

Abstract. The study of the mechanisms of the acute stress, the search for novel ways to increase resistance to it, prevention and treatment of pathological processes caused by stress reactions, remain relevant areas of medical and biological research. The study of the problem of stress is impossible without performing experimental studies using the different stress models.

The purpose of the study was to prove the effectiveness of the experimental model of acute immobilization stress simulation in rats by atraumatic cervical fold suspension for 6 hours on the basis of morphological studies of target organs.

The study involved 8-10 month old 20 albino male rats, weighing 240-260 g. Group I (control) involved intact animals, which were housed in vivarium standard conditions and were not involved in any experiments or tests. Group II (experimental) involved rats, exposed to acute immobilization stress.

The animals were sacrificed by decapitation under intraperitoneal anesthesia. After the chest and abdomen dissection, the internal organs were examined with the removal of target organs: thymus, adrenal glands and stomach.

The findings show that immobilization of rats by atraumatic cervical fold suspension for 6 hours causes manifestations of the Selye's triad of stress: acute involution of the thymus, hypertrophy of the adrenal glands, as well as hyperemia of the gastric mucosa. In animals of the experimental group intact areas were interspersed with hyperemic swollen foci, which gave the mucous membrane a colorful mosaic appearance; numerous polymorphic hemorrhages and single erosions were noted; no ulcers were detected. Visually, the thymus in rats, exposed to immobilization stress was smaller, and no other changes were detected. The mass of the thymus in animals of the experimental group, compared to intact animals, decreased by 44.5% from 306.5 ± 17.62 to 166.8 ± 41.69 mg. The differences between the adrenal glands in rats of the control and experimental groups were in the increase in their weight and size in those animals that were exposed to stress. In the experimental group the enlargement of the adrenal gland from 38.8 ± 4.34 to 65.1 ± 9.13 mg, i.e., by 67.8%, was noted.

The present study demonstrates the effectiveness of the experimental model of acute immobilization stress in rats by atraumatic cervical fold suspension for 6 hours, since it causes manifestations of the Selye's triad of stress: acute involution of the thymus, adrenal hypertrophy, and hyperemia of the gastric mucosa.

Key words: acute stress, rats, cervical fold suspension.

*Рецензент – проф. Дубінін С. М.
Стаття надійшла 16.10.2020 року*

DOI 10.29254/2077-4214-2020-4-158-239-246

УДК 616.718.5/.6-001.59-089.227.84:519. .5

Хмизов С. О., Кацалап Є. С., Карпінський М. Ю., Ярьсько О. В.

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВАРІАНТІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ КІСТОК ГОМІЛКИ ПРИ ЇХ УРОДЖЕНОМУ ПСЕВДОАРТРОЗІ В СЕРЕДНІЙ ТРЕТИНІ

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (м. Харків)

korab.karpinsky9@gmail.com

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами. Робота виконана в рамках НДР «Розробити комплексний підхід до лікування уродженого псевдоартрозу кісток гомілки у дітей» /2020-2022/ № державної реєстрації 0119U102343.

Вступ. Уроджений псевдоартроз кісток гомілки (УПКГ) – це рідке захворювання, що характеризується наявністю незрощення (псевдоартрозу) кісток гомілки, що не зростається самостійно. Псевдоартроз кісток гомілки може існувати вже при народженні, чи формуватися після народження, як наслідок мінімальної травми у дитини [1]. Клінічне значення УПКГ у дітей обумовлене значними порушеннями функції опори та ходьби, що відзначаються у дітей та дорослих із цією патологією. Клінічними проявами УПКГ у дітей є кульгання, розвиток деформації та вкорочення гомілки, формування вторинної вальгусної деформації колінного суглобу та стопи [2]. Більшість хірургічних методик передбачає видалення патологічних м'яких тканин у зоні псевдоартрозу із наступною кістковою аутопластикою та фіксацією фрагментів великогомілкової кістки у апаратах зовнішньої фіксації [3], чи за допомогою інтрамедулярних фіксаторів [4]. До більш технічно складних відноситься методика із

використанням вільного васкуляризованого кісткового аутоотрансплантату малогомілкової кістки [5].

Аналіз сучасної літератури показує, що УПКГ залишається серйозною та невирішеною проблемою дитячої ортопедії, через незадовільно високий відсоток поганих результатів (від 30 до 60 %), що обумовлені труднощами досягнення зрощення на рівні псевдоартрозу великогомілкової кістки, а також значною кількістю її рефрактур після первинної консолідації [6].

Саме профілактика рефрактур після досягнення первинної консолідації УПКГ є наразі найбільша актуальною темою [7].

Мета дослідження. Дослідити напружено-деформований стан моделей гомілки після первинної консолідації у зоні УПКГ в середній третині при різних варіантах їх остеосинтезу.

