

GEORGIAN MEDICAL NEWS

ISSN 1512-0112

No 1 (322) Январь 2022

ТБИЛИСИ - NEW YORK



ЕЖЕМЕСЯЧНЫЙ НАУЧНЫЙ ЖУРНАЛ

Медицинские новости Грузии
საქართველოს სამედიცინო სიახლენი

GEORGIAN MEDICAL NEWS

No 1 (322) 2022

Published in cooperation with and under the patronage
of the Tbilisi State Medical University

Издается в сотрудничестве и под патронажем
Тбилисского государственного медицинского университета

გამოიცემა თბილისის სახელმწიფო სამედიცინო უნივერსიტეტთან
თანამშრომლობითა და მისი პატრონაჟით

ЕЖЕМЕСЯЧНЫЙ НАУЧНЫЙ ЖУРНАЛ
ТБИЛИСИ - НЬЮ-ЙОРК

GMN: Georgian Medical News is peer-reviewed, published monthly journal committed to promoting the science and art of medicine and the betterment of public health, published by the GMN Editorial Board and The International Academy of Sciences, Education, Industry and Arts (U.S.A.) since 1994. **GMN** carries original scientific articles on medicine, biology and pharmacy, which are of experimental, theoretical and practical character; publishes original research, reviews, commentaries, editorials, essays, medical news, and correspondence in English and Russian.

GMN is indexed in MEDLINE, SCOPUS, PubMed and VINITI Russian Academy of Sciences. The full text content is available through EBSCO databases.

GMN: Медицинские новости Грузии - ежемесячный рецензируемый научный журнал, издаётся Редакционной коллегией и Международной академией наук, образования, искусств и естествознания (IASEIA) США с 1994 года на русском и английском языках в целях поддержки медицинской науки и улучшения здравоохранения. В журнале публикуются оригинальные научные статьи в области медицины, биологии и фармации, статьи обзорного характера, научные сообщения, новости медицины и здравоохранения.

Журнал индексируется в MEDLINE, отражён в базе данных SCOPUS, PubMed и ВИНТИ РАН. Полнотекстовые статьи журнала доступны через БД EBSCO.

GMN: Georgian Medical News – საქართველოს სამედიცინო სიახლენი – არის ყოველთვიური სამეცნიერო სამედიცინო რეცენზირებადი ჟურნალი, გამოიცემა 1994 წლიდან, წარმოადგენს სარედაქციო კოლეგიისა და აშშ-ის მეცნიერების, განათლების, ინდუსტრიის, ხელოვნებისა და ბუნებისმეტყველების საერთაშორისო აკადემიის ერთობლივ გამოცემას. GMN-ში რუსულ და ინგლისურ ენებზე ქვეყნდება ექსპერიმენტული, თეორიული და პრაქტიკული ხასიათის ორიგინალური სამეცნიერო სტატიები მედიცინის, ბიოლოგიისა და ფარმაციის სფეროში, მიმოხილვითი ხასიათის სტატიები.

ჟურნალი ინდექსირებულია MEDLINE-ის საერთაშორისო სისტემაში, ასახულია SCOPUS-ის, PubMed-ის და ВИНТИ РАН-ის მონაცემთა ბაზებში. სტატიების სრული ტექსტი ხელმისაწვდომია EBSCO-ს მონაცემთა ბაზებშიდან.

МЕДИЦИНСКИЕ НОВОСТИ ГРУЗИИ

Ежемесячный совместный грузино-американский научный электронно-печатный журнал
Агентства медицинской информации Ассоциации деловой прессы Грузии,
Международной академии наук, индустрии, образования и искусств США.
Издается с 1994 г., распространяется в СНГ, ЕС и США

ГЛАВНЫЙ РЕДАКТОР

Николай Пирцхалаишвили

НАУЧНЫЙ РЕДАКТОР

Елене Гиоргадзе

ЗАМЕСТИТЕЛЬ ГЛАВНОГО РЕДАКТОРА

Нино Микаберидзе

НАУЧНО-РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ

Зураб Вадачкориа - председатель Научно-редакционного совета

Александр Геннинг (Германия), Амиран Гамкрелидзе (Грузия),

Константин Кипиани (Грузия), Георгий Камкамидзе (Грузия),

Паата Куртанидзе (Грузия), Вахтанг Масхулия (Грузия),

Тенгиз Ризнис (США), Реваз Сепиашвили (Грузия), Дэвид Элуа (США)

НАУЧНО-РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ

Константин Кипиани - председатель Научно-редакционной коллегии

Архимандрит Адам - Вахтанг Ахаладзе, Амиран Антадзе, Нелли Антелава, Георгий Асатиани,
Тенгиз Асатиани, Гия Берадзе, Рима Бериашвили, Лео Бокерия, Отар Герзмава, Лиана Гогиашвили,

Нодар Гогешашвили, Николай Гонгадзе, Лия Дваладзе, Тамар Долиашвили, Манана Жвания,

Тамар Зерекидзе, Ирина Квачадзе, Нана Квирквелия, Зураб Кеванишвили, Гурам Кикнадзе,

Димитрий Кордзаиа, Теймураз Лежава, Нодар Ломидзе, Джанлуиджи Мелотти, Марина Мамаладзе,

Караман Пагава, Мамука Пирцхалаишвили, Анна Рехвиашвили, Мака Сологашвили, Рамаз Хецуриани,

Рудольф Хохенфеллнер, Кахабер Челидзе, Тинатин Чиковани, Арчил Чхотуа,

Рамаз Шенгелия, Кетеван Эбралидзе

Website:

www.geomednews.org

The International Academy of Sciences, Education, Industry & Arts. P.O.Box 390177,
Mountain View, CA, 94039-0177, USA. Tel/Fax: (650) 967-4733

Версия: печатная. **Цена:** свободная.

Условия подписки: подписка принимается на 6 и 12 месяцев.

По вопросам подписки обращаться по тел.: 293 66 78.

Контактный адрес: Грузия, 0177, Тбилиси, ул. Асатиани 7, IV этаж, комната 408

тел.: 995(32) 254 24 91, 5(55) 75 65 99

Fax: +995(32) 253 70 58, e-mail: ninomikaber@geomednews.com; nikopir@geomednews.com

По вопросам размещения рекламы обращаться по тел.: 5(99) 97 95 93

© 2001. Ассоциация деловой прессы Грузии

© 2001. The International Academy of Sciences,
Education, Industry & Arts (USA)

GEORGIAN MEDICAL NEWS

Monthly Georgia-US joint scientific journal published both in electronic and paper formats of the Agency of Medical Information of the Georgian Association of Business Press; International Academy of Sciences, Education, Industry and Arts (USA).

Published since 1994. Distributed in NIS, EU and USA.

EDITOR IN CHIEF

Nicholas Pirtskhalaishvili

SCIENTIFIC EDITOR

Elene Giorgadze

DEPUTY CHIEF EDITOR

Nino Mikaberidze

SCIENTIFIC EDITORIAL COUNCIL

Zurab Vadachkoria - Head of Editorial council

Alexander Gënning (Germany), Amiran Gamkrelidze (Georgia), David Elua (USA), Konstantin Kipiani (Georgia), Giorgi Kamkamidze (Georgia), Paata Kurtanidze (Georgia), Vakhtang Maskhulia (Georgia), Tengiz Riznis (USA), Revaz Sepiashvili (Georgia)

SCIENTIFIC EDITORIAL BOARD

Konstantin Kipiani - Head of Editorial board

Archimandrite Adam - Vakhtang Akhaladze, Amiran Antadze, Nelly Antelava, Giorgi Asatiani, Tengiz Asatiani, Gia Beradze, Rima Beriashvili, Leo Bokeria, Kakhaber Chelidze, Tinatin Chikovani, Archil Chkhotua, Lia Dvaladze, Tamar Doliashvili, Ketevan Ebralidze, Otar Gerzmava, Liana Gogiashvili, Nodar Gogebashvili, Nicholas Gongadze, Rudolf Hohenfellner, Zurab Kevanishvili, Ramaz Khetsuriani, Guram Kiknadze, Dimitri Kordzaia, Irina Kvachadze, Nana Kvirkvelia, Teymuraz Lezhava, Nodar Lomidze, Marina Mamaladze, Gianluigi Melotti, Kharaman Pagava, Mamuka Pirtskhalaishvili, Anna Rekhviashvili, Maka Sologhashvili, Ramaz Shengelia, Tamar Zerekidze, Manana Zhvania

CONTACT ADDRESS IN TBILISI

GMN Editorial Board
7 Asatiani Street, 4th Floor
Tbilisi, Georgia 0177

Phone: 995 (32) 254-24-91
995 (32) 253-70-58
Fax: 995 (32) 253-70-58

CONTACT ADDRESS IN NEW YORK

NINITEX INTERNATIONAL, INC.
3 PINE DRIVE SOUTH
ROSLYN, NY 11576 U.S.A.

