадіафізі латеральної колони при обидвох

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

способах остеосинтезу. Впродовж всього експерименту міграції гвинтів при остеосинтезі способом № 1 не спостерігалось. При остеосинтезі способом № 2 міграції гвинтів Scr1, Scr2 також не спостерігалось, за винятком дистального уламку (Scr3) в проксимальному уламку метафізу. Співвідношення між площею деформування губчастої і компактною тканини гвинтами Scr1, Scr2, Scr3 при остеосинтезі способом № 1 відповідно рівнялось 1,6; 1,8; 1,6, а при остеосинтезі способом № 2 — 1,6; 2; 1,2.

Таблиця 2

Залежність площі деформування кісткової тканини дистального епіфіза латеральної колони (S) від напрямку введення гвинтів (Scr)

Номер гвинта	Спосіб остеосинтеза № 1		Спосіб остеосинтеза № 2	
	КТ	ГТ	КТ	ГТ
Scr 4	13,0 ± 0,3	16,0 ± 0,4	8,0 ± 0,2	13,0 ± 0,3
Scr 5	11,0 ± 0,3	16,0 ± 0,4	8,0 ± 0,2	14,0 ± 0,4
Scr 6	13,0 ± 0,3	16,0 ± 0,4	8,0 ± 0,2	16,0 ± 0,4

Примітка: 1. КТ — компактна тканина; 2. ГТ — губчаста тканина; 3. Scr4 — проксимальний гвинт дистального уламку; 4. Scr5 — середній гвинт дистального уламку; 5. Scr3 — дистальний гвинт дистального уламку.

Аналізуючи результати представлені в табл. 2 впливає, що площа деформування гвинтами компактною тканини у порівнянні з площею деформування губчастою тканини епіфізу ПК після циклічних навантажень значно менша при обох способах остеосинтезу. Однак, максимальна площа деформування компактною тканини при остеосинтезі способом № 1 становила $13,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$, а при остеосинтезі способом № 2 — $8,0 \pm 0,2 \text{ мм}^2$. Максимальна площа деформування губчастою тканини епіфізу латеральної колони при обидвох способах остеосинтезу становить $16,0 \pm 0,4 \text{ мм}^2$. Але при остеосинтезі способом № 1 мінімальна площа деформування рівняється максимальній і становить $16,0 \pm 0,4 \text{ мм}^2$, а при остеосинтезі способом № 2 — $13,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$. При цьому спостерігалось розхитування гвинтів у дистальному епіфізі латеральної колони при остеосинтезі способом № 2, а при остеосинтезі способом № 1 — їх міграція. Співвідношення між площею деформування губчастою і компактною тканини гвинтами Scr4, Scr5, Scr6 при остеосинтезі способом № 1 відповідно рівнялось 1,3; 1,5; 1,3, а при остеосинтезі способом № 2 — 1,6; 1,7; 2.

Таким чином, аналіз даних отриманих експериментальним шляхом засвідчують, що при остеосинтезі способом № 2 навантаження майже рівномірно розподіляється між гвинтами у дистальному та проксимальному уламках. Про що свідчить мінімальна зона деформування усіма

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

гвинтами компактної тканини $8,0 \pm 0,2 \text{ мм}^2$ як у ділянці метафізу, так і в ділянці епіфізу латеральної колони (табл. 1–2), за винятком дистального гвинта у проксимальному уламку метафізу (Scr3) — $11,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$ (табл. 1). А також одинакова максимальна ($16,0 \pm 0,4 \text{ мм}^2$) і мінімальна ($13,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$) площа деформування гвинтами губчастої тканини у ділянці метафізу та епіфізу латеральної колони (табл. 1–2).

При остеосинтезі способом № 1 навантаження між гвинтами у дистальному епіфізі та метафізі латеральної колони розподіляється нерівномірно. Про це засвідчує значна різниця площі деформування губчастої тканини гвинтами введеними у дистальний метафіз $20,0 \pm 0,5 \text{ мм}^2$ (табл. 1) та гвинтами — у дистальному епіфізі $16,0 \pm 0,4 \text{ мм}^2$ (табл. 2). Однак, відзначається одинакова максимальна ($13,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$) і мінімальна ($11,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$) площа деформування гвинтами компактної тканини у ділянці метафізу та епіфізу латеральної колони (табл. 1–2).

Загалом прослідковується перевага способу остеосинтеза № 2 у порівнянні з способом № 1, про що свідчить максимальна площа деформування компактної і губчастої тканини гвинтами, котра становила відповідно $11,0 \pm 0,3$ і $13,0 \pm 0,3 \text{ мм}^2$ та $16,0 \pm 0,4$ і $20,0 \pm 0,5 \text{ мм}^2$.