Об'єкт і методи дослідження. За основу була обрана модель дистального кінця нижньої кінцівки, розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» [8]. Було виконане математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки при уродженому псевдоартрозі кісток гомілки. Моделювали: 1) УПВГК у середній третині, зону незрощення

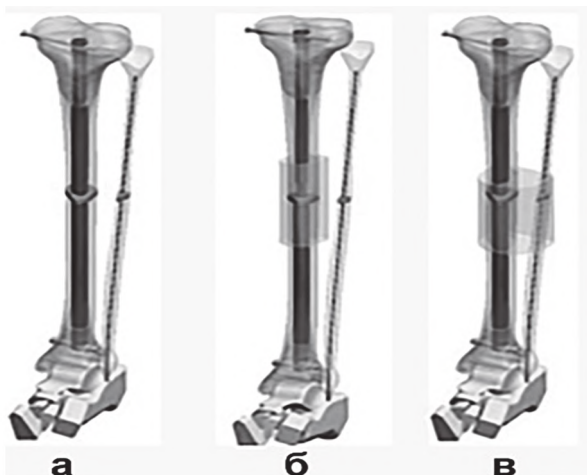


Рисунок 1 – Моделі гомілки з переломом обох кісток в середній третині: а – остеосинтез стрижнем та шплицею; б – остеосинтез стрижнем та шплицею + блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; в – остеосинтез стрижнем та шплицею + блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки.

кісток гомілки в їх середній третині та 3 варіанти остеосинтезу: інтрамедулярним стрижнем та шплицею; стрижнем, шплицею та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; стрижнем, шплицею та блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки (рис. 1).

Для остеосинтезу великогомілкової кістки моделювали 2 типи інтрамедулярних двохсегментних стрижнів з подовжною рухомістю, яка надає можливість «росту» конструкції відповідно росту кісток гомілки: стрижень без ротаційної стабільності (типу Фасьє-Дюваль) та стрижень з ротаційною стабільністю конструкції ІПХС.

Матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. При обранні механічних властивостей біологічних тканин враховували той факт, що при вродженому псевдоартрозі кісткова тканина має низьку механічну міцність, на що звертали увагу при вивченні літературних джерел [9,10,11]. Для кісткового блоку з ауто-трансплантатів обирали властивості здорової кістки [12]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [13]. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в таблиці 1.

При проведенні досліджень моделювали два види навантажень на стискання та кручення. Схеми навантаження моделей наведено на рис. 2.

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	12240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Кістковий блок	18350	0,29
Легована сталь	210000	0,30

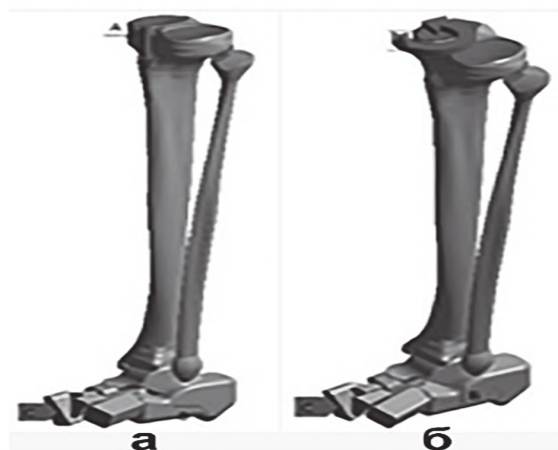


Рисунок 2 – Схеми навантаження моделей: а – вертикальне осьове стискання; б – кручення.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу проводили реєстрацію величин напружень в моделях в певних контрольних точках. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 3.

Контрольні точки, в яких проводили реєстрацію величин напружень в моделях:

- 1 – проксимальний метафіз великогомілкової кістки;
- 2 – дистальний метафіз великогомілкової кістки;
- 3 – дистальний кінець проксимального фрагменту великогомілкової кістки;
- 4 – проксимальний кінець дистального фрагменту великогомілкової кістки;
- 5 – інтрамедулярний стрижень вище зони перелому;
- 6 – інтрамедулярний стрижень нижче зони перелому;
- 7 – дистальний кінець проксимального фрагменту малогомілкової кістки;
- 8 – проксимальний кінець дистального фрагменту малогомілкової кістки.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. В якості критерію оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [14].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [15].

Результати дослідження та їх обговорення. Дослідження моделей на стиск. При дослідженні на стиск першим етапом вивчали напружено-деформований стан моделі з остеосинтезом великогомілкової кістки інтрамедулярним стрижнем без ротаційної стабільності та малогомілкової кістки шплицею (рис. 4 а, б, в).

Використання для остеосинтезу великогомілкової кістки ротаційно нестабільного стрижня, що «зростає», веде до зниження рівня напружень в її метафізарних зонах до 1,0 МПа на проксимальному кінці. В дистальному метафізі рівень напружень зберігається без змін на рівні 1,7 МПа. Підвищення рівня напружень спостерігається в діафізі великогомілкової кістки вище зони перелому – до 5,5 МПа, а

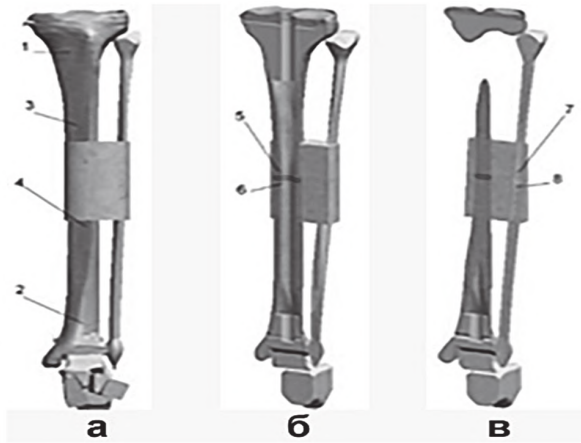


Рисунок 3 – Схема розташування контрольних точок: а – на великогомілкової кістки; б – на стрижні; в – на шпичці.

