

УДК:616.728.3-089.843-77:[539.4.012+539.3]:602.1:519.673 РЕЗУЛЬТАТИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ КОМПОНЕНТІВ ЕНДОПРОТЕЗУ ПРИ ВИКОНАННІ ТОТАЛЬНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КОЛІННОГО СУГЛОБА

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

RESULTS OF MATHEMATICAL MODELING OF STRESSED-DEFORMED STATE OF THE COMPONENTS OF AN ENDOPROSTHESIS WHEN EXECUTION OF TOTAL KNEE REPLACEMENT

Kalashnikov A. V., Osadchuk T. I., Lazarev I. A., Kalashnikov O. V. SI "The Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine", Kyiv

Вступ. Хвороби кістково-м'язової системи є однією з найбільш поширених захворювань сучасного суспільства [2,7,8]. Частота захворювання кістковосуглобового апарату продовжує неухильно рости. Причиною тому служать збільшення тривалості життя населення промислово розвинених країн, гіподинамія, надмірна вага і ряд інших факторів ризику [14, 15]. Частота остеоартрозу в популяції становить 6,43 % і корелює з віком, досягаючи 13,9 % у осіб старше 45 років [16, 18] та 97 % у осіб старше 60 років [19, 20]. Близько 12 % дорослого населення США і Європи страждають на остеоартроз великих суглобів [21]. За прогнозам Ј.М. Нооттап із співавторами, до 2030 року в США очікується збільшення кількості діагностованого остеоартрозу до 67 мільйонів порівняно з 47,8 мільйонами в 2005 р. [5]. В Україні поширеність захворюваності на остеоартроз складає майже 500 осіб на 100 тисяч населення [11]. Серед остеоартрозу великих суглобів однією з найактуальніших проблем являє собою, безсумнівно, 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 % випад-

Introduction. Diseases of the boneand-muscular system are among the most widespread ones in modern society [2,7,8]. The frequency of the diseases of the bonearticular system is steadily growing. This is due to a longer human life in the developed industrial countries, typical hypodynamics, excessive weight, and a range of other risk factors [14, 15]. The frequency of osteoarthritis makes 6.43% and correlates with age, reaching 13.9% in persons over 45 years old [16, 18] and 97% in those over 60 [19]. While in the past degenerative and dystrophic joint diseases were observed mostly in senior people, 30% of nowadays patients have hardly reached the age of 40 [20]. Approximately 12% of adults in the USA and Europe suffer from big joints' osteoarthritis [21]. According to the forecast by J.M. Hootman et al., the increase in the diagnosed osteoarthritis in the USA is expected to achieve 67 million cases by 2030, compared to 47.8 million in 2005 [5]. As for Ukraine, osteoarthritis occurs in almost 500 cases per 100 thousand of the population [1]. Knee osteoarthrosis (gonarthrosis) is indeed the acutest among all types of osteoarthritis of big joints. Gonarthrosis is discovered in 50.6 - 54.5% cases if a patient



ків вражає осіб працездатного віку, а в 6,5–14,6 % призводить до інвалідності [12]. Саме тому гонартроз представляє собою актуальну медико-соціальну проблему.

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 років [3]. Це призводить до зростання числа операцій ендопротезування. Наприклад, у 1990 р. у США на 100 тисяч осіб виконувалася 51 операція ендопротезування колінного суглоба, у 2002 р. – вже 136, а в 2012 р. – 155 операцій [13].

Проте незважаючи на велику кількість оперативних втручань визначення методик оперативного втручання (кісткова пластика, металеві імпланти) при дефектах кісткової тканини при ендопротезуванні колінного суглоба не є однозначними.

