

УДК: 616.728.3-089.843-77:[539.4.012+539.3]:602.1:519.673

DOI: 10.51309/2411-6858-2020-19-1-3-19

**РЕЗУЛЬТАТИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ КОМПОНЕНТІВ ЕНДОПРОТЕЗА КОЛІННОГО СУГЛОБА В УМОВАХ НАЯВНОСТІ ДЕФЕКТІВ ВИРОСТКІВ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ**

Гайко Г.В., Лазарев І.А., Осадчук Т.І., Калашніков А.В., Калашніков О.В., Скибан М.В.  
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

**RESULTS OF MATHEMATICAL MODELING OF TENSION-DEFORMED CONDITION OF COMPONENTS OF KNEE JOINT ENDOPROTHESIS IN CONDITIONS OF PRESENCE OF DEFECT EFFECTS**

Gayko G.V., Lazariev I.A., Osadchuk T.I., Kalashnikov A.V., Kalashnikov O.V., Skyban M.V.  
SI «The Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine», Kyiv

**Резюме.** Гонартроз реєструється в 50,6–54,5 % випадків серед хворих, які страждають дистрофічними захворюваннями великих суглобів нижньої кінцівки, і в 86% випадків вражає осіб працездатного віку, а в 6,5–14,6% призводить до інвалідності. Саме тому гонартроз представляє собою актуальну медико-соціальну проблему. Проте незважаючи на велику кількість оперативних втручань визначення методик оперативного втручання (кісткова пластика, металева вставка) при дефектах кісткового ложе при ендопротезуванні колінного суглоба (КС) не є однозначними. **Мета дослідження:** провести комп'ютерне моделювання напружень в умовах використання звичайної та з тіб'яльним подовжувачем ніжок ендопротеза КС при різних дефектах виростків в/гомількової кістки. **Матеріали та методи:** на базі лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» на основі створеної комп'ютерної моделі вивчали напружено-деформований стан компонентів ендопротеза КС при варусній деформації кінцівки в умовах ендопротезування із застосуванням звичайної та подовженої ніжки ендопротеза при заміщенні дефекту кістковим аутотрансплантатом 5 та 10 мм. **Результати.** Визначено, що при ендопротезуванні КС в умовах варусної деформації з наявністю дефекту внутрішнього виростка великогомілкової кістки можливо заповнення дефекту за допомогою аутокісткової вставки висотою до 5 мм із застосуванням звичайної (короткої) ніжки тіб'яльного компонента ендопротеза. При дефекті більше 5 мм до 13,5 мм біомеханічно обґрунтованим є використання ніжки ендопротеза з подовжувачем. При збільшенні дефекту більше 13,5 мм хворі потребують заміщення кісткових дефектів за допомогою масивних металевих вставок. **Практичне значення:** проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід лікування хворих із різними дефектами виростків великогомілкової кістки під час виконання ендопротезування колінного суглоба. **Висновки.** Впровадження визначених під час дослідження рекомендацій покращить ефективність надання медичної допомоги цій тяжкій категорії хворих.

**Ключові слова:** колінний суглоб, дефекти великогомілкової кістки, ендопротезування, звичайна та подовжена ніжка ендопротеза, біомеханічне дослідження.



**Вступ.** Хвороби кістково-м'язової системи є однією з найбільш поширених захворювань сучасного суспільства [1,2,3]. Частота захворювання кістково-суглобового апарату продовжує неухильно рости. Причиною тому служать збільшення тривалості життя населення промислово розвинених країн, гіподинамія, надмірна вага і ряд інших факторів ризику [4,5]. Частота остеоартрозу в популяції становить 6,43% і корелює з віком, досягаючи 13,9% у осіб старше 45 років [6,7] і 97% у осіб старше 60 років [8]. Якщо раніше дегенеративно-дистрофічні захворювання суглобів зустрічалися в літніх осіб, то зараз приблизно 30% хворих ледь минули 40-річний рубіж [9]. Близько 12% дорослого населення США і Європи страждають на остеоартроз великих суглобів [10]. За прогнозам J.M. Hootman із співавторами, до 2030 року в США очікується збільшення кількості діагностованого остеоартрозу до 67 мільйонів порівняно з 47,8 мільйонами в 2005 р. [11]. В Україні поширеність захворюваності на остеоартроз складає майже 500 осіб на 100 тисяч населення [12]. Серед остеоартрозу великих суглобів однією з найактуальніших проблем є остеоартроз колінного суглоба (гонартроз). Гонартроз реєструється в 50,6–54,5 % випадків серед хворих, які страждають дистрофічними захворюваннями великих суглобів нижньої кінцівки, і в 86% випадків вражає осіб працездатного віку, а в 6,5–14,6% призводить до інвалідності [13]. Саме тому гонартроз є актуальною медико-соціальною проблемою.

Принципи лікування хворих на остеоартроз колінного суглоба на сьогоднішній день достатньо висвітлені в літературі. При термінальних стадіях захворювання тотальне ендопротезування колінного суглоба є методом відновлювання його функції. За даними різних авторів, тотальне ендопротезування колінного суглоба дозволяє отримати задовільні результати більш ніж у 90% випадків на період від 10 до 20

**Introduction.** Disorders of bone and muscle system are among the most widespread in modern world [1,2,3]. The frequency of musculoskeletal system diseases is growing constantly. The reason thereof is longer life duration in industrially-developed countries, hypodynamics, excessive weight, and some other risk factors [4,5]. The frequency of osteoarthritis in the population makes 6.43 % and correlates with the age, reaching 13.9 % in persons over 45 years old [6,7] and 97 % in those over 60 [8]. While in the past degenerative-dystrophic diseases of joints were observed in senior persons, approximately 30 % of contemporary patients have hardly reached their 40 [9]. About 12 % of adults in the USA and Europe suffer from osteoarthritis of big joint [10]. As forecasted by J.M. Hootman et al., the USA expect the increase in recorded cases of osteoarthritis to 67 million till 2030, compared to 47.8 million in 2005. [11]. The incidence of osteoarthritis in Ukraine is 500 persons per 100 thousand of population [12]. Among the types of big joint osteoarthritis, the issue of knee osteoarthritis (gonarthrosis) is one of the most topical ones. Gonarthrosis is registered in 50.6 – 54.5% of cases in patients suffering from dystrophic disorders of their lower limbs' big joints, in 86% of cases its victims are of workable age, and in 6.5-14.6% of cases it causes disability [13]. That's why, gonarthrosis is a topical medico-social problem.

