

УДК 616.717/.718-089.22:004.942)(045)

DOI: 10.22141/1608-1706.6.17.2016.88619

ПАШЕНКО А.В.<sup>1,2</sup>, ХМИЗОВ С.О.<sup>1</sup>, ТЯЖЕЛОВ О.А.<sup>1</sup>, КАРПІНСЬКИЙ М.Ю.<sup>1</sup>, КАРПІНСЬКА О.Д.<sup>1</sup>, ЯРЕСЬКО О.Д.<sup>1</sup><sup>1</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна<sup>2</sup>Харківська медична академія післядипломної освіти, м. Харків, Україна

## ВИВЧЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «ІНТРАМЕДУЛЯРНИЙ ФІКСАТОР — УЛАМКИ» НА РІЗНИХ ЕТАПАХ ВІДНОВЛЕННЯ ФУНКЦІЇ СЕГМЕНТА КІНЦІВКИ ПІСЛЯ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

**Резюме.** У статті проведено аналіз результатів визначення напружено-деформованого стану біомеханічної системи «інтрамедулярний фіксатор — уламки» на різних етапах відновлення функції сегмента кінцівки після хірургічних втручань. Дослідження проводилося шляхом математичного моделювання методом кінцевих елементів напружено-деформованого стану великогомілкової кістки в умовах недосконалого остеогенезу з використанням інтрамедулярних фіксаторів різних типів — титанових еластичних стрижнів, інтрамедулярного телескопічного фіксатора без ротаційної стабільності, а також ротаційно-стабільного інтрамедулярного телескопічного фіксатора після моделювання коригуючої остеотомії.

**Ключові слова:** напружено-деформований стан кістки; інтрамедулярний телескопічний фіксатор

### Вступ

Хірургічна корекція багатоплощинних деформацій довгих кісток кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом (НО), що ростуть, є одним із найважливіших етапів лікування пацієнтів даної групи. На сучасному етапі розвитку ортопедичної хірургії в дітей із НО, що ростуть, використовують інтрамедулярні телескопічні фіксатори різних типів [1–6].

Функцію фіксаторів можна спостерігати в післяопераційному періоді, що в експерименті умовно розподілено на 3 етапи: ранній — забезпечення стабільної фіксації фрагментів довгих кісток кінцівок у зоні остеотомії до їх зрощення, проміжний — фіксація кісток на протязі після зрощення їх фрагментів, під час подальшого росту кісток та віддалений — забезпечення стабільного інтрамедулярного шинування довгих кісток кінцівок, профілактика переломів і деформацій кісток після завершення їх росту й забезпечення функції опори та ходи в пацієнтів.

**Мета дослідження:** визначення напружено-деформованого стану системи «інтрамедулярний фіксатор — уламки» на різних етапах відновлення функції сегмента кінцівки після хірургічних втручань.

### Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» проведено математичне моделювання методом кінцевих елементів напружено-деформованого стану великогомілкової кістки в умовах НО з використанням інтрамедулярних фіксаторів різних типів (титанові еластичні стрижні, інтрамедулярний телескопічний фіксатор (ІТФ) без ротаційної стабільності, а також ротаційно-стабільний ІТФ) після моделювання коригуючої остеотомії. Ротаційно-стабільний ІТФ моделювали шляхом введення додаткових елементів, що блокують ротаційні рухи між частинами ІТФ (рис. 1).

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент був обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості здорової кісткової тканини обирали за даними В.П. Агапова, В.А. Березовського [7, 8], механічні властивості кісткової тканини при НО — за даними Z.F. Fan та J.M. Fritz [9, 10], а характеристики штучних матеріалів — за даними J.M. Gere, S.P. Timoshenko [11]. Використовували такі характеристики, як E — модуль на-

© «Травма», 2016

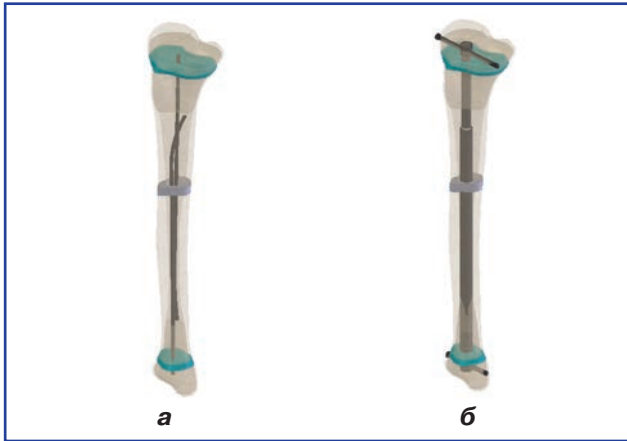
© Видавець Заславський О.Ю., 2016

© Trauma, 2016

© Publisher Zaslavsky O.Yu., 2016

Для кореспонденції: Тяжелов Олександр Алімович, доктор медичних наук, професор, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: ale3001@mail.ru

For correspondence: A. Tyazhelov, MD, PhD, Professor, Sytenko Institute of Spine and joint Pathology Academy of Medical Science of Ukraine, Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: ale3001@mail.ru



**Рисунок 1. Моделі великогомілкової кістки з інтрамедулярними фіксаторами різних типів: а — титанові еластичні стрижні; б — інтрамедулярний телескопічний фіксатор**

Моделі складали з елементів, що відтворюють великогомілкову кістку, із властивостями губчастої та кортикальної кісткової тканини, двох елементів, що моделюють зони росту (ЗР), та елемента в середній третині діафіза, який моделює кістковий регенерат на тлі первинної стабілізації фрагментів після хірургічного втручання. При моделюванні зрощення механічні властивості цього елемента замінювалися на властивості кортикальної кістки. При моделюванні системи «імплантат — кістка» у процесі росту цей елемент збільшувався на 5 см.

пруженості (модуль Юнга),  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона (табл. 1).

В експерименті вивчали напружено-деформований стан моделей великогомілкової кістки під впливом згину у фронтальній та сагітальній площинах, стискання (осьове навантаження) та скручування, що здійснювали розподіленою силою, яку прикладали до суглобової поверхні проксимального відділу моделей, при цьому суглобова поверхня дистального відділу мала жорстке закріплення (рис. 2).

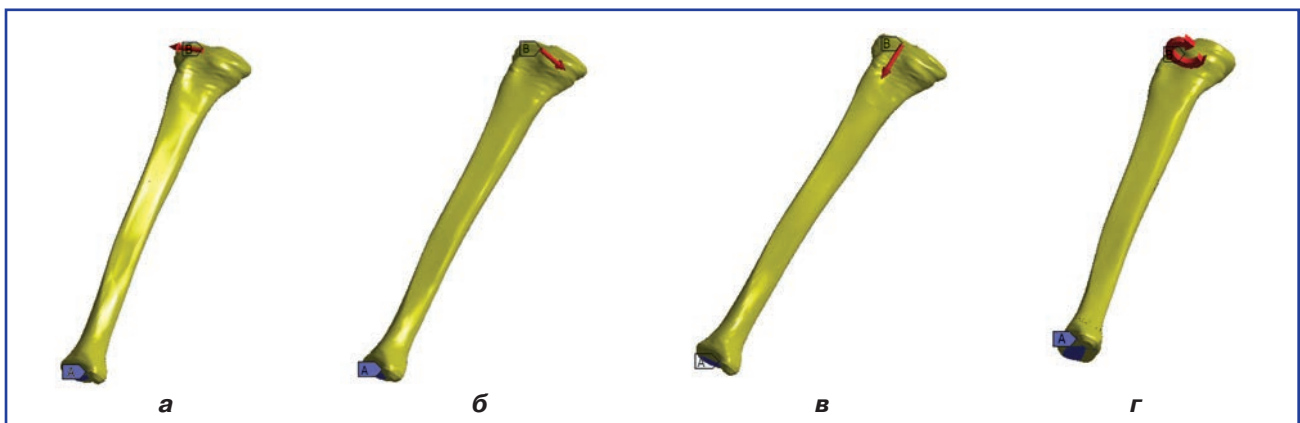
Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували методом кінцевих елементів, критерієм оцінки якого було напруження за Мізесом [13]. Величину напружень контролювали в 11 зонах: 1–10 — контрольні точки, 11 — зона максимального напруження на металеву конструкцію (рис. 3). Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks [14, 15], а розрахунки — при застосуванні програмного комплексу CosmosM.

