

УДК 616.718.4-001.5-089.2:004.942](045)

Напружено-деформований стан фібрин-кров'яного згустку та окістя в зоні діафізарного перелому за різних умов з'єднання відламків та його вплив на структурну організацію регенерату

В. О. Литвишко¹, О. К. Попсуйшапка², О. В. Ярьсько³

¹ КЗ «Чугуївська центральна районна лікарня ім. В. І. Кононенка». Україна

² Харківська медична академія післядипломної освіти МОЗ України

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

The goal: using mathematical finite-element modeling to calculate the stress-strain state (SSS) of fibrin-blood clot and periosteum around the fracture zone in the conditions of fixation of femur fragments with on-bone plate, intramedullary locking nail and ExFix. The methods: the model represents two fragments of femur with transverse fracture plane joined with spindly fibrin-blood clot enclosed in periosteum and devices mentioned above. The existing data on the Young's modulus and Poisson's ratio of all components of the model were used. The calculations of SSS of clot and periosteum were performed under axial load of 800 N on femur and transverse load of 200 N on the distal femur. The control points on the horizontal section of clot and periosteum were selected for a quantitative comparison of the voltage in various conditions of fragments fixation. Moreover, the area covered by the maximum stress level was compared. The results: The following patterns were revealed. At the same axial load of model the lowest level of stress in periosteal-fibrin spindle was observed when fragments were fixed with intramedullary locking nail, a little more — with plate, and the biggest one — with ExFix. The ratio of the stress values was 1 : 2 : 3–4. At the same transverse load of model the lowest level of stress in periosteal-fibrin spindle was observed when fragments were fixed with plate, a little more — with intramedullary locking nail, and the biggest one — with ExFix. The ratio of the stress values was 1 : 6 : 10–12. The greatest difference in stress levels was noticed in the conditions of transverse load on the segment. Conclusion: The presented data on SSS in tissues around the fracture zone explain the origin of sizes, shapes and structures of periosteal bone regenerate in the treatment of diaphyseal fractures with devices with different modes of mobility of bone fragments. Key words: diaphyseal fractures, osteosynthesis, fibrin-blood clot, the stress-strain state.

Цель работы: с помощью математического конечно-элементного моделирования рассчитать напряженно-деформированное состояние (НДС) фибрин-кровяного сгустка и надкостницы в околоотломковой зоне при фиксации бедренной кости на костной пластиной, интрамедуллярным блокированным стержнем и аппаратом внешней фиксации (АЗФ). Методы: модель представляла собой два отломка бедра с поперечной плоскостью излома, которые соединялись указанными устройствами и веретенообразным фибрин-кровяным сгустком, заключенным в надкостницу. Использованы существующие данные о модуле Юнга и коэффициенте Пуассона всех составляющих модели. Расчеты НДС сгустка и надкостницы проводили при осевой нагрузке 800 Н бедренной кости и поперечной нагрузке 200 Н на дистальный отдел бедра. Для количественного сравнения величин напряжения при различных условиях фиксации отломков выбраны контрольные точки на горизонтальном сечении сгустка и надкостницы. Кроме этого, сравнивали площади, на которые распространялся максимальный уровень напряжения. Результаты: при одинаковой осевой нагрузке модели наименьший уровень напряжений надкостнично-фибринового веретена наблюдали при фиксации отломков интрамедуллярным блокированным стержнем, немного больший — пластиной и самый большой — АЗФ. Соотношение величин напряжений составило 1 : 2 : 3–4. При одинаковой поперечной нагрузке модели наименьший уровень напряжений надкостнично-фибринового веретена отмечен при фиксации отломков пластиной, немного больший — интрамедуллярным блокированным стержнем и самый большой — АЗФ. Соотношение величин напряжений составило 1 : 6 : 10–12. Наибольшая разница в уровнях напряжения проявляется при действии на сегмент поперечной нагрузки. Вывод: представленные данные о НДС тканей в околоотломковой зоне объясняют происхождение размеров, форм и структур периостального костного регенерата при лечении диафизарных переломов устройствами с разными режимами подвижности отломков. Ключевые слова: диафизарные переломы, остеосинтез, фибрин-кровяной сгусток, напряженно-деформированное состояние.

Ключові слова: діафізарні переломи, остеосинтез, фібрин-кров'яний згусток, напружено-деформований стан

Вступ

Вплив механічних навантажень на процес формоутворення регенерату кістки після перелому є загальноновизнаним фактом. Але залишаються нез'ясованими механізми дії внутрішніх сил і деформацій на такі явища регенерації, як інтенсивність росту мезенхімальних клітин, їх диференціація, просторова орієнтація та продуктивність синтезу основних компонентів матриксу, що загалом має забезпечити утворення структурно адекватного навантаженням кісткового регенерату. Діючим фактором є механічне напруження субстанції, в якій відбувається процес регенерації. За визначенням [18], механічне напруження — це міра внутрішньої сили, яка утворюється в тілі, що деформується під впливом різних факторів. Напруження є результатом взаємодії частин тіла під час навантаження. Зовнішні сили діють на взаємне розташування частинок, а напруження, яке при цьому виникає, перешкоджає зміщенню частинок, обмежуючи його здебільшого певною малою величиною. Рідина (зокрема кров) через свою молекулярну природу не здатна самостійно зберігати форму і перебувати в стані напруження [4]. Напружений стан може мати кістка, окістя, м'язи, фібрин і новоутворений регенерат. За однакових умов навантаження рівень напруженого стану в цих тканинах залежно від їх пружності та жорсткості буде різним. Тому треба зрозуміти ситуацію зі станом напруження тканин, які оточують відламки на початковому етапі загоєння перелому, коли тільки утворився фібриновий згусток. Оскільки ми виходимо з припущення, що вихідний стан їх напруження впливатиме на просторову структуру майбутнього колагенового, а потім і кісткового регенерату. Про вплив внутрішнього напруження кістки на її регенерацію після перелому вказав у своїй теоретичній концепції М. О. Корж і співавт. [6]. Причому зауважено, що для відновлення напруженого стану кістки після перелому і сприятливого перебігу регенерації необхідна герметизація кістково-мозкового каналу.

