

УДК 616.71-001.5-073.432.19(045)

Переміщення відламків під час лікування діафізарних переломів та їх значення для процесу регенерації кістки

О. К. Попсуйшапка ¹, В. О. Литвишко ², Н. О. Ашукіна ³, С. М. Яковенко ³

¹ Харківська медична академія післядипломної освіти МОЗ України

² КЗ «Чугуївська центральна районна лікарня ім. М. І. Кононенка». Україна

³ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Methods of fixation are used for the treatment of diaphyseal fractures, which produce structure «fragments – fixation device» with various mechanical properties and the displacement range of fragments. Purpose: to justify the concept of the effect of the displacement of bone fragments in the process of formation of the regenerate in the treatment of diaphyseal fractures with orthosis or external rod device (ARD). Methods: dislocation of the bone fragments using ultrasonography studied in 18 patients with diaphyseal fractures of humerus (9), femur (5) and tibia (5). Eight patients out of them with acute humeral fractures were treated conservatively with orthosis, in 5 patients with acute femoral and tibial fractures ARD was used, 6 patients had nonunion after osteosynthesis. Results: it is found that bone fragments have a multidirectional path of movement in space. In patients with acute humeral fractures treated with orthosis, linear displacement of the fragments end ranged 1.1–6 mm (10–40 % of initial distance), angular amplitude was 2°–8°. In ARD fixation linear fragment displacement (2 mm – 13 %) found only in patients with femoral fractures. In a cases of nonunion angular skeletal deformation appeared and increased under the axial load (apical deformity angel 13–40 %). The mobility of bone fragments in the first three weeks after diaphyseal fracture causes deformation and strain blastema, which results in the future structure of the high-grade periosteal bone regenerate. Nonunion of diaphyseal fracture fragments mobility does not provide a stimulating and shaping effect. Key words: diaphyseal fracture, ultrasonography, fragment displacement, fibrin blood clot, isometric and axial load, regenerate deformity.

Для лечения диафізарных переломов используют методы фиксации, при которых образуются конструкции «отломки – фиксатор» с различными механическими свойствами и диапазоном перемещений отломков. Цель: обосновать концепцию влияния перемещений отломков на процесс формирования регенерата при лечении диафізарных переломов ортезом или стержневым аппаратом (АВФ). Методы: перемещение отломков с помощью ультразвукографии оценено у 18 больных с диафізарными переломами плечевой (9), бедренной (5) и большеберцовой (5) костей. Среди них 8 пострадавших со свежими переломами плечевой кости лечили консервативно с использованием ортеза, у 5 со свежими переломами бедренной кости и костей голени использовали АВФ, 6 пациентов были с несросшимися переломами после металлостеосинтеза. Результаты: установлено, что отломки имеют многовекторную траекторию перемещений в пространстве. У больных со свежими переломами плечевой кости, которым применяли ортез, линейные перемещения концов отломков были в пределах 1,1–6 мм (10–40 % от исходного расстояния), амплитуда угловых составила 2°–8°. При фиксации АВФ линейные перемещения отломков до 2 мм (13 %) выявлены только у больных с переломом бедренной кости. В случае несросшихся переломов под действием осевой нагрузки появлялась или увеличивалась (на вершине деформации на 37–61 %) угловая деформация сегмента. Вывод: механические свойства фибрино-клеточно-коллагеновой бластемы позволяют ей деформироваться на растяжение без негативных последствий в пределах 13–40 %. Подвижность отломков в первые три недели после диафізарного перелома вызывает деформацию и напряжение бластемы, что обуславливает в дальнейшем структуру полноценного периостального костного регенерата. При несращении диафізарного перелома подвижность отломков не оказывает стимулирующего и формообразующего эффекта. Ключевые слова: диафізарный перелом, ультразвукография, перемещения отломков, фибрин-кровоая сгусток, изометрическая и осевая нагрузка, деформация регенерата.

Ключові слова: діафізарний перелом, ультразвукографія, переміщення відламків, фібрин-кров'яний згусток, ізометричне та осьове навантаження, деформація регенерату

Вступ

Більшість травматологів, як практиків, так і науковців, вперто не сприймають можливу рухомість відламків під час лікування переломів. Але існують роботи, автори яких стверджують допустимість і навіть доцільність рухомості відламків під час лікування діафізарних переломів довгих кісток [1, 13]. У середині 90-х років минулого століття в теорії АО з'явилися терміни «абсолютна» і «відносна» стабільність відламків за умов остеосинтезу [4, 16]. Обґрунтування так званої відносної стабільності базується на статті S. M. Perren і J. Cordey [25], в якій сформульовано теоретичне припущення, що рухомість між кістковими фрагментами не перешкоджає зрощенню відламків, якщо виникла деформація лишається нижчою критичного рівня на конкретній ділянці регенерату. Як вказують науковці [16] з посиланням на K. A. Egol і співавт. (2004), можливі величини переміщень відламків за відносної стабільності становлять 2–10 % від вихідної відстані між ними. Але, як свідчить детальне вивчення походження вказаних величин, це є припущення, що ґрунтується на даних про крайнє допустиме розтягнення кісткової тканини. Воно, за інформацією А. В. Кобелева та співавт. [7], становить 3 %.

Для лікування діафізарних переломів ми використовуємо методи фіксації відламків, коли утворюються конструкції «відламки–фіксатор» із різними механічними властивостями і різним діапазоном переміщень відламків один відносно одного. Для нас важливо встановити, яка з конструкцій є найбільш біологічно доцільною для забезпечення природного репаративного процесу (із найменшою кількістю ускладнень та оптимальними термінами). А для цього спочатку необхідно зрозуміти механізм впливу переміщень відламків на перебіг процесу репарації після перелому кістки.

Мета роботи: обґрунтувати концепцію впливу переміщень відламків на процес формоутворення регенерата під час лікування діафізарних переломів довгих кісток зовнішньою пов'язкою або стрижневим апаратом.