The principles of treatment of knee osteoarthritis patients are currently described well in the literature. On terminal stages of the disease, total knee arthroplasty is a method of choice to restore its functions. According to different authors, the total knee arthroplasty allows obtaining positive results in over 90% of the cases for the period from 10 to 20 years [14]. Good outcomes, achieved

років [14]. Добрі результати, отримані при лікуванні хворих зумовлюють зростання числа операцій ендопротезування. Наприклад, у 1990 р. у США на 100 тисяч осіб виконувалася 51 операція ендопротезування колінного суглоба, у 2002 р. – уже 136, а в 2012 р. – 155 операцій [15].

Проте незважаючи на велику кількість оперативних втручань, визначення методик оперативного втручання (кісткова пластика, застосування аугментів) за наявності дефектів кісткового ложе при ендопротезуванні колінного суглоба не є однозначними.

З моменту появи і впровадження в медичну практику перших остеоімплантів і до недавнього минулого перевірка їх біомеханічних властивостей здійснювалася суто на основі натурних біомеханічних дослідів та результатів клінічної практики. У великій мірі ця тенденція зберігалася і донині. Дослідні зразки імплантів випробовуються при різних навантаженнях на мертвому кістковому матеріалі та результатами експериментів вводяться в лікувальну практику. При цьому застосування пристрою протягом тривалого часу дозволяє остаточно оцінювати його придатність та вдосконалювати методику використання. Звісно, такий підхід вимагає значних матеріальних ресурсів і займає багато часу. Механічні випробування відносяться до руйнівних методів контролю, тому дослідження проводяться на мертвому кістковому матеріалі, який значно поступається рівню фізико-механічних властивостей живої тканини. Прямі механічні дослідження вивчення інтерактивної поведінки системи «кістка-імплантат» достатньо складні та малоінформативні через асиметричну геометрію кісткової тканини, це унеможливає точно визначити питомі навантаження, як за довжиною, так і в перерізі, а також відтворити складно-напружену схему одночасних деформацій (стиснення, кручення, згин, розтяг). Це знижує економічну і соціальну ефективність таких досліджень [16].

by treatment of the patients lie behind the growth of the number of joint arthroplasties. For instance, in 1990, in the USA there were 51 knee arthroplasties, in 2002 – 136, while in 2012 – 155 surgical operations [15].

Although, despite of so many operations, the matter of defining a method of surgery (bone plastics, using augments) for arthroplasty in case of bone seat defects still remains ambiguous.

Since appearing and implementation of the first osteoimplants into medical practice and to the recent past, their mechanical characteristics have been studied exclusively based on natural biomechanical experiments and the results of clinical practice. At large extent, this trend remains till nowadays. The study samples of implants are being tested at different loadings on cadaver bone material and are implemented into medical practice by the results of tests. At that, the use of a device during long period makes it possible to assess its expediency and to improve the method of application thereof. Of course, such an approach demands a lot of resources and time. Mechanical tests relate to destroying methods of control, that is why the tests are performed on cadaver bone material, which physical-mechanical features are reasonably worse than the same of alive tissue. Direct mechanical studies of a “bone-implant” system’s interactive behavior are rather complicated and low-informative due to asymmetric geometry of bone tissue. The said above makes it impossible to define accurately the specific loading as longitudinal, as in the cross-section, as well as reproduce the complex strained scheme of simultaneous deformations (compression, torsion, bending, stretching), having an adverse effect on economic and social efficiency of the studies mentioned [16].



Водночас, здійснюються спроби обґрунтування придатності механічних остеоімплантатів на основі відомостей про біомеханіку систем людини. При цьому найчастіше проводиться розрахунок наближених схем, що відображають деякі аспекти поведінки системи «кістка – імплантат», з використанням програмних реалізацій чисельних методів, наприклад, методу скінчених елементів. Переваги такого підходу очевидні: на основі результатів розрахунку можна робити висновки про роботу остеоімплантату та його вплив на кістку і, тим самим, відмовитися від подальшого розгляду очевидно безперспективних конструкцій; з'являється можливість корегувати або змінювати форму компонентів імплантату для поліпшення його функціональності; відпадає потреба в проведенні чисельних експериментів на тваринах; суттєво знижується вартість та скорочується час розробки конструкції імплантату; на основі розподілу деформуючих напружень можливе точне прогнозування віддалених результатів [17,18].

Тому цікавим у науковому та практичному планах вважаємо комп'ютерне моделювання напружень в умовах застосування тібіального подовжувача ендопротеза колінного суглоба залежно від дефекту виростків в/гомілкової кістки.

**Мета дослідження.** Провести комп'ютерне моделювання напружень в умовах використання звичайної та з тібіальним подовжувачем ніжок ендопротеза колінного суглоба при різних дефектах виростків в/гомілкової кістки.

**Матеріали та методи.** Розрахунки напружено-деформованого стану моделі колінного суглоба з ендопротезом проведені на базі лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», яка атестована ДП «Укрметртестстандарт» (Свідоцтво ПТ-72/15 від 12.03.15). Розв'язання поставленої задачі було розділено на етапи. На початковому етапі створено імітаційну модель

At the same time, there are attempts to ground the expediency of mechanical osteoimplants based on the information about human systems' biomechanics. At that, usually only a approximate schemes are beingcalculated, as they reflect some aspects of the "bone-implant" system behavior using software application of numeric methods, for instance, finite elements method. Advantages of this approach are obvious: by virtue of results of calculations, one could made a conclusion on an osteoimplant's performance and its effect on a bone, thus deny further consideration of obviously non-perspective devices; a possibility appears to correct or change a shape of an implant's components to improve its functions; there is no need to make numerous tests on animals; the cost and time required to develop an implant's construction can significantly decline; more accurate prediction of remote results becomes more accurate on the background of the distribution of deforming strains [17,18].

Thus, we consider scientifically and practically interesting to carry out a computer simulation of the strains upon conditions of a tibial offset of total knee endoprosthesis depending on defects of tibial condyles.

**Objective.** The task is to perform computer-aided simulation of the strains for a standard and an offset stems of knee endoprosthesis upon different defects of tibial condyles.

**Materials and methods.** The calculations of the strain-deformed conditions of a model of a knee with an endoprosthesis have been made in the premises of the Laboratory of Biomechanics of the SI "The Institute of Traumatology and Orthopedics by NAMS of Ukraine", certified by the SI "Ukrmetrteststandard" (Certificate PT-72/15 of 12.03.15). The solution of the task was divided into stages. On the initial stage, devel-

колінного суглоба з ендопротезом, з різними механічними властивостями її елементів. На наступному етапі, після розрахунків засобами програмного пакету ANSYS, проведено аналіз НДС на елементах моделі. За допомогою програмного пакету Solid Works побудована імітаційна модель. Для створення моделі застосовували анатомічні й антропометричні дані, модель створена максимально наближеною до реальної.