також безпосередньо вздовж лінії перелому до 2,4 МПа у верхньому уламку та до 3,4 МПа – в нижньому. Найвищий рівень напружень спостерігається навколо зони перелому малогомілкової кістки, де він сягає позначки 7,8 МПа.

Розглянемо, як змінюється картина розподілу напружень в моделі під впливом навантаження на стиск при використанні для остеосинтезу стрижня з ротаційною стабільністю (рис. 4 г, д, е). Результати моделювання показали, що при навантаженнях на стиск, використання стрижня з ротаційною стабільністю не веде до будь-яких значних змін напружено-деформованого стану моделі в порівнянні з остеосинтезом великогомілкової кістки ротаційно нестабільним стрижнем. Це можна пояснити тим, що до навантажень, які діють вздовж повздовжній осі стрижнів, обидва стрижня є нестабільними, тому все навантаження несуть кісткові структури. Це є платою за можливість «зростання». Значення величини напружень в контрольних точках моделей наведені в табл. 2.

Таблиця 2 – Величини напружень в моделях під навантаженням на стиск. Остеосинтез стрижнем та шпичкою

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	стержень ротаційно стабільний	стержень ротаційно нестабільний
1	1,0	1,0
2	5,6	5,5
3	1,5	1,5
4	1,6	1,7
5	2,4	2,4
6	3,9	3,4
7	7,8	7,8
8	7,6	7,6

Як бачимо, наявність ротаційної стабільності інтрамедулярного стрижня ніяким чином не впливає на розподіл напружень в моделях при навантаженні на стискання.

Наступним етапом роботи був змодельований варіант остеосинтезу великогомілкової кістки інтрамедулярними стрижнями з додатковим блоком з кісткових трансплантатів. На рис. 5 а, б, в відображено напружено-деформований стан моделі під впливом навантаження на стиск, в умовах остеосинтезу великогомілкової кістки стрижнем без ротаційної стабільності та блоком з кісткових трансплантатів.

Використання додаткового блоку з кісткових трансплантатів навколо зони перелому великогомілкової кістки викликає деякі зміни в напружено-деформованому стані моделі з остеосинтезом ротаційно нестабільним стрижнем. В першу чергу слід відмітити розвантаження малогомілкової кістки, де напруження знижуються до позначки 1,0 МПа вище зони перелому, та до 0,1 МПа – нижньому фрагменті. Також звертає увагу зниження рівня напружень в діафізарній частині великогомілкової кістки, де напруження визначаються на рівні 1,1 МПа нижче кісткового блоку та 1,2 МПа вздовж лінії перелому у верхньому фрагменті (табл. 3).

Рисунок 5 г, д, е відображає напружено-деформований стан моделі під навантаженням на стиск, в умовах остеосинтезу стрижнем з ротаційною стабільністю та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку. Як і в попередньому дослідженні, при навантаженнях на стиск, використання

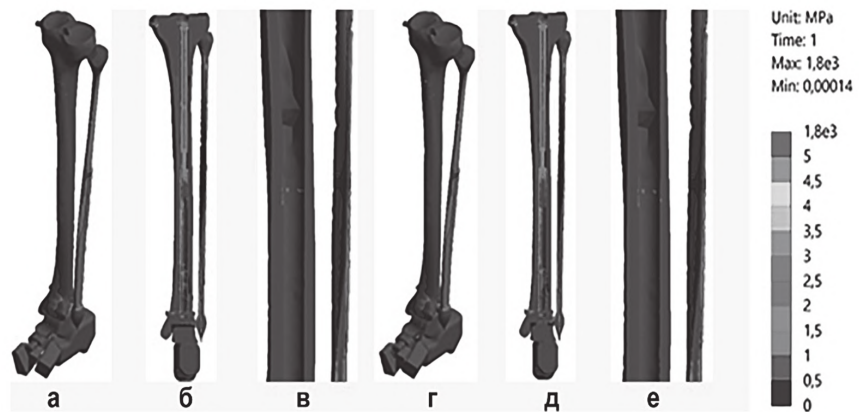


Рисунок 4 – Розподіл напружень в моделях під навантаженням на стиск. Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вид; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому; Остеосинтез стрижнем з ротаційної стабільністю: г – загальний вид; д – розтин великогомілкової кістки; е – зона перелому.

ротаційно стабільного стержня не надає будь-яких переваг, щодо розподілу навантажень в моделі.

Розглянемо, як впливає на розподіл напружень в моделях при використанні блоку з кісткових трансплантатів на обидві гомілкові кістки. Розподіл напружень в моделі з остеосинтезом стержнем без ротаційної стабільності під впливом навантаження на стиск наведений на рис. 6 а, б, в.