Матеріал та методи

Дослідження переміщень відламків за допомогою ультразвукографії виконані у 18 хворих з діафізарними переломами плечової (9), стегнової (5) і великогомілкової (5) кісток, яких розділили на три групи залежно від способу фіксації відламків та характеру патологічного стану. До першої групи увійшли 8 постраждалих зі свіжими переломами плечової кістки, яких лікували консервативно

з використанням шинно-полотняного ортеза [9], до другої — 5 пацієнтів зі свіжими переломами стегнової кістки та кісток гомілки, в яких фіксацію відламків виконали апаратом зовнішньої фіксації [14], до третьої — 6 хворих із переломами, які не зрослися після металоостеосинтезу. У пацієнтів першої і другої груп переміщення відламків досліджували на 5–18-у добу після травми або операції, у хворих третьої групи — через 6–8 міс. після перелому.

Використано сонограф «Toshiba Aplio-500» з лінійним датчиком 5–12 МГц, а також переносний фонограф «SLE-110» із датчиком 5–7,5 МГц.

Переміщення відламків у процесі консервативного лікування діафізарних переломів плечової кістки досліджували так: хворий у положенні сидячи утримував передпліччя ушкодженої кінцівки зігнутих під прямим кутом. Відкривали зовнішню поверхню плеча, розстібнувши ортез, на ній розташовували датчик і визначали зону перелому. Лікар додатково руками утримував ушкоджене плече, імітуючи дію ортеза під час напруження м'язів (рис. 1). На кожному з відламків виділяли контрольну точку (КТ) і фіксували їх положення на екрані. Зазвичай це були краї відламків. Далі, не змінюючи положення датчика, хворий виконував ізометричне напруження м'язів плеча. І ми при цьому повторно фіксували положення КТ. В обох позиціях заміряли відстань між точками (рис. 2). Окрім реєстрації зміни положення КТ, проводили лінії по компактному шару відламків та вимірювали кутові взаємовідношення між ними.

Нас цікавили лінійні переміщення між обраними точками *in vivo*, щоб встановити відносну величину поздовжньої деформації розташованої між ними тканини (розтягнення). Відмічено, що за умов навантаження відбувалося як збільшення відстані між КТ, так і її зменшення, що було пов'язано



Рис. 1. Процедура ультразвукографічного дослідження переміщень відламків у хворого з діафізарним переломом плечової кістки

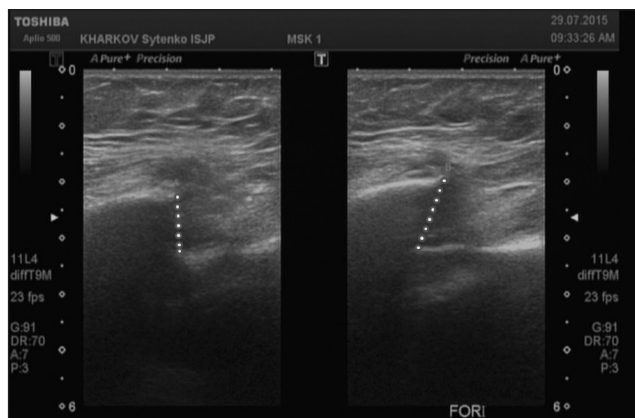


Рис. 2. Ультразвукова реєстрація переміщення КТ у хворого Ч. із переломом плечової кістки на 18-у добу після травми

з напрямком кутової деформації. Окрім реєстрації переміщень відламків за умов ізометричного напруження м'язів, визначали переміщення також під час виконання пасивних рухів у ліктьовому суглобі. Але в останньому випадку вони були значно меншими, тому в розрахунках використовували показники, отримані під час ізометричного напруження м'язів.

У разі переломів стегнової кістки або кісток гомілки, які лікували за допомогою апарата зовнішньої фіксації, переміщення відламків реєстрували за максимально можливого навантаження кінцівки. Хворий в положенні стоячи опирав стопу на підлогу. Датчик розташовували на зовнішній або передній поверхні стегна на передньовнутрішній поверхні гомілки. Фіксували на екрані відстань між КТ у положенні без опори на кінцівку та за максимально можливої опори. За таких самих умов досліджували рухомість відламків у хворих із незрощенням після металоостеосинтезу.

У роботі також використані результати гістоморфологічних досліджень фібрин-кров'яного згустку з навколівідламкової зони, про які йшла мова в наших попередніх публікаціях [8, 12].

Дослідження затверджено комітетом з біоетики ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» (протокол № 109 від 29.10.2012).

Результати та їх обговорення

Величини лінійних та кутових переміщень відламків у хворих досліджуваних груп наведені в табл. 1–3.

Результати вимірів показали, що відламки мають багатовекторну траєкторію переміщень у просторі. Поява кутової деформації сегмента супроводжується лінійними переміщеннями кінців відламків. Із наведеного бачимо, що у хворих зі свіжими переломами плечової кістки, у лікуванні яких використано ортез, лінійні переміщення кінців відламків були в межах 1,1–6 мм, а у відносних величинах це становило 10–40 % від початкової відстані між КТ. Одночасно це супроводжувалося кутовими переміщеннями відламків з амплітудою 2°–8°. За умов фіксації відламків стрижневим апаратом їх лінійні переміщення під час навантаження виявлено лише у хворих із переломом стегнової кістки, вони становили 2 мм (13 %) від вихідної відстані між КТ. Суть у тому, що вказані переміщення слід розглядати враховуючи ефект деформації і напруження тканин, які розташовані між цими точками. Відразу треба визначити, про які тканини може йти мова. Процес зрощення діафізарного перелому, особливо на перших стадіях, характеризується швидкоплинною зміною морфологічного стану утворюваної регенеративної бластими. Відповідно до наших результатів [12], у перші дві доби — це фібрин-кров'яний згусток, який утворився в міжвідламковій та навколівідламковій підокісній зонах. Із третьої-четвертої доби у фібрин-кров'яному згустку з'являються малодиференційовані клітини, які швидко розмножуються, щільно його заповнюючи. А вже з 8–10-ї доби фібрин починає заміщуватися колагеном, який синтезують ці клітини. Отже, ми пропонуємо вживати такі терміни, які відображають

