

В.О. Рогозинський<sup>1,2</sup>, А.Ф. Левицький<sup>1</sup>, М.М. Доляницький<sup>1,2</sup>, О.В. Яресько<sup>3</sup>

## Аналіз математичного моделювання біомеханічної моделі гало-гравітаційної тракції при деформаціях хребта в дітей

<sup>1</sup>Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Національна дитяча спеціалізована лікарня «ОХМАТДИТ», м. Київ, Україна

<sup>3</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків

Paediatric surgery.Ukraine.2021.4(73):66-71; doi 10.15574/PS.2021.73.66

**For citation:** Rogozinskyi VO, Levytskyi AF, Dolianytskyi MM, Yaresko OV. (2021). Analysis of mathematical modeling of a biomechanical model of halo-gravien traction in spinal deformities in children. Paediatric Surgery.Ukraine. 4(73):66-71; doi 10.15574/PS.2021.73.66.

Система гало-гравітаційної тракції (ГГТ) широко застосовується в провідних клініках світу як етапний метод корекції складних ( $>100^\circ$ ) сколіотичних деформацій хребта в дітей. На сьогодні не існує єдиного підходу використання цієї методики, і кожний лікар приймає рішення щодо схеми лікування імперічно, спираючись на власний клінічний досвід.

**Мета** – дослідити за допомогою методу кінцевих елементів напружено-деформований стан хребта різного ступеня деформації при застосуванні ГГТ.

**Матеріали та методи.** Під час побудови розрахункової моделі за основу взято геометричні моделі різних ділянок хребта, розроблені в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України». У модель внесено певні зміни відповідно до мети дослідження: деформація хребта  $70^\circ$  та  $100^\circ$ ; додано модель черепа; додано модель ГГТ та її фіксацію до черепа.

**Результати.** У разі застосування системи ГГТ із фіксацією найбільш навантаженою частиною хребта є ділянка хребців Т2-Т5. Слід зазначити, що зі збільшенням ступеня деформації стають навантаженими хребці Т4 і Т5. Система ГГТ із фіксацією та навантаженням, що дорівнює половині маси тіла, не призводить до критичних значень напруження кісткової тканини з точки зору міцності.

**Висновки.** Під час лікування ригідних деформацій хребта в дітей з кутом деформації  $>100^\circ$  за допомогою системи ГГТ першим етапом математично доведено ефективність цієї методики, однак максимальне рекомендоване навантаження не має перевищувати 50% маси тіла пацієнта.

Моделювання корекції деформацій хребта на математичних моделях дає змогу без хірургічного втручання проаналізувати ефективність різних методів лікування в кількох варіантах.

Максимальне значення напруження за Мізесом 40,1 МПа не є критичним для кісткової тканини з точки зору міцності (межа міцності для кортикальної кістки – 70 МПа). Проте зі збільшенням навантаження удвічі, тобто при ГГТ-навантаженні, що дорівнює масі тіла, рівень напруженого стану зростає також удвічі і перевищує межу міцності кісткової тканини.

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом всіх зазначених у роботі установ. На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Ключові слова:** метод кінцевих елементів, деформація хребта, гало-гравітаційна тракція.

## Analysis of mathematical modeling of a biomechanical model of halo-gravien traction in spinal deformities in children

V.O. Rogozinskyi<sup>1,2</sup>, A.F. Levytskyi<sup>1</sup>, M.M. Dolianytskyi<sup>1,2</sup>, O.V. Yaresko<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>National Children's Specialized Hospital «OHMATDYT», Kyiv, Ukraine

<sup>3</sup>Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

Halo-gravity traction (HGT) systems are widely used in leading clinics around the world as a staged method for correcting complex ( $>100^\circ$ ) scoliotic deformities of the spine in children. Today there is no single approach to the use of this technique, and each doctor makes a decision regarding the treatment regimen empirically, based on his clinical experience.

**Purpose** – to investigate with the help of finite element method the stress-strain state of the spine of various degrees of deformation using HGT.