Ми з'ясували, що фібрин-кров'яний згусток, утворений у перші години після перелому в навколівідламковій зоні має певну структуру. Частіше за все після діафізарного перелому виникає веретеноподібна гематома в результаті відшарування окістя та гідродинамічного тиску крові. Це підтверджено ультразвукографічними дослідженнями [7, 9]. Далі протягом 6–24 годин відбувається полімеризація розгорнутих молекул фібриногену з утворенням комірчастої фібринової структури. У комірках

фібрину міститься сироватка з еритроцитами. Комірочки мають округлу форму, що можна пояснити гідростатичним тиском рідини, який виникає в результаті ретракції фібрину (його внутрішнього напруження). Щільність фібрину на різних ділянках згустку неоднорідна. По його периферії фібрин має щільну структуру, що пояснюється інтенсивністю полімеризації на біологічно активній ушкодженій поверхні. У напрямку від периферії до центру згустку фібрин поступово набуває комірчастої будови, утворюючи комірочки округлої або овальної форми. Їх розміри збільшуються з наближенням до центру. Дослідження механічних властивостей фібрин-кров'яного згустку дводобової давнини, отриманого *in vitro*, виявили, що за умов одностороннього стиснення він спочатку деформується за пластичним типом (приблизно на 30–40 % висоти), а потім деформований згусток набуває пружні властивості [7]. Цей феномен можна пояснити збільшенням тиску рідини, розміщеної між фібриновими перегородками, які після певної деформації переходять у пружний стан. Отже, фібрин-кров'яний згусток є первинною механічною субстанцією, яка заповнює між- та навколівідламковий простір, і може перебувати в напруженому стані.

Крім того, слід звернути увагу, що всі тканини, прилеглі до відламків, здатні пружно деформуватись під дією навантажень. Деформування збільшує стан їх напруження відповідно до закону Гука, який відображає залежність між пружною деформацією ε та напруженням σ :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (1)$$

де E — модуль пружності [18].

Величина деформацій тканин, які розташовані у міжвідламковій зоні, залежить від переміщень відламків один відносно одного. А величина і векторність цих переміщень залежить від способу з'єднання відламків.

Мета роботи: за допомогою математичного кінцево-елементного моделювання розрахувати напружено-деформований стан фібрин-кров'яного згустку та окістя в навколівідламковій зоні за умов фіксації переломів стегнової кістки накістковою пластиною, інтрамедулярним блокованим стрижнем та апаратом зовнішньої фіксації.

Матеріал та методи

Відповідно до поставленої мети ми створили кінцево-елементну модель (КЕМ) стегна з поперечним переломом кістки в середній її третині та



Рис. 1. Модель зламаного стегна з підкісним фібрин-кров'яним згустком у разі фіксації відламків інтрамедулярним блокованим стрижнем (фронтальний переріз)

відтворили стан, який відповідає стадії утворення фібрин-кров'яного згустку в навколівідламковій зоні. Загальний вид КЕМ представлений на рис. 1. Зона, заповнена фібрин-кров'яним згустком, має веретеноподібну форму й оточена окістям. Згусток побудований у вигляді комірчастої структури. Комірки розташовані системно, їх розміри збільшуються в напрямку від периферії до центру. Діастаз між відламками також заповнений фібрином. Відомі дослідження [16], в яких встановлені механічні властивості фібрину. Його модуль пружності першого роду (модуль Юнга) може коливатися від 1,6 до 8 МПа, що пояснюється активною та швидкою трансформацією фізичного стану цього біологічного матеріалу. Пружні властивості фібрину зростають з його організацією. Певною мірою ці механічні властивості можна перенести й на фібрин-клітинну бластему, яка утворюється в перший тиждень після перелому.

Механічні властивості елементів моделі наведені в табл. 1.

Розрахунки напружено-деформованого стану (НДС) елементів моделі проводили з використанням комп'ютерної програми SolidWorks за умов трьох варіантів з'єднання відламків :

- апаратом зовнішньої фіксації (АЗФ) виробництва ПП «ОРТОПАК» згідно з методикою [11];
- інтрамедулярним блокованим стрижнем фірми ChM (за нещільного розташування стрижня в кістковомозковому каналі);
- накістковою пластиною із кутовою стабільністю з використанням 8 гвинтів.

Вибрані такі умови навантаження моделі зламаного стегна: осьове навантаження 800 Н стегнової кістки з прикладенням сили на її головку, що приблизно відповідає масі людини (80 кг); поперечне навантаження 200 Н, яке діяло на дистальний кінець стегна в сагітальній та фронтальній площинах. Величина навантаження вибрана через те, що нижня кінцівка має масу приблизно 20 кг, а центр її маси міститься в нижній третині стегна.