## Результати

**Фронтальне згинання.** Моделі як із ротаційно-нестабільними, так і з ротаційно-стабільними інтрамедулярними телескопічними фіксаторами при згинанні у фронтальній площині сприймають зусилля абсолютно ідентично, зони максимальних напружень виникають у проксимальній частині їх діафіза

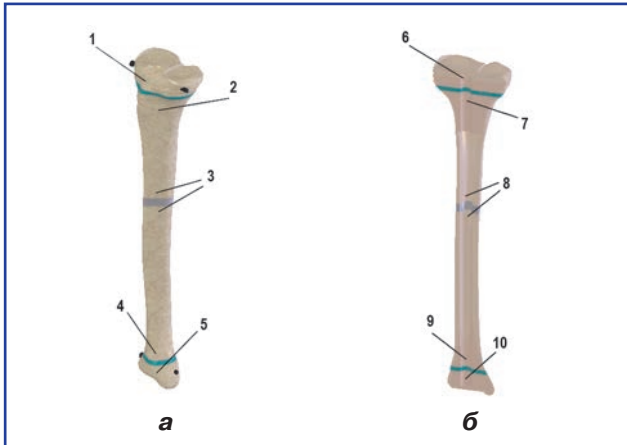
**Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні**

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	19 670	0,30
Губчаста кістка	18 560	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,20



**Рисунок 2. Схеми навантаження моделей великогомілкових кісток: а — згин у фронтальній площині; б — згин у сагітальній площині; в — стискання; г — скручування**

Величина навантаження на стискання та згин становила 350 Н, що відповідає навантаженню тіла дитини вагою 50 кг (500 Н) при одноопорному стоянні (без урахування маси опорної кінцівки) [12]. При дослідженні моделей на скручування до проксимальної суглобової поверхні прикладали крутий момент величиною 10 Нм.

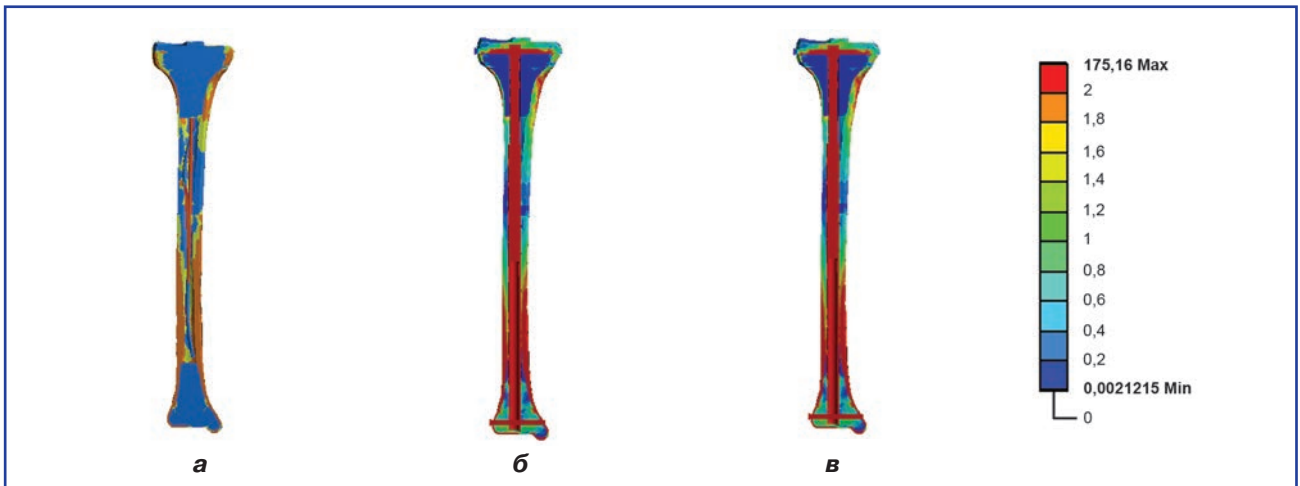


**Рисунок 3. Схема контрольних точок напруження моделей великогомілкових кісток**

на рівні 6,2–7,9 МПа, дистальній — 9,6–14,1 МПа та навколо зони росту. Для моделі з еластичними стрижнями величини напружень значно вищі: від 22,7 до 38,7 МПа в проксимальному відділі й 12,8–17,8 МПа — у дистальному. У зоні остеотомії величини напружень незначні — 0,6 МПа за наявності ІТФ та 1,7 МПа — за наявності еластичних стрижнів.

Навантаження ІТФ без ротаційної стабільності та ротаційно-стабільного ІТФ було повністю ідентичним, а величини напружень сягали максимального значення — 175,2 МПа. Навпаки, еластичні стрижні зазнавали дуже великих напружень і сягали значення 1107,9 МПа, що в 7 разів вище від моделі з ІТФ (рис. 4).

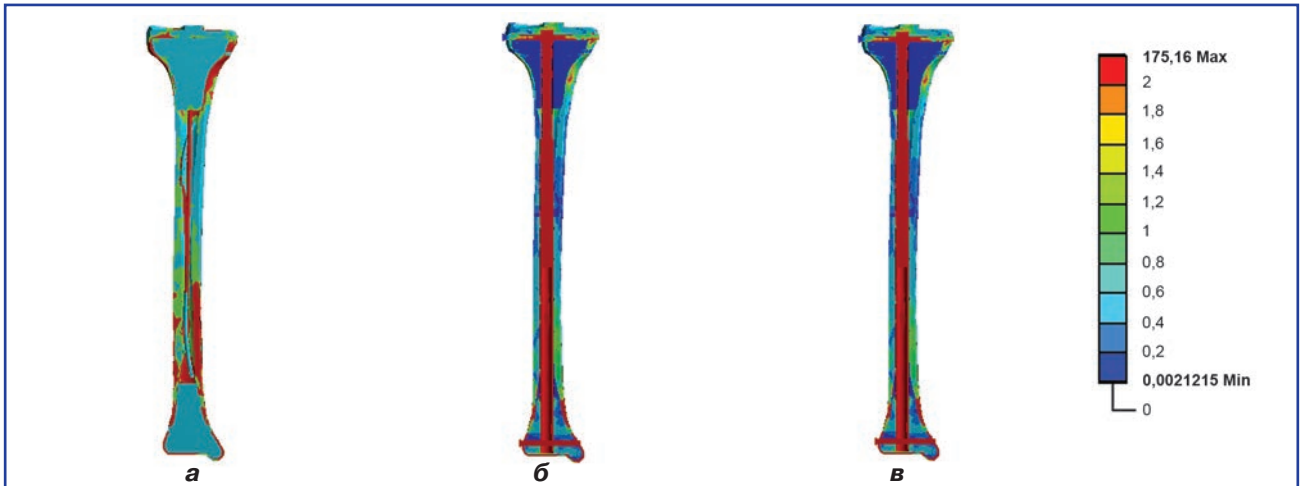
Висновок: ІТФ більш ефективно розвантажують кісткову тканину, ніж еластичні стрижні, які зазнають дуже високого напруження, що при порушенні ортопедичного режиму може стати причиною рецидиву деформацій.