З моменту появи і впровадження в медичну практику перших остеоімплантатів і до недавнього минулого перевірка їх біомеханічних властивостей здійснювалася суто на основі натурних біомеханічних дослідів та результатів клінічної практики. У великій мірі ця тенденція збереглася і донині. Дослідні зразки імплантатів випробовуються при різних навантаженнях на біологічному матеріалі та за 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 матеріаsuffers from lower limbs' big joint diseases, and in 86% it affects people of workable age.In 6.5-14.6% of cases, this disease leads to disability [12]. That's why the gonarthrosis is acknowledged as an acute medical-social problem.

The principles of treatment of knee osteoarthritis are currently covered enough by the literature. At the terminal stages of the disease, total knee arthroplasty is the method of choice to restore its functionality. According to different authors, the total replacement of a knee ensures a positive result in over 90% of the cases for the period from 10 to 20 years [3]. This leads to a raised number of arthroplasty operations. For instance, in 1990, 51 knee replacements per 100 thousand people have been carried out in the USA, compared to 136 in 2002 and 155 in 2012 [13].

Although, despite so numerous surgical interventions, the methods of choice (bone plastics, metal insert) for the defects of a prepared bone site is still ambiguous.

Since the first osteoimplants have appeared and have been implemented into medical practice, and till the most recent past, their biomechanical features have been studied exclusively on natural biomechanical experiments and in clinical practice. To a great extent, this trend survived to the present. Samples of the implants are being tested in cadaver bone materials under different strains; results of the experiments are implemented into medical practice. At that, only the long use of a device enables the final assessment of its expediency and improvement of methods of use. Of course, this approach demands significant spendings in money and time. Since the mechanical tests are associated with the destroying methods of control,



льних ресурсів і займає багато часу. Механічні випробування відносяться до руйнівних методів контролю, тому дослідження проводяться на кістковому матеріалі, який значно поступається рівню фізико-механічних властивостей живої тканини. Прямі механічні дослідження вивчення інтерактивної поведінки системи «кісткаімплантат» достатньо складні та малоінформативні через асиметричну геометрію кісткової тканини, це унеможливлює точно визначити питомі навантаження, як по довжині, так і в перерізі, а також відтворити складно-напружену схему одночасних деформацій (стиснення, кручення, згин, розтяг) це знижує економічну і соціальну ефективність таких досліджень [1].

Водночас, здійснюються спроби обгрунтування 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 остеоімлантата 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; суттево знижується вартість та скорочується час розробки конструкції імплантату; на основі розподілу деформуючих напружень можливе точне прогнозування віддалених результатів [6, 17].

Тому цікавим в науковому та практичному плані вважаємо провести комthese studies involve cadaver bone material, despite its physic-mechanical features are lower compared to the same of living tissue. Direct mechanical studies of a "boneimplant" system's interaction are rather complicated and low-informative due to bone tissue asymmetry,making it impossible to identify specific loadings properly as lengthwise as in cross-section, and replicate a complex-strained scheme of simultaneous deformations (compression, twirl, bending, stretching). All mentioned factors reduce the economic and social efficiency of these studies [1].

At the same time, there are some attempts to ground expediency of the mechanical osteoimplants based on information about human systems' biomechanics. At that, most frequent are calculations of approximate schemes, reflecting some aspects of the "bone-implant" system's behavior through a software simulation, or a numeric method of finite elements. Advantages of this approach are obvious: based on results of calculations, one could consider an osteoimplant's performance and its effect on a bone to refuse from further study of obviously unpromising constructions or to correct or change an implants components' shape to improve its functionality. It eliminates the need for numerous experiments on animals; saves time and money to be spent to develop an implant; enables an accurate forecast of the remote results based on the distribution of deforming strains [6, 17].

Thus, we consider it scientifically and practically interesting to carry out a computer simulation of the strains upon conditions of a knee endoprosthesis with a regular and an extended nail, depending on defects of tibial condyles.



п'ютерне моделювання напружень в мовах застосування тібіального подовжувача ендопротеза колінного суглоба залежно від дефекту виростків в/гомілкової кістки.