**Materials and methods.** When constructing the computational model, geometric models of various parts of the spine, developed in the laboratory of biomechanics of the State Institution «IPPS named after I.P. Sitenko of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine». The following changes were made to the model, in accordance with the purpose of the study: spinal deformity  $70^\circ$  and  $100^\circ$ ; added skull model; added model of HGT and its fixation to the skull.

**Results.** When using the HGT system with fixation, the most loaded part of the spine is the T2-T5 vertebrae. It should be noted that with an increase in the degree of deformity, the T4 and T5 vertebrae become loaded. The HGT system with fixation and load equal to half the body weight does not lead to critical values of bone tissue stress in terms of strength.

**Results.** In the treatment of rigid spinal deformities in children with a deformity angle ( $>100^\circ$ ) using a HGT system, the first stage mathematically proved the effectiveness of this technique, but the maximum recommended load should not exceed 50% of the patient's body weight.

Modeling the correction of spinal deformities using mathematical models makes it possible to analyze the effect of various treatment methods in several versions without surgery.

The maximum von Mises stress value of 40.1 MPa is not critical for bone tissue in terms of strength (ultimate strength for cortical bone is 70 MPa). However, when the load is doubled, i.e. with HGT to a load equal to the body weight, the level of stress will also double and exceed the ultimate strength of the bone tissue.

The research was carried out in accordance with the principles of the Helsinki declaration. The study protocol was approved by the Local ethics committee of all participating institutions. The informed consent of the patient was obtained for conducting the studies.

No conflict of interest was declared by the authors.

**Key words:** final element method, spinal deformity, halo-gravity traction.

## Анализ математического моделирования биомеханической модели гало-гравитационной тракции при деформациях позвоночника у детей

В.А. Розозинский<sup>1,2</sup>, А.Ф. Левицкий<sup>1</sup>, Н.М. Доляницкий<sup>1,2</sup>, А.В. Яреско<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев, Украина

<sup>2</sup>Национальная детская специализированная больница «ОХМАТДЕТ», г. Киев, Украина

<sup>3</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков

Система ГГТ широко применяется в ведущих клиниках мира как этапный метод коррекции сложных ( $>100^\circ$ ) сколиотических деформаций позвоночника у детей. На сегодняшний день не существует единого подхода к использованию данной методики, и каждый врач принимает решение относительно схемы лечения эмпирически, опираясь на собственный клинический опыт.

**Цель** – исследовать с помощью метода конечных элементов напряженно-деформированное состояние позвоночника разной степени деформации при использовании ГГТ.

**Материалы и методы.** При построении расчетной модели за основу взяты геометрические модели различных участков позвоночника, разработанные в лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко НАМН Украины». В модель внесены следующие изменения в соответствии с целью исследования: деформация позвоночника –  $70^\circ$  и  $100^\circ$ ; добавлена модель черепа; добавлена модель ГГТ и ее фиксация к черепу.

**Результаты.** При использовании системы ГГТ с фиксацией наиболее нагруженной частью позвоночника является область позвонков Т2-Т5. Следует отметить, что с увеличением степени деформации становятся нагруженными позвонки Т4 и Т5. Система ГГТ с фиксацией и нагрузкой, равной половине массы тела, не приводит к критическим значениям напряжений костной ткани с точки зрения прочности.

**Выводы.** При лечении ригидных деформаций позвоночника у детей с углом деформации ( $>100^\circ$ ) с использованием системы ГГТ первым этапом математически доказана эффективность данной методики, однако максимальная рекомендованная нагрузка не должна превышать 50% массы тела пациента.

Моделирование коррекции деформаций позвоночника на математических моделях позволяет без хирургического вмешательства проанализировать эффективность различных методов лечения в нескольких вариантах.

Максимальное значение напряжения по Мизесу 40,1 МПа не является критическим для костной ткани с точки зрения прочности (предел прочности для кортикальной кости – 70 МПа). Однако с увеличением нагрузки вдвое, т.е. при ГГТ нагрузке, равной массе тела, уровень напряженного состояния повышается также в два раза и превышает предел прочности костной ткани.

Исследование выполнено в соответствии с принципами Хельсинкской декларации. Протокол исследования одобрен Локальным этическим комитетом всех участвующих учреждений. На проведение исследований получено информированное согласие пациентов.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Ключевые слова:** метод конечных элементов, деформация позвоночника, гало-гравитационная тракция.