Результати та їх обговорення

Отримані результати та концепція впливу

НДС фібрину й окістя на формування регенерату

Для аналізу стану НДС тканин навколо перелому обрано сагітальну, фронтальну та горизонтальну площини. Остання проходила через щілину перелому і центральну частину веретеноподібного фібрин-кров'яного згустку. Для кількісного порівняння величини напружень за різних умов з'єднання відламків обрані контрольні точки на горизонтальному перерізі згустку з окістям по лініях, які проходять у сагітальній та фронтальній площинах. Точки ставили з інтервалом 1 мм на медіальній, латеральній, передній та задній ділянках згустку (рис. 2). Передумовою для вибору точок у цій зоні була найбільша несприятливість центральної частини регенерату для заповнення кістковою тканиною.

Далі наводимо рисунки сагітального, фронтального і горизонтального перерізів фібрин-кров'яного згустку та графіки, які ілюструють розподіл і рівень

Таблиця 1

Модуль пружності Юнга і коефіцієнт Пуассона складових елементів моделі «відламки стегнової кістки – фібрин-кров'яний згусток з окістно-м'язовим футляром – фіксатор»

Елементи моделі (матеріал)	Модуль Юнга	Коефіцієнт Пуассона	Джерело інформації
Компактна кістка	18 350 МПа	0,30	[2, 5]
Губчаста кістка	330 МПа	0,30	[2, 5]
Окістя	25,67 МПа	0,33	[12, 14, 17]
Фібрин	4 МПа	0,45	[16]
Титан BT18 (стрижні апарата)	12 000 МПа	0,33	[13]
Іржостійка сталь (з'єднувальний вузол апарата, інтрамедулярний стрижень, пластина)	21 000 МПа	0,28	[13]
Склопластик (зовнішня опора апарата)	50 000 МПа	0,22	[1, 13]

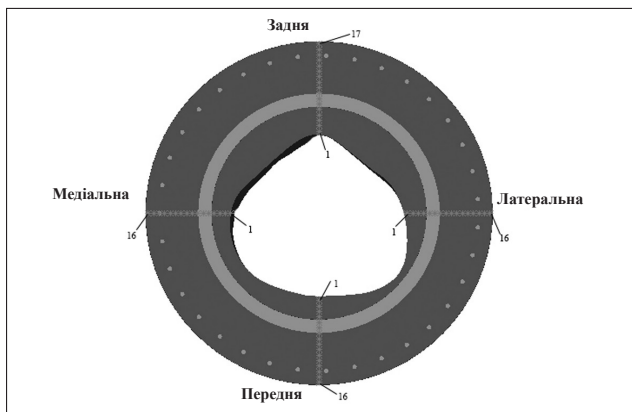


Рис. 2. Контрольні точки на горизонтальному перерізі згустку, в яких визначали рівень напруження для порівняльного аналізу

напружень у контрольних точках за різних способів з'єднання відламків під час дії осьового та поперечного навантаження на сегмент (рис. 3–6). Слід зауважити, що фібрин, розташований у міжвідламковому просторі як і кістка, під час навантаження конструкції зазнавав максимального напруження, яке програма визначала червоним кольором. У результаті місце перелому на моделі не було видно. Тому фібрин, розташований у міжвідламковій зоні, не показаний.

Як бачимо, розподіл напружень в об'єкті програма визначає в кольоровому спектрі, де синій колір відповідає рівню 0–0,04 МПа, голубий — 0,04–0,08 МПа, зелений — 0,08–0,12 МПа, жовтий — 0,12–0,16 МПа, червоний — 0,16–0,2 МПа