Phone: +1 (917) 327-7732

WEBSITE

www.geomednews.com

К СВЕДЕНИЮ АВТОРОВ!

При направлении статьи в редакцию необходимо соблюдать следующие правила:

1. Статья должна быть представлена в двух экземплярах, на русском или английском языках, напечатанная через **полтора интервала на одной стороне стандартного листа с шириной левого поля в три сантиметра**. Используемый компьютерный шрифт для текста на русском и английском языках - **Times New Roman (Кириллица)**, для текста на грузинском языке следует использовать **AcadNusx**. Размер шрифта - **12**. К рукописи, напечатанной на компьютере, должен быть приложен CD со статьей.

2. Размер статьи должен быть не менее десяти и не более двадцати страниц машинописи, включая указатель литературы и резюме на английском, русском и грузинском языках.

3. В статье должны быть освещены актуальность данного материала, методы и результаты исследования и их обсуждение.

При представлении в печать научных экспериментальных работ авторы должны указывать вид и количество экспериментальных животных, применявшиеся методы обезболивания и усыпления (в ходе острых опытов).

4. К статье должны быть приложены краткое (на полстраницы) резюме на английском, русском и грузинском языках (включающее следующие разделы: цель исследования, материал и методы, результаты и заключение) и список ключевых слов (key words).

5. Таблицы необходимо представлять в печатной форме. Фотокопии не принимаются. **Все цифровые, итоговые и процентные данные в таблицах должны соответствовать таковым в тексте статьи**. Таблицы и графики должны быть озаглавлены.

6. Фотографии должны быть контрастными, фотокопии с рентгенограмм - в позитивном изображении. Рисунки, чертежи и диаграммы следует озаглавить, пронумеровать и вставить в соответствующее место текста **в tiff формате**.

В подписях к микрофотографиям следует указывать степень увеличения через окуляр или объектив и метод окраски или импрегнации срезов.

7. Фамилии отечественных авторов приводятся в оригинальной транскрипции.

8. При оформлении и направлении статей в журнал МНГ просим авторов соблюдать правила, изложенные в «Единых требованиях к рукописям, представляемым в биомедицинские журналы», принятых Международным комитетом редакторов медицинских журналов - <http://www.spinesurgery.ru/files/publish.pdf> и http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html В конце каждой оригинальной статьи приводится библиографический список. В список литературы включаются все материалы, на которые имеются ссылки в тексте. Список составляется в алфавитном порядке и нумеруется. Литературный источник приводится на языке оригинала. В списке литературы сначала приводятся работы, написанные знаками грузинского алфавита, затем кириллицей и латиницей. Ссылки на цитируемые работы в тексте статьи даются в квадратных скобках в виде номера, соответствующего номеру данной работы в списке литературы. Большинство цитированных источников должны быть за последние 5-7 лет.

9. Для получения права на публикацию статья должна иметь от руководителя работы или учреждения визу и сопроводительное отношение, написанные или напечатанные на бланке и заверенные подписью и печатью.

10. В конце статьи должны быть подписи всех авторов, полностью приведены их фамилии, имена и отчества, указаны служебный и домашний номера телефонов и адреса или иные координаты. Количество авторов (соавторов) не должно превышать пяти человек.

11. Редакция оставляет за собой право сокращать и исправлять статьи. Корректур авторам не высылаются, вся работа и сверка проводится по авторскому оригиналу.

12. Недопустимо направление в редакцию работ, представленных к печати в иных издательствах или опубликованных в других изданиях.

При нарушении указанных правил статьи не рассматриваются.

REQUIREMENTS

Please note, materials submitted to the Editorial Office Staff are supposed to meet the following requirements:

1. Articles must be provided with a double copy, in English or Russian languages and typed or computer-printed on a single side of standard typing paper, with the left margin of 3 centimeters width, and 1.5 spacing between the lines, typeface - **Times New Roman (Cyrillic)**, print size - 12 (referring to Georgian and Russian materials). With computer-printed texts please enclose a CD carrying the same file titled with Latin symbols.

2. Size of the article, including index and resume in English, Russian and Georgian languages must be at least 10 pages and not exceed the limit of 20 pages of typed or computer-printed text.

3. Submitted material must include a coverage of a topical subject, research methods, results, and review.

Authors of the scientific-research works must indicate the number of experimental biological species drawn in, list the employed methods of anesthetization and soporific means used during acute tests.

4. Articles must have a short (half page) abstract in English, Russian and Georgian (including the following sections: aim of study, material and methods, results and conclusions) and a list of key words.

5. Tables must be presented in an original typed or computer-printed form, instead of a photocopied version. **Numbers, totals, percentile data on the tables must coincide with those in the texts of the articles.** Tables and graphs must be headed.

6. Photographs are required to be contrasted and must be submitted with doubles. Please number each photograph with a pencil on its back, indicate author's name, title of the article (short version), and mark out its top and bottom parts. Drawings must be accurate, drafts and diagrams drawn in Indian ink (or black ink). Photocopies of the X-ray photographs must be presented in a positive image in **tiff format**.

Accurately numbered subtitles for each illustration must be listed on a separate sheet of paper. In the subtitles for the microphotographs please indicate the ocular and objective lens magnification power, method of coloring or impregnation of the microscopic sections (preparations).

7. Please indicate last names, first and middle initials of the native authors, present names and initials of the foreign authors in the transcription of the original language, enclose in parenthesis corresponding number under which the author is listed in the reference materials.

8. Please follow guidance offered to authors by The International Committee of Medical Journal Editors guidance in its Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals publication available online at: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html
http://www.icmje.org/urm_full.pdf

In GMN style for each work cited in the text, a bibliographic reference is given, and this is located at the end of the article under the title "References". All references cited in the text must be listed. The list of references should be arranged alphabetically and then numbered. References are numbered in the text [numbers in square brackets] and in the reference list and numbers are repeated throughout the text as needed. The bibliographic description is given in the language of publication (citations in Georgian script are followed by Cyrillic and Latin).

9. To obtain the rights of publication articles must be accompanied by a visa from the project instructor or the establishment, where the work has been performed, and a reference letter, both written or typed on a special signed form, certified by a stamp or a seal.

10. Articles must be signed by all of the authors at the end, and they must be provided with a list of full names, office and home phone numbers and addresses or other non-office locations where the authors could be reached. The number of the authors (co-authors) must not exceed the limit of 5 people.

11. Editorial Staff reserves the rights to cut down in size and correct the articles. Proof-sheets are not sent out to the authors. The entire editorial and collation work is performed according to the author's original text.

12. Sending in the works that have already been assigned to the press by other Editorial Staffs or have been printed by other publishers is not permissible.

**Articles that Fail to Meet the Aforementioned
Requirements are not Assigned to be Reviewed.**

ავტორთა საქურაღებოლ!

რედაქციაში სტატიის წარმოდგენისას საჭიროა დაიცვათ შემდეგი წესები:

1. სტატია უნდა წარმოადგინოთ 2 ცალად, რუსულ ან ინგლისურ ენებზე დაბეჭდილი სტანდარტული ფურცლის 1 გვერდზე, 3 სმ სიგანის მარცხენა ველისა და სტრიქონებს შორის 1,5 ინტერვალის დაცვით. გამოყენებული კომპიუტერული შრიფტი რუსულ და ინგლისურენოვან ტექსტებში - **Times New Roman (Кириллица)**, ხოლო ქართულენოვან ტექსტში საჭიროა გამოვიყენოთ **AcadNusx**. შრიფტის ზომა – 12. სტატიას თან უნდა ახლდეს CD სტატიით.

2. სტატიის მოცულობა არ უნდა შეადგენდეს 10 გვერდზე ნაკლებს და 20 გვერდზე მეტს ლიტერატურის სიის და რეზიუმეების (ინგლისურ, რუსულ და ქართულ ენებზე) ჩათვლით.

3. სტატიაში საჭიროა გაშუქდეს: საკითხის აქტუალობა; კვლევის მიზანი; საკვლევი მასალა და გამოყენებული მეთოდები; მიღებული შედეგები და მათი განსჯა. ექსპერიმენტული ხასიათის სტატიების წარმოდგენისას ავტორებმა უნდა მიუთითონ საექსპერიმენტო ცხოველების სახეობა და რაოდენობა; გაუტკივარებისა და დაძინების მეთოდები (მწვავე ცდების პირობებში).

4. სტატიას თან უნდა ახლდეს რეზიუმე ინგლისურ, რუსულ და ქართულ ენებზე არანაკლებ ნახევარი გვერდის მოცულობისა (სათაურის, ავტორების, დაწესებულების მითითებით და უნდა შეიცავდეს შემდეგ განყოფილებებს: მიზანი, მასალა და მეთოდები, შედეგები და დასკვნები; ტექსტუალური ნაწილი არ უნდა იყოს 15 სტრიქონზე ნაკლები) და საკვანძო სიტყვების ჩამონათვალი (key words).