## Вступ

Система гало-гравітаційної тракції (ГГТ) широко застосовується в провідних клініках світу як етапний метод корекції складних ( $>100^\circ$ ) сколіотичних деформацій хребта в дітей. На сьогодні не існує єди-

ного підходу використання цієї методики, і кожний лікар приймає рішення щодо схеми лікування емпірично, спираючись на власний клінічний досвід.

Моделювання корекції деформацій хребта на математичних моделях дає змогу без хірургічного

## Оригінальні дослідження. Ортопедія

### Таблиця

Механічні характеристики застосованих матеріалів

Тканина	E (МПа)	$\nu$
Кортикальна кістка	12000	0,3
Губчаста кістка	100	0,2
Хрящ	5,58	0,45
Міжхребцевий диск	450	0,3

втручання проаналізувати ефективність різних методів лікування в декількох варіантах.

Найбільше поширення з кінця минулого століття набуло моделювання біомеханічних систем методом кінцевих елементів (МКЕ), який у поєднанні з експериментальними методами дає змогу отримати достовірні результати.

Одна з перших простих моделей із застосуванням МКЕ для моделювання зусиль для корекції складних ( $>100^\circ$ ) сколіотичних деформацій хребта наведена в роботі за 1988 р. [1].

Подальший розвиток моделювання деформацій хребта дав змогу побудувати геометрично і фізично складніші МКЕ. Так, у роботі [8] проаналізовано складну тривимірну модель хребта в передопераційному положенні на боку, що моделює зміни хребта внаслідок переходу із положення стоячи.

Кінцево-елементний аналіз насамперед проведено для різних моделей хірургічного втручання при сколіозі [6,7,9,10].

Під час дослідження тракційних способів лікування застосовано переважно експериментальні методи досліджень. Більшість робіт із них присвячено визначенню кількості гвинтів, що застосовуються в системі ГТТ [3], або їх оптимальному розташуванню [11].

У роботі [13] на плоскій МКЕ розглянуто напружений стан кісток черепа на місці входу гвинта в кістку.

Слід відмітити роботу [1], в якій запропоновано швидкий спосіб оцінки вибору зусиль для тракційних механізмів на основі індивідуальних параметрів пацієнта. Методи, що застосовуються в цій статті, засновано на математичному моделюванні сил, задіяних у роботизованих пристроях для корекції хребта, з використанням диференціальних рівнянь моделювання стрижня.

**Мета** дослідження – дослідити за допомогою МКЕ напружено-деформований стан хребта різного ступеня деформації при застосуванні ГТТ.

### Матеріали та методи дослідження

Під час побудови розрахункової моделі за основу взято геометричні моделі різних ділянок хребта, розроблені в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут

патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України». У модель внесено певні зміни відповідно до мети дослідження: деформація хребта  $70^\circ$  та  $100^\circ$ ; додано модель черепа; додано модель ГТТ та її фіксацію до черепа.

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом всіх зазначених у роботі установ. На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

З урахуванням перерахованих вище змін побудовано два варіанти розрахункової моделі (рис. 1):

1) модель із деформацією хребта  $70^\circ$  та фіксацією в системі ГТТ 6 гвинтами;

2) модель із деформацією хребта  $100^\circ$  та фіксацією в системі ГТТ 6 гвинтами.

**Властивості матеріалів.** У цьому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. Вибираючи властивості кісткових структур, автори статті ґрунтувалися на даних, що найчастіше зустрічаються в літературі [4,12]. Характеристики E – модуль пружності (модуль Юнга),  $\nu$  – коефіцієнт Пуассона зведено в таблицю.

**Схема навантаження.** Схему навантаження, застосовану для ГТТ з фіксацією, наведено на рис. 2. Основним навантаженням у цій схемі є сила, спрямована вгору і прикладена до німба ГТТ з фіксацією конструкції. Величина сили приймалася рівною половині маси тіла і дорівнювала  $P=300\text{H}$  [14]. Нижня площа тіла хребця L5 зафіксована.