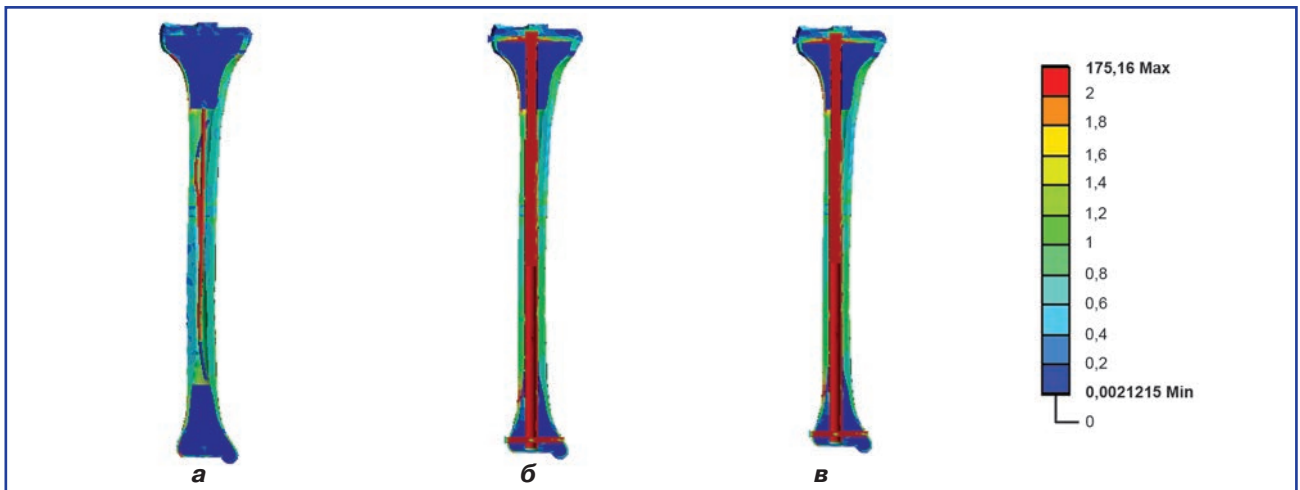
**Рисунок 4. Розподіл напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор — уламки» під впливом фронтального згинаючого навантаження (у розрізі): а — титанові еластичні стрижні; б — ІТФ без ротаційної стабільності; в — ротаційно-стабільний ІТФ**

**Таблиця 2. Напруження системи «інтрамедулярний фіксатор — уламки» під впливом фронтального згинаючого навантаження**

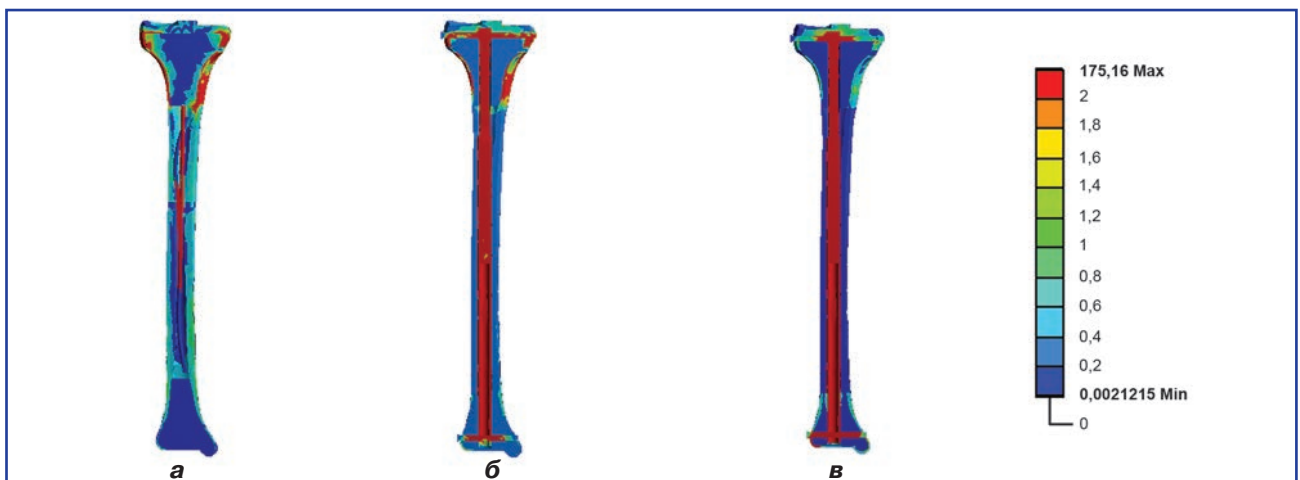
Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	7,9	7,9	22,7
	Під ЗР	2	6,2	6,2	38,7
	Ділянка остеотомії	3	0,8	0,8	2,8
Дистальний відділ	Над ЗР	4	9,6	9,6	17,8
	Під ЗР	5	14,1	14,1	12,8
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	1,8	1,8	0,1
	Під верхньою ЗР	7	2,0	2,0	7,4
	Ділянка остеотомії	8	0,6	0,6	1,7
	Над нижньою ЗР	9	2,7	2,7	8,4
	Під нижньою ЗР	10	1,6	1,6	1,6
Стрижень/спиця		11	175,2	175,2	1107,9



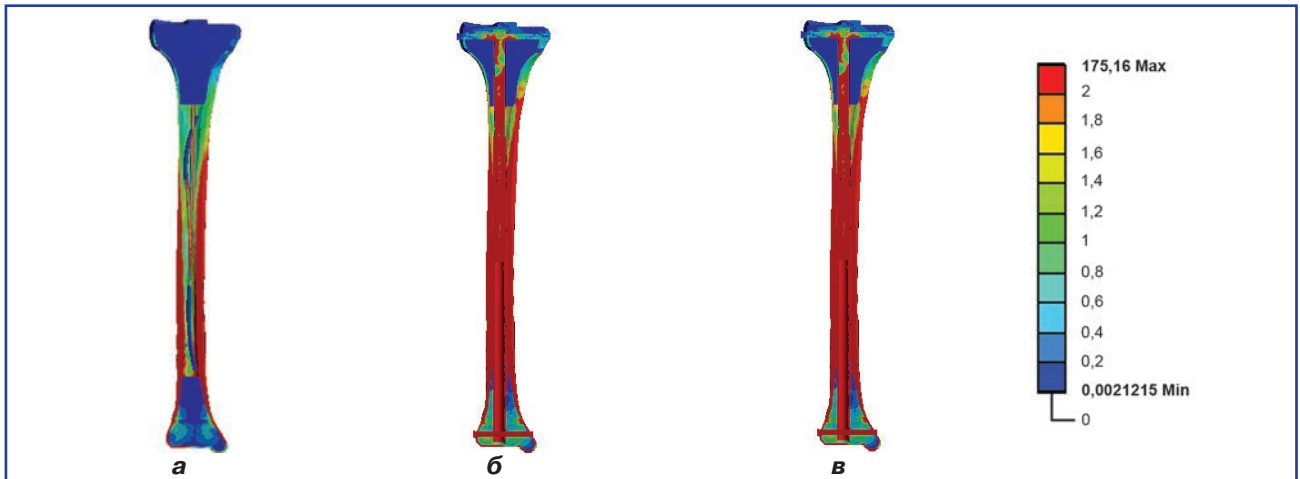
**Рисунок 5. Розподіл напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор – уламки» під впливом сагітального згинаючого навантаження (у розрізі) за допомогою: а – титанових еластичних стрижнів; б – ротаційно-нестабільного ІТФ; в – ротаційно-стабільного ІТФ**