5. ცხრილები საჭიროა წარმოადგინოთ ნაბეჭდი სახით. ყველა ციფრული, შემაჯამებელი და პროცენტული მონაცემები უნდა შეესაბამებოდეს ტექსტში მოყვანილს.

6. ფოტოსურათები უნდა იყოს კონტრასტული; სურათები, ნახაზები, დიაგრამები - დასათაურებული, დანომრილი და სათანადო ადგილას ჩასმული. რენტგენოგრამების ფოტოასლები წარმოადგინეთ პოზიტიური გამოსახულებით **tiff** ფორმატში. მიკროფოტოსურათების წარწერებში საჭიროა მიუთითოთ ოკულარის ან ობიექტივის საშუალებით გადიდების ხარისხი, ანათალების შედეგის ან იმპრეგნაციის მეთოდი და აღნიშნოთ სურათის ზედა და ქვედა ნაწილები.

7. სამამულო ავტორების გვარები სტატიაში აღინიშნება ინიციალების თანდართვით, უცხოურისა – უცხოური ტრანსკრიპციით.

8. სტატიას თან უნდა ახლდეს ავტორის მიერ გამოყენებული სამამულო და უცხოური შრომების ბიბლიოგრაფიული სია (ბოლო 5-8 წლის სიღრმით). ანბანური წყობით წარმოდგენილ ბიბლიოგრაფიულ სიაში მიუთითეთ ჯერ სამამულო, შემდეგ უცხოელი ავტორები (გვარი, ინიციალები, სტატიის სათაური, ჟურნალის დასახელება, გამოცემის ადგილი, წელი, ჟურნალის №, პირველი და ბოლო გვერდები). მონოგრაფიის შემთხვევაში მიუთითეთ გამოცემის წელი, ადგილი და გვერდების საერთო რაოდენობა. ტექსტში კვადრატულ ფხიხლებში უნდა მიუთითოთ ავტორის შესაბამისი N ლიტერატურის სიის მიხედვით. მიზანშეწონილია, რომ ციტირებული წყაროების უმეტესი ნაწილი იყოს 5-6 წლის სიღრმის.

9. სტატიას თან უნდა ახლდეს: ა) დაწესებულების ან სამეცნიერო ხელმძღვანელის წარდგინება, დამოწმებული ხელმოწერითა და ბეჭდით; ბ) დარგის სპეციალისტის დამოწმებული რეცენზია, რომელშიც მითითებული იქნება საკითხის აქტუალობა, მასალის საკმაობა, მეთოდის სანდოობა, შედეგების სამეცნიერო-პრაქტიკული მნიშვნელობა.

10. სტატიის ბოლოს საჭიროა ყველა ავტორის ხელმოწერა, რომელთა რაოდენობა არ უნდა აღემატებოდეს 5-ს.

11. რედაქცია იტოვებს უფლებას შეასწოროს სტატია. ტექსტზე მუშაობა და შეჯერება ხდება საავტორო ორიგინალის მიხედვით.

12. დაუშვებელია რედაქციაში ისეთი სტატიის წარდგენა, რომელიც დასაბეჭდად წარდგენილი იყო სხვა რედაქციაში ან გამოქვეყნებული იყო სხვა გამოცემებში.

აღნიშნული წესების დარღვევის შემთხვევაში სტატიები არ განიხილება.

Содержание:

Kikvidze T., Butsashvili M., Kamkamidze G., Kajaia M., DeHovitz J., McNutt LA. HIV AND STI RISK FACTORS AMONG GEORGIAN YOUTH.....	7
Kajaia M., Butsashvili M., Abzianidze T., Tabatadze M., Danelia M., Khonelidze I. GENDER RELATED BARRIERS AMONG HIV INFECTED INDIVIDUALS.....	13
Kochlamazashvili M., Butsashvili M., Kajaia M., Gulbiani L., Maglakelidze T., Kamkamidze G. KNOWLEDGE, ATTITUDE AND PRACTICE SURVEY AMONG GEORGIAN HEALTH CARE WORKERS TOWARDS BLOOD BORNE INFECTIONS.....	21
Zakalashvili M., Butsashvili M., Zarkua J., Abzianidze T., Kamkamidze G., Metreveli D. CLINICAL PHASES OF CHRONIC HEPATITIS B AMONG GEORGIAN PATIENTS	26
Zarkua J., Zakalashvili M., Butsashvili M., Orta Diana R., Guevara-Garcia R., Zhamutashvili M., Kamkamidze G., Metreveli D. DISTRIBUTION OF HBV GENOTYPES AMONG GEORGIAN PATIENTS OF DIFFERENT AGE GROUPS	29
Abzianidze T., Kajaia M., Gamezardashvili A., Kanchelashvili G., Abashidze G., Butsashvili M., Kamkamidze G. ASSOCIATION OF QUALITY OF LIFE WITH LIVER FIBROSIS AMONG PATIENTS TREATED FOR HEPATITIS C IN GEORGIA.....	32
Gamezardashvili A., Kanchelashvili G., Gulbiani L., Chikovani N., Kajaia M., Kamkamidze G. KNOWLEDGE RELATED TO HIV/TB/HCV AMONG PRIMARY HEALTH CARE WORKERS AND THE INTEGRATED SCREENING IN KVEMO KARTLI REGION, GEORGIA.....	38
Zurashvili T., Chakhaia T., Kochlamazashvili M., Kamkamidze G., Butsashvili M. A QUALITATIVE STUDY OF KNOWLEDGE, ATTITUDE AND PRACTICE TOWARDS TB IN GEORGIA.....	43
Kochlamazashvili M., Butsashvili M., Kajaia M., Gulbiani L., Urtkmelidze I., Khonelidze I. GENDER RELATED BARRIERS TO TUBERCULOSIS IN GEORGIA.....	48
Gulbiani L., Topuridze M., Todua T., Sarashvili N., Abzianidze T., Kochlamazashvili M., Butsashvili M. AWARENESS OF CANCER SCREENING AMONG GEORGIAN PRIMARY CARE PHYSICIANS	53
Kanchelashvili G., Gulbiani L., Dekanosidze A., Kvachantiradze L., Kamkamidze G., Sturua L. KNOWLEDGE OF GEORGIAN POPULATION TOWARDS AIR POLLUTION AND HEALTH EFFECTS OF LEAD CONTAMINATION.....	58
Kemoklidze T., Topuridze N., Mchedlishvili L., Kamkamidze G. RISK FACTORS INFLUENCING HYPERSENSITIVITY TO THE LOCAL ANESTHETIC DRUGS	62
Butsashvili M., Gulbiani L., Kanchelashvili G., Kochlamazashvili M., Nioradze G., Kamkamidze T., Kamkamidze G. KNOWLEDGE RELATED TO THE NOVEL CORONAVIRUS (SARS-COV-2) AMONG GEORGIAN POPULATION.....	66
Kamkamidze T., Bregadze N., Jobava T., Gamezardashvili A., Kanchelashvili G., Gulbiani L. AWARENESS AND ATTITUDE TOWARDS COVID-19 AMONG STUDENTS OF MEDICAL UNIVERSITIES IN TBILISI, GEORGIA.....	75
Алтухов А.Л., Шайбак А.А., Османов Э.Г., Хусанова Н.Р., Яковлев А.А., Яковлева А.В. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ КОМБИНАЦИИ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ И ФИБРИНОВОГО КЛЕЯ В ЛЕЧЕНИИ ДЕКУБИТАЛЬНЫХ ЯЗВ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ПОВРЕЖДЕНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА: ПИЛОТНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ	80
Христюк Д.И., Усенко А.Ю., Огородник П.В., Тедорадзе В.О., Дейниченко А.Г. ЛАЗЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ЛАПАРОСКОПИЧЕСКОЙ ГЕРНИОЛОГИИ	85
Zaychenko Y., Kucher A., Mota I., Kiladze N. PRE-SURGICAL DIAGNOSTIC PARALLELS IN BASAL CELL CARCINOMA OF THE SKIN.....	90
Федоров А.А., Баранов Е.А., Рыжкин В.М., Хубиев А.Ю., Емжуев К.Э. РЕЗУЛЬТАТЫ РАННЕЙ МЕДИЦИНСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ БОЛЬНЫХ ПОСЛЕ ПЛАСТИКИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПАССИВНОЙ ПОДВЕСНОЙ СИСТЕМЫ.....	94