Побудову геометричної моделі проведено в програмі «SolidWorks» [5]. Для вирішення поставленого завдання використано МКЕ [15].

За оцінку напруженого стану обрано напруження за Мізесом як найінформативніший вид загального напруженого стану.

### Результати дослідження та їх обговорення

**Система ГТТ – деформація хребта  $70^\circ$ .** Аналіз моделі показав, що найбільш напруженими ділянками є блок хребців T2-T5, хребець L1 та вхід гвинтів у кістки черепа (рис.4). Так, у блоці хребців T2-T5 найбільш напруженим є хребець T2, де рівень напруженого стану в тілі хребця досягає величини 21,4 МПа. У тілі хребця T5 максимальне значення напруження за Мізесом дорівнює 21,3 МПа, а в тілі хребця T4 – 18,6 МПа. У блоці хребців L1-L5 більш напруженим є хребець L1, де рівень напруженого стану досягає величини 4,7 МПа (рис. 3). Більш напруженими є ділянки тіл хребців зліва, як грудного відділу, так і поперекового.

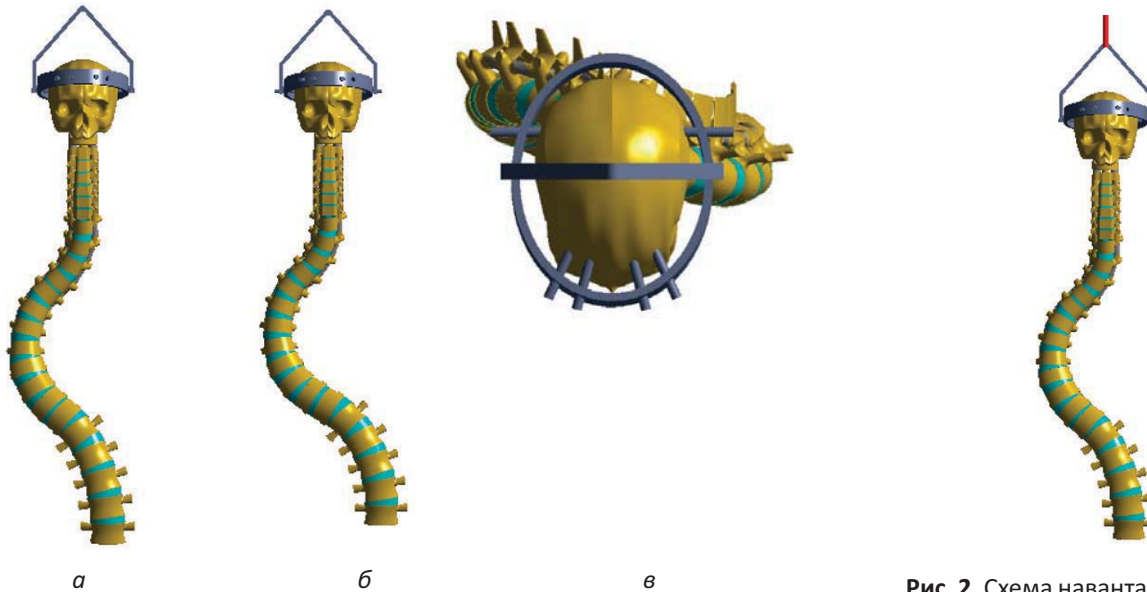


Рис. 2. Схема навантаження моделі

Рис. 1. Розрахункові моделі таза: а) деформація хребта 70°; б) деформація хребта 100°; в) фіксація в системі гало-гравітаційної тракції із фіксацією 6 гвинтами

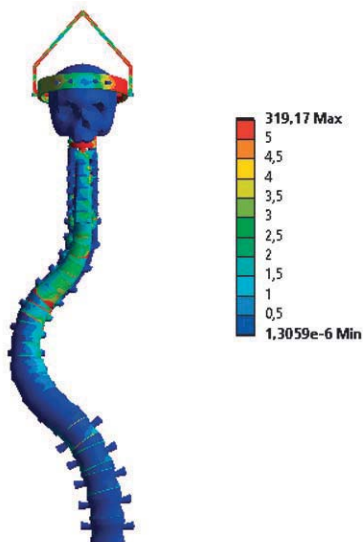


Рис. 3. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі – вигляд спереду

У місцях входу гвинтів у кістки черепа рівень напруженого стану змінюється не більше 2,2–5,4 МПа (рис. 4), більш напруженими є задні ділянки.