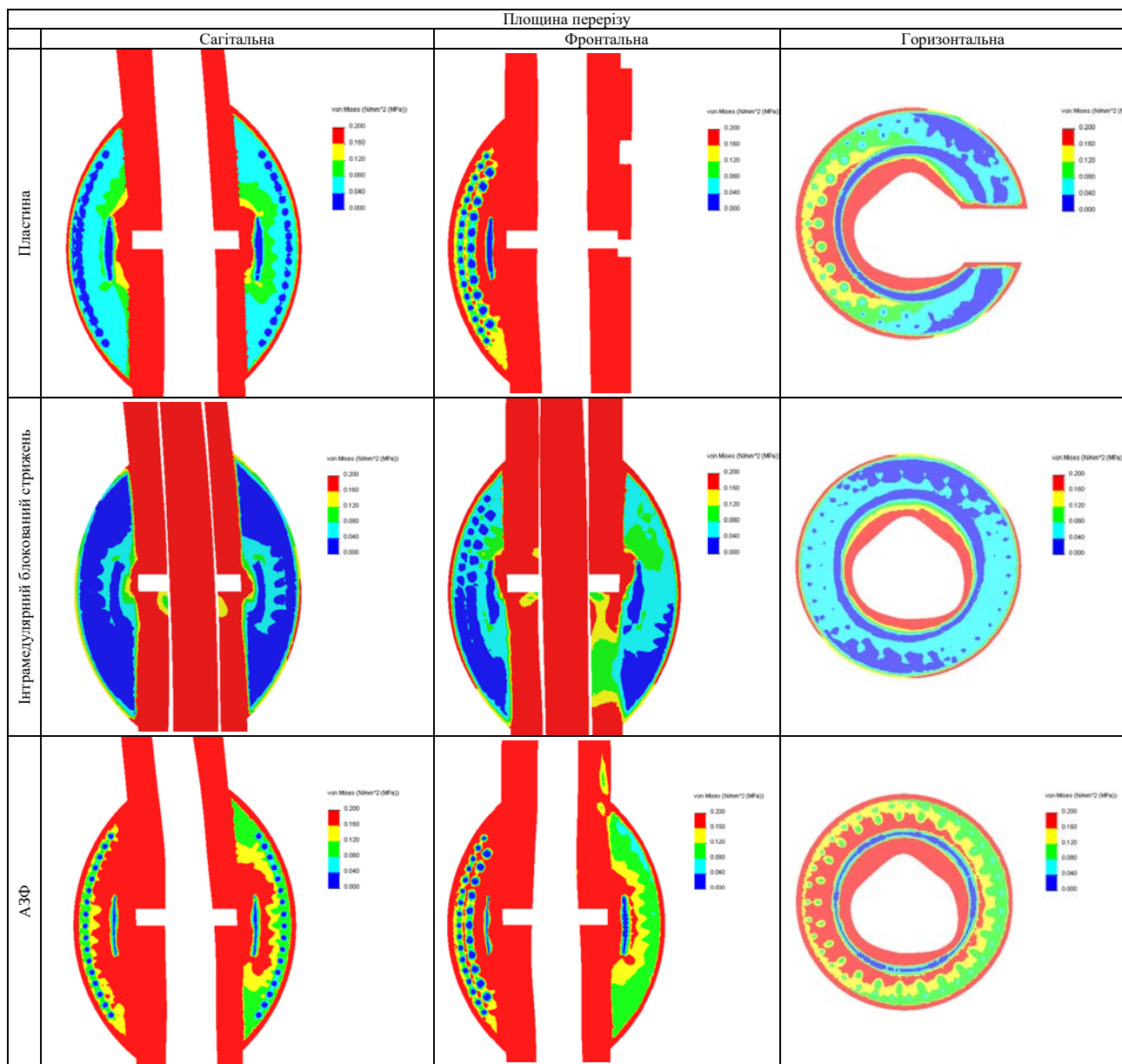


Рис. 3. Розподіл напружень на сагітальному, фронтальному та горизонтальному перерізах фібрин-кров'яного згустку й кістки за різних способів з'єднання відламків у разі дії на сегмент осьового навантаження 800 Н



Рис. 4. Діаграми рівня напружень (МПа) у контрольних точках фібрин-кров'яного згустку й окістя за різних способів з'єднання відламків у разі дії на сегмент осевого навантаження 800 Н