В порівнянні з попередніми дослідженнями, кістковий блок на обидві гомілкові кістки дозволяє знизити рівень напружень в метафізарних зонах великогомілкової кістки до рівня 2,9 МПа в проксимальному відділі та до 3,7 МПа – в дистальному. Величини напружень в діафізі великогомілкової кістки визначаються на тому ж рівні, що і в моделі з блоком тільки на великогомілкової кістці. Слід відмітити, що блок на обидві кістки вмикає до навантаження малогомілкову кістку напруження в якій визначаються на

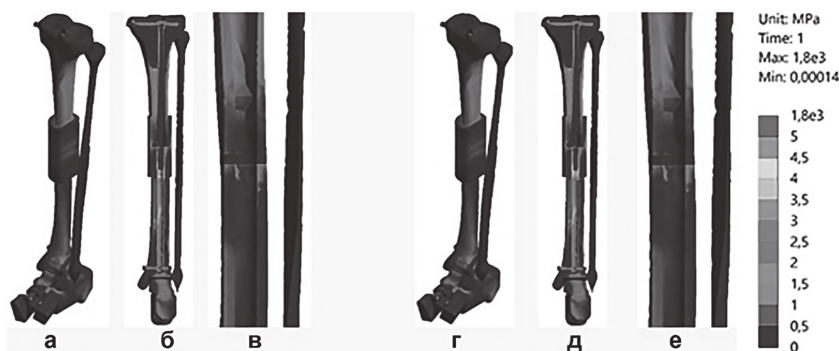


Рисунок 5 – Розподіл напружень в моделях під навантаженням на стиск. Блок з кісткових трансплантатів на великогомілковою кістку: Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вид; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому. Остеосинтез стрижнем з ротаційної стабільністю: г – загальний вид; д – розтин великогомілкової кістки; е – зона перелому.

Проведені дослідження показали, що при навантаженнях на стиск використання ротаційно стабільного стрижня не надає будь-яких переваг над ротаційно нестабільним стрижнем. Це пояснюється тим, що платою за можливість «зростання» є те, що до навантажень, які діють вздовж повздовжній осі стрижнів, обидва стрижня є нестабільними, тому все навантаження несуть кісткові структури. Використання блоків з кісткових трансплантатів, як на обидві кістки, так і тільки на ве-

Таблиця 3 – Величини напружень в моделях під навантаженням на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на великогомілковою кістку

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	стрижень ротаційно стабільний	стрижень ротаційно нестабільний
1	3,1	3,1
2	5,0	4,9
3	2,5	2,5
4	0,9	1,1
5	1,1	1,2
6	2,7	2,4
7	1,0	1,0
8	0,1	0,1

Таблиця 4 – Величини напружень в моделях під навантаженням на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	стрижень ротаційно стабільний	стрижень ротаційно нестабільний
1	2,9	2,9
2	3,9	3,7
3	2,9	2,5
4	1,1	1,1
5	0,9	1,2
6	1,1	1,6
7	2,3	2,4
8	1,8	1,8

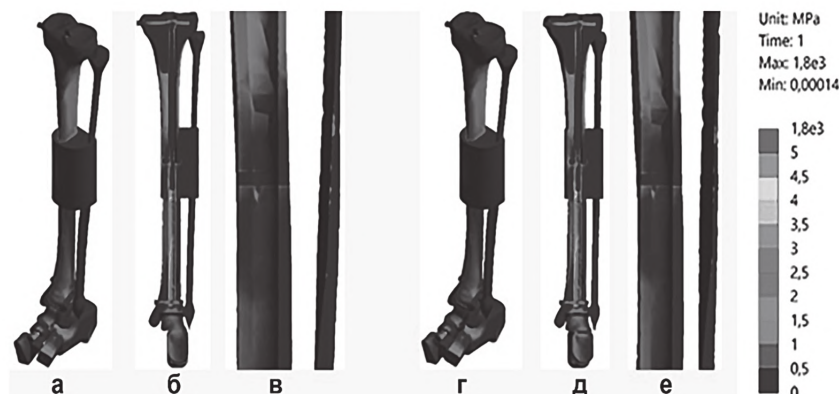


Рисунок 6 – Розподіл напружень в моделі під навантаженням на стиск. Блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки: Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вид; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому. Остеосинтез стрижнем з ротаційної стабільністю: г – загальний вид; д – розтин великогомілкової кістки; е – зона перелому.

ликогомілковою, дозволяє знизити рівень напружень в кісткових фрагментах, особливо в зоні перелому.

Дослідження моделей на кручення. Наступний блок роботи присвячений дослідженню можливості всіх моделей опиратися навантаженням на кручення. Вивчали напружено-деформований стан моделі гомили з переломами обох кісток в середній третині під впливом навантаження на кручення, в умовах остеосинтезу стрижнем без ротаційної стабільності (рис. 7 а, б, в).

позначках 2,4 та 1,8 МПа у верхньому та нижньому фрагментах, відповідно.

На рис. 6 г, д, е наведена картина розподілу напружень в моделі під впливом навантаження на стиск, в умовах остеосинтезу стрижнем з ротаційною стабільністю та блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки. Як бачимо, при навантаженнях на стиск, використання ротаційно стабільного стрижня для остеосинтезу великогомілкової кістки не викликає будь-яких значних змін в напружено-деформованому стані моделі в порівнянні з остеосинтезом стрижнем без ротаційної стабільності (табл. 4).