Мета роботи – провести комп`ютерне моделювання напружень в умовах використання звичайної та з тібіальним подовжувачем ніжок ендопротеза колінного суглоба

Матеріали та методики. 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 розділено на етапи. На початковому етапі створено імітаційну модель колінного суглобу з ендопротезом, з різними механічними властивостями її елементів. На наступному етапі, після розрахунків засобами програмного пакету ANSYS, провеаналіз напружено-деформованого дено стану (НДС) на елементах моделі. За допомогою програмного пакету Solid Works побудована імітаційна модель. Для створення моделі застосовували анатомічні та антропометричні дані, модель створена максимально наближеною до реальної (рис. 1).

Подальші розрахунки напруженодеформованого стану НДС моделі здійснювали у 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 [4] (табл.1). **The task of the research** – to carry out a computer simulation upon conditions of a knee endoprosthesis with a regular and extended tibial nail.

Materials and methods. The strain deformed conditions of a knee with an endoprosthesis have been calculated by the Laboratory of Biomechanics of the SI "The Institute of Traumatology and Orthopedics of the NAMS of Ukraine", certified by the SI "Ukrmetrteststandard" (Certificate IIT-72/15 of March 12, 2015). The task's solution was divided into stages. First, a software model of a knee with an endoprosthesis having different mechanical features has been created. At the next stage, after calculations by the software package ANSYS, we have analyzed the SDC (Strain-deformed conditions) of the On *the* Solid model's elements. Works software package, we have created an imitation model, adding thereto anatomic and anthropometric data to make the simulation as realistic as possible (Fig. 1).

For the next step of the calculations of the strain-deformed conditions (SDC) in the model, we used ANSYS software and the method of finite elements (FE). This is a widespread numeric method for finite tasks of solid substances mechanics on a PC. For the calculations, we applied the physical features of bone tissue and cartilage from the literature [4] (Table 1).





Рис. 1. Анатомічна 3-D модель колінного суглоба (а) з нормальною (б) та подовженою ніжкою (в) тібіального компоненту Fig. 1. Anatomic 3D model of a knee (a) with regular (b) and extended (c) nail of a tibial component

Матеріал / Material	Модуль Юнга, Ра / Young module, Pa	Коефіцієнт Пуансона / Poisson ratio
Кортикальний шар кістки / Cortical layer	17,6e9	0,3
Спонгіозний шар кістки / Cancellous layer	5,0e8	0,28
Медична сталь (12X18H10) / Medical steel (12x18H10)	2e11	0,3
Поліетиленова вставка / Polyethylene insert	1,76e9	0,45

Таблиця 1. Фізичні властивості кісткової тканини та елементів ендопротезу Table 1. Physical characteristics of bone tissue and components of an endoprosthesis

Побудовану 3D модель (див. рис 1) імпортовано у середовище ANSYS для подальших розрахунків. Здійснено спрощення, а саме - не враховувались зв'язки та капсула КС.

Границею міцності для металічних елементів моделі прийнято 586 МРа, для поліетиленової вставки 113 МРа.

The 3D model created (see fig.1) has been imported into ANSYS environment for further calculations. To simplify, we have omitted tendons and a knee joint capsule. The breaking point for metal elements of the model has been accepted as 586 MPa, for polyethylene insert – 113 MPa.



Враховуючи, що під час ендопротезування видаляється кортикальна поверхня стегнової та гомілкової кістки, то за границю міцності для кістки прийнято від 3,5 МРа на компактному шарі до 25 МРа на спонгіозному. Тобто, якщо напруження під час розрахунків будуть перевищувати ці показники, то це буде вважатися свідченням процесу руйнування в моделі.

У напівавтоматичному режимі згенеровано скінчено-елементну модель (рис. 2), 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.

Для розрахунків задано наступні граничні умови:

- по площині (а) введено жорстке закріплення;

- по площині (в) модель навантажено силою 700 Н, що відповідає вазі людини 70 кг.