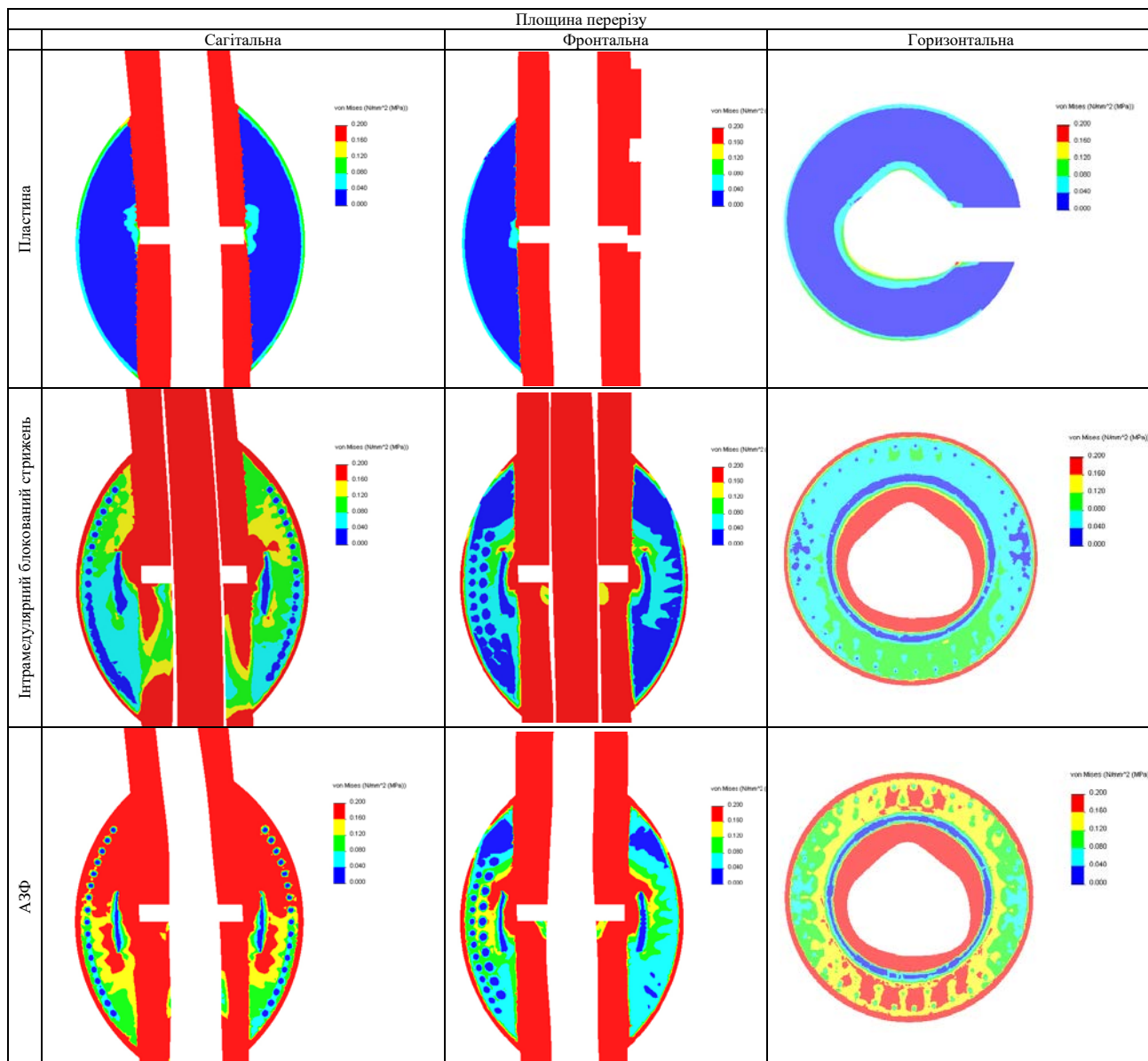


Рис. 5. Розподіл напружень на сагітальному, фронтальному та горизонтальному перерізах фібрин-кров'яного згустку й кістки за різних способів з'єднання відламків у разі дії на сегмент поперечного навантаження 200 Н

Таблиця 2

Величини площі з максимальним напруженням фібрину на сагітальному, фронтальному і горизонтальному перерізах у змодельованих ситуаціях

Спосіб з'єднання відламків	Площа з механічними напруженнями (0,16–0,2 МПа) фібрину (% до загальної площі)					
	сагітальна		фронтальна		горизонтальна	
	вертикальна	поперечна	вертикальна	поперечна	вертикальна	поперечна
Накісткова пластина	9,0	0	38,0	0	23,0	0
Інтрамедулярний блокований стрижень	7,3	14,6	25,0	8,4	14,0	16,0
АЗФ	59,5	51,0	55,0	13,0	62,0	31,0

і вище. Рівень напруження фібринового згустку (або регенерату) характеризували двома показниками: перший — це рівень напруження в контрольних точках, другий — площа, яку займає максимальний

рівень напруження (червоний колір) на конкретному перерізі.

Найбільший рівень напружень був у кісткових відламках і далі ці напруження передаються