Остеосинтез великогомілкової кістки ротаційно стабільним стрижнем при навантаженнях на кручення призводить до підвищення рівня напружень в її проксимальному відділі до 9,3 МПа, водночас дозволяє знизити рівень напружень в її діяфізі, де вони визначаються в межах від 0,1 до 0,2 МПа. Особливу увагу слід приділити тому факту, що в здовж лінії перелому в дистальному фрагменті великогомілкової кістки рівень напруження зростає до 3,1 МПа. Остеосинтез малогомілкової кістки спицею також призводить до підвищення напружень в її діяфізі до 1,5 та 2,2 МПа в дистальному та проксимальному фрагментах, відповідно.

Розглянемо картину розподілу напружень в моделі під впливом навантаження на кручення, в умовах остеосинтезу стрижнем із ротаційною стабільністю (рис. 7 г, д, е). Результати моделювання показали, що стрижень з ротаційною стабільністю дозволяє знизити рівень напружень вздовж лінії перелому до 0,3 МПа. В інших зонах рівень напружень зберігається на тому ж рівні, що й при використанні ротаційно нестабільного стрижня (табл. 5).

Наступним етапом роботи вивчали зміни, які відбуваються в напружено-деформованому стані моделі під впливом навантаження на кручення, в умовах остеосинтезу стрижнем без ротаційної стабільності та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку (рис. 8 а, б, в).

Використання для остеосинтезу великогомілкової кістки ротаційно нестабільного стрижня в поєднанні з додатковою фіксацією за допомогою блоку з кісткових трансплантатів приводить до того, що частину навантаження бере на себе саме кістковий блок. Тому, спостерігаємо зниження величини напружень в на проксимальному кінці великогомілкової кістки до 2,7 МПа, за що змушені розраховуватись підвищенням рівня напружень в діафізарній частині до 4,6 МПа і, що більш важливе, вздовж лінії перелому – до 13,1 МПа. Малоомілкова кістка залишається, практично, не навантаженою, про що свідчать величини напружень, які не перевищують значення 0,5 МПа (табл. 6).

Розглянемо вплив навантажень на кручення на модель в умовах остеосинтезу стрижнем з ротаційною стабільністю та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку (рис. 8 г, д, е). Заміна інтрамедулярного стрижня на стрижень з ротаційною стабільністю зберігає загальний характер розподілу напружень в моделі під впливом навантаження на кручення, як і в попередньому варіанті, але, практично в усіх контрольних точках величини напружень трохи менше.

Останнім етапом роботи визначали напруження в моделях під впливом навантаження на кручення, в умовах остеосинтезу стрижнями та спицею з додатковим блоком з кісткових трансплантатів на обидві гомілкові кістки. Картина напружено деформованого стану моделі з остеосинтезом великогомілкової кістки стрижнем без ротаційної стабільності наведено на рис. 9 а, б, в.

Додаткове накладання блоку з кісткових трансплантатів на обидві гомілкові кістки призводить до залучення в скручуючи навантаження малоомілкової кістки, тому зона максимальних напружень змі-



Рисунок 7 – Розподіл напружень в моделях під впливом навантаження на кручення. Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вид; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому. Остеосинтез стрижнем з ротаційної стабільністю: г – загальний вид; д – розтин великогомілкової кістки; е – зона перелому.

Таблиця 5 – Величини напружень в моделях під навантаженням на кручення. Остеосинтез стрижнем та спицею

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	стрижень ротаційно стабільний	стрижень ротаційно нестабільний
1	9,3	9,3
2	0,4	0,4
3	0,1	0,1
4	0,2	0,2
5	0,2	0,1
6	0,3	3,1
7	2,1	2,2
8	1,7	1,5

щується саме до неї. Максимальні за величинами напруження спостерігаються вздовж лінії перелому малоомілкової кістки на рівні 7,6 та 6,7 МПа на проксимальному та медіальному фрагментах, відповідно. Це позитивно відбувається на великогомілкової кістці, де максимальні напруження вздовж лінії перелому знижуються до 8,1 МПа, в порівнянні з моделлю, в якій кістковий блок накладається тільки на великогомілкову кістку. Також, доцільно відмітити виникнення зони підвищених напружень в діафізі великогомілкової кістки навколо верхньої межі блоку з кісткових трансплантатів.

Заміна інтрамедулярного стрижня на стрижень з ротаційною стабільністю при навантаженнях на

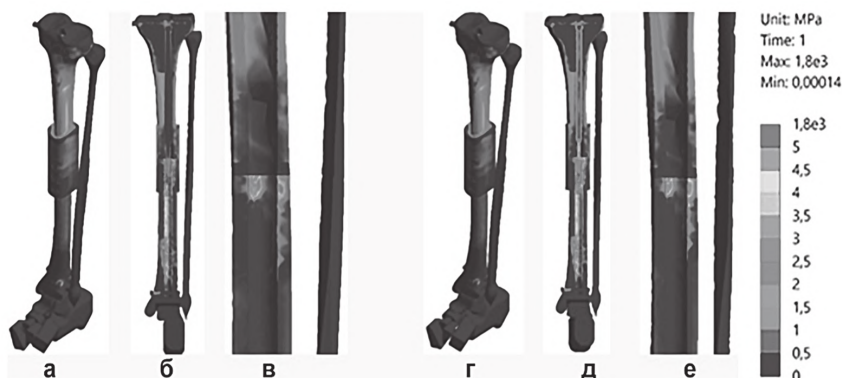


Рисунок 8 – Розподіл напружень в моделі під впливом навантаження на кручення. Блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку: Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вид; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому. Остеосинтез стрижнем з ротаційної стабільністю: г – загальний вид; д – розтин великогомілкової кістки; е – зона перелому.