As cortical surfaces of femoral and tibial bones are removed during arthroplasty, the breaking point of bone has been supposed as 3.5 MPa for a compact layer and up to 25 MPa for cancellous one. Thus, if the calculation demonstrated that the strains exceed these values, the model was considered to be destroyed.

The finite-element model was generated in a semi-automatic mode (fig.2). It contains 478,303 nods and 286,093 elements, which number is enough to ensure proper accuracy of calculations. In most important transit areas of a model, with different mechanical features, the finite-element network was concentrated to calculate more accurately.

The following finite conditions were set for the calculations:

- rigid fixation on a plane (a);

- the model loaded with 700N on a plane (b), corresponding to 70 kg of body mass of a human.



Рис. 2. Скінчено-елементна модель колінного суглоба(а) з нормальною (б) та подовженою ніжкою (в) тібіального компоненту

Fig. 2. The finite-element model of a knee (a) with a regular (b) and extended (b) nail of a tibial component



Для проведення розрахунків користувалися базою даних обстеження хворих з ускладненнями після проведеного ТЕП КС, що були введені в таблицю Microsoft Exel – 2003, статистичним пакетом даної програми та програмою Statistica – 6.0 [9, 10].

Результати та їх обговорення. Результати аналізу НДС моделі в умовах ендопротезування із звичною ніжкою ендопротеза представлено на рисунку 3. For calculations, we applied details from the database of patients with complications after TKA, arranged into a table of Microsoft Excel 2003, statistic package of the same program and Statistica 6.0 [9, 10].

Results and discussion. Results of the analysis of SDC model upon conditions of arthroplasty with a regular and extended nail of endoprosthesis are represented in Fig. 3.



a) strains ($\sigma_{max} = 29,15$ MPa)



Рис. 3. Результати вимірювання НДС моделі КС із звичною ніжкою ендопротезу Fig. 3. Results of measuring SDC on the model of a knee with a regular nail of a prosthesis

На рисунку За представлені результати аналізу напружень на всій моделі в цілому. Максимальні показники, звичайно, зосередженні в зоні контакту феморального компонента ендопротезу з поліетиленовою вставкою і зосереджені власне на феморальному компоненті ендопротеза $\sigma_{max} = 29, 15 MPa$.

Деформації (рис. 3 б) також локалізовані в тій самій ділянці, але зосереджені на поліетиленовій вставці ($\varepsilon_{max}=0,0007$ мм), так як її механічні властивості є набагато меншими ніж у сталі. Fig. 3a shows the results of strains analysis of the model as a whole. The values, indeed, are maximum in the area of contact between a femoral component and polyethylene insert, focused on the femoral compo nent itself: $\sigma max = 29,15$ MPa.

The deformations (fig. 3b) are also focused there, although concentrated on the polyethylene insert ($\varepsilon max=0,0007 MM$), as its mechanical properties are much lower than the same of steel.



На рис. 4 розглянуто НДС для кожного з елементів моделі окремо

In Fig. 4, SDC is shown considered for each element separately.





Fig. 4. Results of measuring SDC on every element of the model of a knee with a regular nail of a prosthesis

На рис. 4а представлені результати аналізу максимальних напружень на кістці $\sigma_{max} = 10,67 MPa$, які локалізовані в ділянці контакту стегнової кістки з феморальFig. 4a represents the results of maximum strains analysis of a bone: $\sigma max =$ 10.67 MPa focused in the contact area between a femoral bone and femoral component



ним компонентом ендопротеза і вони ϵ локальні (точкові), але в цілому на моделі напруження не перевищують 1,84 MPa.