Подальші розрахунки напружено-деформованого стану (НДС) моделі здійснювали в програмному пакеті ANSYS методом скінченних елементів (СЕ), який набув поширення, як чисельний метод рішення крайових задач механіки суцільних середовищ, орієнтований на використання ЕОМ. У розрахунках застосовували фізичні властивості кісткової тканини та хрящів, які отримані з літературних джерел [16,19].

Побудовану 3D модель імпортовано в середовище ANSYS для подальших розрахунків. Здійснено спрощення, а саме не враховувались зв'язки та капсула КС. Граничною міцністю для металічних елементів моделі прийнято 586 МПа, для поліетиленової вставки 113 МПа. Враховуючи, що під час ендопротезування видаляється кортикальна поверхня стегнової та великогомілкової кісток, за межу міцності для кістки прийнято від 3,5 МПа на компактному шарі до 25 МПа на спонгіозному. Якщо напруження під час розрахунків будуть перевищувати ці показники, то це буде свідченням процесу руйнування в моделі.

У напівавтоматичному режимі згенеровано скінчено-елементну модель, яка налічувала 478 303 вузла та 286 093 елемента, що є достатнім для забезпечення необхідної точності розрахунків. У найбільш важливих перехідних ділянках моделі з різними механічними властивостями скінченно-елементна сітка згущувалась для підвищення точності розрахунків.

опед was an imitation model of a knee with endoprosthesis having different mechanical features of its elements. On the next stage, after calculations using ANSYS software means, the SDC have been analyzed on the model's elements. For imitational model we used the *Solid Works* software. For the model, we used anatomical and anthropometric data to make it as close as possible to a natural structure.

The further calculations of the strain-deformed conditions (SDC) of the model have been carried out using ANSYS software on the background of finite element method (FE) widely used as a numeric method for PC to solve for boundary equations in continuum mechanics. The calculations lay on physical properties of bone tissue and cartilage, obtained from literature [16,19].

The 3D model has been uploaded to ANSYS environment for further calculations. To simplify the calculations, we omitted tendons and knee joint capsule.

Maximum strength of the metal elements has been accepted as 586 MPa, the same of polymeric insert – 113 MPa. Considering the fact that cortical layer of femoral and tibial bones are removed while knee arthroplasty, the maximum strength for the bone has been taken as 3.5 MPa for its compact and 25 MPa for cancellous layers. If strains in calculations exceed these values, it is the evidence of the destruction of the model.

A finite-element model has been generated in semi-automatic regime. It consists of 478,303 nodes and 286,093 elements, quite enough for the required accuracy of the calculations. In most important, transition sites of the model, with different mechanic features, the finite-element network was denser for more precious results.



Для розрахунків задано наступні граничні умови:

- за площиною (а) введено жорстке закріплення;
- за площиною (в) модель навантажено силою 700 Н, що відповідає вазі людини 70 кг.

Результати розрахунків НДС моделей звичайного ендопротезування із застосуванням ординарної та подовженої ніжки ендопротеза представлені в попередньому біомеханічному дослідженні та були взяті нами в якості контрольних [20].

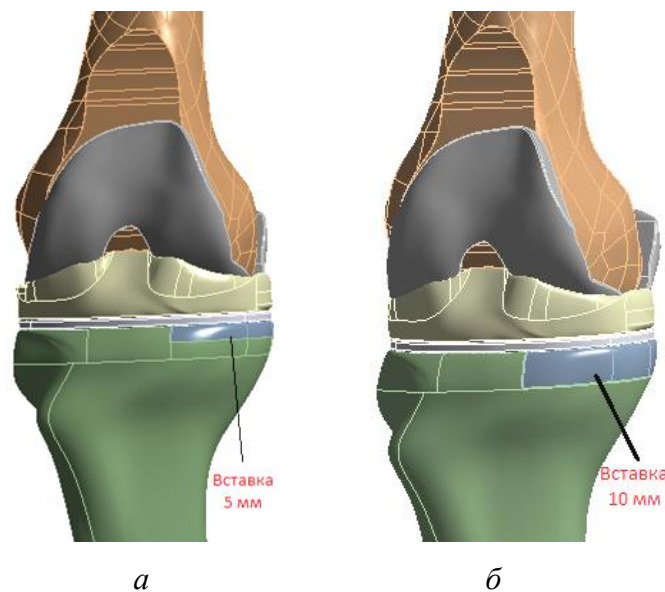
На наступному етапі вивчали НДС моделей при варусній деформації кінцівки в умовах ендопротезування із застосуванням звичайної ніжки (рис.1) та ніжки ендопротеза з тібіальним подовжувачем при заміщенні дефекту кістковим аутографтом 5 та 10 мм.

For calculations, the following edge conditions are taken:

- rigid fixation along the plane (a);
- loaded with 700N, analogue of 70 kg of the body weight of a human along the plant (b).

The results of calculations of SDCs in models of a regular prosthesis with a singular and extended prosthetic stem are represented in the primary biomechanical study and were accepted as control ones [20].

On the next stage, we considered SDC of the models with varus deformity of a limb upon conditions of prosthesis with a regular stem (Fig.1) and a prosthetic stem with a tibial offset, a bone defect replaced with bone autograft 5 and 10 mm.



**Рис. 1. Модель КС із звичайною ніжкою ендопротезу зі вставкою 5 мм - а та 10 мм - б / Fig. 1. The model of a knee with a regular stem: inserts 5 mm – a, and 10 mm - b.**

**Результати.** Отримані зведені показники НДС моделей представлено в табл. 1 та рис. 2 та 3.

Аналізуючи отримані в табл. 1 та рис. 2 та 3 результати показників НДС, при навантаженні вагою тіла визначено, що відбувається значне зростання показників напружень, в основному, на метал-

**Results.** The consolidated SDC of the models are provided in the table 1 and on fig.2 and 3.

Analysis of the results of SDC upon the loading with a body weight, as represented on the table 1 and in the fig.2 and 3 shows the significant growth of the stains, especially in metal elements of a prosthesis. These loads

евих елементах ендопротеза. Ці напруження значно менші від допустимих і тому можна стверджувати, що вони повністю задовольняють умовам міцності.

Окремо розглянуті результати максимальних напружень різних моделей КС на плато великогомілкової кістки, які представлені в табл. 2.