Таблиця 6 – Величини напружень в моделях під навантаженням на кручення. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на великогомілкуву кістку

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	стрижень ротаційно стабільний	стрижень ротаційно нестабільний
1	1,4	2,7
2	1,2	1,2
3	4,4	4,6
4	1,0	0,9
5	1,8	2,1
6	10,7	13,1
7	0,8	0,5
8	0,1	0,1



Рисунок 9 – Розподіл напружень в моделі під навантаженням на кручення. Блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки: Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вид; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому. Остеосинтез стрижнем з ротаційної стабільністю: г – загальний вид; д – розтин великогомілкової кістки; е – зона перелому.

Таблиця 7 – Величини напружень в моделях під навантаженням на кручення. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	стрижень ротаційно стабільний	стрижень ротаційно нестабільний
1	1,4	2,1
2	0,8	0,9
3	4,7	4,9
4	0,8	0,7
5	1,1	1,0
6	7,4	8,1
7	7,6	7,6
8	5,2	6,7

кручення не змінює загального характеру розподілу напружень в моделі, але дозволяє знизити рівень напружень, практично, в усіх контрольних точках (рис. 9 г, д, е). Це відбувається завдяки тому, що за відсутності ротаційної рухомості стрижень сприймає на себе частину скручуючих навантажень, тим самим знижуючи їх рівень в кістковій тканині (табл. 7).

Література

- Shabtai L, Ezra E, Wientroub S, Segev E. Congenital tibial pseudarthrosis, changes in treatment protocol. J Pediatr Orthop B. 2015 Sep;24(5):444-9.
- Pannier S. Congenital pseudarthrosis of the tibia. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2011;97:750-61.
- Grill F, Bollini G, Dungal P, Fixsen J, Hefti F, Ippolito E, et al. Treatment approaches for congenital pseudarthrosis of tibia: results of the EPOS multicenter study. European Paediatric Orthopaedic Society (EPOS). J Pediatr Orthop. 2000;9:75-89.
- Alzahrani MM, Fassier F, Hamdy RC. Use of the Fassier-Duval telescopic rod for the management of congenital pseudarthrosis of the tibia. J Limb Lengthen Reconstr. 2016;2:23-8.

В результаті проведеного дослідження вдалося визначити, що при навантаженнях на стиск стрижень з ротаційною стабільністю веде себе так само, як і стрижень без неї при всіх досліджених способах остеосинтезу, про що свідчать однакові показники величин напружень в усіх контрольних точках моделей. Це пов'язано з тим, що обидва стрижня мають рухомість вздовж подовжньої осі для забезпечення «зростання» конструкції в процесі росту пацієнта. Тобто для стискаючих осьових навантажень обидва стрижня є нестабільними. Використання блоків з кісткових трансплантатів, як на обидві кістки, так і тільки на великогомілкуву, під впливом осьових стискаючих навантажень дозволяє знизити рівень напружень в кісткових фрагментах, особливо в зоні перелому.

Основна перевага, яку надає стрижень з ротаційною стабільністю при остеосинтезі великогомілкової кістки під впливом навантажень на кручення, є зниження рівня напружень вздовж лінії перелому до 0,3 МПа. В інших зонах рівень напружень зберігається на тому ж рівні, що й при використанні ротаційно нестабільного стрижня. При використанні для остеосинтезу блоків з кісткових трансплантатів стрижень з ротаційною стабільністю дозволяє знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделей в порівнянні з ротаційно нестабільним стрижнем. Блок на обидві кістки гомілки заволакує малоомілкуву кістку до навантажень, чим значно підвищує рівень напруження в неї.

Висновки. При навантаженнях на стиск стрижень з ротаційною стабільністю веде себе так само, як і стрижень без неї при всіх досліджених способах остеосинтезу, про що свідчать однакові показники величин напружень в усіх контрольних точках моделей.

Використання блоків з кісткових трансплантатів, як на обидві кістки, так і тільки на великогомілкуву, під впливом осьових стискаючих навантажень дозволяє знизити рівень напружень в кісткових фрагментах, особливо в зоні перелому.

Перевага, яку надає стрижень з ротаційною стабільністю при остеосинтезі великогомілкової кістки під впливом навантажень на кручення, є зниження рівня напружень вздовж лінії перелому до 0,3 МПа. При використанні для остеосинтезу блоків з кісткових трансплантатів стрижень з ротаційною стабільністю дозволяє знизити рівень напружень у всіх контрольних точках моделей в порівнянні з ротаційно нестабільним стрижнем.