На рис. 4б представлені результати аналізу максимальних напружень на феморальному компоненті ендопротеза ($\sigma_{max} = 29,15$) MPa локалізовані в ділянці його контакту з стегновою кісткою і вони є локальні (точкові), але в цілому на моделі напруження не перевищують 4,16 МРа. На рисунку 4в представлені результати аналізу максимальних напружень на поліетиленовій вставці ендопротезу $\sigma_{max} = 1.43$ МРа. Вони розподілені по площі контакту з феморальним компонентом ендопротеза. Напруження по зоні контакту розподіляються майже рівномірно і варіюються від 0,34 до 1.43 МРа, що є набагато менше від границі міцності. На рис. 4 г представлені результати аналізу максимальних напружень на металевому елементі великогомілкової кістки $\sigma_{max} = 9,71$ MPa, які локалізовані в ділянці контакту тібіального компонента ендопротеза з гомілковою кісткою. Ці напруження є набагато менші границі міцності для сталі. На рисунку 4 д представлені результати аналізу максимальних напружень на великогомілковій кістці $\sigma_{max} = 4,91$ MPa.

Також нами досліджено напруження та деформацію плато гомілкової кістки, так як напруження на ньому визначають стабільність всієї конструкції в цілому. З рисунку 5 а можна спостерігати максимальні напруження на плато великогомілкової кістки $\sigma_{max} = 1,81$ *МРа*. Ці напруження зосередженні по краю плато і зменшуються до центру моделі, і вони є значно меншими від границі міцності. На рисунку 5 б спостерігається розподіл деформацій на моделі 3 максимальним значенням *єтах=0,0003 мм.*

Отже при моделі КС із звичною ніжкою ендопротезу напруження, деформації та переміщення рівномірно розподіляються по всіх елементах колінного суглобу. of an endoprosthesis, moreover they are local (pin-point). Although, strains in the model as a whole do not exceed 1.84 MPa.

The results of maximum strains analysis for a prosthesis' femoral component $(\sigma max = 29.15)$ MPa display strains located in its contact area with a femoral bone, plus they are local (pin-point); although in general the strains in this model do not exceed 4.16 MPa. Fig. 4c illustrates the results of the analysis of the maximum strain for a polyethylene insert $\sigma max = 1.43$ MPa. The strains are distributed in the area of its contact with a femoral component of the prosthesis. The strains in the contact area are spread almost evenly and vary from 0.34 to 1.43 MPa, significantly lower than the breaking point. Fig. 4d represents the results of maximum strains analysis for a metal element - tibial nail σ max = 9.71 MPa. The strains are located in the contact area between a tibial component and tibial bone and are far lower than the breaking point of steel. Fig. 4e shows the results of maximum strains analysis for a tibial bone: $\sigma max = 4.91$ MPa.

We also studied strains and deformations in a tibial plateau, as these strains determine the whole structure's stability. Fig. 5 shows maximum strains in a tibial plateau: $\sigma max = 1.81$ MPa. These strains are concentrated at the edge of the plateau and lower towards the center of the model; they are significantly lower than the breaking point. In Fig. 5b, we can observe the distribution of the model's deformations if maximum values $\varepsilon max=0.0003$ mm.

Thus, for the model of a knee with a regular prosthesis nail, the strains, deformations, and displacements are evenly distributed among all components of a joint.





Рис. 5. Результати вимірювання напруження а) та деформації б) на плато великогомілкової кістки моделі КС із звичною ніжкою ендопротеза Fig. 5. Results of measuring the strains a) and deformations b) on the knee model's tibial plateau with a regular prosthesis nail

Результати аналізу НДС моделі в умовах ендопротезування з тібіальним подовжувачем представлено на рисунку б. Results of SDC analysis on the model of arthroplasty made with an extended tibial nail are represented in Fig. 6



Рис. 6. Результати вимірювання напруження а) та деформації б) моделі КС із ендопротезом з тібіальним подовжувачем

Fig. 6. Results of measuring the strains a) and deformations b) of the model of a knee with a tibial offset

Результати аналізу НДС моделі в умовах ендопротезування з тібіальним подовжувачем представлено на рисунку 6.