Цаллагова Л.В., Золоева И.А., Майсурадзе Л.В., Гатеева Е.Г., Черевашенко Л.А., Мамсурова В.В. ФИЗИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ В ВОССТАНОВИТЕЛЬНОМ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ ХРОНИЧЕСКИМ ЭНДОМЕТРИТОМ, АССОЦИИРОВАННЫМ С БЕСПЛОДИЕМ	100
Smetanin E., Outlev K., Kruchinin E., Yanin E., Zaitsev E. THE DYNAMICS OF LIPID METABOLISM IN PATIENTS WITH MORBID OBESITY DEPENDING ON THE TYPE OF PERFORMED SURGERY.....	105
Клименко Т.М., Сороколат Ю.В., Карапетян О.Ю., Кононович М.И., Кузенкова А.А. РОЛЬ ПОЛОВОГО ДИМОРФИЗМА И СОСТОЯНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ПРОТОКА В ФОРМИРОВАНИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ, ПРОТЕКАЮЩИХ В УСЛОВИЯХ ОКСИДАТИВНОГО СТРЕССА, У ПРЕЖДЕВРЕМЕННО РОЖДЕННЫХ ДЕТЕЙ.....	109
Туляков В.А., Радченко В.А., Осинская Т.В., Сиренко А.А., Федотова И.Ф. ИЗМЕНЕНИЕ ИММУННОГО СТАТУСА У ПАЦИЕНТОВ С РЕАКТИВНЫМИ СПОНДИЛОАРТРИТАМИ ХЛАМИДИЙНОГО ГЕНЕЗА	115
Накудашвили Н.К., Саникидзе Т.В., Ратиани Л.Р., Цабадзе М.О., Адвадзе М.В., Чанкселиани А.Н. СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА ЛЕЧЕНИЯ ВАЗОМОТОРНОГО РИНИТА У ПАЦИЕНТОВ, ПЕРЕНЕСШИХ И НЕ ПЕРЕНЕСШИХ COVID-19 ИНФЕКЦИЮ.....	122
Penko-Lobach N., Petrushanko T., Penko N., Wojchenko O. CLINICAL AND HAEMATOLOGICAL CHANGES AMONG HIV PATIENTS.....	126
Kononets O., Karaiev T., Lichman L., Kucher O., Kononets O. MONITORING OF RENAL, HEPATIC AND IMMUNE FUNCTION INDICES IN PATIENTS WITH NEUROMUSCULAR DISORDERS: AMYOTROPHIC LATERAL SCLEROSIS AND DUCHENNE MUSCULAR DYSTROPHY	131
Goloshvili D., Zaalishvili Z., Keratishvili D., Okujava M., Gongadze N., Ghonghadze M. THE MECHANISMS CONTRIBUTING TO THE DEVELOPMENT OF ARTERIAL HYPERTENSION, ADVANTAGES AND DISADVANTAGES OF THE ASSOCIATED EXPERIMENTAL MODELS (REVIEW).....	139
Bilash S., Kononov B., Pronina O., Koptev M., Hryn V. ALTERATIONS OF THE INTENSITY OF NEUN-IMMUNOREACTIVITY REACTIONS IN THE CEREBELLAR STRUCTURAL COMPONENTS OF RATS UNDER INFLUENCE OF THE FOOD ADDITIVES COMPLEX.....	145
Хмизов С.А., Гриценко А.В., Гриценко А.Н., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В. МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ МОНТАЖА АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ НА БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ПРИ ЕЕ УДЛИНЕНИИ.....	150
Avagimyan A., Kakturskiy L. THE IMPACT OF TRIMETAZIDINE ON THE ANTHROPOMETRIC PARAMETERS OF DOXORUBICIN-CYCLOPHOSPHAMIDE MODE IN CHEMOTHERAPY-INDUCED HEART ALTERATION	158
Zazadze R., Bakuridze L., Gongadze N., Tutberidze P., Kiladze M. MEDICATIONS FOR ERADICATION OF HELICOBACTER PYLORI: A SYSTEMATIC REVIEW	162
Gugutsidze D., Gigineishvili D., Kiziria M., Vashadze T., Tsiskaridze A., Shakarishvili R. ECONOMIC BURDEN OF MULTIPLE SCLEROSIS IN GEORGIA	167
Kryshen V., Trofimov N., Nor N., Guzenko B., Makarenko A. RESEARCH OF THE TEACHING EFFICIENCY THE SECTION “THERMAL TRAUMA” USING INTERACTIVE TECHNOLOGIES.....	170
Политанский В.С., Гиляка О.С., Мерник А.М., Гетьман Е.О., Пономарева А.П. ЭЛЕКТРОННАЯ МЕДИЦИНА КАК ОДИН ИЗ ИНСТИТУТОВ ЭЛЕКТРОННОГО УПРАВЛЕНИЯ	175
Japaridze S., Tsimakuridze Mar., Kvachadze I., Tsimakuridze Maia PECULIARITIES OF THE WORKPLACE ENVIRONMENT HEALTH EFFECTS IN THE MUNICIPAL TRANSPORTATION EMPLOYEES	180
Гринько Л.П., Балюк В.Н., Кацюба К.В., Коробцова Н.В., Негребецкий В.В., Остапенко Ю.И. МЕДИЦИНСКИЙ ТУРИЗМ В УКРАИНЕ: СОСТОЯНИЕ, ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ.....	184

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ МОНТАЖА АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ НА БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ПРИ ЕЕ УДЛИНЕНИИ

Хмизов С.А., Гриценко А.В., Гриценко А.Н., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В.

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков, Украина

Деформации детского скелета весьма разнообразны. Многие пациенты детского возраста страдают заболеваниями, преимущественно генетическими, которые укорачивают длину верхних или нижних конечностей [6,7]. Изучение этого вопроса по сей день остается открытым, учитывая мультифакториальную особенность патологии. Основной проблемой в лечении осевых деформаций и укорочения конечностей в детской ортопедии является наличие незавершенного роста пациента, что создает неблагоприятное основание для достижения коррекции [12,13].

Наиболее прогрессивной технологией для лечения деформаций и укорочения конечностей все еще считается применение аппаратов внешней фиксации (АВФ) [2,4].

Цель исследования - определить напряженно-деформированное состояние модели «большеберцовая кость - аппарат внешней фиксации» при различных вариантах

монтажа аппарата внешней фиксации в условиях удлинения голени.

Материал и методы. В лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины» проведено математическое моделирование остеосинтеза большеберцовой кости аппаратами внешней фиксации (АВФ) у детей с ахондроплазией. С этой целью построена элементная модель дистального конца нижней конечности, которая содержит обе кости голени и костные элементы стопы. На большеберцовой кости моделировали диастаз в верхней трети, который заполняли материалом, имитирующим костный регенерат.

Моделировали два варианта наложения АВФ: с расположением всех стержней в одной плоскости, и по авторской схеме с V-образным расположением стержней в проксимальном отделе большеберцовой кости (рис. 1).

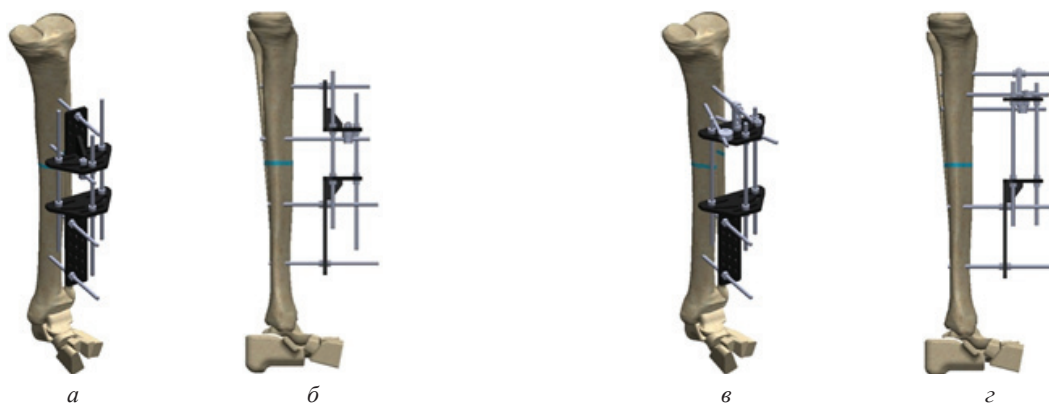


Рис. 1. Модели дистального конца нижней конечности с АВФ: а - схема АВФ с параллельным расположением стержней (общий вид); б - схема АВФ с параллельным расположением стержней (вид в сагиттальной плоскости); в - схема АВФ с V-образным расположением стержней (общий вид); г - схема АВФ с V-образным расположением стержней (вид в сагиттальной плоскости)

Таблица 1. Механические характеристики материалов, которые использовали при моделировании.

Материал	Модуль Юнга (E), МПа	Коэффициент Пуассона, ν
Кортикальная кость	17000	0,30
Губчатая кость	680	0,30
Хрящевая ткань	5,58	0,45
Костный регенерат	1,00	0,45
Легированная сталь	210000	0,30

Материал считали однородным и изотропным. В качестве конечного элемента выбран 10-узловой тетраэдр с квадратичной аппроксимацией. При выборе механических свойств биологических тканей учитывался тот факт, что костная ткань детей обладает меньшей механической прочностью, чем у взрослых [3,10]. Характеристики искусственных ма-

териалов выбирали по данным технической литературы [11]. Механические характеристики материалов, которые использовали в расчетах, приведены в таблице 1.