Таблиця 1

Переміщення відламків під час навантаження у хворих з діафізарними переломами плечової кістки за умов консервативного лікування ортезом

ПІБ пацієнта	Термін після перелому (доба)	Переміщення						
		лінійні (мм, %)				кутові (град.)		
		l_1	l_2	Δl	%	α_1	α_2	$\Delta\alpha$
Г. Р. П.	4	7,4	9,0	1,6	22	0	3,5	3,5
Л. І. С.	12	5,6	4,6	1,1	17	4,0	6,0	2,0
К. В. Ю.	5	12,2	9,1	3,1	25	0	4,0	4,0
К. В. Ю.	14	8,5	10,1	1,6	19	0	8,0	8,0
У. Д. Ю.	9	15,0	9,0	6	40	8,0	13,0	5,0
Ч. В. Д.	6	6,2	7,3	1,1	18	9,0	14,0	5,0
Б. І. А.	4	12,0	8,0	4,0	33	3,0	0	3,0
Н. С. В.	18	9,7	12,8	3,1	32	2,0	6,0	4,0

Таблиця 2

Переміщення відламків під час навантаження у хворих з діафізарними переломами стегнової кістки або кісток гомілки в разі лікування стрижневим апаратом

ПІБ пацієнта, сегмент	Термін після перелому (доба)	Переміщення						
		лінійні (мм, %)				кутові (град.)		
		l_1	l_2	Δl	%	α_1	α_2	$\Delta\alpha$
П. Б. П., стегно	4	16,0	14,0	2,0	13	0	0	0
Г. М. С., стегно	10	14,9	16,9	2,0	13	0	2,0	2,0
З. В. П., стегно	5	4,0	4,0	0	0	2,0	6,0	4,0
В. А. І., плече	7	2,0	2,0	0	0	0	2,0	2,0
Т. В. Г., гомілка	5	3,0	3,0	0	0	0	3,0	3,0

Таблиця 3

Переміщення відламків під час навантаження у хворих із незрощенням діафізарного перелому стегнової кістки або кісток гомілки після металоостеосинтезу

ПІБ, сегмент, спосіб фіксації	Термін після перелому (міс.)	Переміщення						
		Лінійні (мм, %)				Кутові (град.)		
		l_1	l_2	Δl	%	α_1	α_2	$\Delta\alpha$
Б. Д. В., гомілка, накісткова пластина	9	3,0	4,5	1,5	50,0	5,0	8,0	3,0
О. Т. І., гомілка, АЗФ	7	7,5	10,3	2,8	37,0	3,0	8,0	5,0
С. В. І., плече, накісткова пластина	10	17,1	12,5	4,6	37,0	12,0	20,0	8,0
С. П. І., стегно, накісткова пластина	9	6,1	9,8	3,7	61,0	3,0	6,0	3,0
Г. Л. Л., гомілка, АЗФ	8	8,5	12,8	4,3	51,0	3,0	7,5	4,5

морфологічний стан міжвідламкової субстанції у відповідний термін після перелому: *фібрин-кров'яний згусток* — 1–2-а доба, *фібрин-клітинна бластема* — 3–7-а доба, *фібрин-клітинно-колагенова бластема* — 8–30-а доба і *кістковий або кістково-хрящовий регенерат* — 30–45-а доба та пізніше.

Видно, що в разі переломів плечової кістки лікувальні навантаження призводять до переміщення кінців відламків, яке має певні обмеження і на перших етапах після перелому обумовлено фіксувальною дією збереженого окістя, яке продовжує з'єднувати відламки між собою. Це можна пояснити так: по-перше, окістя містить волокнистий шар із поздовжнім розташуванням колагенових волокон, що мало деформується під час розтягнення [27], та серед усіх тканин, які оточують відламки, воно є найпридатнішим для фіксувальної функції. По-друге, у більшості діафізарних переломів окістя розривається частково. Під час зміщення відламків характерним є відшарування окістя від їх кінців, але при цьому механічний зв'язок між ними зберігається. Ще однією структурою, яка утримує відламки на перших етапах після перелому, є *фібрин-кров'яний згусток*. Він заповнює навколовідламковий простір, який утворився в результаті відшарування і розриву окісно-м'язового футляра та завдяки пружним і адгезивним властивостям перешкоджає вільному переміщенню кінців відламків один відносно одного. Утримання відламків супроводжується деформацією та напруженням окістя і фібрину.

За визначенням, *механічне напруження* — це міра внутрішньої сили, що утворюється в тілі, яке деформується під впливом різних факторів [22]. Напруження є результатом взаємодії частин тіла під час його навантаження. Стан напруження субстанції залежить від величини її деформації та модуля пружності (закон Гука). Раніше ми помітили факти, які свідчать, що через деформації фібрину фіброласти і синтезований ними колаген орієнтуються у відповідному напрямкові [8, 12, 15]. Імовірно, ці внутрішні сили діють на міжклітинному та клітинному рівнях і активно впливають на процес регенерації. Величина виявлених лінійних переміщень контрольних точок у першу чергу обумовлена механічними властивостями вказаних тканин, а точніше — їх модулем пружності. Чим більше його значення, тим тканина здатна менше деформуватися під дією однакової сили. Відомі дослідження, де встановлено, що модуль пружності на розтягнення фібрину становить 1,6–8 МПа [21, 23], окістя — 25,67 МПа [20, 24]. Наводимо графіки, які показують залежність напруження фібрину від його подовження (рис. 3) і напруження окістя під час поздовжньої деформації (рис. 4).