На рисунку ба представлені результати аналізу напружень на всій моделі в цілому, максимальні показники, звичайно, зосередженні в зоні контакту феморального компонента ендопротеза з поліетиленовою вставкою і локалізовані власне на металі $\sigma_{max} = 19,05 MPa$. Деформації (Рис. бб) також локалізовані в тій самій ділянці, але зосереджені на поліетиленовій вставці ($\varepsilon_{max} = 0,0006 \text{ мм}$), так як її механічні властивості є набагато меншими ніж у сталі.

На рис.7 розглянуті НДС для кожного з елементів моделі окремо.

Results of SDC analysis on the model of arthroplasty made with an extended tibial nail are represented in Fig. 6

In Fig. 6a, there are results of the analysis of measuring strains in the whole model; maximum values are admittedly concentrated on the metal, in the contact area between the femoral component and the polyethylene insert σ max =19.05 MPa. Deformations

(Fig. 6b) are also found in the same area but concentrated on polyethylene insert (ɛmax=0,0006 мм), because its mechanical features concede the same of steel significantly.

Fig.7 demonstrates SDC values for every separately considered component of the model.



B / c) ($\sigma_{max} = 1,25$ MPa)







Рис. 7. Аналіз напружень на кожному з елементів моделі КС із ендопротезом з тібіальним подовжувачем

Fig. 7. Analysis of strains in every component of the knee with prosthesis with a tibial offset

На рисунку 7а представлені результати аналізу максимальних напружень на кістці σ max = 5,02 MPa, які локалізовані в ділянці контакту стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротезу. Вони є локальні (точкові), але, в цілому на моделі, напруження не перевищують 1,84 MPa.

На рисунку 76 представлені результати аналізу максимальних напружень на феморальному компоненті ендопротеза σmax = 19,05 MPa, які локалізовані в ділянці його контакту з стегновою кісткою, вони є локальні (точкові), а в цілому на моделі напруження не перевищують 2,49 MPa. Ha рисунку 7в представлені результати аналізу максимальних напружень на поліетиленовій вставці ендопротеза отах = 1,25 МРа. Вони розподілені по площі контакту з феморальним компонентом ендопротеза. Напруження по зоні контакту розподіляються майже рівномірно і варіюються від 0,27 до 1,25 МРа, що ϵ набагато менше від границі міцності. На рисунку 7г представлені результати аналізу максимальних напружень на тібіальному компоненті ендопротеза $\sigma max = 13,84$ МРа, які локалізовані в ділянці його контакту з великогомілковою кісткою.

Fig. 7a demonstrates the results of bone maximum strains analysis: $\sigma max = 5,02$ MPa. The strains are in the area of contact of a femoral bone with a femoral component of a prosthesis. They are local (pin-point), but generally, don't exceed 1,84 MPa.

In Fig. 7b, there are results of the analysis of maximum strains in the prosthesis femoral component σ max = 19,05 MPa. Strains are discovered in the contact area of the prosthesis femoral component with the bone; they are local (pin-point), not exceeding 2,49 MPa. In Fig. 7b, there are the results of maximum strains analysis for the polyethylene insert of an endoprosthesis $\sigma max = 1,25$ MPa. They are distributed on the area of contact thereof with the femoral component of an endoprosthesis. The strains in the contact area are distributed almost evenly, and vary from 0.27 to 1.25 MPA, not reaching the breaking point. Fig. 7d shows the results of the analysis of maximum strains in the prosthesis' tibial component σ max = 13,84 MPa. The strains are located in the area of its contact with a tibia. These strains are significantly under the breaking point of steel. In Fig. 7e, one can observe maximum strains in the bone σ max = 4,96 MPa.

Þ

Ці напруження є набагато менші ніж границі міцності для сталі. На рисунку 7д можна спостерігати максимальні напруження на кістці отах = 4,96 MPa.

Узагальнюючи отримані дані (рис.7), напруження на усіх елементах моделі зменшуються, окрім тібіального компонента ендопротеза з довгою ніжкою, де напруження навпаки зростають, так як в цих умовах відбувається перерозподіл навантаження, при якому він сприймає на себе додаткові напруження.