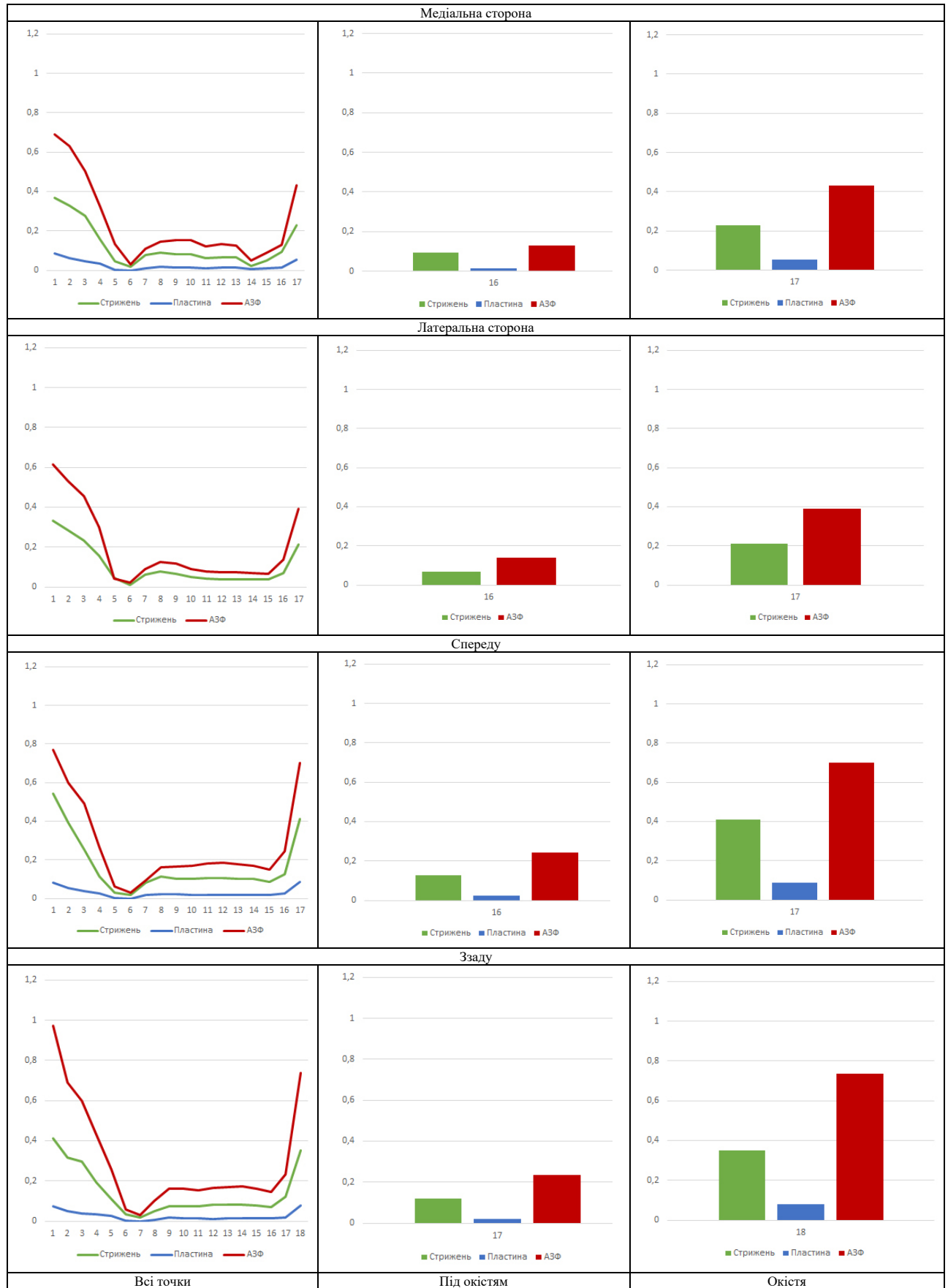


Рис. 6. Діаграми рівнів напружень (МПа) у контрольних точках фібрин-кров'яного згустку й окістя за різних способів з'єднання відламків у разі дії на сегмент поперечного навантаження 200 Н

на згусток. Але ступінь їх поширення на згусток відрізнявся залежно від умов з'єднання відламків і напрямку дії зовнішнього навантаження. Іншим джерелом напруження було окістя, яке оточувало фібрин-кров'яний згусток. Вказана особливість представлена на графіках напружень фібрину в контрольних точках. Біля кістки величина напруження фібрину була максимальною, у центральній частині веретена зменшувалася і наближаючись до окістя знову збільшувалася. Розрахунки за допомогою КЕМ свідчать, що найбільшим напруження фібрину було в разі з'єднання відламків АЗФ — як за умов вертикального, так і поперечного навантаження. У випадку з'єднання відламків пластиною або інтрамедулярним блокованим стрижнем рівень напружень фібрину як мінімум вдвічі менший. Подібну залежність спостерігали під час порівняння площі фібрину, на яку поширюється максимальний рівень напруження (0,16–0,2 МПа, позначено червоним кольором). Величини площі з максимальним напруженням фібрину на сагітальному, фронтальному і горизонтальному перерізах у всіх змодельованих ситуаціях наведені в табл. 2, з якої видно, що за умов фіксації відламків АЗФ розміри ділянки згустку з максимальним рівнем НДС суттєво перевищують виявлені в разі застосування заглибних пристроїв.

Отже, з отриманих на КЕМ розрахунків, можна зробити такі висновки:

1. За однакового осьового навантаження моделі найменший рівень НДС окісно-фібринового веретена спостерігали в разі фіксації відламків інтрамедулярним блокованим стрижнем, дещо більший — пластиною і найбільший — АЗФ. Співвідношення НДС становить 1 : 2 : 3–4 відповідно.

2. За однакового поперечного навантаження моделі найменший рівень НДС окісно-фібринового веретена відмічений за умов фіксації відламків пластиною, більший — інтрамедулярним блокованим стрижнем і найбільший — АЗФ. Співвідношення НДС становило 1 : 6 : 10–12 відповідно. Найбільша різниця в рівнях напруження була після дії на сегмент поперечного навантаження.

Пояснимо походження найбільшої величини напружень фібринового згустку та поширення їх на значно більші ділянки в разі фіксації відламків АЗФ порівняно з іншими способами. У випадку з'єднання відламків АЗФ утворюється конструкція «відламки — апарат», яка здатна пружно деформуватися значно в більших межах, ніж конструкції, які створюються за умов накісткового та інтрамедулярного остеосинтезу. Проведені нами раніше дослідження на фізичній моделі поперечного перелому стегнової