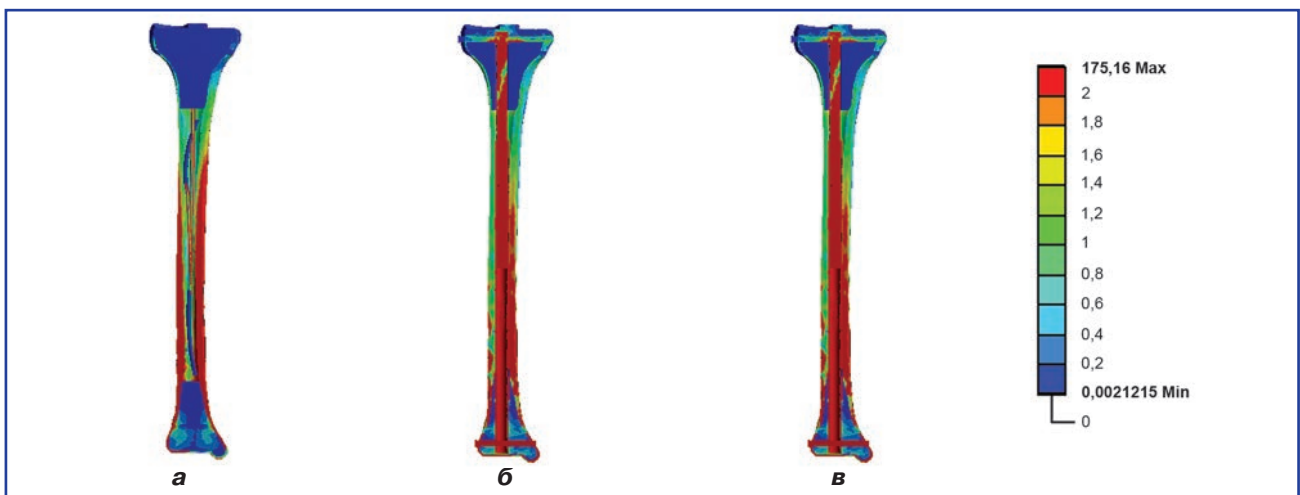
**Рисунок 6. Розподіл напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор – уламки» під впливом стискаючого навантаження (у розрізі): а – титанові еластичні стрижні; б – ротаційно-нестабільний ІТФ; в – ротаційно-стабільний ІТФ**



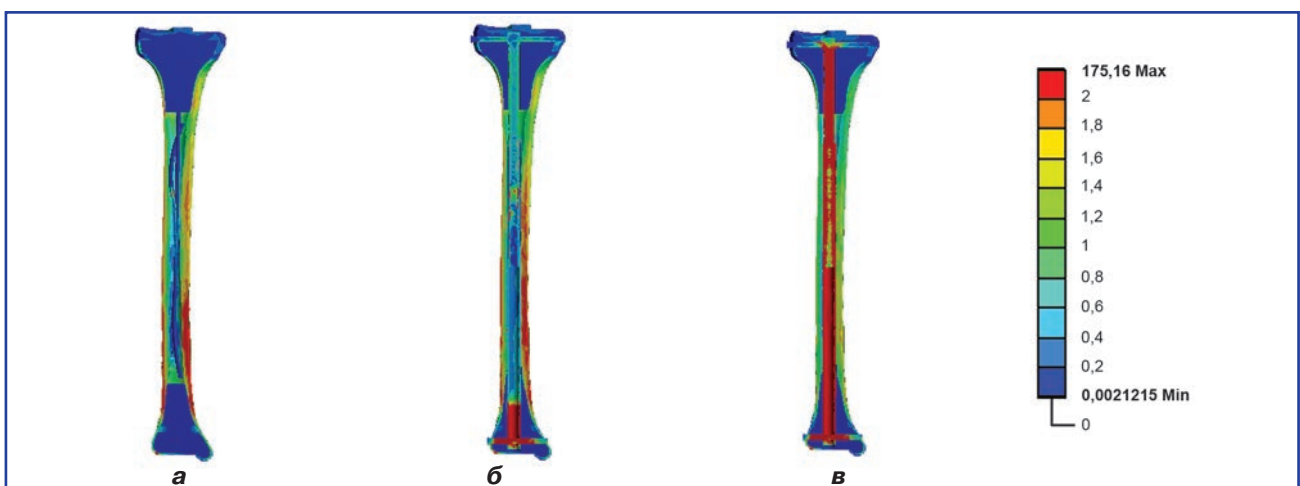
**Рисунок 7. Розподіл напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор – уламки» після первинної стабілізації фрагментів під впливом скручування (у розрізі): а – титанові еластичні стрижні; б – ротаційно-нестабільний ІТФ; в – ротаційно-стабільний ІТФ**



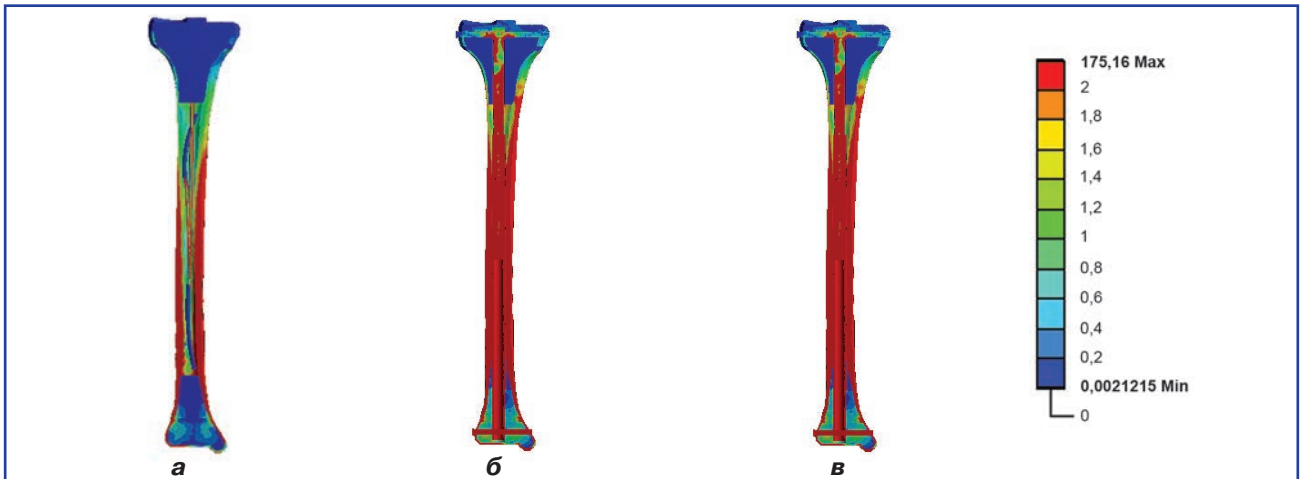
**Рисунок 8.** Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після зрощення уламків кістки під впливом фронтального згинаючого навантаження (у розрізі): а – титанові еластичні стрижні; б – ротаційно-нестабільний ІТФ; в – ротаційно-стабільний ІТФ



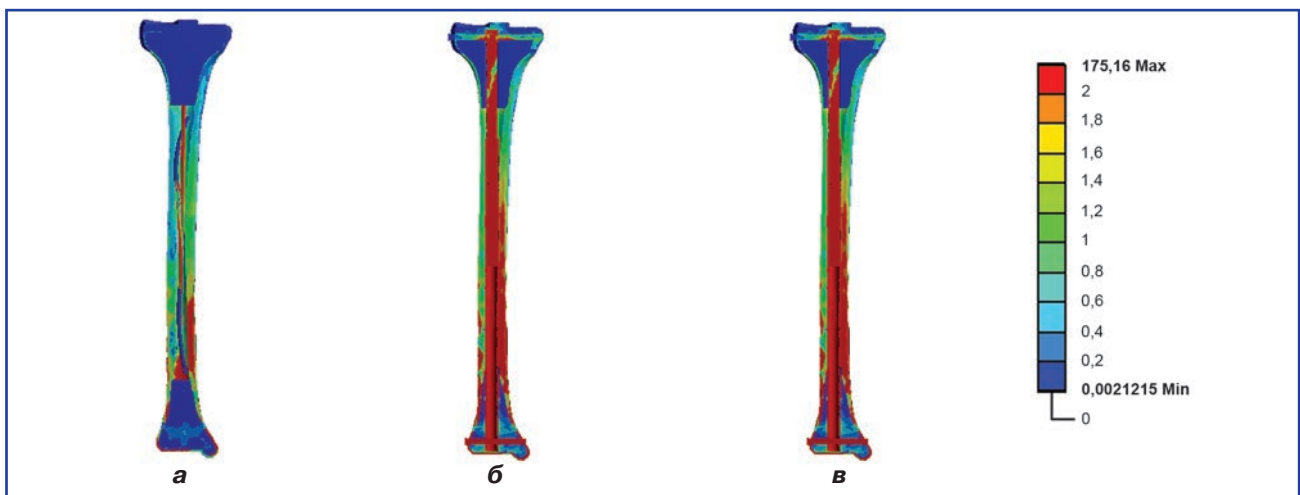
**Рисунок 9.** Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після зрощення уламків кістки під впливом сагітального згинаючого навантаження (у розрізі) за наявності: а – титанових еластичних стрижнів; б – ротаційно-нестабільного ІТФ; в – ротаційно-стабільного ІТФ