При проведении исследований моделировали два вида нагрузок, на сжатие и кручение. Схемы нагружения моделей приведены на рис. 2.

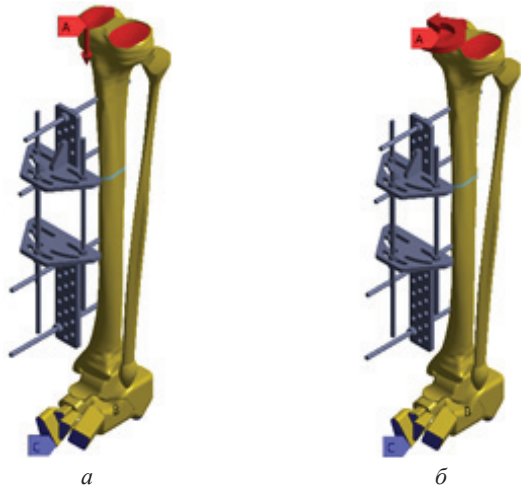


Рис. 2. Схемы нагружения моделей: а - вертикальное осевое сжатие; б - кручение

Для осуществления погрузки модели имели жесткое закрепление по подошвенной поверхности костей стопы. Вертикальное осевое нагружение на сжатие осуществляли распределенной силой 350 Н, которую прикладывали к тиббиальному плато большеберцовой кости. При нагрузках на кручение к тиббиальному плато прикладывали крутящий момент величиной 5 Нм.

При моделировании исследовали величины максимальных напряжений и величины относительных деформаций в элементах моделей. По данным литературы [9,14], при использовании остеосинтеза с помощью АВФ зоны максимальных напряжений в костной ткани возникают вокруг фиксирующих стержней, поэтому контрольные точки для сравнения выбраны именно в этих зонах (рис. 3).

Кроме того, регистрировали максимальные значения напряжений на малоберцовой кости и на АВФ.

Опираясь на данные литературных источников [5], следует предполагать, что основные деформации при нагрузках моделей остеосинтеза костей возникают именно в костном регенерате, как самом «мягком» элементе модели. Поэтому при изучении величин относительных деформаций контрольные точки выбраны именно на этом элементе (рис. 4).

Исследование напряженно-деформированного состояния моделей выполняли с помощью метода конечных элементов. В качестве критерия оценки напряженного состояния моделей использовали напряжение по Мизесу [8]. Модели-

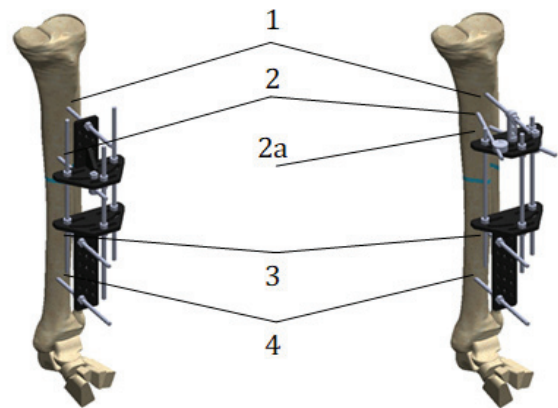


Рис. 3. Схема расположения контрольных точек вокруг стержней АЗФ: 1 - первый стержень; 2 - второй стержень и медиальный стержень для V-образной схемы; 2а - латеральный стержень для V-образной схемы; 3 - третий стержень; 4 - стержень

рование выполняли с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks. Расчеты напряженно-деформированного состояния моделей выполняли с помощью программного комплекса CosmosM [1].

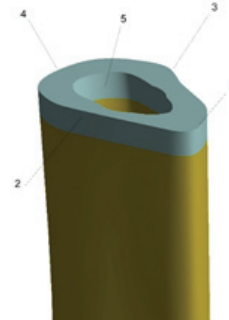


Рис. 4. Схема расположения точек на костном регенерате при изучении величин относительных деформаций

Результаты и обсуждение. На первом этапе исследования изучали напряженно-деформированное состояние моделей остеосинтеза большеберцовой кости под влиянием осевых нагрузок на сжатие. Распределение напряжений в модели с АВФ, скомпонованном по схеме параллельного расположения фиксирующих стержней, представлено на рис. 5.

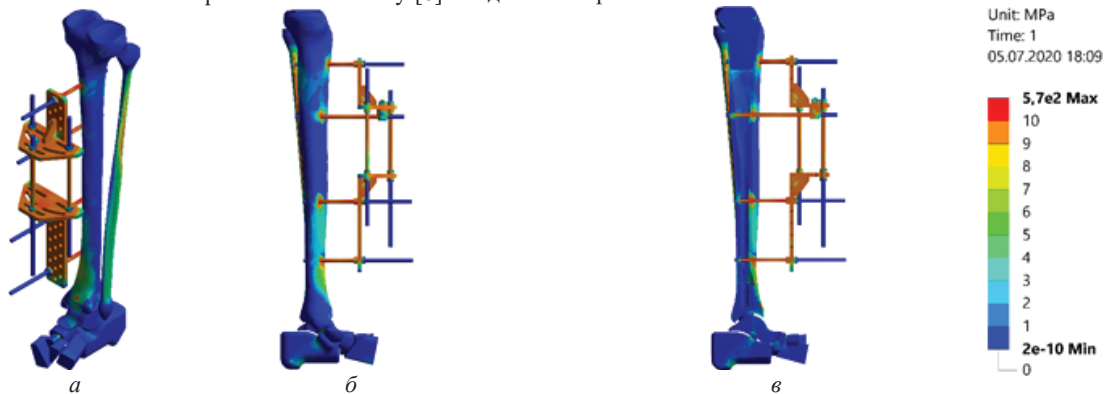


Рис. 5. Распределение напряжений в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

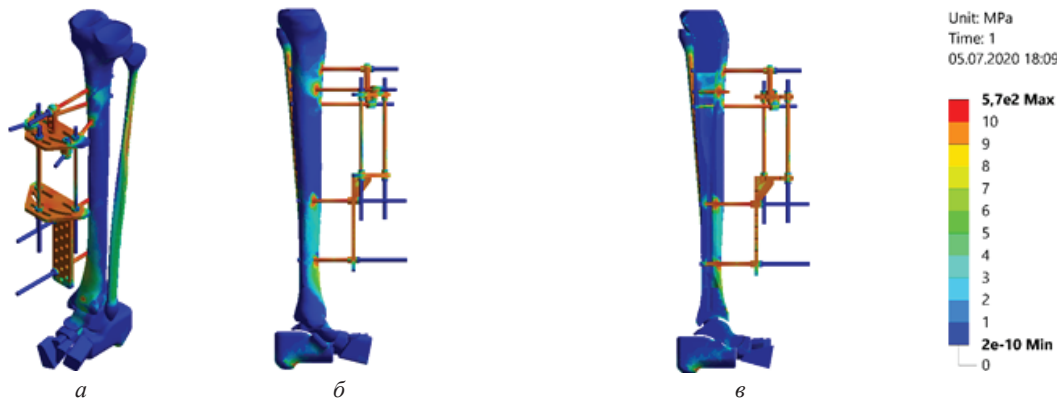


Рис. 6. Распределение напряжений в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

Таблица 2. Величины напряжений в контрольных точках костных элементов моделей при осевых нагрузках на сжатие

Контрольные точки		Напряжение, МПа	
		схема АВФ	
		Параллельная	V-образная
стержень	1	66,8	57,2
стержень медиальный	2	41,6	33,8
стержень латеральный	2а		35,5
стержень	3	41,5	37,7
стержень	4	22,8	21,5
малоберцовая		10,2	10,6
АВФ		522,0	570,0

Проведенное исследование показало, что под влиянием нагрузки на сжатие, зона максимальных напряжений (66,8 МПа) в костной ткани возникает вокруг верхнего стержня. В дальнейшем, чем дистальнее расположен стержень, тем меньше величины напряжений, возникающих вокруг него. Наименьшие по величине напряжения наблюдаются вокруг четвертого стержня, составляя 22,8 МПа. На втором и третьем стержнях напряжения практически одинаковы - 41,6 и 41,5 МПа, соответственно. Менее всего нагружается малоберцовая кость, где напряжения не превышают отметки 10,2 МПа.

На рис. 6 представлено распределение напряжений в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие.