Таким чином, комбінація 3,2 мм кортикальних гвинтів в поєднанні з треть-трубчастими пластинами, розташованими на бокових поверхнях обидвох колон метадіафізу (спосіб остеосинтезу № 2), створюють БТС в якій навантаження розподіляється рівномірно на всі частини системи у порівнянні з БТС при остеосинтезі способом № 1. Це пояснюється тим, що балансовані поздовжньо (циркулярно) розподіляючі сили при згині і крутінні повтворюють біомеханічну направленість сил нормально функціонуючої кістки. При остеосинтезі способом № 1 сили передаються різносторонньо на гвинти введені в латеральну і медіальну колони епіметадіафізу. При цьому надмірне навантаження припадає на гвинти введені у сагітальному напрямку.

Якісне, ефективне лікування переломів кісток вимагає науково обгрунтованого забезпечення стабільності уламків ушкодженої кістки.

Для розв'язання поставленої задачі необхідно знати розподіл зусиль та напружень в БТС “кістка — фіксатор” в окремих її точках, щоб мати можливість забезпечити такий рівень діючих напружень, який не буде перевищувати певних допустимих значень [d]. При не виконанні цих умов спостерігається розсмоктування кістки навколо гвинтів, рухомість уламків та порушення процесу зрощення [5, 6].

Оскільки жорсткість металевих імплантатів значно вище жорсткості кісткової тканини [2], стає актуальною оцінка механічних навантажень в БТС “кісткові уламки-металевий імплантат” і визначення таких імплантатів при яких реальні навантаження у ділянці контакту з кістковою тканиною були мінімальними.

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Деформацію губчастої і компактної кісткової тканини в зоні контакту з гвинтами в залежності від напрямку введення гвинтів визначали з використанням формули:

$$M = F_{гв} \times L_{гв} \quad (1),$$

де $F_{гв}$ — сила, котра діє на гвинт; $L_{гв}$ — відстань від центру ПК до центру бокової поверхні гвинта.

Силу котра діє на гвинт визначали за формулою:

$$F_{гв} = M / 3L_{гв} \quad (2),$$

Враховуючи, що зовнішній момент (M) однаковий як у випадку введення гвинтів у фронтальному, так і у сагітальному напрямках, то за формулою (2) $F_{гв}$ обернено пропорційно залежить від значення $L_{гв}$.

Для визначення напруження деформування користувались формулою:

$$\delta = F_{гв} / S_{гв} \quad (3),$$

де $F_{гв}$ — сила, що діє на гвинт; $S_{гв}$ — площа гвинта.

Тоді відповідно формули (2) і (3) при однаковому значенні M та $S_{гв}$ (3) величина напруження деформування (δ) залежить від відстані від центру ПК до центру бокової поверхні гвинта ($L_{гв}$).

Згідно формули (3) напруження деформування кісткової тканини латеральної колони в зоні контакту гвинтів при остеосинтезі способом № 1 становить:

- в ділянці епіфізу ПК

$$\delta_{зм} = 185\text{Н}/64 \times 10^{-6}\text{м}^2 = 2,9 \times 10^6 \text{ Н/м}^2 = 2,9 \text{ МПа}$$

- в ділянці метадіфізу ПК

$$\delta_{зм} = 556\text{Н}/64 \times 10^{-6}\text{м}^2 = 8,7 \times 10^6 \text{ Н/м}^2 = 8,7 \text{ МПа}$$

Згідно формули (3) напруження деформування кісткової тканини латеральної колони в зоні контакту гвинтів при остеосинтезі способом № 2 становить:

- в ділянці епіфізу ПК

$$\delta_{зм} = 119\text{Н}/64 \times 10^{-6}\text{м}^2 = 1,9 \times 10^6 \text{ Н/м}^2 = 1,9 \text{ МПа}$$

- в ділянці метадіфізу ПК

$$\delta_{зм} = 256\text{Н}/64 \times 10^{-6}\text{м}^2 = 4 \times 10^6 \text{ Н/м}^2 = 4 \text{ МПа}$$

Аналіз отриманих даних розрахункової оцінки напружено-деформованого стану кісткової тканини епіметадіфізу в ділянці введення кортикальних гвинтів довжиною 15–20 мм діаметром різьби 3,2 мм засвідчує, що при їх введенні у сагітальному напрямку сила котра діє на гвинт ($F_{гв}$), а відповідно і напруження деформування кісткової тканини [$\delta_{зм}$] більші у 1,5–2 рази у порівнянні з їх введенням у фронтальному напрямку.

Висновки. Експериментально-морфометричні і розрахункові дані показали, що площа деформування компактної тканини дистального епіметафіза плечової кістки гвинтами введеними у сагітальному напрямку у порівнянні з площею деформування компактної тка-

нини гвинтами введеними у фронтальному напрямку в 1,5–1,6 рази більша.