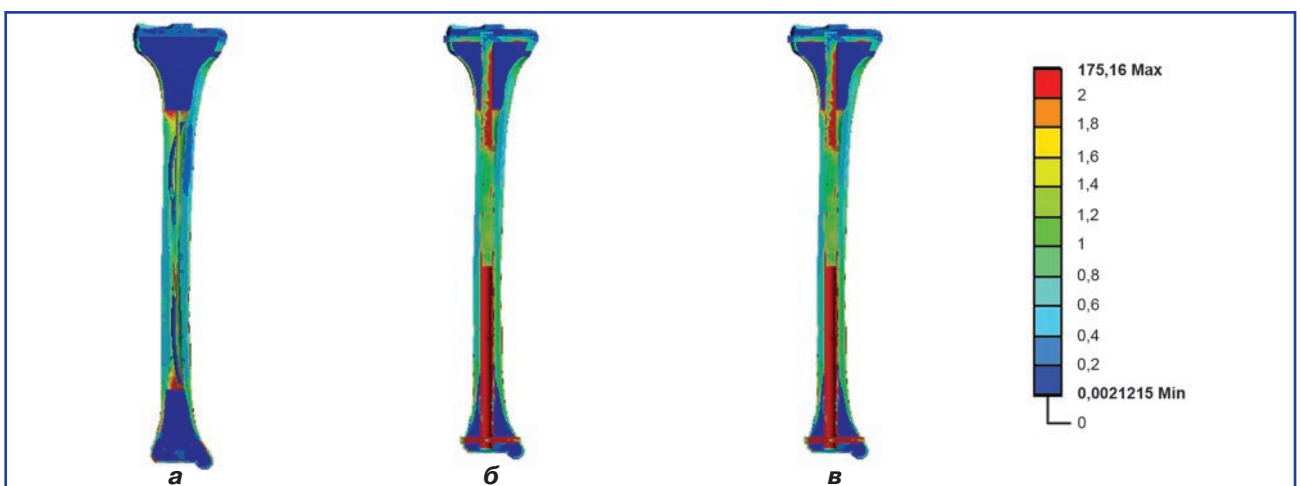
**Рисунок 10.** Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після зрощення фрагментів під впливом навантаження на скручування (у розрізі) за наявності: а – титанових еластичних стрижнів; б – ротаційно-нестабільного ІТФ; в – ротаційно-стабільного ІТФ



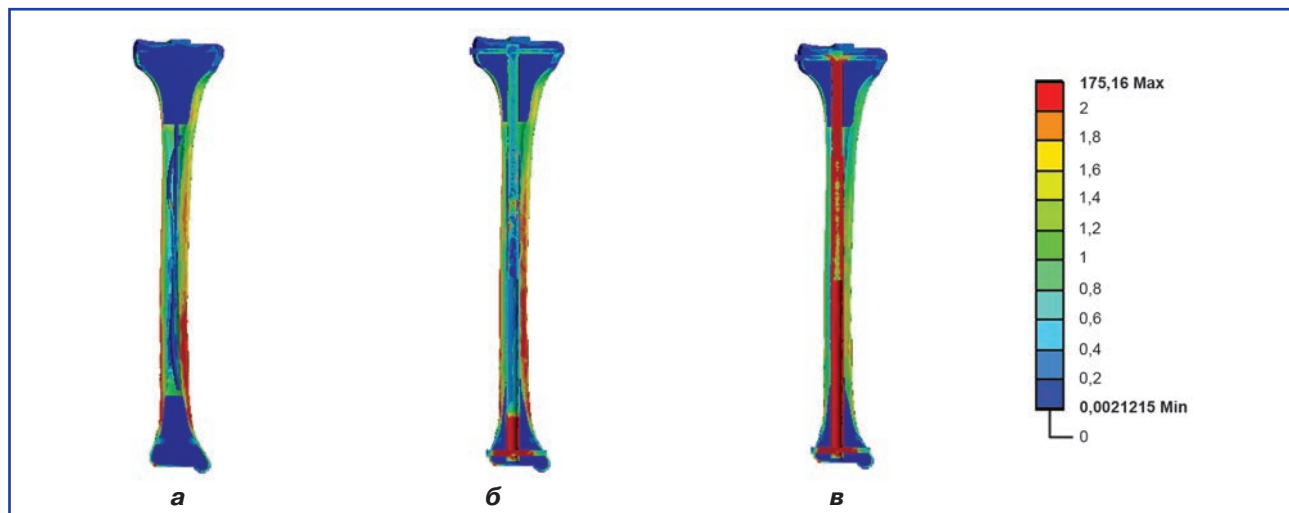
**Рисунок 11.** Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після завершення росту під впливом фронтального згинаючого навантаження (у розрізі) за наявності: а – титанових еластичних стрижнів; б – ІТФ без ротаційної стабільності; в – ротаційно-стабільного ІТФ



**Рисунок 12.** Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після завершення росту під впливом сагітального згинаючого навантаження (у розрізі) за наявності: а – титанових еластичних стрижнів; б – ротаційно-нестабільного ІТФ; в – ротаційно-стабільного ІТФ



**Рисунок 13.** Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після завершення росту під впливом стискаючого навантаження (у розрізі) за наявності: а – титанових еластичних стрижнів; б – ІТФ без ротаційної стабільності; в – ротаційно-стабільного ІТФ



**Рисунок 14. Розподіл напружень у моделях великогомілкових кісток після завершення росту під впливом навантаження на скручування (у розрізі) за наявності: а — титанових еластичних стрижнів; б — ІТФ без ротаційної стабільності; в — ротаційно-стабільного ІТФ**

*Сагітальне згинання.* Зони максимальних напружень виникають на тих самих ділянках, що й при згинанні у фронтальній площині, але відрізняються в абсолютних показниках: для моделей з ІТФ напруження навколо зон росту в проксимальному відділі становлять 9,6–11,7 МПа, у дистальному — 12,7–16,6 МПа. Для моделі з еластичними стрижнями показники величин максимальних напружень навколо зони росту в проксимальному відділі становлять від 27,4 до 41,5 МПа та в дистальному — від 15,7 до 17,2 МПа (рис. 5).

При згинанні моделей «інтрамедулярний фіксатор — уламки» в сагітальній площині слід відмітити дуже високий рівень напруження, що виникає на еластичних стрижнях — 922,7 МПа, що значно вище від аналогічних показників для ІТФ (164,6 МПа) (табл. 3).

**Висновок:** дослідження напружено-деформованого стану моделей «інтрамедулярний фіксатор — уламки»

під впливом сагітального згинаючого навантаження показали, що еластичні стрижні зазнають надвеликих напружень порівняно з ІТФ, що може призводити як до руйнування фіксаторів, так і до повторного утворення деформацій.

*Стискування.* Рівень напруження на всіх моделях значно нижчий, ніж при згинанні. Напруження розподіляється більш рівномірно (за винятком ділянки навколо проксимальної зони росту моделі з еластичними стрижнями). У цій зоні величина напружень сягає 9,6 МПа. Також під впливом стискаючих навантажень спостерігається більш високий (у 8 разів) рівень напружень в еластичних стрижнях, ніж в ІТФ (рис. 6). Але за абсолютними значеннями ці напруження нижчі за напруження при випробуваннях на згинання і становлять 212,6 МПа для еластичних стрижнів і 25,2 МПа — для ІТФ (табл. 4).