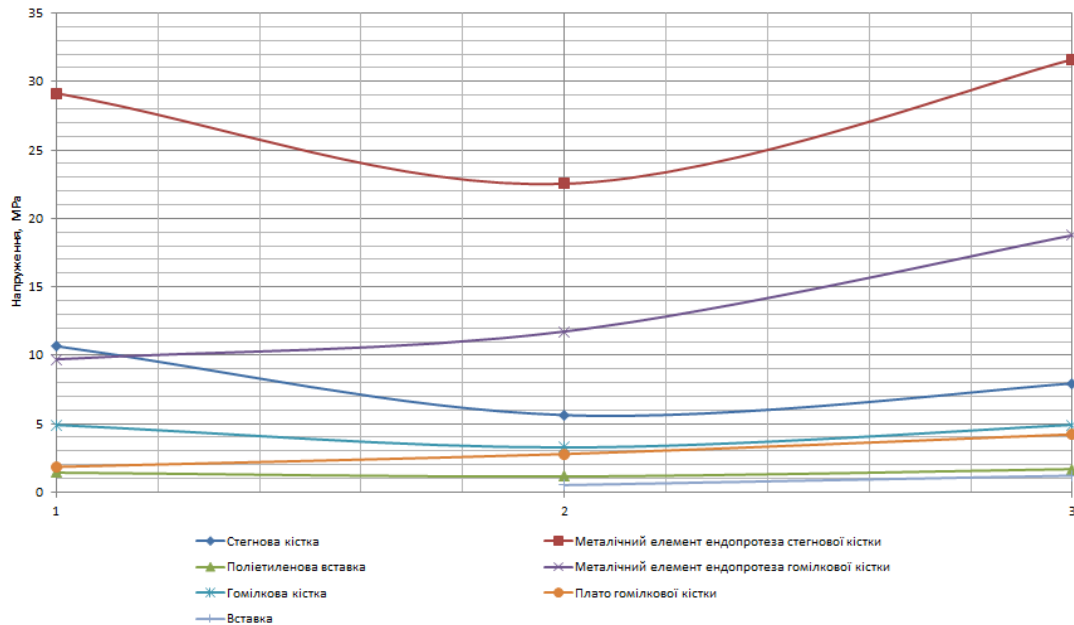
are reasonably lower that acceptable, so we can declare that they meet the requirements to strength.

The separately considered results of maximum strains in the tibial plateau of the model of a knee joint are provided on the table 2.

Таблиця 1. Зміни НДС моделі КС при звичайному ендопротезуванні та при ендопротезуванні в умовах варусної деформації кінцівки з кістковим дефектом виростка великогомілкової кістки

Table 1. Changes in SDC of the model of a knee upon a varus deformity of a limb with a bone defect of a tibial condyle

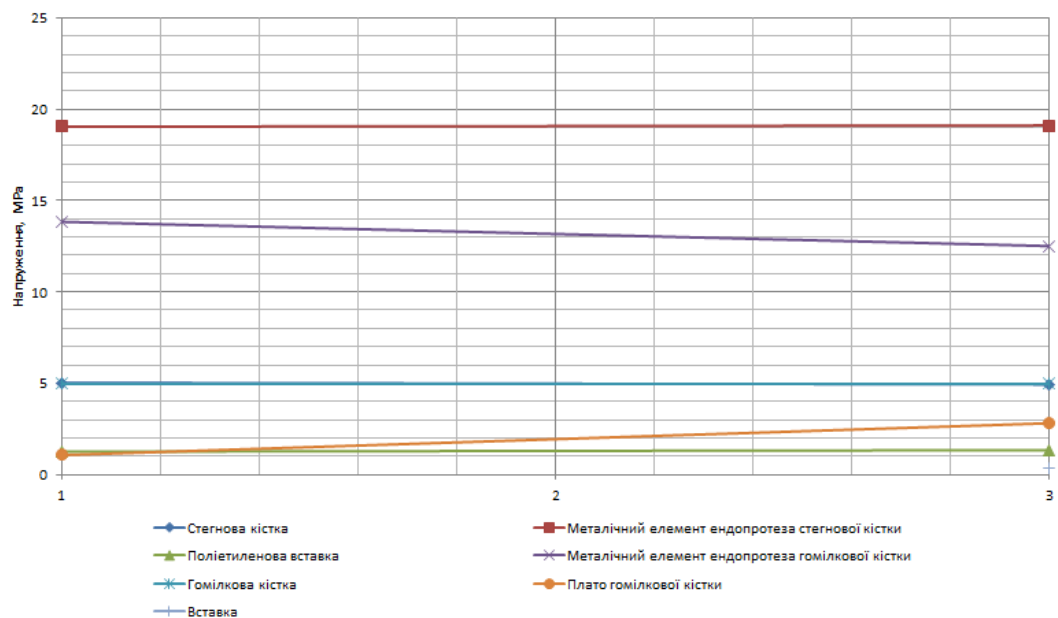
Локалізація ділянки вимірювання / Localization of the measuring area	Напружено деформований стан моделі колінного суглоба (МПа, мм) / Strain-deformed conditions of the model of a knee (MPa, mm)				
	Звичайне ендопротезування / Regular arthroplasty		Ендопротезування при варусній деформації із кістковим дефектом / Arthroplasty upon the varus deformity with a bone defect		
			5 мм / mm		10 мм / mm
	Коротка ніжка / Short stem	Довга ніжка / Long stem	Корот-ка ніжка / Short stem	Корот-ка ніжка / Short stem	Довга ніжка / Long stem
Стегнова кістка / Femur	10,67	5,02	5,63	7,94	4,93
Феморальний компонент ендопротеза / Femoral component of a prosthesis	29,15	19,05	22,53	31,61	19,12
Поліетиленова вставка / polyethylene insert	1,43	1,25	1,15	1,69	1,33
Тібіальний компонент ендопротеза / Tibial component of a prosthesis	9,71	13,84	11,74	18,77	12,51
Великогомілкова кістка / Tibial bone	4,91	4,96	3,27	4,92	4,97
Плато великогомілкової кістки / Tibial bone plateau	1,85	1,06	2,79	4,23	2,81
Аутокісткова вставка / Bone autograft			0,52	1,21	0,35
Загальні / General	0,089	0,0505	0,1148	0,1156	0,0509
Тібіальний компонент ендопротеза / Tibial component of a prosthesis	0,0349	0,0277	0,0356	0,036	0,0279



(From the top downwards, left to right): femoral bone, polyethylene insert, tibia, insert, metal element of hip prosthesis, metal element of tibial prosthesis, tibial plateau)

**Рис. 2.** Розподіл напружень в моделі з ординарною ніжкою залежно від величини аутокісткової вставки (1 – без дефекту, 2 – 5 мм, 3 – 10 мм)

**Fig. 2.** Distribution of strains in the model with a stem depending on the size of bone autograft (1 – without a defect, 2 – 5 mm, 3 – 10 mm)



(From the top downwards, left to right): femoral bone, polyethylene insert, tibia, insert, metal element of hip prosthesis, metal element of tibial prosthesis, tibial plateau)

**Рис. 3.** Розподіл напружень в моделі з тібціальним подовжувачем залежно від величини аутокісткової вставки (1 – без дефекту, 2 – 5 мм, 3 – 10 мм)

**Fig. 3.** Distribution of the strains in the model with a tibial offset depending on the size of bone autograft (1 – without a defect, 2 – 5 mm, 3 – 10 mm)



Проведений аналіз результатів максимальних напружень на плато великогомілкової кістки різних моделей ендопротеза КС (табл.2) визначив, що в ділянці контакту компактної кістки плато великогомілкової кістки з ординарним тібіальним компонентом ендопротеза, при наявності аутокісткової вставки 10 мм, значення напружень перевищують допустимі на 20% – 4,23 МПа (табл. 2).