Із цих графіків видно, що напруження у фібрині починає зростати лише після того, як він подовжиться у 2,5 раза (250 %), а в окісті воно починає зростати після подовження в 0,05 раза (5 %). Здатність фібрину легко деформуватися має біологічну доцільність. Деформуючись, він зберігає цілісність і виконує своє призначення.

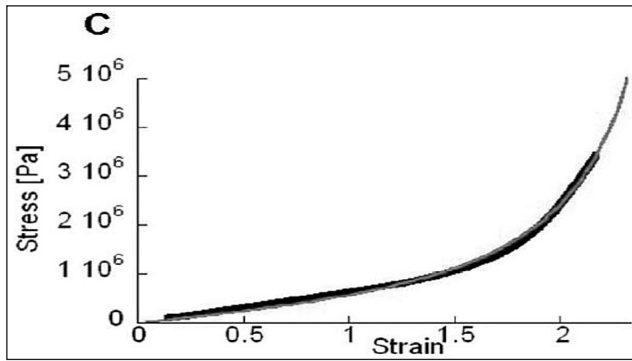


Рис. 3. Крива залежності напруження (розтягнення) циліндричного зразка фібрину [21]

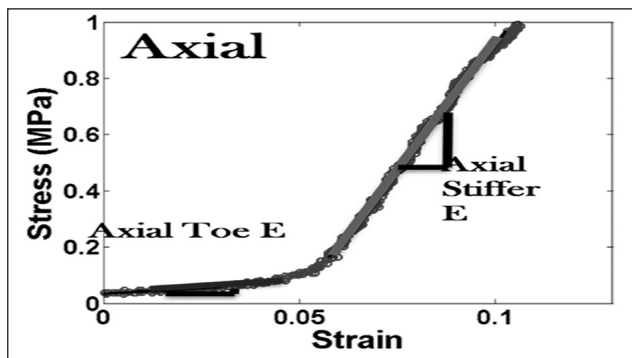


Рис. 4. Крива залежності напруження (розтягнення) окістя стегнової кістки в аксіальному напрямкові [20]

Розглянемо конкретну ситуацію переміщення КТ на відламках плечової кістки за умов ізометричного напруження м'язів та визначимо при цьому стан напруження окістя та фібрину (рис. 5). Цінність сонографічного дослідження полягає також у тому, що можна побачити відстань і межі відшарованого окістя з м'язами від кісткового фрагмента, форму гематоми або фібринового згустку.

Як видно з графічного аналізу, після переміщення відламків збільшилася відстань $A-B$, що відповідає довжині відшарованого окістя на 7,7%. Підставивши модуль пружності окістя і його відносне подовження, розрахуємо величину напруження в ньому за формулою Гука:

$$\sigma = E_{ок} \cdot \varepsilon, \quad (1)$$

де $E_{ок}$ — модуль пружності окістя, ε — поздовжня деформація окістя під час розтягнення.

Підставивши відомі величини, отримаємо:

$$\sigma = 25,67 \text{ МПа} \cdot 0,77 = 1,976 \text{ МПа}. \quad (2)$$

Якщо уявити, що одночасно відбулося розтягнення фібрину між точками A і $A1$ на 22%, то його напруження становитиме відповідно:

$$\sigma = 4 \text{ МПа (середнє значення)} \cdot 0,22 = 0,88 \text{ МПа}. \quad (3)$$

Ми дещо спростили ситуацію. У реальності згусток під дією навантажень може зазнавати

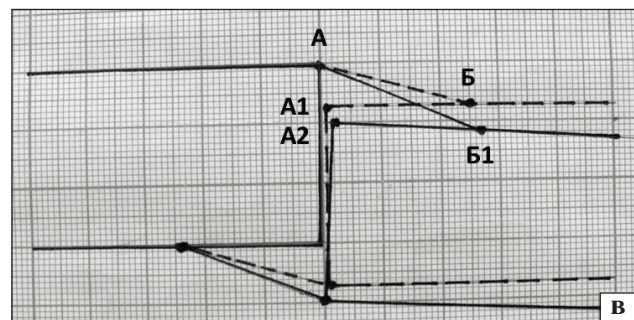
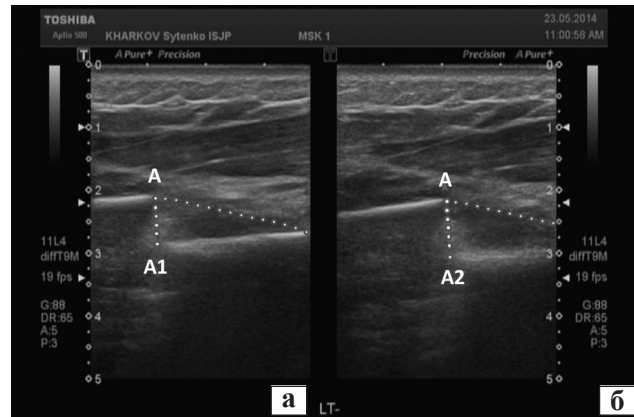


Рис. 5. Ультразвукове зображення зони перелому плечової кістки у хворого Г. на 4-у добу в стані спокою (а) і за умов осевого навантаження (б) та схема (в) взаємного переміщення відламків і відповідних КТ

складних об'ємних деформацій з різновекторним напруженим станом, який все ж таки пов'язаний із зовнішнім механічним впливом. Але цей розрахунок показує, що рівні напружень перебувають у межах одного порядку.

Отже, з фактичних даних про переміщення відламків та механічні властивості окістя і фібрину можна зробити припущення, що в навколівідламковій зоні, обмеженій окістям і заповненій фібрин-кров'яним згустком, може виникати середовище з полями внутрішніх напружень приблизно одного рівня. Такі умови створюються в разі фіксації відламків плечової кістки ортезом та завдяки лікувальним вправам. У такій ситуації стан напружень навколівідламкових тканин підтримується внаслідок збереження певної відповідності між механічними властивостями окістя та фібрину з одного боку, і наявними деформаціями з другого. Простіше кажучи, за цих умов додаткових руйнацій фібрин-кров'яного згустку або бластем не відбувається.