V-образное расположение стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости позволяет более равномерно распределить напряжение между фиксирующими стержнями, что ведет к снижению максимальных напряжений вокруг первого стержня до 57,2 МПа. Напряжение в дистальной части проксимального фрагмента большеберцовой кости распределяют между двумя V-образно расположенными стержнями, в результате чего напряжение вокруг них не превышает отметки 35,5 МПа. Вокруг стержней, расположенных в дистальном фрагменте большеберцовой кости, уровень напряжения также определяется ниже, чем при параллельном монтаже стержней. Снижение напряжения в большеберцовой кости менее негативно отражается на малоберцовой кости, где уровень напряжения повышается до 10,6 МПа.

Данные об абсолютных величинах напряжения в контрольных точках костных элементов моделей при осевых

нагрузках на сжатие представлены в таблице 2.

Использование V-образной схемы расположения фиксирующих стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости позволяет снизить величину напряжения в костных элементах модели за счет их повышения на самом АВФ до 570,0 МПа в сравнении с моделью, в которой АВФ смонтирован по параллельной схеме расположения стержней - 522,0 МПа.

На следующем этапе исследования изучали напряженно-деформированное состояние моделей остеосинтеза большеберцовой кости АВФ под влиянием нагрузки на кручение. Распределение напряжения в модели с АВФ, смонтированным по параллельной схеме расположения фиксирующих стержней, приведено на рис. 7.

В результате проведенного исследования установлено, что при нагрузках на кручение в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней зона максимального напряжения возникает вокруг первого стержня, и определяется на уровне 16,3 МПа. Напряжение в дистальном фрагменте большеберцовой кости незначительное и находится в пределах от 1,2 до 3,9 МПа на нижнем и верхнем стержнях, соответственно. Малоберцовая кость остается практически ненагруженной, что отражается на величине максимального напряжения в ней, не превышающего 0,4 МПа. Вышеизложенное свидетельствует, что АВФ хорошо блокирует крутящий момент, действующий на проксимальный фрагмент большеберцовой кости. Напряженно-деформированное состояние модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение представлено на рис. 8.

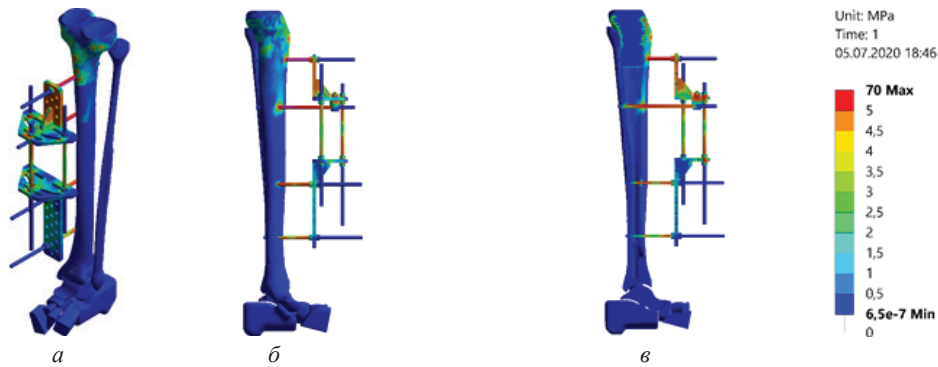


Рис. 7. Распределение напряжения в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

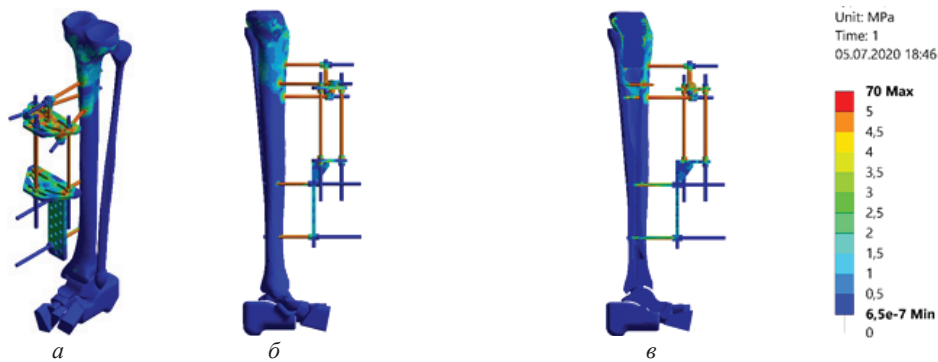


Рис. 8. Распределение напряжения в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

Таблица 3. Значения напряжений в контрольных точках моделей при нагрузках на кручение

Контрольные точки		Напряжение, МПа	
		Схема АВФ	
		Параллельная	V-образная
стержень	1	16,3	13,1
стержень медиальный	2	11,8	11,0
стержень латеральный	2а		11,3
стержень	3	3,9	3,8
стержень	4	1,2	1,1
малоберцовая кость		0,4	0,2
АВФ		210,0	390,0

Использование АВФ с расположением фиксирующих стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости по V-образной схеме позволяет более эффективно противодействовать крутящим нагрузкам, чем АВФ по параллельной схеме, что отражается в виде снижения уровня напряжения на всех контрольных точках модели. Так, максимальные напряжения в большеберцовой кости наблюдаются на уровне 13,1 МПа на первом стержне, минимальные 1,1 МПа - на четвертом. Вокруг других стержней уровень напряжения, также незначительно ниже, чем у модели с параллельной компоновкой стержней АВФ. На малоберцовой кости уровень напряжения не превышает отметки 0,2 МПа.

Таблица 3 отражает данные о величине напряжения в контрольных точках моделей остеосинтеза большеберцовой кости при нагрузках на кручение.

Из таблицы 3 следует, что за небольшое снижение величи-

ны напряжения в костных элементах модели с остеосинтезом большеберцовой кости АВФ по V-образной схеме приходится рассчитывать на значительный уровень напряжения именно в конструктивных элементах АВФ, где они достигают отметки 390,0 МПа в сравнении с 210 МПа – при использовании АВФ с параллельной компоновкой стержней.

Таким образом, следует констатировать, что использование АВФ с V-образной компоновкой стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости при ее остеосинтезе позволяет снизить уровень напряжения на всех контрольных точках модели при всех типах нагрузки в сравнении с моделью АВФ с параллельной компоновкой стержней. Все это происходит за счет повышения уровня напряжений именно на конструктивных элементах АВФ.

На следующем этапе исследования определяли величины относительных деформаций в элементах моделей остеосинтеза большеберцовой кости с помощью АВФ. На рис 9 по-

казано распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие.

Как и следовало предполагать, максимальные относительные деформации возникают в костном регенерате в зоне резекции, как в самом «мягком» материале. При нагрузках на сжатие модели с параллельным расположением опорных стержней АВФ величины относительных деформаций в костном регенерате определяются в пределах от 62 до 85%.

На рис. 10 приведено распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие.

Использование АВФ, смонтированного по схеме с V-образным расположением стержней, при нагрузках на сжатие позволяет снизить максимальную величину относительных деформаций в костном регенерате до уровня 77%. В других контрольных точках относительные деформации

определяются в пределах от 59 до 69%. Данные о величинах относительных деформаций в контрольных точках моделей при осевых нагрузках на сжатие приведены в таблице 4.

Показано, что монтаж АВФ по V-образной схеме расположения опорных стержней в проксимальном фрагменте большеберцовой кости позволяет уменьшить относительные деформации в костном регенерате при нагрузках на сжатие в сравнении со схемой параллельного расположения стержней.

Изучен характер распределения относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ под влиянием нагрузки на кручение. На рис. 11 представлено распределение в модели АВФ по схеме параллельного расположения стержней.

Как показали проведенные исследования, при нагрузках на кручение относительные деформации, возникающие в костном регенерате моделей остеосинтеза большеберцовой кости с помощью АВФ, определяются на значительно меньшем уровне, чем при нагрузках на сжатие. Так, в модели с

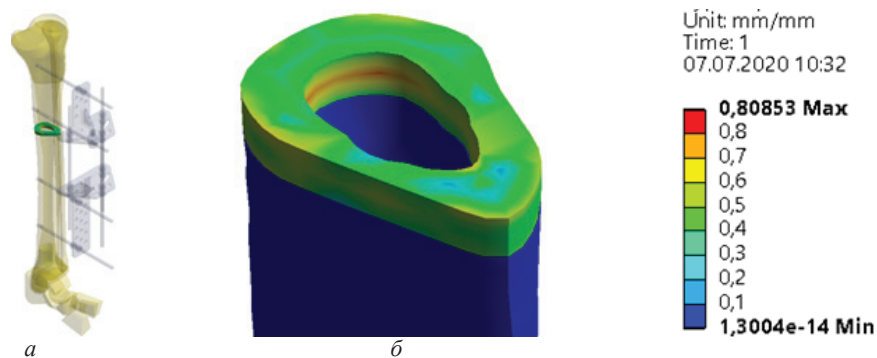


Рис. 9. Картина распределения относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