Analysis of the results of maximum strains in the tibial plateau in different models of knee prosthesis (Table 2) has demonstrated that the strains in the area of the contact of compact bone layer of tibial plateau with an ordinary tibial component of a prosthesis in presence of the bone autograft 10 mm exceed the acceptable ones in 20% - 4.23 МПа (Table 2).

Таблиця 2. Результати вимірювання максимального напруження на плато великогомілкової кістки моделі КС при звичайному ендопротезуванні та при ендопротезуванні в умовах варусної деформації кінцівки з кістковим дефектом виростка великогомілкової кістки

Table 2. Results of the measuring of maximum strains of the tibial plateau of knee model upon the regular arthroplasty and upon conditions of varus deformity of a limb with bone defect of a tibial condyle

Елементи моделі / Elements of the model	Максимальне напруження моделі колінного суглоба (МПа) / Maximum strains in the model of a knee (МПа)			
	Звичайне Ендопротезування / Regular arthroplasty	Ендопротезування при варусній деформації з дефектом / Arthroplasty upon varus deformity with a defect		
		5 мм / mm	10 мм / mm	13,95 мм / mm
Ординарна ніжка ендопротезу / Ordinary prosthesis stem	1,85	2,79	4,23	-
Тібіальний подовжувач / Tibial offset	1,06	1,92	2,81	3,50

В подальшому розглянуто саме цей елемент моделі (рис.4).

Проведений аналіз результатів максимальних напружень на плато великогомілкової кістки різних моделей ендопротеза КС залежно від величини аутокісткової вставки (рис. 4) визначив, що при наявності аутокісткової вставки більше 7,3 мм у моделях з ординарною ніжкою відбувається вихід за межі міцності спонгіозної кісткової тканини, що може супро-

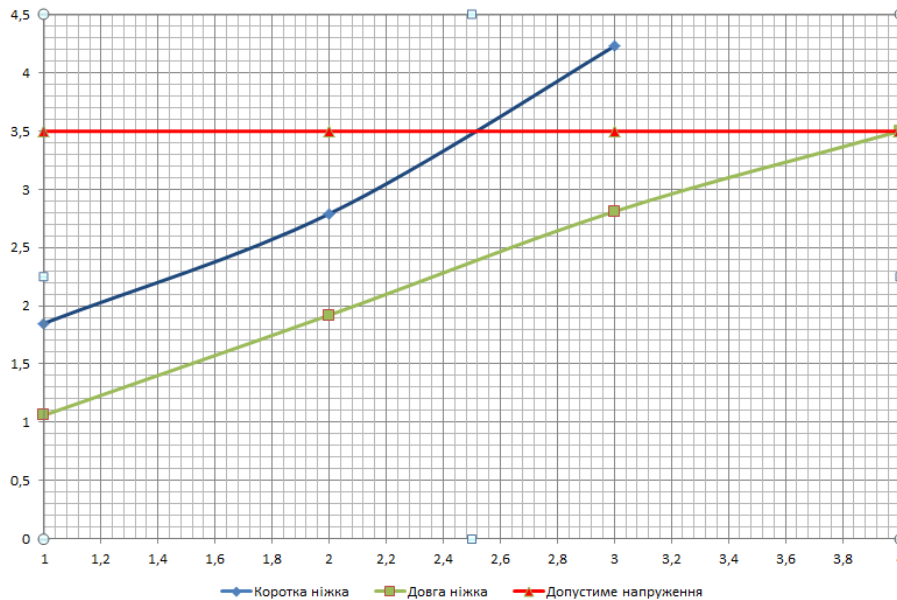
This element of the model is further considered (fig.4).

Analysis of the results of maximum strains in the tibial plateau for different models of knee endoprosthesis depending on the size of bone autograft (fig.4) demonstrates that if the size of the bone autograft is over 7.3 mm in the models with a regular stem, the strains exceed the failure limit of cancellous bone and might be followed by destruction of the edges of the tibial plateau in this area.



воджуватись руйнуванням країв плато великогомілкової кістки в цій ділянці. Для тібіального подовжувача міцність спонгіозної кісткової тканини зберігається при використанні аутокісткової вставки до 13,95 мм (рис. 4, табл.2).

For a tibial offset, the strength of the cancellous bone remains if a bone autograft applied in under 13.95 mm (fig.4, Table 2).



(Left to right: short stem, long stem, acceptable strain)

**Рис. 4. Результати максимальних напружень на плато великогомілкової кістки для короткої та довгої ніжки ендопротезу залежно від величини аутокісткової вставки**  
**Fig. 4. Results of maximum strains in the tibial plateau for a short and a long prosthesis stem depending on the size of bone autograft**

Таким чином проведене біомеханічне дослідження визначило, що при звичайному ендопротезуванні КС в умовах варусної деформації з наявністю дефекту внутрішнього виростка великогомілкової кістки можливе заповнення дефекту за допомогою аутокісткової вставки висотою 5 мм із застосуванням звичайної (короткої) ніжки тібіального компонента ендопротеза. Збільшення висоти аутокісткової вставки більше 5мм, при застосуванні короткої ніжки тібіального компонента ендопротеза, призводить до зростання показників НДС на усіх елементах моделі КС, що може приводити до руйнування структури спонгіозної тканини плато великогомілкової кістки навколо тібіального

Thus, the biomechanical study established that for a regular prosthesing of a knee upon varus deformities with defects of a medial tibial condyle, the defect could be filled with bone autograft 5 mm high using a regular (short) stems of an endoprosthesis tibial component. The increase in the height of the bone autograft over 5 mm on the background of a short prosthetic stem of a tibial components makes all the SDC readings to rise in all the elements of the model of knee and may cause the destruction of cancellous bone of a tibial plateau around the tibial component of endoprosthesis against the reasonable strains 4.23 MPa.