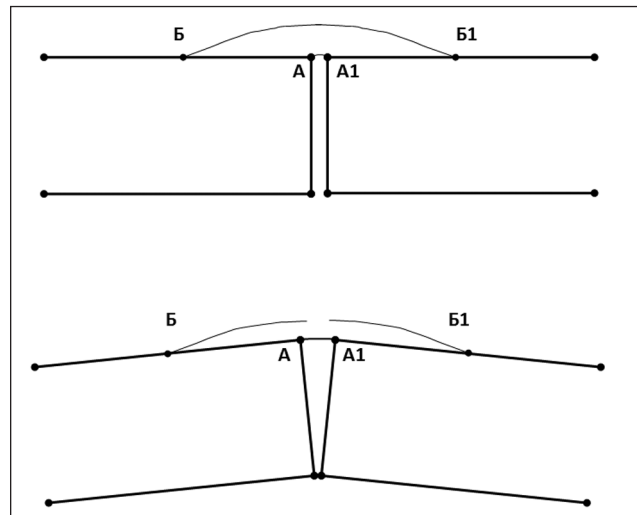


Рис. 7. Схематичне зображення подовження фібринових волокон за умов деформації

кістки фіксованого АЗФ показали, що пружні лінійні переміщення за умов дії поперечного навантаження становлять до 16 мм [8]. На препаратах стегнової кістки з переломом встановлено, що в разі фіксації відламків інтрамедулярним блокованим стрижнем під дією осьового стискання силою 1000 Н виникала поздовжня деформація до $(2 \pm 0,45)$ мм, накістковою пластиною — $(2,8 \pm 0,52)$ мм [10]. Останнім часом з'явилися розрахункові дані, що за умов накісткового остеосинтезу існують лінійні переміщення між відламками в межах 0,07–0,013 мм [3]. Зі збільшення переміщень відламків один відносно одного підвищується і НДС фібринового згустку, який оточує ці відламки. Пояснимо це на схемі (рис. 7). Уявимо собі, що відламки з'єднані веретеноподібним фібриновим згустком, а фібринові волокна розташовані подовжньо, що цілком допустимо. Прослідкуємо зміну напруження після кутової деформації волокна АА1, розташованого в центральній частині згустку і волокна ББ1 на периферії. У разі кутової деформації сегмента 5° відстань між вказаними точками збільшиться на 2 мм. Але враховуючи різну вихідну довжину волокон, відносно їх подовження буде різним і за графічними розрахунками становитиме АА1 — 100 %, ББ1 — 10 %. Відповідно до закону Гука пропорційно зміниться і величина напруження в них. Вказана закономірність чітко простежена в результаті розрахунків на КЕМ. Отже, для досягнення напруження фібрину в периферійній частині «веретена» необхідна відповідна деформація сегмента. Іншими словами, чим більша деформація, тим вище напруження в периферійній зоні згустку.

Цікавими виявилися деякі особливості концентрації напружень фібрин-клітинної бластемі

за досліджуваних способів з'єднання відламків. За умов розташування пластини по зовнішній поверхні стегнової кістки під дією осевого навантаження напруження концентруються по внутрішній частині регенерату, що пов'язано з можливістю прогину пластини у фронтальній площині. У сагітальній площині її деформації обмежені і тому дуже низький рівень напружень у регенераті. За умов фіксації відламків стегна інтрамедулярним блокованим стрижнем відмічено рівномірніший розподіл напружень регенерату, але вони мають низький рівень. Це пояснюється рівномірним обмеженням деформацій в усіх площинах. Напруження регенерату за умов з'єднання відламків стегна АЗФ переважно поширюється на його передній і задній сектори, що пов'язано з більшою здатністю до деформування конструкції в сагітальній площині (оскільки стрижні розташовані у фронтальній).

Тепер, коли маємо конкретні та наочні уявлення про розподіл напружень в тканинах, які оточують відламки, розглянемо їх можливий вплив на процес формоутворення регенерату. За нашими даними [9], процес утворення нової кісткової тканини проходить чотири стадії: утворення фібрин-кров'яного згустку в навколівідламковій зоні (перша доба); міграція мезенхімальних клітин у фібриновий матрикс, їх проліферація та диференціація в напрямку кісткового та хрящового диферонів (до 20–30 діб); синтез новоутвореними клітинами остеоїду та хондроїду (1–5 міс.); завершальна адаптаційна перебудова регенерату. Проаналізуємо вплив механічних напружень на формування структури фібрин-клітинної бластими на перших двох стадіях, які є найбільш динамічними.

Кров, що опинилася за межами свого природного середовища, починає активізуватись і проявляти захисну функцію. Насамперед це фібриноутворення, яке не просто зупиняє кровотечу. Як ми помітили, тиск крові, що заповнює навколівідламковий простір, зазвичай утворює веретеноподібний резервуар завдяки можливості відшарованого окістя з м'язами деформуватися за типом мембрани. Такий ефект можна спостерігати, якщо зберігатиметься герметичність крововиливу. Полімеризація фібриногену крові починається на внутрішніх поверхнях відшарованого окістя, де й утворюється найщільніший шар фібринових волокон [9]. В умовах перелому це можна пояснити насамперед біологічною активністю ранової поверхні зі зруйнованим ендотелієм судин. Тобто, процес фібриноутворення після перелому можна розглядати як захисну реакцію, що спрямована на герметизацію ушкодженої зони. Якщо в окіс-

ті й виник розрив, то фібрин його «латає», щоб зберегти концентрацію крові в епіцентрі для наступного репаративного процесу. У цьому є біологічна доцільність: із цієї крові формується фібрин-кров'яний згусток — якісно нова субстанція. Вона утворює механічний фібриновий каркас, здатний перебувати в напруженому стані, який одночасно є носієм біологічно активних факторів, вивільнених внаслідок руйнування клітин, зокрема тромбоцитів, і надалі здатних керувати процесом регенерації. Важливо відмітити, що вже на етапі формування згустку більшість фібринових волокон розташовується за напрямками дії внутрішніх сил у цьому середовищі.

Наступна стадія регенерації характеризується динамічними клітинними трансформаціями і має завершитися утворенням диференційованих і адекватно орієнтованих у просторі клітин. Річ у тому, що ці клітини (фібробласти, остеобласти чи хондробласти) мають синтезувати колаген, призначений виконувати функцію протидії деформаціям. Ефективність протидії залежатиме від напрямку розташування його волокон. Встановлено, що напрямок розташування волокон фібрину, а потім і колагену, співпадає з поздовжньою віссю клітини [7] (рис. 8).