Також нами досліджено напруження та деформацію плато великогомілкової кістки, так як напруження на ньому визначають стабільність всієї конструкції в цілому. На 8а представлені результати аналізу показників максимальних напружень на плато, які складають отах = 1,06 МРа, що на 41,4 % менше ніж для моделі із звичайною ніжкою ендопротеза. Ці напруження зосередженні по краю плато великогомілкової кістки і зменшуються до центру моделі, вони є значно меншими від границі міцності. На рисунку 8б можна спостерігати, як розподіляються деформації на моделі із значеннями єтах=0,00008 MM.

Отже при варіанті ендопротезування з тібіальним подовжувачем напруження, деформації та переміщення зменшуються. To sum up the details (Fig.7), the strains in all components of the model drop, except for a tibial component with an extended nail, which on the contrary shows the increased strains, because it accepts additional strains due to their re-distribution.

We have also studied strains and deformations in a tibial plateau, which determines the whole structure's stability. Fig.8a shows the results of the analysis of maximum strains in a tibial plateau, $\sigma max = 1.06$ MPa. They are 41.4% lower compared to a model with a regular nail. These strains are concentrated on the edge of a tibial plateau and lower towards the model's center; they are significantly lower than the breaking point. In Fig. 8b, one can observe the detailed distribution of deformations in the model, $\varepsilon max=0.00008$ mm.

Thus, if an arthroplasty is performed with an extended tibial nail as strains, as deformations, as displacements will decline.



Рис. 8. Результати вимірювання напруження а) та деформації б) на плато великогомілкової кістки моделі КС із ендопротезом з тібіальним подовжувачем Fig. 8. Results of measuring the strains a) and deformations b) in tibial plateau for a model of a knee with the extended tibial nail

Нами також досліджені загальні переміщення (Total Deformation) моделі для обох типів ендопротеза, які відображують стабільність біомеханічної конструкції «ендопротез-кістка».

Згідно даних з рисунку 9а, максимальні переміщення для моделі із звичайною ніжкою ендопротезу складають Δ =0,089 мм, із ендопротезом з тібіальним подовжувачем (9 б) – Δ =0,051 мм, а максимальні переміщення тібіального компонента ендопротеза із звичайною ніжкою (9 в) – Δ = 0,035 мм, з тібіальним подовжувачем (9 г) – Δ = 0,028 мм.

Порівняльні значення напружень на елементи моделей при ендопротезуванні із застосуванням звичайної ніжки та тібіального подовжувача представлені в табл. 2 та рис.10. For both types of nails, we also examined total displacement values (Total Deformation) to assess the extent of stability of a bio-mechanical construction "endoprosthesisbone".

According to Fig. 9a, the maximum displacements in the model with a regular nail are Δ =0,089 mm, while the same for an extended nail (9b) – Δ =0,051 mm; the maximum displacement value for a model with a regular nail (9c) – Δ = 0,035 mm, with an extended one (9d) – Δ = 0,028 mm.

The comparison of values of the strains in elements of models of arthroplasty with a regular and an extended nail are shown in Table 2 and Fig. 10.







Рис. 9. Загальні переміщення моделі із звичайною ніжкою ендопротезу (a), з тібіальним подовжувачем (б). Переміщення тібіального компонента ендопротезу із звичайною ніжкою (в), з тібіальним подовжувачем (г) Fig. 9. Total displacements for the models with a regular (a) and an extended (b) nail

Таблиця 2. Зміни показників напружень на елементах моделі при ендопротезуванні із

застосуванням звичайної ніжки та тібіального подовжувача , МПа±п

Table 2. Changes in values of the strains in elements of simulated arthroplasty with a regular and extended tibial nail, MPa±n