компонента ендопротеза, на фоні значень напружень  $4,23 \text{ MPa}$ . Застосування тібіального подовжувача в даній ситуації суттєво розвантажує біомеханічну конструкцію «кістка–ендопротез», за рахунок перерозподілу навантаження на тібіальний компонент ендопротеза. При цьому показники напружень на металі та плато великогомілкової кістки зростають, не перевищуючи межі міцності. Застосування тібіального подовжувача біомеханічно доцільно в межах заповнення кісткового дефекту до  $13,95 \text{ мм}$ , при перевищенні цієї межі хворі потребують заміщення кісткових дефектів за допомогою масивних металевих вставок.

Зазначені результати дозволяють визначити диференційований підхід і в подальшому розробити алгоритм лікування хворих із різними дефектами виростків великогомілкової кістки під час виконання ендопротезування КС та покращити ефективність лікування цієї тяжкої категорії пацієнтів.

### Висновки

1. За результатами комп'ютерного моделювання при звичайному ендопротезуванні КС в умовах варусної деформації з наявністю дефекту внутрішнього виростка великогомілкової кістки можливо заповнення дефекту за допомогою аутокісткової вставки висотою  $5 \text{ мм}$  із застосуванням звичайної (короткої) ніжки тібіального компонента ендопротеза. У цих умовах забезпечується стабільність біомеханічної системи «кістка–ендопротез» (значення напружень на плато великогомілкової кістки дорівнюють  $2,79 \text{ MPa}$ ).

2. Збільшення висоти аутокісткової вставки більше  $5 \text{ мм}$ , при застосуванні короткої ніжки тібіального компоненту ендопротеза, призводить до зростання показників НДС на всіх елементах моделі КС, що може приводити до руйнування структури спонгіозної тканини плато великогомілкової кістки навколо тібіального компонента ендопротеза, на фоні значень

The tibial offset in such a case is able to unload significantly the biomechanical structure “bone-prosthesis” at the account of re-distribution of the strains on the tibial component. At that, the values of the strains on metal parts and tibial plateau rise but not exceed the maximum strength. The use of a tibial offset is biomechanically expedient within the limits of the filling of bone defect up to  $13.95 \text{ mm}$ . Exceeding this value demands the bone defects to be filled with massive metal inserts.

The results provided make us to establish a differentiated approach and in future – to develop an algorithm for management the patients with different defects of tibial condyles while knee arthroplasty as well as to improve efficiency of treatment in this category of patients.

### Conclusions

1. Based on results of the computer simulation of a regular knee arthroplasty, and upon varus deformity with a medial tibial condyle defect, the defect can be filled with bone autograft up to  $5 \text{ mm}$  high using a regular (short) stem of a tibial component. Stability of the biomechanical system “bone-endoprosthesis” is ensured in this situation (the values of the strains on tibial plateau equal  $2.79 \text{ mpa}$ ).

2. In case of a bone autograft over  $5 \text{ mm}$  high, a short stem of a tibial component leads to the rise of SDC values in all the elements of the model of a knee and may result in the destruction of the tibial plateau's cancellous bone around the tibial component at the background of significant strains, over  $4.23 \text{ MPa}$ .

3. The use of tibial offset in case of tibial condylar defects over  $5 \text{ mm}$  upon conditions of varus deformities, it unloads reasonably the “bone-prosthesis” structure at the



напружень 4,23 МПа.

3. Застосування тібіального подовжувача при дефектах виростка великогомілкової кістки більше 5мм, в умовах варусної деформації КС, суттєво розвантажує біомеханічну конструкцію «кістка–ендопротез», за рахунок перерозподілу навантаження на тібіальний компонент ендопротеза (напруження на плато великогомілкової кістки складає 2,81 МПа при застосуванні вставки 10 мм).

4. При заповненні дефекту виростка аутокістковою вставкою із застосуванням тібіального подовжувача умови стабільності біомеханічної системи забезпечуються при висоті вставки до 13,95мм. При збільшенні цієї межі хворі потребують заміщення кісткових дефектів за допомогою масивних металевих вставок.

5. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід до планування й оперативного лікування хворих із різними дефектами виростків великогомілкової кістки, що покращить ефективність надання медичної допомоги цій тяжкій категорії хворих.

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

account of re-distribution of the loads on the tibial components (the strain in the tibial plateau equals 2.81 MPa if the height of the insert is 10 mm).

4. If a condylar defect is filled with bone autograft insert combined with a tibial offset, the biomechanical system is stable, until the height of the autograft is under 13.95 mm high. Exceeding this value demands the bone defects to be filled with massive metal inserts.

5. The study allows establishing a differentiated approach to the planning and surgical treatment for patients with different defects of tibial condyles to raise effectiveness of medical aid to this category of patients.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests

## References

1. Бруско АТ, Браду ЮИ. Экспериментальное обоснование роли статико-динамических нагрузок в возникновении и развитии деформирующего артроза. Ортопедия, травматология и протезирование. 1995;3:57-60.
2. Котельников ГП, Ларцев ЮВ. Остеоартроз. М: ГЭОТАР-Медиа; 2009. 208 с.
3. Куляба ТА, Корнилов НН, Селин АВ. Отдаленные результаты применения мозаичной костно-хрящевой аутопластики при лечении заболеваний и повреждений коленного сустава. Травматология и ортопедия России. 2007;3:24.
4. Vasso M, Beaufils P, Cerciello S, Schiavone Panni A. Bone loss following knee arthroplasty: potential treatment options. Arch. Orthop. Trauma Surg. 2014;134(4):543-53.
5. Harding P, Holland AE, Delany C, Hinman RS. Do activity levels increase after total hip and knee arthroplasty? Clin. Orthop. Relat Res. 2014;472(5):1502-11.
6. Comfort T, Baste V, Froufe MA, Namba R, Bordini B, Robertsson O, et al. International comparative evaluation of fixed-bearing non-posterior-stabilized and posterior-stabilized total knee replacements. J. Bone Joint Surg. Am. 2014;96(1):65-72. DOI: 10.2106/JBJS.N.00462.