З'єднання фрагментів стрижневим апаратом, незважаючи на його пружні властивості, певною мірою обмежує переміщення відламків, особливо за умов їх анатомічного зіставлення. Але через залишкове зміщення відламків після їх закритої репозиції переміщення траплялися і були

приблизно такими, як і за консервативного лікування переломів плечової кістки.

Після переломів, які не зрослися, під дією осьового навантаження з'являлася кутова деформація сегмента або вона збільшувалася, зокрема між КТ на вершині деформації відстань зростала на 37–61 %. Якщо розглядати абсолютні величини переміщень, то вони були приблизно такими, як і в разі свіжих переломів. Але різниця полягає в тому, що по відношенню до вихідної відстані між КТ показники переміщень значно більші. Це означає, що розташована між кістковими фрагментами тканина має значно деформуватися на розтягнення. Практика лікування незрощень кістки свідчить, що через 6 міс. і більше після перелому в міжвідламковій зоні переважно формується сполучна тканина [6], яка здатна чинити опір тільки на розтягнення. Цілком імовірно, що вона під час навантаження перебуває в напружено-деформованому стані, але на цей термін стан не має такого дієвого трансформувального впливу на її морфологію на відміну від періоду, коли відбувається проліферація і диференціація клітин регенерату.

Концепція впливу переміщень відламків на процес регенерації кістки

Насамперед треба усвідомити, що власне переміщення відламків є лише вершиною айсберга, їх можна візуально сприйняти і поміряти. Центральній увазі потребують явища та процеси в тканинах, які з'єднують відламки під час цих переміщень.

Важливо розуміти, що кістковий регенерат, який доводиться оцінювати на етапах лікування, ще не є повноцінною пластинчастою кістковою тканиною. Компактна кістка, яка утворює діафіз, має високоорганізовану структуру, побудована

з упорядкованих остеонів, які, в свою чергу, мають систему пластин з різноспрямованою орієнтацією колагенових волокон [18]. Щоб вона сформувалася, потрібно більше часу, на відміну від нинішніх термінів лікування. Тому для лікування діафізарних переломів важливо оцінити якість регенерату, що визначає можливість функції кінцівки. Ключовим є структурна організація кісткової тканини регенерату, яка здатна ефективно протидіяти різновекторним навантаженням. Згідно з відомими дослідженнями [6, 26], зокрема і власними [10], *структурно-організований регенерат за умов діафізарного перелому — це цілісне кісткове (або кістково-хрящове) веретеноподібне утворення, яке з'єднує відламки і побудоване з трабекулярної кістки, що по периферії має підвищену щільність і переважно поздовжнє розташування трабекул* (рис. 6).

Природа потурбувалася про якомога швидше стабілізування відламків після діафізарного перелому, компенсуючи міцність сегмента трабекулярним регенератом більшого обсягу, веретеноподібною геометрією та відповідною архітектурою трабекул.

А тепер необхідно пояснити, яку роль при цьому відіграють переміщення кінців відламків і пов'язані з ними деформації та напруження навколівідламкових тканин. Першою і новою механічною структурою, що з'єднує відламки є фібринкрів'яний згусток, на основі якого має утворитися кістковий регенерат. Як ми встановили, згусток має комірчасту структуру і під дією внутрішніх сил фібринові перетинки займають певний напрямок, що відповідає їх векторності (рис. 7) [8, 12]. Це можна пояснити відповідним односпрямованим деформуванням (розтягненням) згустку після переміщення відламків. Найбільша щільність фібрину з поздовжньою його орієнтацією відмічена по пе-

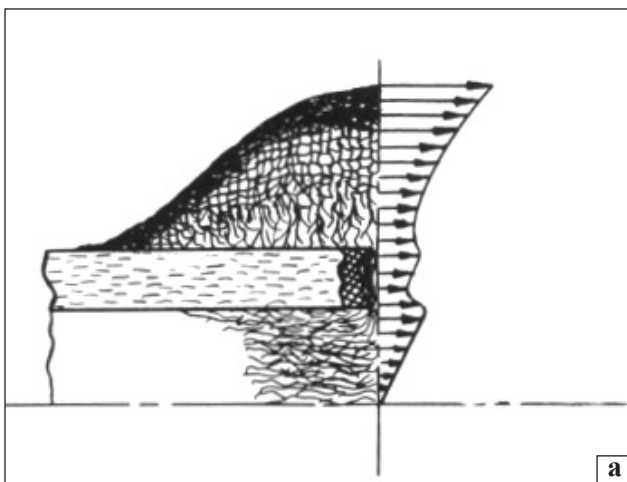


Рис. 6. Структурна організація регенерату під час зрощення діафізарного перелому: а) за А. Sarmiento (1981) [26]; б) за О. К. Попсуйшапкою (1991) [10]