**Таблиця 3. Величини напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор — уламки» при моделюванні первинної стабілізації під впливом сагітального згинаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	11,7	11,7	41,5
	Під ЗР	2	9,6	9,6	27,4
	Ділянка остеотомії	3	0,5	0,5	2,7
Дистальний відділ	Над ЗР	4	12,7	12,7	17,2
	Під ЗР	5	16,6	16,6	15,7
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	3,2	3,2	0,1
	Під верхньою ЗР	7	1,2	1,2	4,3
	Ділянка остеотомії	8	0,5	0,5	1,7
	Над нижньою ЗР	9	4,3	4,3	7,1
	Під нижньою ЗР	10	3,5	3,5	3,2
Стрижень/спиця		11	164,6	164,6	922,7

Висновок: під впливом навантаження на стискання розподіл напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор — уламки» за допомогою фіксаторів різних типів має рівномірний характер, а еластичні стрижні зазнають більш високих напружень, ніж ІТФ.

*Скручування.* Отримані дані свідчать про те, що після блокування ротаційної рухливості в ІТФ рівень напружень у кістковій тканині значно знизився (у 3 рази) порівняно з ротаційно-нестабільним ІТФ, що є важливим для кісток зі зниженою щільністю. Зонаю максимальних напружень для всіх моделей великогемілкових кісток залишається ділянка навколо проксимальної зони росту (для ротаційно-нестабільних ІТФ рівень напружень становить 11,5 МПа, для ротаційно-стабільних — 3,5 МПа). При використанні титанових еластичних стрижнів рівень напружень становить 18,1 МПа.

При ротаційному навантаженні моделей ротаційно-стабільний ІТФ зазнає більших навантажень, ніж інші фіксатори, та величини напружень на ньому сягають суттєвих показників (497,4 МПа), але це дозволяє розвантажити кісткову тканину, особливо навколо зон росту, що можна вважати позитивним фактом. Найменш навантаженим виявився ротаційно-нестабільний ІТФ (275,7 МПа). Титанові еластичні стрижні зайняли проміжну позицію (320,0 МПа), але високій рівень напруження на фіксаторі не призводив до розвантаження кісткової тканини та спричиняв найвищий рівень напружень серед всіх моделей (рис. 7).

Висновок: титанові еластичні стрижні потрапляють під дуже значні напруження при всіх видах навантаження, що може призвести до їх руйнування або деформації, але це не призводить до розвантаження кісткової тканини, що є негативним факто-

**Таблиця 4. Величини напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор — уламки» під впливом стискаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	2,8	2,8	9,6
	Під ЗР	2	2,3	2,3	4,4
	Ділянка остеотомії	3	1,3	1,3	1,8
Дистальний відділ	Над ЗР	4	2,3	2,3	3,1
	Під ЗР	5	3,2	3,2	3,7
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	1,0	1,0	0,3
	Під верхньою ЗР	7	1,9	1,9	1,5
	Ділянка остеотомії	8	1,3	1,3	1,6
	Над нижньою ЗР	9	1,4	1,4	1,6
	Під нижньою ЗР	10	0,8	0,8	0,8
Стрижень/спиця		11	25,2	25,2	212,6

**Таблиця 5. Величини напружень у моделях «інтрамедулярний фіксатор — уламки» після первинної стабілізації фрагментів під впливом навантаження на скручування**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	11,5	3,5	17,9
	Під ЗР	2	11,5	3	18,1
	Ділянка остеотомії	3	0,6	0,1	1,0
Дистальний відділ	Над ЗР	4	0,6	0,9	1,3
	Під ЗР	5	0,9	2,1	0,7
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	3,1	4,5	3,3
	Під верхньою ЗР	7	0,7	0,3	0,5
	Ділянка остеотомії	8	0,2	0,1	1,5
	Над нижньою ЗР	9	0,1	1,3	0,9
	Під нижньою ЗР	10	0,1	0,4	0,2
Стрижень/спиця		11	275,7	497,4	320,0



ром в умовах погіршеної якості кісткової тканини. ІТФ із ротаційною стабільністю добре працює під впливом навантажень на скручування, що дозволяє значно розвантажити кісткову тканину, особливо навколо зон росту.

### Стабілізація після зрощення

*Фронтальне згинання.* Після завершення процесу зрощення фрагментів великогомілкової кістки кісткова тканина повністю залучається до процесу навантаження і бере на себе значну частину навантаження на кінцівку. Так, найбільше навантаження спостерігається в ділянці навколо дистальної зони росту великогомілкової кістки. При використанні ІТФ напруження в цій частині моделі визначаються в межах 13,1–15,3 МПа, а для моделі з еластичними стрижнями — від 16,5 до

24,7 МПа (рис. 8). Це показує, що в моделях великогомілкових кісток після повного зрощення уламків під час навантаження на згинання знижується напруження за наявності титанових еластичних стрижнів до рівня 165,0 МПа, однак напруження на ІТФ зберігаються на рівні 172,2 МПа (табл. 6).

**Висновок:** формування повноцінного кісткового регенерату призводить до суттєвого зниження напруження в еластичних стрижнях, але величини напружень у кістці залишаються більш високими, ніж у моделях з ІТФ.

*Сагітальне згинання.* Спостерігається розподіл напружень у моделях, що є аналогічними до фронтального згинання. При даному виді навантаження на всіх моделях найбільш напруженою залишається ділянка навколо дистальної зони рос-

**Таблиця 6. Величини напружень у моделях великогомілкових кісток після зрощення уламків під впливом фронтального згинаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	3,1	3,1	3,3
	Під ЗР	2	4,5	4,5	5,0
	Ділянка остеотомії	3	7,1	7,1	10,6
Дистальний відділ	Над ЗР	4	15,3	15,3	24,7
	Під ЗР	5	13,1	13,1	16,5
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	0,9	0,9	0,1
	Під верхньою ЗР	7	2,1	2,1	2,6
	Ділянка остеотомії	8	3,1	3,1	3,9
	Над нижньою ЗР	9	6,2	6,2	12,2
	Під нижньою ЗР	10	1,8	1,8	2,2
Стрижень/спиця		11	172,2	172,2	165,0

**Таблиця 7. Величини напружень у моделях великогомілкових кісток після зрощення уламків під впливом сагітального згинаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	6,1	6,1	6,1
	Під ЗР	2	6,5	6,5	4,5
	Ділянка остеотомії	3	5,4	5,4	8,2
Дистальний відділ	Над ЗР	4	16,8	16,8	26,2
	Під ЗР	5	16,9	16,9	21,8
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	2,2	2,2	0,1
	Під верхньою ЗР	7	2,1	2,1	3,1
	Ділянка остеотомії	8	2,4	2,4	3,5
	Над нижньою ЗР	9	9,5	9,5	13,3
	Під нижньою ЗР	10	4,4	4,4	4,3
Стрижень/спиця		11	110,5	110,5	179,3

ту великогомілкової кістки, де за наявності ІТФ величини напружень сягають 16,9 МПа, а для титанових еластичних стрижнів — 21,8–26,2 МПа (рис. 9).

При навантаженні моделей великогомілкових кісток на згинання в сагітальній площині зрощення кісткових фрагментів сприяє зниженню напружень на еластичних стрижнях до 179,3 МПа (табл. 7).

**Висновок:** зрощення кісткових уламків призводить до зниження напруження в моделях із титановими еластичними стрижнями до рівня напруження в моделях з ІТФ, але все одно напруження на відповідних ділянках кістки залишається більш високим.

**Стискання.** Під час стискаючого навантаження на моделі великогомілкових кісток із кістко-

вими фрагментами, що зрослися, з'ясовано, що формування повноцінного кісткового регенерату призводить до вирівнювання напружень у кісткових фрагментах по всій довжині моделі та при застосуванні всіх типів фіксаторів. При цьому величини максимальних напружень у кістці не перевищують значень 4,4 МПа, а навантаження на фіксатори спостерігаються на мінімальному рівні (16,4 МПа — для ІТФ та 24,5 МПа — для еластичних стрижнів).

**Висновок:** повне зрощення кісткових фрагментів призводить до рівномірного розподілу напружень у кістковій тканині по всій довжині кісток при використанні всіх типів фіксаторів.