7. Riddle DL, Perera RA, Stratford PW, Jiranek WA, Dumenci L. Progressing toward, and recovering from, knee replacement surgery: a five-year cohort study. *Arthritis Rheum.* 2013;65(12):3304-13. DOI: 10.1002/art.38139.
8. Skyttä ET, Haapamäki V., Koivikko M, Huhtala H, Remes V. Reliability of the hip-to-ankle radiograph in determining the knee and implant alignment after total knee arthroplasty. *Acta Orthop. Belg.* 2011;77:329-35.
9. Vaidya C, Alvarez E, Vinciguerra J, Bruce DA, Des Jardins JD. Reduction of total knee replacement wear with vitamin E blended highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2011;225(1):1-7. DOI: 10.1243%2F09544119JEIM774.
10. Whiteside, L.A. Assess and release the tight ligament. In Bellemans J, Ries MD, Victor JMK, editors. *Total knee arthroplasty.* Springer Medizin Verlag Heidelberg; 2005:170-76.
11. Зоря ВИ, Лазишвили ГД, Шпаковский ДЕ. Деформирующий артроз коленного сустава: Рук-во для врачей. М: Литера; 2010. 320 с.
12. Головаха МЛ, Орлянский В. Отдаленные результаты высокой корригирующей остеотомии большеберцовой кости при гонартрозе. *Ортопедия, травматология и протезирование.* 2013;1:10-15. -
13. Загородний НВ, Каграманов СВ, Кудинов ОА, Николаев ИА, Чрагян ГА, Иванов АВ, и др. Сложные случаи эндопротезирования коленного сустава. *Вестник травматол. и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2014;1:52-6.
14. Зазірний ІМ. Десять принципів виконання первинного тотального ендопротезування колінного суглоба. *Збірник наукових праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України;* 2013 жовт. 3-5; Харків. Х: ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»; 2013, с. 81-2.
15. Bao NR, Zhao JN, Zhou LW. Early rehabilitation after simultaneously bilateral total knee arthroplasty. *Zhongguo Gu Shang.* 2011;(6):448-50.
16. Боев ВД, Сыпченко РП. Компьютерное моделирование. М: ИНТУИТ. РУ; 2010. 349 с.
17. Королев АЛ. Компьютерное моделирование. М: Бином. Лаборатория знаний; 2010. 232 с.
18. Miler K, Nielsen PMF. *Computational biomechanics for medicine.* Springer+Business Media, LLS; 2010. 155 p.
19. Зациорский ВМ, Аруин АС, Селуянов ВИ. Биомеханика двигательного аппарата человека. М: Физкультура и спорт; 1981. 143 с.
20. Калашніков АВ, Осадчук ТІ, Лазарев ІА, Калашніков ОВ. Результати математичного моделювання напружено-деформованого стану компонентів ендопротеза при виконанні тотального ендопротезування колінного суглоба. *Проблеми травматології та остеосинтезу.* 2019;4:4-23.



**RESULTS OF MATHEMATICAL MODELING OF TENSION-DEFORMED  
CONDITION OF COMPONENTS OF KNEE JOINT ENDOPROSTHESIS  
IN CONDITIONS OF PRESENCE OF DEFECT EFFECTS**

Gayko G.V., Lazariyev I.A., Osadchuk T.I., Kalashnikov A.V., Kalashnikov O.V., Skyban M.V.

**SI «The Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine», Kyiv**

**Summary.** Gonarthrosis is reported in 50.6–54.5% of cases among patients with the lower extremities large joints' dystrophic diseases. In 86% of cases, it affects people of working age, and in 6.5–14.6% - leads to disability. That is why, gonarthrosis is an acute medical and social problem. However, despite the large number of surgeries, the matter of choosing a method (bone plastic, metal insertion) to cover a bone bed's defects for total knee arthroplasty (KJ) is still ambiguous. **Objective:** to conduct a computer simulation of strains occurring upon a regular and extended tibial stem of a knee prosthesis, depending on different tibial condylar defects. **Materials and methods:** the laboratory of biomechanics of the SI "ITO NAMS of Ukraine" created a computer model to study stress-deformed conditions of a KJ endoprosthesis upon a varus deformity of an extremity and knee arthroplasty with a regular and an extended tibial stem, if a bone defect has been replaced with a bone autograft of 5 and 10 mm. **Results.** It was determined that if a knee arthroplasty occurs upon conditions of a varus deformity, with an internal tibial condyle's defect, the defect can be filled with an autograft insert up to 5 mm high, and a regular (short) prosthetic stem is suitable. If such a lesion is from 5 mm to 13.5 mm, an extended prosthetic stem is biomechanically justified. If a height of the defect exceeds 13.5 mm, it must be replaced with a massive metal insert. **Practical essence:** the study will be helpful to elaborate a differentiated approach to various tibial condyles' defects treatment in the course of the total knee arthroplasty. **Conclusions.** The implementation of recommendations resulting from this study will increase the efficiency of treatment to this severe category of patients.

**Key words:** knee joint, tibial defects, endoprosthesis, regular and extended stem endoprosthesis, biomechanical examination.

**РЕЗУЛЬТАТЫ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ  
НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОМПОНЕНТОВ  
ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА В УСЛОВИЯХ НАЛИЧИЯ  
ДЕФЕКТОВ МЫШЦЕК БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ**

Гайко Г.В., Лазарев И.А., Осадчук Т.И., Калашников А.В.,  
Калашников Ал.В., Скибан М.В.

ГУ «Институт травматологии и ортопедии АМН Украины», г. Киев

**Резюме.** Гонартроз регистрируется в 50,6-54,5% случаев среди больных, страдающих дистрофическими заболеваниями крупных суставов нижней конечности, и в 86% случаев поражает лиц трудоспособного возраста, а в 6,5-14,6% приводит к инвалидности. Именно поэтому гонартроз представляет собой актуальную медико-социальную проблему. Однако, несмотря на большое количество оперативных вмешательств определения методик оперативного вмешательства (костная пластика, металлическая вставка) при дефектах костного ложе при эндопротезировании коленного сустава (КС) не однозначны. **Цель исследования:** провести компьютерное моделирование напряжений в условиях использования обычной и с тиббиальных удлинителем ножек эндопротеза КС при различных дефектах мыщелков б / берцовой кости. **Материалы и методы:** на

базе лабораторії біомеханіки ГУ «Інститут травматології та ортопедії АМН України» на основі створеної комп'ютерної моделі вивчали напружено-деформоване стання компонентів ендопротеза КС при варусній деформації кінцівки в умовах ендопротезування з використанням звичайної та подовженої ножки ендопротеза при заміщенні дефекта кісткової аутотрансплантатом 5 та 10 мм. **Результати.** Визначено, що при ендопротезуванні КС в умовах варусної деформації з наявністю дефекта внутрішнього м'язелка большеберцової кістки можливо заповнення дефекта з допомогою аутокісткової вставки висотою до 5 мм з використанням звичайної (короткої) ножки тибіальних компонентів ендопротеза. При дефекті більше 5 мм до 13,5 мм біомеханічно обґрунтованим є використання ножки ендопротеза з удлинителем. При збільшенні дефекта більше 13,5 мм пацієнти потребують заміщення кісткових дефектів з допомогою масивних металевих вставок. **Практичне значення:** проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід лікування пацієнтів з різними дефектами м'язелків большеберцової кістки в час виконання ендопротезування колінного суглоба. **Висновки.** Імплантація визначених в ході дослідження рекомендацій покращить ефективність надання медичної допомоги цій важкої категорії пацієнтів.