5. Yan A, Mei HB, Liu K, Jiang-Yan Wu, Jin Tang, Guang-Hui Zhu, Wei-Hua Ye. Wrapping grafting for congenital pseudarthrosis of the tibia: a preliminary report [J]. *Medicine*. 2017;96(48):e8835. DOI: 10.1097/MD.00000000000008835
6. Shah H, Joseph B, Nair BVS, Kotian DB, Choi IH, Richards BS, et al. What factors influence union and Refracture of congenital Pseudarthrosis of the tibia? A multicenter long-term study [J]. *J Pediatr Orthop*. 2018;38(6):e332-7. DOI: 10.1097/BPO.0000000000001172
7. Kesireddy N, Kheireldin RK, Lu A, Cooper J, Liu J, Ebraheim NA. Current treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia: a systematic review and meta-analysis. *J Pediatr Orthop B*. 2018;27(6):541-50. DOI: 10.1097/BPB.0000000000000524
8. Korolkov O, Rakhman P, Karpinsky M, Shishka I, Yaresko O. Assessment of stress-strain distribution in flatfoot deformity (part 1). *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. 2017;4:80-4. DOI: 10.15674/0030-59872017480-84
9. Stephen C Cowin, editor. *Bone mechanics handbook*. CRC Press Reference. 2001.
10. Vidal-Lesso A, Ledesma-Orozco E, Daza-Benítez L, Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo*. 2014;4(6):239-46.
11. Boccaccio A, Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics*. Theoretical Biomechanics. Dr Vaclav Klika (Ed.). 2011.
12. Vasyuk VL, Koval OA, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1. *Trauma*. 2019;20(1):37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666
13. Sorokin VG, Volosnikova AV, Vyatkin SA. *Marochnik staley i splavov*. Moskva: Mashinostroyeniye; 1989. 640 s. [in Russian].
14. Zenkevich OK. *Metod konechnykh elementov v tekhnike*. Moskva: Mir; 1978. 519 s. [in Russian].
15. Alyamovskiy AA. *SolidWorks/COSMOSWorks. Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov*. Moskva: DMK Press; 2004. 432 s. [in Russian].

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВАРИАНТІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ КІСТОК ГОМІЛКИ ПРИ ЇХ УРОДЖЕНОМУ ПСЕВДОАРТРОЗІ В СЕРЕДНІЙ ТРЕТИНІ

Хмизов С. О., Кацалап Є. С., Карпінський М. Ю., Ярьсько О. В.

Резюме. Уроджений псевдоартроз кісток гомілки залишається серйозною проблемою дитячої ортопедії через високий відсоток поганих результатів, обумовлених неможливістю досягти зрощення великогомілкової кістки.

Мета. Дослідити напружено-деформований стан моделей гомілки з псевдоартрозом її кісток при різних варіантах їх остеосинтезу.

Об'єкт і методи. Побудовано модель дистального кінця нижньої кінцівки, яка містила великогомілкову та малоомілкову кістки, кістки стопи. Моделювали зону незрощення кісток гомілки в їх середній третині та 3 варіанти остеосинтезу: інтрамедулярним стрижнем та спицею; стрижнем, спицею та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; блок на обидві кістки гомілки. Остеосинтез великогомілкової кістки моделювали інтрамедулярними стрижнями з подовжньою рухомістю: з ротаційною стабільністю та без неї. Моделі навантажували на стиск та кручення.

Результати. Остеосинтез великогомілкової кістки ротаційно нестабільним стрижнем знижує рівень напружень в її метафізарних зонах до 1,0 МПа. Максимальні напруження спостерігали навколо зони перелому малоомілкової кістки – 7,8 МПа. Використання ротаційно стабільного стрижня не веде до значних змін. Блок з кісткових трансплантатів знижує напруження до 1,0 МПа вище зони перелому, до 0,1 МПа у нижньому фрагменті. Кістковий блок на обидві кістки знижує напруження в метафізарних зонах великогомілкової кістки до 2,9 МПа.

Остеосинтез великогомілкової кістки ротаційно нестабільним стержнем при крученні призводить до підвищення напружень в проксимальному відділі до 9,3 МПа, але знижує їх в діафізі до 0,2 МПа. Ротаційно стабільний стрижень знижує напруження вздовж лінії перелому до 0,3 МПа. Кістковий блок на великогомілкову кістку знижує напруження на її проксимальному кінці до 2,7 МПа. Кістковий блок на обидві кістки залучає у навантаження малоомілкову кістку, тому зона максимальних напружень проходить вздовж лінії її перелому 7,6 МПа, на великогомілкової кістці напруження вздовж лінії перелому знижуються до 8,1 МПа. Ротаційно стабільний стрижень при крученні знижує напруження в усіх контрольних точках.

Висновки. При навантаженнях на стиск стрижень з ротаційною стабільністю і без неї ведуть себе однаково. Використання блоків з кісткових трансплантатів на обидві кістки і тільки на великогомілкову, під впливом стискаючих навантажень знижує рівень напружень в кісткових фрагментах. Остеосинтез великогомілкової кістки ротаційно стабільним стрижнем при крученні знижує напруження вздовж лінії перелому. При використанні блоків з кісткових трансплантатів ротаційно стабільний стрижень знижує рівень напружень у всіх контрольних точках моделі.

Ключові слова: метод кінцевих елементів, напруження, стиск, кручення.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСТЕОСИНТЕЗА КОСТЕЙ ГОЛЕНИ ПРИ ИХ ВРОЖДЕННОМ ПСЕВДОАРТРОЗЕ В СРЕДНЕЙ ТРЕТИ

Хмизов С. А., Кацалап Е. С., Карпинский М. Ю., Ярьсько А. В.

Резюме. Врожденный псевдоартроз костей голени остается серьезной проблемой детской ортопедии через высокий процент плохих результатов, обусловленных невозможностью достичь сращения большеберцовой кости.