З проведеного розрахунку можна зробити висновки:

Найбільш напруженими ділянками розрахункової моделі є вигини хребта у фронтальній площині.

У грудному відділі хребта найбільш напруженими є хребці Т2 і Т5.

У поперековому відділі хребта найбільш напруженим є хребець L1.

У ділянці входу гвинтів кріплення в кістку рівень напруженого стану не високий, задні ділянки більш напружені.

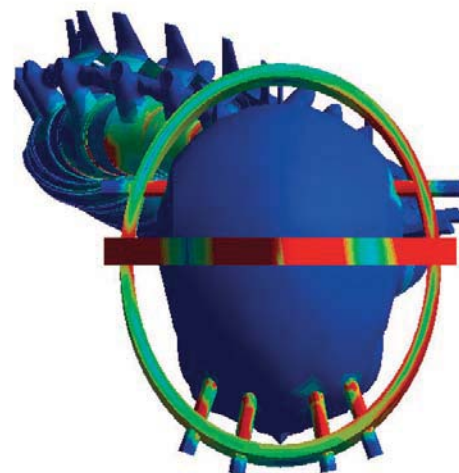


Рис. 4. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі – вигляд зверху

На рисунках 5 і 6 наведено порівняння напруженого стану в тілах хребців грудного та поперекового відділів за різного ступеня деформації. У разі застосування системи ГГТ з фіксацією найбільш навантаженою частиною хребта є ділянка хребців Т2-Т5. Слід зазначити, що зі збільшенням ступеня деформації напруженими стають хребці Т4 і Т5. Система ГГТ з фіксацією та навантаженням, що дорівнює половині маси тіла, не призводить до критичних значень напруження кісткової тканини з точки зору міцності.

Методом кінцевих елементів доведено ефективність застосування системи ГГТ для збільшення мобільності хребта, що, своєю чергою, зменшує ризики



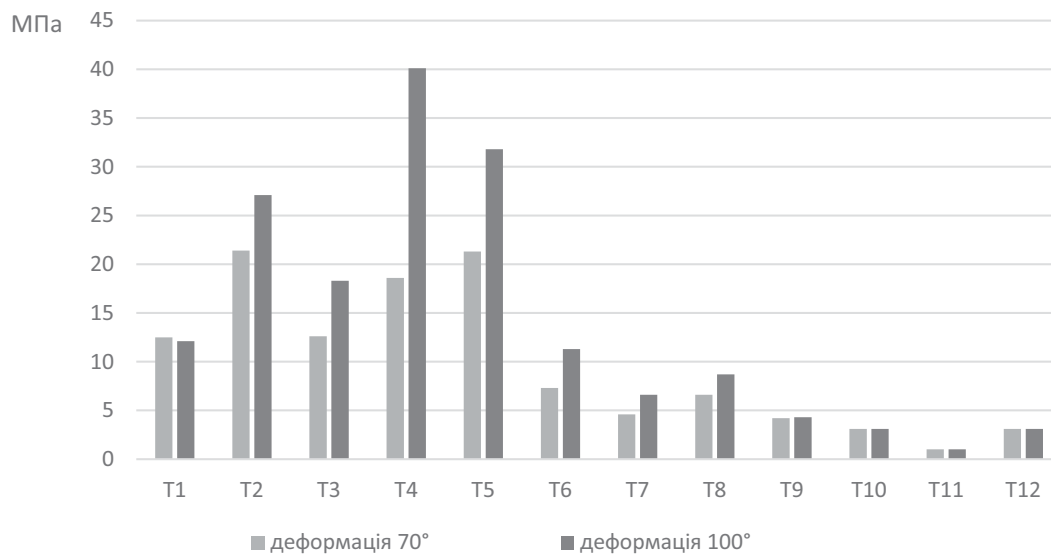


Рис. 5. Напруження за Мізесом у грудному відділі хребта при деформації 70° та 100°