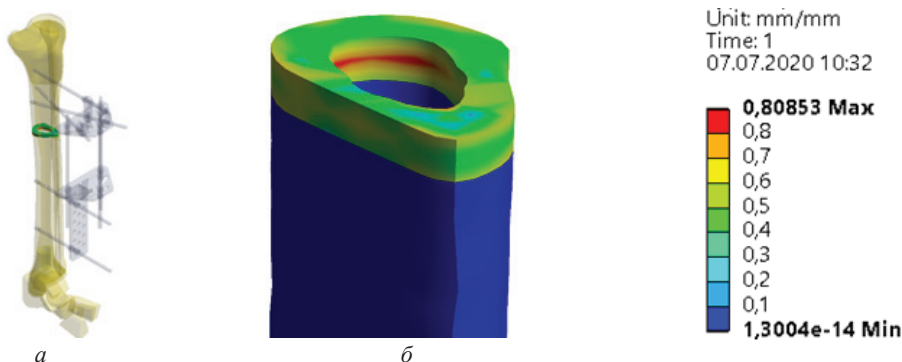


Рис. 10. Картина распределения относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

Таблица 4. Значения относительных деформаций в контрольных точках моделей при осевых нагрузках на сжатие

Контрольные точки	Относительные деформации, %	
	схема АВФ	
	параллельная	V-образная
1	62	59
2	65	60
3	62	52
4	69	69
5	85	77

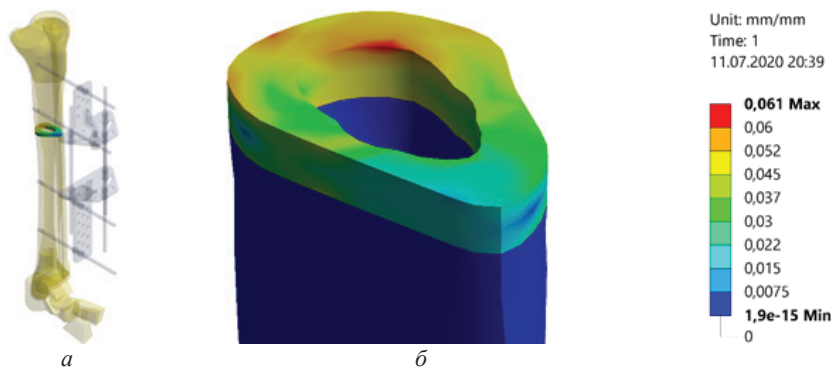


Рис. 11. Распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

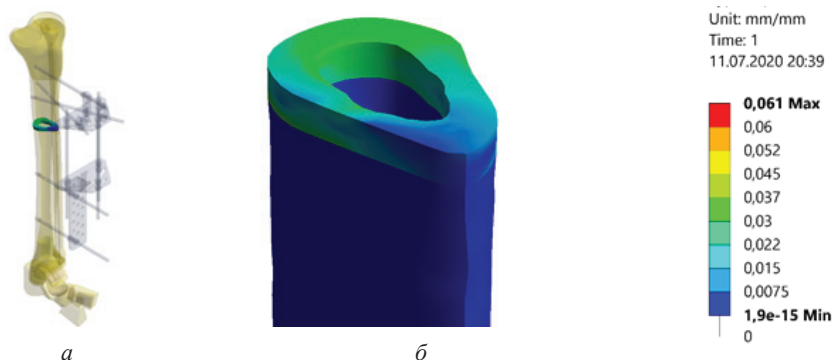


Рис. 12. Распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

Таблица 5. Значения относительных деформаций в контрольных точках моделей при нагрузках на кручение

Контрольные точки	Относительные деформации, %	
	Схема АВФ	
	параллельная	V-образная
1	3,0	1,0
2	4,0	3,0
3	5,0	3,0
4	6,0	4,0
5	6,0	4,0

параллельным расположением опорных стержней АВФ относительные деформации в костном регенерате при нагрузках на кручение определяются в пределах от 3,0 до 6,0%.

Распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение представлена на рис. 12.

Как и при исследованиях моделей на сжатие, АВФ с V-образной схемой установки стержней позволяет снизить величины относительных деформаций костного регенерата при нагрузках на кручение во всех исследованных контрольных точках. Общий уровень относительных деформаций в костном регенерате определяется в пределах от 1,0 до 4,0%. Данные о величинах относительных деформаций в контрольных точках моделей при нагрузках на кручение приведены в таблице 5.

Приведенные данные наглядно демонстрируют преимущества АВФ с V-образной схемой расположения стержней в проксимальном фрагменте большеберцовой кости по критерию величины относительных деформаций в костном регенерате.

Выводы. Использование АВФ с V-образным расположением стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости при ее остеосинтезе позволяет снизить уровень напряжения на всех контрольных точках модели при всех типах нагрузки в сравнении с моделью АВФ с параллельной компоновкой стержней, что происходит за счет повышения уровня напряжений на конструктивных элементах АВФ.

АВФ с V-образной схемой установки стержней позволяет снизить величины относительных деформаций костного регенерата на всех исследованных контрольных точках моделей как при нагрузках на сжатие, так и на кручение.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алямовский АА. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. М.: ДМК Пресс, 2004. 432.
2. Артемьев АА. Возможности метода Илизарова в коррекции механической оси нижней конечности. XII науч.-практ. конф. SICOT. Спб, 2002. 9.
3. Березовский ВА, Колотилов НН. Биофизические характе-

- ристики тканей человека: Справочник. К.: Наукова думка, 1990. 224.
4. Бурич МД, Гузенко СО, Деликатный ОВ. Применение аппаратов внешней фиксации в детской ортопедии и травматологии. Вісн. Ортопедії, травматології та протезування. 2001; 1: 83-85.
 5. Васюк ВЛ, Коваль ОА, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. Травма. 2019; 20 (1): 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666
 6. Волков МВ. Костная патология детского возраста. М.: Медицина, 1985. 510.
 7. Дедова ВД, Черкасова ТИ. Оперативное удлинение укороченных нижних конечностей у детей. М., 1973. 128.
 8. Зенкевич ОК. Метод конечных элементов в технике. М: Мир, 1978. 519.
 9. Стойко ИВ, Бец ГВ, Бец ИГ, Карпинский МЮ. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях pilon в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. Травма. 2014; 15 (1): 41-49.
 10. Fritz JM. et al. A fracture risk assessment model of the femur in children with osteogenesis imperfecta (OI) during gait. Medical Engineering & Physics. 2009; 31: 1043-1048.
 11. Gere JM, Timoshenko SP. Mechanics of Material. Brooks/Cole: 1997. 912.
 12. Rang M. Bowlegs and knock-knees. The art and Practice of Children's Orthopedics: Ed. D.R.Wenger, M.Rang. New York: Raven Press, 1993: 201-219.
 13. Shapiro F. Developmental patterns in lower- extremity length discrepancies. J. Bone Joint Surg. 1982; 64-A: 639-651.
 14. Stoiko IV, Béts GV, Béts IG, Karpinski MI. Investigation of mechanical properties of materials used for functional stabilization in pilon fractures. Klinichna khirurgiia. 2014; 2: 45-48.

SUMMARY

MATHEMATICAL MODELING OF OPTIONS FOR MOUNTING AN EXTERNAL FIXATION DEVICE ON THE TIBIA DURING ITS LENGTHENING

Khmyzov S., Hrytsenko A.V., Hrytsenko A.N., Karpinsky M., Yaresko A.

Sytenko Institute of Spine and Joints Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkov, Ukraine

The main problem in the treatment of axial deformities and limb shortening in pediatric orthopedics is the presence of incomplete growth of the patient, which gives an unfavorable basis for the achieved correction. The most advanced technology for the treatment of deformities and limb shortening is the use of external fixation devices (AVF).

Target. To study the stress-strain state of the "tibia-AVF model with different variants of AVF mounting in conditions of tibia lengthening.

Mathematical modeling of tibial osteosynthesis with external fixation devices in children with achondroplasia was carried out. The model of the distal end of the lower limb contained both lower leg bones and bony elements of the foot. Two variants of the AVF imposition were modeled: with the arrangement of all rods in the same plane, and according to the scheme with a V-shaped arrangement of the rods in the proximal tibia. The values of maximum

stresses and values of relative deformations in the elements of the models were investigated. Sweat is a compressive load, the zone of maximum stress (66.8 MPa) in the bone tissue occurs around the upper rod. The smallest stresses (22.8 MPa) are observed around the fourth bar. On the second and third rods, the stresses are the same - 41.6 and 41.5 MPa, respectively. The V-shaped arrangement of the rods leads to a decrease in stresses around the first rod to 57.2 MPa. The stresses in the distal part of the proximal tibia fragment do not exceed 35.5 MPa.