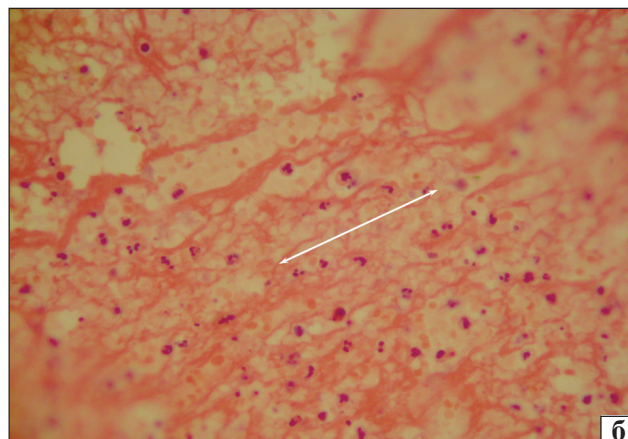
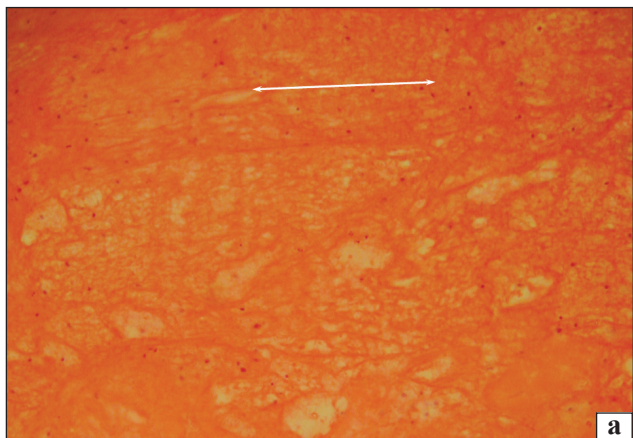


Рис. 7. Односпрямоване розташування більшості фібринових волокон у фібрин-кров'яному згустку, вилученому із зони перелому великогомілкової кістки на 4-у добу після травми у хворого Б.: периферійна (а) та центральна (б) ділянки згустку. Гематоксилін та еозин. Зб. 100 (а), 400 (б)

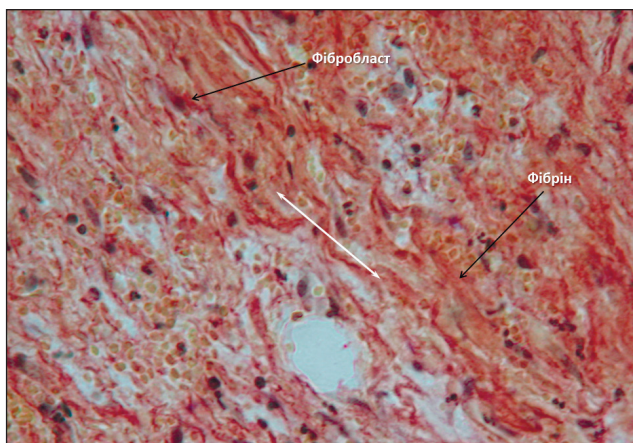


Рис. 8. Фібрин-кров'яний згусток із зони перелому плечової кістки хворого О. Фібробласт розташований поздовжньою віссю вздовж фібринових волокон. 9-а доба після перелому. Гематоксилін та еозин. Зб. 400

риферії згустку, а з наближенням до ділянки перелому щільність фібринових волокон зменшується. Можна припустити, що напружена та біологічно

активна внутрішня поверхня відшарованого окістя активізує процес полімеризації фібриногену.

Через 3–6 днів після перелому серед фібринових волокон починають з'являтися мезенхімальні клітини, які мають видовжену форму. Вони фіксуються на фібрині так, що поздовжня вісь клітини співпадає з напрямком орієнтації його волокон (рис. 8). Відомо, що колаген, який синтезують ці клітини, орієнтується в тому ж напрямкові [17]. У результаті відбувається заміщення фібрину на колаген зі збереженням попередньої структури [20].

Далі відбувається синтез остеобластами остеїдного матриксу і формування кісткових трабекул. У результаті гістоморфологічних досліджень ми спостерігали в регенераті на 9-у добу після травми утворення пучків колагенових волокон, паралельно яких розташувалися бластні клітини (рис. 8). Із часом на цьому місці утворювалися молоді кісткові трабекули, які зберігали напрямок пучків колагенових волокон (рис. 9). Отже, можна говорити про існування структурно-просторової послідовності

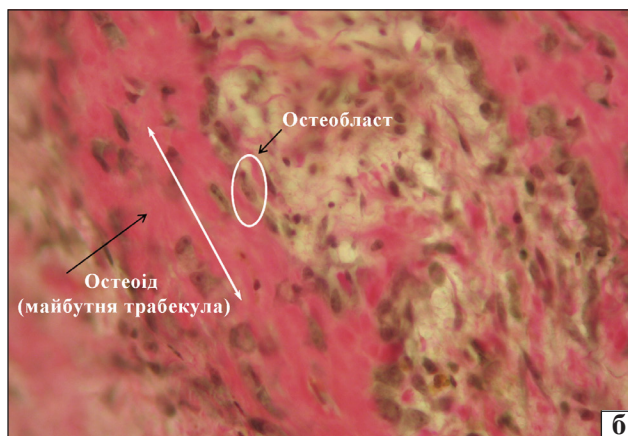
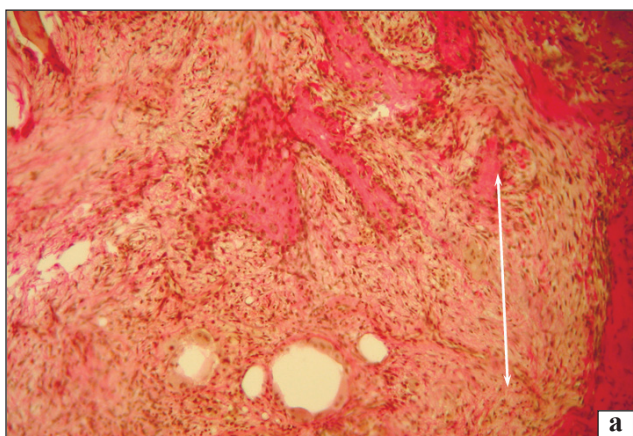


Рис. 9. Периферійна зона періостального регенерату хворої К. на 18-у добу після перелому великогомілкової кістки. Поздовжня вісь кісткової трабекули співпадає з напрямком колагену в окремих його пучках фіброретикулярної тканини. Гематоксилін та еозин. Зб. 100 (а), 400 (б)

Таблиця 4

Частота незрощення відламків після закритих діафізарних переломів за різних способів їх фіксації

Спосіб фіксації	Кількість хворих	Кількість незрощень	
		абс.	%
Накісткова пластина	284	55	19,4
Інтрамедулярні стрижні	158	44	26,0
Апарати зовнішньої фіксації	170	16	9,4
Репозиційний остеосинтез гвинтами + гіпсова пов'язка	44	2	4,5
Гіпсова пов'язка або ортез	78	2	2,3
Скелетне витягнення	28	1	3,6
Всього	762	120	—

між напрямком фібринових перетинок згустку, формуванням на їх основі пучків колагенових волокон бластними клітинами та утворенням трабекул кісткового регенерату.