**Скручування.** Установлення цілісності кістки веде до рівномірного розподілу напружень у кістковій тканині під впливом ротаційних на-

**Таблиця 8. Напруження в моделях великогомілкових кісток після зрощення фрагментів під впливом стискаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	1,3	1,3	1,2
	Під ЗР	2	2,8	2,8	2,9
	Ділянка остеотомії	3	1,6	1,6	2,0
Дистальний відділ	Над ЗР	4	3,2	3,2	4,4
	Під ЗР	5	3,3	3,3	4,3
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	0,7	0,7	0,4
	Під верхньою ЗР	7	2,1	2,1	2,5
	Ділянка остеотомії	8	1,3	1,3	1,5
	Над нижньою ЗР	9	2,9	2,9	2,3
	Під нижньою ЗР	10	0,9	0,9	0,7
Стрижень/спиця		11	16,4	16,4	24,5

**Таблиця 9. Величини напружень у моделях великогомілкових кісток після зрощення фрагментів під впливом навантаження на скручування**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	3,3	2,5	2,9
	Під ЗР	2	5,0	3,3	5,5
	Ділянка остеотомії	3	7,5	5,3	6,2
Дистальний відділ	Над ЗР	4	6,0	4,5	7,8
	Під ЗР	5	3,4	3,5	4,6
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	0,6	2,2	0,1
	Під верхньою ЗР	7	3,4	2,5	5,3
	Ділянка остеотомії	8	3,0	2,2	3,8
	Над нижньою ЗР	9	4,4	3,2	4,1
	Під нижньою ЗР	10	0,4	0,4	0,6
Стрижень/спиця		11	71,1	130,3	18,2

вантажень таким чином, що максимальні напруження для всіх типів фіксаторів не перевищують у разі використання титанових еластичних стрижнів 7,8 МПа та за наявності ІТФ — 6,0 МПа (рис. 10).

Після досягнення зрощення кісткових фрагментів титанові еластичні стрижні практично не «працюють», а величина максимальних напружень на них не перевищує 18,2 МПа. Найбільш навантаженим є ротаційно-стабільний ІТФ, максимальні напруження на якому сягають 130,3 МПа.

Висновок: формування повноцінного кісткового регенерату призводить до включення кістки в процес навантаження, що веде до рівномірного розподілу напружень у кістковій тканині при всіх видах навантажень, а також зняття напруження з фіксаторів.

При ротаційних навантаженнях ротаційно-стабільний ІТФ продовжує виконувати функцію внутрішнього шинування кістки.

### Після завершення росту

*Фронтальне згинання.* Завершення росту кістки і, як наслідок, збільшення довжини інтрамедулярних фіксаторів не ведуть до значних змін розподілу напружень в елементах моделей. У найбільш навантажених ділянці великогомілкової кістки, зоні росту в дистальному відділі, величини напружень спостерігаються в межах 15,0–15,8 МПа при використанні ІТФ та 15,0–25,2 — титанових еластичних стрижнів (рис. 11).

Висновок: величини напружень на інтрамедулярних фіксаторах спостерігаються на тому ж рівні, що й за на-

**Таблиця 10. Величини напружень у моделях великогомілкових кісток після завершення росту під впливом фронтального згинаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	3,4	3,4	3,5
	Під ЗР	2	5,4	5,4	3,8
	Ділянка остеотомії	3	6,5	6,5	11,5
Дистальний відділ	Над ЗР	4	15,8	15,8	25,2
	Під ЗР	5	15,0	15,0	15,0
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	0,6	0,6	0,1
	Під верхньою ЗР	7	2,3	2,3	2,9
	Ділянка остеотомії	8	3,0	3,0	5,7
	Над нижньою ЗР	9	6,6	6,6	13
	Під нижньою ЗР	10	1,6	1,6	2,1
Стрижень/спиця		11	171,2	171,2	160,3

**Таблиця 11. Рівень напружень у контрольних точках моделей великогомілкових кісток після завершення росту під впливом сагітального згинаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	5,6	5,6	6,4
	Під ЗР	2	5,2	5,2	3,2
	Ділянка остеотомії	3	5	5	8,9
Дистальний відділ	Над ЗР	4	17,3	17,3	23,5
	Під ЗР	5	17,1	17,1	21,2
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	2,1	2,1	0,1
	Під верхньою ЗР	7	2,1	2,1	2,8
	Ділянка остеотомії	8	2,5	2,5	6
	Над нижньою ЗР	9	9,5	9,5	15,2
	Під нижньою ЗР	10	3,8	3,8	4,5
Стрижень/спиця		11	104,6	104,6	181,7

явності кістки невеликої довжини: 171,2 МПа — при використанні ІТФ та 160,3 МПа — при застосуванні титанових еластичних стрижнів.

*Сагітальне згинання* не веде до суттєвих змін у картині розподілу напружень у моделях порівняно з короткою кісткою. Величини напружень у найбільш навантаженій зоні (ділянка навколо дистальної зони росту) становлять 17,3 МПа для моделей з ІТФ та 23,5 МПа — для моделі з титановими еластичними стрижнями (рис. 12).

Висновок: при збільшенні довжини кістки величина напружень в інтрамедулярних фіксаторах під впливом сагітального згинаючого навантаження залишається на тому ж рівні, що й у разі з короткою кісткою і становить 104,6 МПа в моделях з ІТФ та 181,7 МПа — у моделі з титановими еластичними стрижнями.

*Стискання.* Збільшення довжини моделей великогомілкових кісток не призводить до значних змін величин максимальних напружень, що виникають під впливом стискаючих навантажень і не перевищують 4,7 МПа. Також на розподіл напружень не впливає жоден тип фіксаторів: максимальна величина напружень на ІТФ — 16,2 МПа, на титанових еластичних стрижнях — 23,7 МПа (рис. 13).

Висновок: збільшення довжини кістки не веде до суттєвих змін у характері розподілу та величинах напружень, що виникають у контрольних точках моделей під впливом стискаючого навантаження.

*Скручування.* Величини максимальних напружень, що виникають у моделях під впливом даного навантаження, майже не змінюються, а характер розподілу напружень залишається аналогічним щодо моделей із короткою кісткою (рис. 14).

**Таблиця 12. Величини напружень у контрольних точках моделей після збільшення довжини кістки під впливом стискаючого навантаження**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	1,2	1,2	1,3
	Під ЗР	2	2,7	2,7	3
	Ділянка остеотомії	3	1,6	1,6	2,6
Дистальний відділ	Над ЗР	4	3,3	3,3	4,2
	Під ЗР	5	3,3	3,3	4,7
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	0,6	0,6	0,4
	Під верхньою ЗР	7	1,9	1,9	2,4
	Ділянка остеотомії	8	1,2	1,2	2,1
	Над нижньою ЗР	9	2,2	2,2	2,4
	Під нижньою ЗР	10	1,3	1,3	0,7
Стрижень/спиця		11	16,2	16,2	23,7

**Таблиця 13. Дані про величини напружень у контрольних точках моделей після збільшення довжини кістки та завершення росту під впливом навантаження на скручування**

Ділянка моделі		№	Ротаційно-нестабільний ІТФ	Ротаційно-стабільний ІТФ	Титанові еластичні стрижні
Проксимальний відділ	Над ЗР	1	3,3	2,2	3,0
	Під ЗР	2	4,6	3,5	5,5
	Ділянка остеотомії	3	7,5	5,5	7,3
Дистальний відділ	Над ЗР	4	6,3	4,6	6,7
	Під ЗР	5	3,7	3,4	4,2
Кістково-мозковий канал	Над верхньою ЗР	6	0,9	1,7	0,1
	Під верхньою ЗР	7	4,7	3,5	5,0
	Ділянка остеотомії	8	3,1	2,2	3,8
	Над нижньою ЗР	9	4,5	3,2	4,2
	Під нижньою ЗР	10	0,4	0,4	0,7
Стрижень/спиця		11	48,2	144,68	19,0

## Висновки

1. ІТФ як із ротаційною стабільністю, так і без неї працюють абсолютно ідентично при всіх видах навантаження, за винятком ротаційних, де перевага віддається ротаційно-стабільним ІТФ за рахунок особливостей конструкції фіксатора, що дає можливість витримувати більші зусилля під час ротаційних рухів сегмента.