Under torsional loads in the model with parallel arrangement of rods, the zone of maximum stresses arises around the first rod (16.3 MPa). The stresses in the distal fragment of the tibia are determined in the range from 1.2 to 3.9 MPa on the lower and upper rods, respectively. The use of an AVF with a V-shaped arrangement of the rods causes stresses in the tibia at a level of 13.1 MPa on the first rod, a minimum 1.1 MPa on the fourth.

When the model is compressed with a parallel arrangement of the AVF rods, the values of relative deformations in the bone regenerate are determined in the range from 62 to 85%. The use of the AVF according to the scheme with a V-shaped arrangement of the rods makes it possible to reduce the magnitude of the relative deformations to the level of 77%. In the model with a parallel arrangement of the AVF rods, the relative deformations in the bone regenerate under torsional loads are determined in the range from 3.0 to 6.0%. When using AVF with a V-shaped arrangement of rods, the level of relative deformations is determined in the range from 1.0 to 4.0%. The use of an AVF with a V-shaped arrangement of rods in the lower part of the proximal fragment of the tibia during its osteosynthesis allows reducing the level of stresses at all control points of the model for all types of loading, as compared to the model of an AVF with a parallel arrangement of rods.

AVF with a V-shaped arrangement of the rods makes it possible to reduce the values of the relative deformations of the bone regenerate at all the studied control points of the models, both under compression and torsion loads.

Keywords: children, osteosynthesis, lengthening, tibia, tension.

РЕЗЮМЕ

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ МОНТАЖА АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ НА БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ПРИ ЕЕ УДЛИНЕНИИ

Хмизов С.А., Гриценко А.В., Гриценко А.Н., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В.

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков, Украина

Основной проблемой в лечении осевых деформаций и укорочения конечностей в детской ортопедии является наличие незавершенного роста пациента, что создает неблагоприятные условия для достижения коррекции. Наиболее прогрессивной технологией для лечения деформаций и укорочения конечностей считается применение аппаратов внешней фиксации (АВФ).

Цель исследования - определить напряженно-деформированное состояние модели «большеберцовая кость - аппарат внешней фиксации» при различных вариантах монтажа аппарата внешней фиксации в условиях удлинения голени.

Проведено математическое моделирование остеосинтеза

большеберцовой кости АВФ у детей с ахондроплазией. Модель дистального конца нижней конечности содержала обе кости голени и костные элементы стопы. Моделировали два варианта наложения АВФ: с расположением всех стержней в одной плоскости и по схеме с V-образным расположением стержней в проксимальном отделе большеберцовой кости. Исследованы величины максимальных напряжений и относительных деформаций в элементах моделей.

При нагрузке на сжатие зона максимальных напряжений (66,8 МПа) в костной ткани возникает вокруг верхнего стержня. Наименьшее напряжение (22,8 МПа) наблюдается вокруг четвертого стержня. На втором и третьем стержнях напряжения одинаковы - 41,6 и 41,5 МПа, соответственно. V-образное расположение стержней ведет к снижению напряжения вокруг первого стержня до 57,2 МПа. Напряжение в дистальной части проксимального фрагмента большеберцовой кости не превышает 35,5 МПа.

При нагрузках на кручение в модели с параллельным расположением стержней зона максимального напряжения возникает вокруг первого стержня (16,3 МПа). Напряжение в дистальном фрагменте большеберцовой кости определяется в пределах от 1,2 до 3,9 МПа на нижнем и верхнем стержнях, соответственно. Использование АВФ с расположением стержней по V-образной схеме вызывает напряже-

ние в большеберцовой кости на уровне 13,1 МПа на первом стержне, минимальное 1,1 МПа - на четвертом.

При сжатии модели с параллельным расположением стержней АВФ величины относительных деформаций в костном регенерате определяются в пределах от 62 до 85%. Использование АВФ с расположением стержней по V-образной схеме позволяет снизить величину относительных деформаций до уровня 77%.

В модели с параллельным расположением стержней АВФ относительные деформации в костном регенерате при нагрузках на кручение определяются в пределах от 3,0 до 6,0%. При использовании АВФ с V-образной схемой установки стержней уровень относительных деформаций определяется в пределах от 1,0 до 4,0%.

Использование АВФ с V-образным расположением стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости при ее остеосинтезе позволяет снизить уровень напряжения на всех контрольных точках модели при всех типах нагрузки в сравнении с моделью АВФ с параллельной компоновкой стержней.

АВФ с V-образной схемой установки стержней позволяет снизить величины относительных деформаций костного регенерата на всех исследованных контрольных точках моделей как при нагрузках на сжатие, так и на кручение.

რეზიუმე

გარე ფიქსაციის აპარატის დამონტაჟების ვარიანტების მათემატიკური მოდელირება
წვივზე მისი დაგრძელების დროს

ს.ხმიზოვი, ა.გ. გრიცენკო, ა.ნ. გრიცენკო, მ.კარპინსკი, ა.იარესკო

სახელმწიფო დაწესებულება “უკრაინის სამედიცინო მეცნიერებათა ეროვნული აკადემიის
პროფ. ი. სიტენკოს სახ. ხერხემლის და სახსრების პათოლოგიის ინსტიტუტი”, ხარკოვი, უკრაინა

კვლევის მიზანს წარმოადგენდა მოდელის „წვივის ძვალი – გარე ფიქსაციის აპარატი“ დაძაბვით-დეფორმირებული მდგომარეობის შესწავლა მისი დამონტაჟების სხვადასხვა ვარიანტების შემთხვევაში წვივის დაგრძელების დროს.

ჩატარდა წვივის ძვლის ოსტეოსინთეზის მათემატიკური მოდელირება გარე ფიქსაციის აპარატებით (გფა) ბავშვებში აქონდროპლაზიით. ქვედა კიდურის დისტალური ბოლოს მოდელი შეიცავს წვივის ძვლებს და ტერფის ძვლოვან ელემენტებს. მოდელირებულია გფა-ს განლაგების ორი ვარიანტი: ყველა ღეროს განლაგება ერთ სიბრტყეში და სკემის მიხედვით ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგება პროქსიმალურ არეში. შესწავლილია მოდელების ელემენტებში მაქსიმალური დაძაბულობის და ფარდობითი დეფორმაციის სიდიდეები.

ძვლის ქსოვილში მაქსიმალური დაძაბულობის ზონა (66,8 მპა) წარმოიშევა ზედა ღეროს გარშემო. ყველაზე ნაკლები დაძაბულობა (22,8 მპა) აღინიშნება მეოთხე ღეროს ირგვლივ. მეორე და მესამე ღეროებზე დაძაბულობა ერთნაირია - 41,6 და 41,5 მპა, შესაბამისად. ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგება იწვევს პირველი ღეროს გარშემო დაძაბულობის შემცირებას 57,2 მპა-მდე. წვივის პროქსიმალური ფრაგმენტის დისტალურ ნაწილში არსებული დაძაბულობა არ აღემატება 35,5 მპა-ს.

წვივის დისტალური ფრაგმენტის დაძაბულობა განისაზღვრება დიაპაზონში 1,2 და 3,9 მპა, ქვედა და ზედა ღეროებში, შესაბამისად. გფა-ს გამოყენება ღეროების

V-ფორმისმაგვარი განლაგებით იწვევს დაძაბულობას წვივის არეში 13,1 მპა დონეზე პირველ ღეროებზე და მინიმუმ 1,1 მპა - მეოთხეზე.

როდესაც გფა-ს მოდელი ღეროების პარალელური განლაგებით შეკუმშულია, ძვლის რეგენერაციის ფარდობითი დეფორმაციების სიდიდეები განისაზღვრება 62%-დან 85%-მდე. გფა-ს გამოყენება ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით შესაძლებელს ხდის შედარებითი დეფორმაციების სიდიდის შემცირებას 77%-მდე.

ღეროების პარალელური განლაგების გფა-ს მოდელში ძვლის რეგენერატში შედარებითი დეფორმაციები ბრუნვის დატვირთვის პირობებში განისაზღვრება 3,0-დან 6,0%-მდე დიაპაზონში. ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით გფა-ს გამოყენების დროს შედარებითი დეფორმაციების დონე განისაზღვრება 1,0-დან 4,0% ფარგლებში.

ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით გფა-ს გამოყენება წვივის პროქსიმალური ფრაგმენტის ქვედა ნაწილში მისი ოსტეოსინთეზის დროს იძლევა დაძაბულობის დონის შემცირების საშუალებას მოდელის ყველა საკონტროლო პუნქტზე ყველა სახის დატვირთვისას შედარებით გფა-ს მოდელთან ღეროების პარალელური განლაგებით.

ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით გფა ამცირებს ძვლის რეგენერაციის ფარდობითი დეფორმაციის სიდიდეებს მოდელების ყველა შესწავლილ საკონტროლო პუნქტში, როგორც შეკუმშვის, ისე ტორსიული დატვირთვების დროს.