Можна припустити принаймні два механізми поздовжньої орієнтації клітин на волокнах фібрину. Перший: клітини такої витягнутої форми «зручніше» прикріпитися до волокон фібрину. Другий: фібрин, розташований навколо клітини, напружуючись під час переміщення відламків, орієнтує її вісь у напрямку розтягнення. Також треба враховувати, що сила, яка виникає у фібрині (або колагені), передається на мембрану і цитоплазму клітини й активізує синтез нею компонентів матриксу. Причому і напруження, і деформації можуть мати свій формоутворювальний вплив саме на першій-другій стадіях процесу зрощення, коли відбувається диференціація клітин і активний синтез ними компонентів матриксу.

Усе це свідчить, що оптимальні механічні умови для регенерації діафізарного перелому створюються тоді, коли конструкція «відламки – фіксатор» функціонує в пружному режимі. При цьому деформації мають бути такими, щоб призвести в стан напруження ті ділянки фібринового згустку, де ми очікуємо утворення кісткового регенерату.

У дослідженнях на кінцево-елементній моделі встановлено, що після з'єднання відламків пластиною їх переміщення надто малі [2] для переведення в стан напруження периферійних ділянок фібрин-клітинної бласти (навіть якщо вона утворилася повторно після відкритої репозиції). Тому після остеосинтезу ригідними, заглибними фіксаторами ми в кращому разі спостерігаємо періостальний регенерат невеликих розмірів, а частіше його відсутність. Зазвичай в міжфрагментарній зоні якийсь регенерат утворюється, але він за своїм об'ємом і структурою не спроможний самостійно (без пластики) виконувати функцію опори, принаймні в перші півроку після травми. Треба довго чекати, поки відбудеться його перебудова. На цьому наголо-

шують прихильники заглибного остеосинтезу, які рекомендують видаляти фіксатор не раніше ніж через 2 роки після операції або взагалі залишати його в організмі пацієнта назавжди [3]. При цьому існує підвищений ризик руйнації конструкції, оскільки повноцінний регенерат не утворюється, а металеве з'єднання довго не витримує навантаження.

Для підтвердження наведеної концепції впливу переміщень відламків на процес регенерації доцільно привести результати раніше проведеного нами епідеміологічного дослідження частоти випадків незрощення відламків після закритих діафізарних переломів за інформацією Харківської міжрайонної травматологічної МСЕК за 2008–2010 роки [11] (табл. 4).

Найбільшу частоту незрощень спостерігали після застосування пристроїв, що створюють жорстку конструкцію «відламки – фіксатор» (із дуже малими переміщеннями), на відміну від засобів, де переміщення відламків на 1-2 порядки більші та їх клінічно можна зареєструвати.

Висновки

Механічні властивості фібрин-клітинно-колагенової бласти дають їй змогу деформуватися на розтягнення без негативних наслідків у межах 13–40 %.

Рухомість відламків у перші три тижні після діафізарного перелому (що відповідає стадіям утворення фібрин-кров'яного згустку, проліферації та диференціації клітин) призводить до деформації і напруження фібрин-клітинно-колагенової бласти, які організують структуру майбутнього періостального кісткового регенерату з необхідним запасом міцності.

У разі незрощення діафізарного перелому рухомість відламків супроводжується поздовжніми деформаціями тканин, що їх з'єднують, у межах 37–61 %. Але вони вже не мають стимулювального і формоутворювального ефекту, який ми спостері-