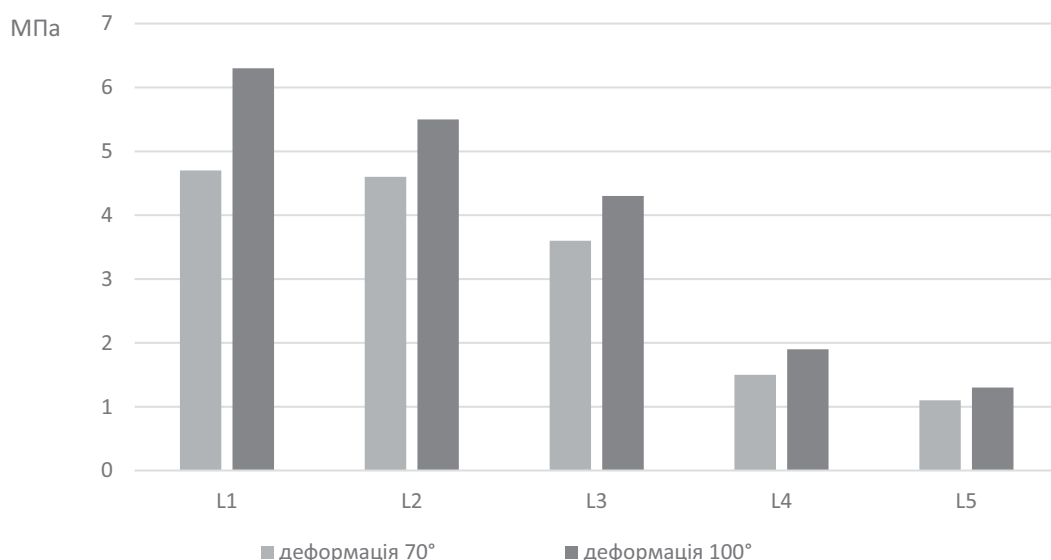


Рис. 6. Напруження за Мізесом у поперековому відділі хребта при деформації 70° та 100°

неврологічних ускладнень після хірургічного лікування, скорочує тривалість втручання та об'єм крововтрати, поліпшує результати корекції.

## Висновки

Під час лікування ригідних деформацій хребта у дітей з кутом деформації  $>100^\circ$  за допомогою системи ГТТ першим етапом математично доведено ефективність цієї методики, однак максимальне рекомендоване навантаження не має перевищувати 50% маси тіла пацієнта.

Моделювання корекції деформацій хребта на математичних моделях дає змогу без хірургічного

втручання проаналізувати ефективність різних методів лікування в кількох варіантах.

Як при деформації хребта  $70^\circ$ , так і при деформації хребта  $100^\circ$  найбільш напруженим є блок хребців T2-T5.

У тілі хребця T2 рівні напруженого стану при деформації  $70^\circ$  та  $100^\circ$  незначно різняться.

У тілі хребця T4 рівень напруженого стану при деформації  $100^\circ$  більш ніж удвічі вищий порівняно з моделлю хребта з деформацією  $70^\circ$ .

У тілі хребця T5 рівень напруженого стану при деформації  $100^\circ$  вищий в 1,5 раза, ніж у моделі хребта з деформацією  $70^\circ$ .

Максимальне значення напруження за Мізесом 40,1 МПа не є критичним для кісткової тканини з точки зору міцності (межа міцності для кортикальної кістки – 70 МПа). Проте зі збільшенням навантаження удвічі, тобто при ГГТ-навантаженні, що дорівнює масі тіла, рівень напруженого стану також зростає удвічі і перевищує межу міцності кісткової тканини.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