2. В умовах первинної стабілізації кісткових фрагментів великогомілкової кістки найгірші результати показала модель із титановими еластичними стрижнями, оскільки фіксатори цього типу при всіх видах навантаження, за винятком ротаційних, зазнають значно вищих напружень, ніж ІТФ, що може спричинити виникнення їх деформацій або руйнування та втрату функцій. Напруження в кістковій тканині за усіма критеріями перевищують показники моделей з ІТФ, що в умовах зниженої щільності кісткової тканини є негативним фактором. Тому період формування кісткового регенерату є вкрай критичним при використанні титанових еластичних стрижнів, оскільки в цей період можливі прояви ускладнень із боку оперованого сегмента та стрижнів, а саме: рецидиви деформацій кістки і фіксаторів або переломи на рівні кісткового регенерату, що формується.

3. ІТФ із ротаційною стабільністю ефективно працюють при навантаженнях на скручування. Їх використання дозволяє знизити напруження в кістковій тканині по всій довжині моделей та більш рівномірно розподіляти напруження.

4. Збільшення довжини кістки в процесі росту не призводить до суттєвих змін у характері розподілу напружень у моделях та їх абсолютних величин.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Bailey R.W., Dubow H.I. *Studies of longitudinal bone growth resulting in an extensible nail // Surg. Forum.* — 1963. — 14. — 455-458;
2. Bailey R.W., Dubow H.I. *Evolution of the concept of an extensible nail accommodating to normal longitudinal bone*

*growth: clinical considerations and implications // Clin. Orthop.* — 1981. — 159. — 157-169.

3. Elena Monti, Monica Mottes, Paolo Frascini et al. *Current and emerging treatments for the management of osteogenesis imperfect // Therapeutics and Clinical Risk Management.* — 2010. — 6. — 367-381.
4. Francois Fassier, Pierre Duval, Ariel Dujovne. *Intamedullary nail system.* — Patent № US 06524213. — Feb. 25 2003.
5. KAN Saldanha, Saleh M., Bell M.J., Fernandes J.A. *Limb Reconstruction on Osteogenesis Imperfecta // J. Bone Joint Surg. Br.* — 2003. — Vol. 85-B.
6. Navin N. Thakkar. *Flexible nail assembly for fractures of long bones.* — Patent № US 2007/0173834. — Jul. 26 2007.
7. Агапов В.П. *Метод конечных элементов в статике, динамике и устойчивости пространственных тонкостенных подкрепленных конструкций: Уч. пособие / В.П. Агапов.* — М.: Изд. АСВ, 2000. — 152 с.
8. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. *Биофизические характеристики тканей человека: Справочник.* — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
9. Fan Z.F. et al. *Connective Tissue Research.* — 2007. — 48. — 70-75.
10. Fritz J.M. et al. *Medical Engineering & Physics.* — 2009. — Vol. 31. — P. 1043-1048.
11. Gere J.M., Timoshenko S.P. *Mechanics of Material.* — 1997. — 912 с.
12. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. *Деформирование и разрушение твердых биологических тканей.* — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
13. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. и др. *Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. вузов.* — М.: Высш. школа, 1988. — 311 с.
14. Зенкевич О.К. *Метод конечных элементов в технике.* — М: Мир, 1978. — 519 с.
15. Алямовский А.А. *SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А.А. Алямовский.* — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

Отримано 10.10.2016 ■

Пашенко А.В.<sup>1,2</sup>, Хмызов С.А.<sup>1</sup>, Тяжелов А.А.<sup>1</sup>, Карпинский М.Ю.<sup>1</sup>, Карпинская Е.Д.<sup>1</sup>, Ярьсько А.Д.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков, Украина

<sup>2</sup>Харьковская медицинская академия последипломного образования, г. Харьков, Украина

### ИЗУЧЕНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «ИНТРАМЕДУЛЛЯРНЫЙ ФИКСАТОР — ОТЛОМКИ» НА РАЗЛИЧНЫХ ЭТАПАХ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ФУНКЦИИ СЕГМЕНТА КОНЕЧНОСТИ ПОСЛЕ ХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ

**Резюме.** В статье проведен анализ результатов определения напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «интрамедуллярный фиксатор — отломки» на разных этапах восстановления функции сегмента конечности после хирургических вмешательств. Исследование проводилось путем математического моделирования методом конечных элементов напряженно-деформированного состояния большеберцовой кости в условиях несовершенного остеогенеза с

использованием интрамедуллярных фиксаторов различных типов — титановых эластичных стержней, интрамедуллярного телескопического фиксатора без ротационной стабильности, а также ротационно-стабильного интрамедуллярного телескопического фиксатора после моделирования корригирующей остеотомии.

**Ключевые слова:** напряженно-деформированное состояние кости; интрамедуллярный телескопический фиксатор

A.V. Pashenko<sup>1,2</sup>, S.A. Khmyzov<sup>1</sup>, A.A. Tyazhelov<sup>1</sup>, M.Yu. Karpinskyi<sup>1</sup>, E.D. Karpinska<sup>1</sup>, A.D. Yiaresko<sup>1</sup>

<sup>1</sup>State Institution «Institute of Spine and Joint Pathology named after prof. M.I. Sytenko of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv, Ukraine

<sup>2</sup>Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine

### STUDY OF STRESS-STRAIN STATE OF THE SYSTEM «INTRAMEDULLARY FIXATOR — FRAGMENTS» IN VARIOUS STAGES OF RESTORATION OF THE LIMB SEGMENT FUNCTION AFTER SURGERY

**Abstract. Background.** Surgical correction of multiplanar deformities of long bones of the limbs in growing children with osteogenesis imperfecta is one of the most important stages in the treatment of these patients. At the present stage of development of orthopedic surgery, intramedullary telescopic nails of different types are being used in growing children with osteogenesis imperfecta. **Objective:** to determine the stress-strain state of the system «intramedullary fixator — fragments» in various stages of the recovery of limb segment function after surgery. **Materials and methods.** In modeling the union, mechanical properties of this element were replaced by the properties of cortical bone. In the simulation of «bone — implant» system, this item increased by 5 cm during the growth. Material was considered homogeneous and isotropic. As the final element, 10-node tetrahedron with quadratic approximation has been chosen. Mechanical properties of healthy bone were chosen according to V.P. Agapov, V.A. Berezovsky, mechanical properties of the bone tissue in osteogenesis imperfecta — according to Z.F. Fan and J.M. Fritz, and the characteristics of synthetic materials — according to J.M. Gere, S.P. Timoshenko. We used characteristics, such as E — elastic modulus (Young's modulus),  $\nu$  — Poisson's ratio. The value of the load on the compression and flexion was 350 N, corresponding to the load of the body of a child weighing 50 kg (500 N) at one-leg standing (without the weight of standing leg). When studying models for torsion, torque moment of 10 Nm is ap-

plied to the proximal articular surface. The magnitude of the stress has been controlled in 11 areas: 1–10 — checkpoints, 11 — zone of maximum stress on the metal structure. **Results.** The first phase of the study: elastic titanium rods come under very considerable strain for all types of stress that can lead to their destruction or deformation, but it does not lead to the discharge of bone tissue, which is a negative factor in terms of impaired bone quality. Intramedullary telescopic nails with rotational stability works well under the influence of torsion loads that can significantly unload bone tissue, especially around areas of growth. The second phase of the study: forming a complete bone regenerate leading to inclusion in the process of loading, which leads to even distribution of stresses in the bone for all types of stress, and unloading the fixation devices. With rotary load, rotary stable intramedullary telescopic nail continues to serve as internal «splinting» of the bone. The third phase of the study: the increased length of the bone after completion of its growth does not lead to significant changes in the distribution of stresses in the models. **Conclusions.** Intramedullary telescopic nails with rotational stability under load torsion work more effectively for all other types of implants. Their use can reduce and evenly distribute stress over the entire length of the bone.

**Keywords:** stress-strain state of the bone; intramedullary telescopic nail