гаємо у випадку аналогічної рухомості відламків після «свіжого» перелому.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- Бец Г. В. Остеосинтез при помощи стержневых наружных фиксаторов в ургентной травматологии: дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22. — Харьков, 1991. — 286 с.
- Билинский П. И. Сравнительный теоретический анализ биомеханических аспектов остеосинтеза при поперечном переломе большеберцовой кости контактными и малоконтактными пластинами (сообщение первое) / П. И. Билинский, В. П. Чаплинский, В. А. Андрейчин // Травма. — 2013. — Т. 14, № 2. — С. 63–71.
- Волна А. А. Удаление металлоконструкций: решение проблемы? / А. А. Волна, М. А. Панин, Н. В. Загородний // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 4 (577). — С. 84–87, doi: 10.15674/0030-59872009484-87.
- Волна А. А. Эволюция принципов и философии АО/ASIF. Путь продолжительностью в 50 лет // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — С. 89–96.
- Лечение несращения отломков кости после диафизарного перелома / А. К. Попсуйшапка, В. А. Литвишко, В. В. Григорьев, Н. А. Ашукина // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2014. — № 1 (594). — С. 34–41, doi: 10.15674/0030-59872014134-41.
- Маркс В. О. Заживление закрытого перелома кости / В. О. Маркс. — Минск: Изд-во Академии наук БССР, 1962. — 275 с.
- Нелинейные вязкоупругие свойства биологических тканей [Электронный ресурс] / А. В. Кобелев, Л. Т. Смолук, Р. М. Кобелева, Ю. Л. Проценко — Екатеринбург: УрРАН, 2011. — Режим доступа: www.imp.uran.ru/lib/monografy/Kobelev1.pdf.
- Особенности формирования, структурно-механические свойства фибрин-кровяного сгустка и его значение для регенерации кости при переломе / А. К. Попсуйшапка, В. А. Литвишко, Н. А. Ашукина, З. Н. Данишук // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 4 (593). — С. 5–12, doi: 10.15674/0030-5987201345-12.
- Попсуйшапка А. К. Лечение диафизарных переломов плечевой кости шинно-матерчатый ортезом / А. К. Попсуйшапка, В. А. Литвишко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1998. — № 3. — С. 90–93.
- Попсуйшапка А. К. Функциональное лечение диафизарных переломов костей конечностей (клиническое и экспериментальное обоснование): дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22. — Харьков, 1991. — 271 с.
- Попсуйшапка А. К. Частота несращения отломков при изолированных диафизарных переломах длинных костей конечностей / А. К. Попсуйшапка, О. Е. Ужегова, В. А. Литвишко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 1 (590). — С. 39–43, doi: 10.15674/0030-59872013139-43.
- Попсуйшапка О. К. Клініко-морфологічні стадії зрощення відламків після перелому кістки / О. К. Попсуйшапка, В. О. Литвишко, Н. О. Ашукина // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2015. — № 1 (598). — С. 12–20, doi: 10.15674/0030-59872015112-20.
- Попсуйшапка О. К. Рухомість відламків при функціональному лікуванні переломів кісток гомілки зовнішнім апаратом / О. К. Попсуйшапка, В. І. Дубас // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2001. — № 1. — С. 36–39.
- Попсуйшапка О. К. Функціональне лікування діафізарних переломів кінцівок з використанням стрижневих пристроїв для пружньо-стійкого з'єднання відламків. Методичні рекомендації / О. К. Попсуйшапка, В. О. Литвишко, І. М. Боровик. — Київ, 2014. — 46 с.
- Роль фибринового сгустка и механических напряжений в нем в процессе образования первичного костного регенерата при переломе кости / А. К. Попсуйшапка, В. А. Литвишко, Н. А. Ашукина, О. А. Подгайская // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2010. — № 3 (580). — С. 22–27, doi: 10.15674/0030-59872010322-27.
- Романенко К. К. Абсолютная и относительная стабильность при остеосинтезе длинных костей / К. К. Романенко, А. И. Белостоцкий, Д. В. Прозоровский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 1. — С. 97–100, doi: 10.15674/0030-59872009197-100.
- Серов В. В. Соединительная ткань / В. В. Серов, А. Б. Шехтер. — М.: Медицина, 1981. — 312 с.
- Фигурская М. Структура компактной костной ткани / М. Фигурская // Российский журнал биомеханики. — 2007. — Т. 11, № 3. — С. 28–38.
- Хелимский О. К. Об остеопластических свойствах фибрина излившейся крови / О. К. Хелимский // Труды Ленинградского института травматологии и ортопедии. — 1956. — № 5. — С. 64.
- Evans S. F. Top down bottom up approaches to elucidating multiscale periosteal mechanobiology: Tissue level and cell scale studies [web source] / S. F. Evans. — Department of Biomedical Engineering Case Western Reserve University, 2012. — 104 p. — access mode: [https://etd.ohiolink.edu/etd.send_file?accession=case1331646902&disposition=inline](https://etd.ohiolink.edu/etd/send_file?accession=case1331646902&disposition=inline).
- Falvo M. R. The molecular origins of the mechanical properties of fibrin / M. R. Falvo, O. V. Gorkun, S. T. Lord // Biophys. Chem. — 2010. — Vol. 152 (1–3). — P. 15–20, doi: 10.1016/j.bpc.2010.08.009.
- https://ru.wikipedia.org/wiki/Механическое_напряжение
- Janmey P. A. Fibrin gels and their clinical and bioengineering applications / P. A. Janmey, J. P. Winer, J. W. Weisel // J. R. Soc. Interface. — 2009. — Vol. 6 (30). — P. 1–10.
- McBride S. H. Anisotropic mechanical properties of ovine femoral periosteum and the effects of cryopreservation / S. H. McBride, S. F. Evans, M. L. Knothe Tate // J. Biomech. — 2011. — Vol. 44 (10). — P. 1954–1959, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.036.
- Perren S. M. The concept of interfragmentary strain / S. M. Perren, J. Cordey // Current concepts of internal fixation of fractures / H. K. Uthoff. — Berlin-Heidelberg-NY: Springer-Verlag, 1980. — P. 63–77.
- Sarmiento A. Closed functional treatment of fractures / A. Sarmiento, L. L. Latta. — Berlin-Heidelberg-NY: Springer-Verlag, 1981. — 687 p.

BONE FRAGMENTS DISPLACEMENT IN THE TREATMENT OF DIAPHYSEAL FRACTURES AND THEIR IMPORTANCE TO THE PROCESS OF BONE REGENERATION

O. K. Popsuishapka², V. O. Litvishko¹, N. O. Ashukina³, S. M. Yakovenko³

¹ CHI «Kononenko Chuguyev Central District Hospital», Kharkiv region. Ukraine

² Kharkiv Medical Academy for Postgraduate Education of the Ministry of Health of Ukraine

³ SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

✉ Olexey Popsuishapka, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: alexeycorn@gmail.com

Шановні колеги!

Українська асоціація ортопедів-травматологів запрошує Вас взяти участь в XVII з'їзді ортопедів-травматологів України, який відбудеться **5–7 жовтня 2016 року** в Києві.

Наукова тематика з'їзду

1. Бойова травма (мінно-вибухові та вогнепальні поранення, організація медичної допомоги).
2. Ендопротезування великих суглобів.
3. Актуальні питання артроскопії.
4. Хірургія верхньої кінцівки.
5. Хірургія нижньої кінцівки.
6. Хірургія хребта.
7. Фундаментальні дослідження.
8. Актуальні питання дитячої ортопедії і травматології.

Робочі мови — українська, російська, англійська.

Секретаріат:

ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів»
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»
10601 Україна м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27
+ 38-044-234-73-33, 486-31-97
www.uaot.ua, www.ito.gov.ua