При крученні і згині площа деформування губчастої тканини гвинтами введеними в сагітальному напрямку у 1,4–1,5 рази більша у порівнянні з площею деформування губчастої тканини гвинтами введеними у фронтальному напрямку.

ЛІТЕРАТУРА

1. АО-принципы лечения переломов / Томас П. Рюэди, Ричард Е. Бакли, Кристофер Г. Морган; пер. на рус. Александра А. Ситника — М: Васса-Медиа, 2013. — С. 947.
2. Биомеханика: Учебник для вузов / П. И. Бегун, Ю. А. Шукейло — СПб.: Политехника. — 2000. — 463 с.
3. Мателенок Е. М. Исследование напряженно деформированных состояний дистального метаэпифизарного отдела плечевой кости на конечноэлементной модели его „низкого” перелома / Мателенок Е. М., Ярьсько А. В. // Лікування травм та захворювань верхньої кінцівки: Наук.-прак. конф. з міжнар. участю (11–12 жовтня 2012). — Київ. — 2012. — С. 106–107
4. Ортопедія і травматологія / За ред. проф. О. М. Хвисяка. — Х., 2013. — 656 с.
5. Справочник травматолога / Под ред. Корж Н. А. // Справочник врача „Справочник травматолога” — К.: ТОВ „Доктор-Медиа”. — 2009 — 504 с.
6. Травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Н. Л. Анкин, Л. Н. Анкин. — К.: Книга-плюс, 2012 — 464 с.
7. Шуба В. Й. Експериментально-розрахункове обґрунтування стабільно-функціонального остеосинтезу у лікуванні внутрішньосуглобових переломів дистального кінця плечової кістки // Вісник ортопед., травматол. та протез. — 2003. — № 4. — С. 63–69.
8. Шуба В. Й. Біомеханічне обґрунтування оптимального способу остеосинтезу при внутрішньосуглобових переломах дистального кінця плечової кістки / Шуба В. Й., Білоноженко А. В. // Зб. наук. праць співробіт. НМАПО імені П. Л. Шупика. — 2015. — Вип.24, кн. 1. — С. 395–403.

Експериментально-расчетная оценка напряженно-деформированного состояния костной ткани разных биотехнических систем

В. Й. Шуба

**Национальная медицинская академия последипломного образования
имени П. Л. Шупика, г. Киев**

Вступлення. Качественное, эффективное лечение переломов костей с использованием металлического накостного остеосинтеза требует научно обоснованного обеспечения стабильности отломков поврежденной кости.

Цель. Определение сопротивления смятия костной ткани дистального эпиметафиза плечевой кости к ротационным и сгибательным нагрузкам в сравнении способов остеосинтеза с разным пространственным введением винтов.

Материалы и методы. Морфометрические исследования проведены на 80 препаратах дистальных эпиметафизов плечевых костей

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

крупного рогатого скота. Проводили расчетную оценку напряженно-деформированного состояния костной ткани в области введения винтов.

Результаты. Оценка напряженно-деформированного состояния костной ткани эпиметадиафиза в области введения винтов во фронтальном направлении свидетельствует, что сила которая действует на винт, а соответственно и напряжения деформирования костной ткани были минимальными.

Выводы. Площадь деформирования компактной и губчатой ткани винтами введенными в сагитальном направлении соответственно в 1,5–1,6 и 1,4–1,5 раз больше в сравнении с площадью деформирования винтами введенными во фронтальном направлении.

Ключевые слова: биотехническая система, винт, губчатая ткань, деформирование, компактная ткань, перелом.

Experimentally calculated estimation of the tensely-deformed bone tissue of different biotechnical systems

V. Y. Shuba

Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Kyiv

Introduction. Qualitative, effective treatment of bone fractures with the use of metallic osteosynthesis requires providing stability of fragments of the damaged bone which should be scientifically reasonable.

Aim. To determine the resistance of crumbling bone tissue of distal epimetaphysis of humeral bone to the rotary and bend loading if compared to methods of osteosynthesis with differently directed screws inserting.

Materials and methods. Morphometric studies have been conducted on 80 specimens of distal epimetaphysis of humeral bones of the cattle. The estimation of the tensely-deformed bone tissues in the site of screws insertion has been made.

Results. The obtained results showed that a screw force as well as a tension of bone tissue deformation were minimal.

Conclusions. The area of deformation of compact and spongy bone tissues by screws inserted in the sagittal direction respectively 1,5–1,6 and 1,4–1,5 times bigger if compared to the deformation area when screws were inserted in the frontal direction.

Key words: biotechnical system, screw, spongy tissue, deformation, compact tissue, fracture.

Відомості про автора:

Шуба Володимир Йосипович — кандидат медичних наук, доцент, декан хірургічного факультету Національної медичної академії післядипломної освіти імені П. Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Дорогожицька, 9.