Припускаємо, що така позиційна організація клітин обумовлена станом напруження фібрину, а також не виключаємо, що сила, яка виникає в фібрині (або колагені), передається на цитоплазму клітини і стимулює в ній процеси синтезу міжклітинної речовини — опорної субстанції. Причому і напруження, і деформації мають позитивний формоутворювальний вплив саме на перших стадіях процесу зрощення, коли формується клітинно-колагенова структура. Усе це може свідчити про існування природного принципу адекватного формоутворення кісткового регенерату під впливом

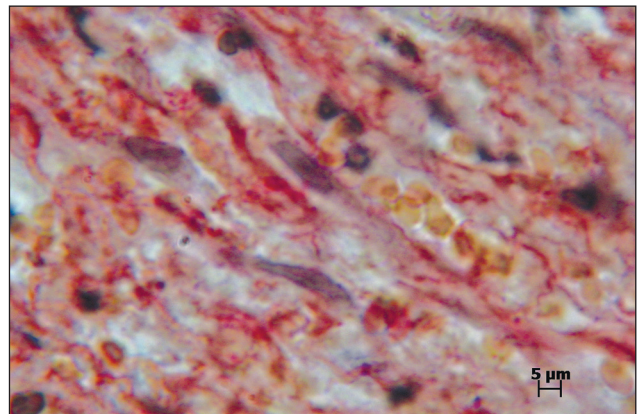


Рис. 8. Однонаправлене розташування фібрину та фібробластів в регенераті діафізарного перелому плечової кістки на 8-й день після травми

напружень, щоб в оптимальні терміни відновити опорну функцію кістки.

Висновки

Найбільші за величиною та обсягом напруження фібрин-окісного «веретена» після діафізарного перелому виявлені за умов фіксації відламків АЗФ у пружному режимі порівняно з їх заглибною фіксацією. Завдяки цьому феномену можна пояснити походження розмірів, структури і міцності утвореного періостального регенерату.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Промышленные полимерные композиционные материалы / М. Ричардсон; пер. с англ. [под ред. П. Г. Бабаевского]. — М.: Химия, 1980. — 224 с.
2. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — К.: Наукова думка, 1990. — 183 с.
3. 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.
4. Зубов В. Г. Механика / В. Г. Зубов. — М.: Наука, Главная редакция физ.-мат. лит., 1978. — 352 с.
5. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафорд, Ю. Ж. Салулгосис. — Рига: Зинатне, 1980. — 465 с.
6. Концепция механизма сращения диафизарных переломов с позиции собственных внутренних напряжений кости / Н. А. Корж, В. Г. Климовицкий, Л. Д. Гончарова [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2007. — № 2. — С. 82–93.
7. Особенности формирования, структурно-механические свойства фибрин-кровяного сгустка и его значение для регенерации кости / А. К. Попсуйшапка, В. А. Литвишко, Н. А. Ашукина, З. Н. Данищук // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 4. — С. 5–12, doi: 10.15674/0030-5987201345-12.
8. Попсуйшапка А. К. Свойства биомеханической конструкции «фрагменты бедренной кости — аппарат внешней фиксации» и особенности периостальной регенерации при ее использовании у детей / А. К. Попсуйшапка, И. Н. Боровик // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2007. — № 1. — С. 44–50.
9. Попсуйшапка О. К. Клініко-морфологічні стадії процесу зрощення відламків кістки / О. К. Попсуйшапка, В. О. Литвишко, Н. О. Ашукіна // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2015. — № 1. — С. 12–20, doi: 10.15674/0030-59872015112-20.
10. Рубленик І. М. Інтрамедулярний металополімерний остеосинтез в лікуванні переломів кісток та їх наслідків / І. М. Рубленик, О. Г. Шайко-Шайковський, В. Л. Васюк. — Чернівці, 2003. — 175 с.
11. Функціональне лікування діафізарних переломів кінцівок з використанням стрижневих пристроїв для пружно-стійкого з'єднання відламків. Методичні рекомендації / О. К. Попсуйшапка, В. О. Литвишко, І. М. Боровик. — Київ, 2014. — 46 с.
12. Claes L. E. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing / L. E. Claes, C. A. Heigele // J. Biomech. — 1999. — Vol. 32 (3). — P. 255–266.
13. Gere J. M. Mechanics of material / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — Boston- London: PWS, 1997. — 912 p.
14. Strain gradients correlate with sites of periosteal bone formation / T. S. Gross, J. L. Edwards, K. J. McLeod, C. T. Rubin // J. Bone Miner. Res. — 1997. — Vol. 12 (6). — P. 982–988.
15. 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. Biomechanics. — 2011. — Vol. 44 (10). — P. 1954–1959, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.036.
16. 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, doi: 10.1098/rsif.2008.0327.
17. Evans S. F. Top down bottom up approaches to elucidating multiscale periosteal mechanobiology: Tissue level and cell scale studies / S. F. Evans. — Department of Biomedical Engineering Case Western Reserve University, 2012. — 19 p.
18. https://ru.wikipedia.org/wiki/Механическое_напряжение.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016162-71>

Стаття надійшла до редакції 03.06.2015

STRESS-STRAIN STATE OF FIBRIN-BLOOD CLOT AND PERIOSTEUM IN THE AREA OF DIAPHYSEAL FRACTURE UNDER DIFFERENT CONDITIONS OF FRACTURE FRAGMENTS FIXATION AND ITS IMPACT ON THE STRUCTURAL ORGANIZATION OF REGENERATE

V. O. Litvishko¹, O. K. Popsuishapka², O. V. Yaresko³

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: alexeycorn@gmail.com