**Ключові слова:** колінний суглоб, дефекти большеберцової кістки, ендопротезування, звичайна та подовжена ножка ендопротеза, біомеханічне дослідження.

#### **Відомості про авторів:**

**Гайко Георгій Васильович** - академік НАМНУ, професор, завідувач відділу травматології та ортопедії дорослих ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5168-6431>

Тел: +38(050)3306290, E-mail: [info@ito.gov.ua](mailto:info@ito.gov.ua)

**Лазарев Ігор Альбертович** – канд. мед. наук, завідувач лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6811-9986>

Тел: +38(067)7895929, E-mail: [ilazarev@ukr.net](mailto:ilazarev@ukr.net)

**Осадчук Тарас Іванович** - канд. мед. наук, старший науковий співробітник відділу ортопедії та травматології дорослих ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3382-1123>

Тел.: +38(095)6452386, E-mail:

**Калашніков Андрій Валерійович** - доктор медичних наук, професор., завідувач відділу проблем травматології та остеосинтезу ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

ORCID: 0000-0001-8092-3451

Тел. +38(050)5675906, E-mail: [uato2010@gmail.com](mailto:uato2010@gmail.com)

**Калашніков Олексій Валерійович** - доктор медичних наук, науковий співробітник відділу травматології та ортопедії дорослих ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1546-2235>

Тел. +38(050)6871182, E-mail: [Kalashnikov26@ukr.net](mailto:Kalashnikov26@ukr.net)



**Скибан Максим Віталійович** - інженер лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4566-775x>

Тел: +38(096)0964411, E-mail: [maxim-skiban@ukr.net](mailto:maxim-skiban@ukr.net)

#### **Information about authors:**

**Gayko Georgiy Vasylovych** – Academician of NAMS of Ukraine, professor, head of the Department of Traumatology and Orthopedics of Adults at the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5168-6431>

Tel: +38(050)3306290, E-mail: [info@ito.gov.ua](mailto:info@ito.gov.ua)

**Lazarev Igor Albertovych** – Ph.D.med, head of the Laboratory of biomechanics and the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6811-9986>

Tel: +38(067)7895929, e-mail: [ilazarev@ukr.net](mailto:ilazarev@ukr.net)

**Osadchuk Taras Ivanovych** – Ph.D.med, senior scientific researcher of the Department of Traumatology and Orthopedics of Adults at the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3382-1123>

Tel.: +38(095)6452386, e-mail:

**Kalashnikov Andriy Valeriiovych** – MD, professor, head of the department of Trauma Injuries and Problems of Osteosynthesis at the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine.

ORCID: 0000-0001-8092-3451

Tel. +38(050)5675906, E-mail: [uato2010@gmail.com](mailto:uato2010@gmail.com)

**Kalashnikov Oleksii Valeriiovych** – MD, Senior scientific researcher of the Department of Traumatology and Orthopedics of Adults at the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1546-2235>

Tel. +38(050)6871182, E-mail: [kalashnikov26@ukr.net](mailto:kalashnikov26@ukr.net)

**Skyban Maksym Vitaliiiovych** – engineer at the Laboratory of biomechanics and the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4566-775x>

Tel.: +38(096)0964411, E-mail: [maxim-skiban@ukr.net](mailto:maxim-skiban@ukr.net)

#### **Сведения об авторах:**

**Гайко Георгий Васильевич** - Академик НАМНУ, профессор, заведующий отдела травматологии и ортопедии взрослых ДУ "Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины", ул. Бульварно-Кудрявська, 27. г. Киев, 01601, Украина.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5168-6431>

Тел: +38(050)3306290, e-mail: [info@ito.gov.ua](mailto:info@ito.gov.ua)



**Лазарев Игорь Альбертович** - канд. мед. наук, заведующий лаборатории биомеханики ДУ "Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины", ул. Бульварно-Кудрявська, 27. г. Киев, 01601, Украина.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6811-9986>

Тел.: +38(067)7895929 e-mail: [ilazarev@ukr.net](mailto:ilazarev@ukr.net)

**Осадчук Тарас Иванович** - канд. мед. наук, старший научный сотрудник отдела ортопедии и травматологии взрослых ДУ "Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины", ул. Бульварно-Кудрявська, 27. г. Киев, 01601, Украина.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3382-1123>

Тел.: +38 (095) 6452386, e-mail:

**Калашников Андрей Валерьевич** - доктор медицинских наук, профессор., заведующий отделом проблем травматологии и остеосинтеза ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», ул. Бульварно-Кудрявская, 27 г. Киев, 01601, Украина.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8092-3451>

Тел. +38 (050) 5675906, e-mail:

**Калашников Алексей Валерьевич** - доктор медицинских наук, научный сотрудник отдела травматологии и ортопедии взрослых ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», ул. Бульварно-Кудрявская, 27 г. Киев, 01601, Украина.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1546-2235>

Тел. +38 (050) 6871182, e-mail: [kalashnikov26@ukr.net](mailto:kalashnikov26@ukr.net).

**Скибан Максим Витальевич** – инженер лаборатории биомеханики ДУ "Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины", ул. Бульварно-Кудрявська, 27. г. Киев, 01601, Украина.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4566-775x>

Тел: +38(096)0964411, E-mail: [maxim-skiban@ukr.net](mailto:maxim-skiban@ukr.net)

**Для кореспонденції:** Калашніков Олексій Валерійович, доктор медичних наук, науковий співробітник відділу травматології та ортопедії дорослих ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27. м. Київ, 01601, Україна.

Тел. +38(050)6871182. e-mail: [kalashnikov26@ukr.net](mailto:kalashnikov26@ukr.net).

**For correspondence:** Kalashnikov Oleksii Valeriiovych MD, Senior scientific researcher of the Department of Traumatology and Orthopedics of Adults at the SI “The Institute of Traumatology and Orthopedics NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska Street, Kyiv 01601 Ukraine.

Tel. +38(050)6871182, E-mail: [Kalashnikov26@ukr.net](mailto:Kalashnikov26@ukr.net)

**Для корреспонденции:** Калашников Алексей Валерьевич, доктор медицинских наук, научный сотрудник отдела травматологии и ортопедии взрослых ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», ул. Бульварно-Кудрявская, 27 м. Киев, 01601, Украина. Тел. +38 (050) 6871182. E-mail: [kalashnikov26@ukr.net](mailto:kalashnikov26@ukr.net).