Цель. Исследовать напряженно-деформированное состояние моделей голени с псевдоартрозом ее костей при различных вариантах их остеосинтеза.

Объект и методы. Построена модель дистального конца нижней конечности, которая содержала большеберцовую и малоберцовую кости, кости стопы. Моделировали зону несращения костей голени в их средней трети и 3 варианта остеосинтеза: интрамедулярным стержнем и спицами; стержнем, спицами и блоком из костных трансплантатов на большеберцовую кость; блок на обе кости голени. Остеосинтез большеберцовой кости моделировали интрамедулярными стержнями с продольной подвижностью: с ротационной стабильностью и без нее. Модели нагружали на сжатие и кручение.

Результаты. Остеосинтез большеберцовой кости ротационно нестабильным стержнем снижает уровень напряжений в ее метафизарных зонах до 1,0 МПа. Максимальные напряжения наблюдали вокруг зоны перелома малоберцовой кости – 7,8 МПа. Использование ротационно стабильного стержня не ведет к значительным изменениям. Блок из костных трансплантатов снижает напряжение до 1,0 МПа выше зоны перелома, до 0,1 МПа в нижнем фрагменте. Костный блок на обе кости снижает напряжение в метафизарных зонах большеберцовой кости до 2,9 МПа.

Остеосинтез большеберцовой кости ротационно нестабильным стержнем при кручении приводит к повышению напряжений в проксимальном отделе до 9,3 МПа, но снижает их в диафизе до 0,2 МПа. Ротационно стабильный стержень снижает напряжение вдоль линии перелома до 0,3 МПа. Костный блок на большеберцовую кость снижает напряжение на ее проксимальном конце до 2,7 МПа. Костный блок на обе кости вовлекает в нагрузку малоберцовой кости, поэтому зона максимальных напряжений проходит вдоль линии ее перелома 7,6 МПа, на большеберцовой кости напряжения вдоль линии перелома снижаются до 8,1 МПа. Ротационно стабильный стержень при кручении снижает напряжение во всех контрольных точках.

Выводы. При нагрузках на сжатие стержни с ротационной стабильностью и без нее ведут себя одинаково. Использование блоков из костных трансплантатов на обе кости и только на большеберцовую, под влиянием сжимающих нагрузок снижает уровень напряжений в костных фрагментах. Остеосинтез большеберцовой кости ротационно стабильным стержнем при кручении снижает напряжение вдоль линии перелома. При использовании блоков из костных трансплантатов ротационно стабильный стержень снижает уровень напряжений во всех контрольных точках модели.

Ключевые слова: метод конечных элементов, напряжение, сжатие, кручение.

MATHEMATICAL MODELING OF OSTEOSYNTHESIS OF THE LOWER LEG BONES DURING THEIR CONGENITAL PSEUDARTHROSIS IN THE MIDDLE THIRD

Khmyzov S. O., Katsalap E. S., Karpinsky M. Yu., Yaresko O. V.

Abstract. Congenital pseudarthrosis of the tibia remains a serious problem in pediatric orthopedics through a high percentage of poor results due to the inability to achieve fusion of the tibia.

Purpose. To study the stress-strain state of the models of the lower leg with pseudoarthrosis of its bones with various variants of their osteosynthesis.

Object and methods. A model of the distal end of the lower extremity was built, which contained the tibia and fibula, foot bone. The non-fusion zone of the lower leg bones was modeled in their middle third and 3 variants of osteosynthesis: intramedullary shaft and knitting needles; a core, knitting needles and a block of bone grafts on the tibia; block on both lower leg bones. Osteosynthesis of the tibia was modeled by intramedullary rods with longitudinal mobility: with and without rotational stability. Models were loaded by compression and torsion.

Results. Osteosynthesis of the tibia with a rotationally unstable shaft reduces the level of stress in its metaphysical zones to 1.0 MPa. Maximum stresses were observed around the fracture of the fibula – 7.8 MPa. The use of a rotationally stable rod does not lead to significant changes. A block of bone grafts reduces stress to 1.0 MPa above the fracture zone, to 0.1 MPa in the lower fragment. The bone block on both bones reduces tension in the metaphysical zones of the tibia to 2.9 MPa.

Osteosynthesis of the tibia with a rotationally unstable rod during torsion leads to an increase in stress in the proximal region to 9.3 MPa, but reduces them in the diaphysis to 0.2 MPa. A rotationally stable rod reduces stress along the fracture line to 0.3 MPa. The bone block on the tibia reduces the voltage at its proximal end to 2.7 MPa. The bone block on both bones engages the tibia in the load, therefore, the zone of maximum stress passes along the line of its fracture 7.6 MPa, on the tibia, the stress along the line of the fracture decreases to 8.1 MPa. Rotationally stable torsion rod reduces stress at all control points.

Conclusions. Under compression loads, rods with and without rotational stability behave identically. The use of blocks of bone grafts on both bones and only on the tibia, under the influence of compressive loads, reduces the level of stress in the bone fragments. Osteosynthesis of the tibia with a rotationally stable torsion bar reduces stress along the fracture line. When using bone graft blocks, a rotationally stable rod reduces the stress level at all control points of the model.

Key words: finite element method, stress, compression, torsion.

*Рецензент – доц. Пелипенко О. В.
Стаття надійшла 09.10.2020 року*