#### References/Література

1. Fialho J. (2018). A biomechanical model for the idiopathic scoliosis using robotic traction devices// International Conference on Mathematical Modelling in Physical Sciences IOP Conf. Series: Journal of Physics: Conf. 1141: 012022. doi: 10.1088/1742-6596/1141/1/012022.
2. Ghista DN, Viviani GR, Subbaraj K et al. (1988). Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical-correction. J Biomech. 21 (2): 77–88. doi: 10.1016/0021-9290(88)90001-2.
3. Kimsal J, Khraishi T. (2009). Experimental investigation of halo-gravity traction for paediatric spinal deformity correction. Int J Experimental and Computational Biomechanics. 1 (2): 204–213. doi: 10.1504/IJECB.2009.029197.
4. Kong WZ, Goel VK. (2003). Ability of the Finite Element Models to Predict Response of the Human Spine to Sinusoidal Vertical Vibration/SPINE. 28 (17): 1961–1967. doi: 10.1097/01.BRS.0000083236.33361.C5.
5. Kurowski PM. (2012, Apr 11). Engineering Analysis with Solid-Works Simulation 2012: 475. ISBN: 978–1–58503–710–0.
6. Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, Skalli W. (2002). Finite element simulation of various strategies for CD correction. Stud Health Technol Inform. 91: 428–432.
7. Lafon Y, Steib JP, Skalli W. (2010). Intraoperative three dimensional correction during in situ contouring surgery by using a numerical model. Spine (Phila Pa 1976). 35: 453–459. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b8eaca.
8. Lalonde NM, Villemure I, Pannetier R et al. (2010). Biomechanical modeling of the lateral decubitus posture during corrective scoliosis surgery// Clin Biomech. 25: 510–516. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.03.009.
9. Little JP, Izatt MT, Labrom RD, Askin GN, Adam CJ. (2013, May 16). An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity. Scoliosis. 8 (1): 9. doi: 10.1186/1748-7161-8-9.
10. Salmingo R, Tadano S, Fujisaki K et al. (2012). Corrective force analysis for scoliosis from implant rod deformation. Clin Biomech (Bristol, Avon). 27: 545–550. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.01.004.
11. Semmelink K, Hekman EEG, van Griethuysen M, Bosma J, Swaan A, Kruijff MC. (2021, Jan). Halo pin positioning in the temporal bone; parameters for safe halo gravity traction. Spine Deform. 9 (1): 255–261. doi: 10.1007/s43390-020-00194-2.
12. Vidal-Lesso A, Ledesma-Orozco E, Daza-Benitez L, Lesso-Arroyo R. (2014). Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ingeniería mecánica tecnología y desarrollo. 4 (6): 239–246.
13. Voor MJ, Anderson RC, Hart RT. (1997, Sep). Stress analysis of halo pin insertion by non-linear finite element modeling. J Biomech. 30 (9): 903–909. doi: 10.1016/s0021-9290(97)82887-4.
14. Wang Y, Li C, Liu L, Li H, Yi X. (2021). Presurgical Short-Term Halo-Pelvic Traction for Severe Rigid Scoliosis (Cobb Angle >120°): A 2-Year Follow-up Review of 62 Patients. Spine (Phila Pa 1976). 46 (2): E95–E104.
15. Zienkiewicz OC, Taylor RL. (2005). The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics. Sixth edition. Butterworth-Heinemann: 736.

#### Відомості про авторів:

**Левицький Анатолій Феодосійович** – д.мед.н., проф., зав. каф. дитячої хірургії НМУ імені О.О. Богомольця. Адреса: м. Київ, бульвар Т. Шевченка, 13; тел. (044) 236–51–80. <https://orcid.org/0000-0002-4440-2090>.

**Рогозинський Валентин Олександрович** – аспірант каф. дитячої хірургії НМУ імені О.О. Богомольця, лікар ортопед-травматолог дитячий відділення ортопедії та травматології НДСЛ «ОХМАТДИТ». Адреса: м. Київ, вул. В. Чорновола, 28/1. <https://orcid.org/0000-0001-9891-0739>.

**Доляницький Микола Михайлович** – аспірант каф. дитячої хірургії НМУ імені О.О. Богомольця, лікар ортопед-травматолог дитячий відділення ортопедії та травматології НДСЛ «ОХМАТДИТ». Адреса: м. Київ, вул. В. Чорновола, 28/1. <https://orcid.org/0000-0002-0898-6914>.

**Яресько Олександр Васильович** – мол.н.с. лабораторії «Біомеханіка» ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

Стаття надійшла до редакції 11.08.2021 р., прийнята до друку 8.12.2021 р.