	Ендопротезування / Arthroplasty	
	Тібіальний компонент	Тібіальний компо-
Елементи моделі / Elements of model	ендопротеза із зви-	нент ендопротеза з
	чайною ніжкою /	подовжувачем /
	Tibial component of an	Tibial component of
	endoprosthesis with a	an endoprosthesis
	regular nail	with an extended nail
Стегнова кістка / Femoral bone	10,67±0,12*	5,02±0,17
Феморальний компонент ендопротеза /	20 15+0 31*	19,05±0,22
Femoral component of endoprosthesis	29,15±0,51	
Поліетиленова вставка /	1 /3+0 2/	1,25±0,11
Polyethylene insert	1,45±0,24	
Тібіальний компонент ендопротеза /	9 71+0 11	13,84±0,19**
Tibial component of an endoprosthesis),/1±0,11	
Гомілкова кістка / Tibial bone	4,91±0,09	4,96±0,07
Плато гомілкової кістки / Tibial plateau	1,85±0,21	1,06±0,15

Примітки / Notes:

* – дані статистично достовірно ($p \le 0,01$) відмінні від даних групи моделі зі застосуванням тібіального компоненту з подовжувачем / the values have statistically significant ($p \le 0,01$) difference from the same of the group with an extended tibial nail;

** – дані статистично достовірно ($p \le 0,01$) відмінні від даних групи моделі із застосуванням звичайної ніжки ендопротезу / the values have statistically significant ($p \le 0,01$) difference from the same of the group with a regular tibial nail.

Аналізуючи результати представлені в табл.2 та рис. 10 визначено, що при застосуванні моделі із тібіальним подовжувачем статистично достовірно (р≤0,01) зменшується НДС на феморальний компонент ендопротезу (19,05 МПа) та стегновій кістці (5,02 МПа) порівняно з моделю зі звичайною ніжкою ендопротезу (29,15МПа – феморальний компонент та 10,67 - стегнова кістка). У той же час визначено статистично достовірне (p≤0,01) збільшення НДС на тібіальний компонент ендопротезу у моделі із застосуванням подовжувача (13,02 МПа) в порівнянні з даними моделі із використанням звичайної ніжки (9,71 МПа).

Analyzing the results represented in Table 2 and Fig. 10, we have found that an extended tibial nail shows statistically significant (p≤0,01) reduction in SDC of femoral component (19.05 MPa) and a femoral bone (5.02 MPa), compared to a model with a regular nail (29.15 MPa femoral component and 10.67 - femoral bone). Simultaneously, we established a statistically reliable $(p \le 0.01)$ growth of a tibial component's SDC in case of an extended nail (13.02 MPa) compared to the values of the model with a regular nail (9.71 MPa).



Рис. 10. Порівняльний аналіз напружень на елементах моделі при ендопротезуванні із застосуванням звичайної ніжки та тібіального подовжувача Fig. 10. Comparative analysis of strains in elements of models of a regular and extended tibial nail, respectively



Таким чином проведене біомеханічне дослідження визначило, що застосування моделі із застосуванням тібіального подовжувача зменшує напруження, деформацію та переміщення на всі компоненти ендопротеза колінного суглоба та підлеглої кістки, окрім його тібіального компоненту де напруження зростають, так як в цих умовах відбувається перерозподіл навантаження, при якому він сприймає на себе додаткові напруження. Зазначені результати становлять основу для проведення подальших біомеханічних досліджень в умовах дефектів виростків великогомілкової кістки при тотальному ендопротезуванні колінного суглоба.

Висновки:

1. При виконанні біомеханічного дослідження проведено комп`ютерне моделювання напружень в умовах використання звичайної та ніжки з тібіальним подовжувачем тотального ендопротеза колінного суглоба.

2. Застосування тібіального подовжувача зменшує напруження, деформації та переміщення на усіх елементах моделі окрім тібіального компонента ендопротеза, де напруження навпаки зростають, так як в цих умовах відбувається перерозподіл навантаження, при якому він сприймає на себе додаткові напруження.

3. Отримані результати дозволять провести в подальшому біомеханічне дослідження напружень на елементи моделі кістка-ендопротез в умовах дефектів виростків великогомілкової кістки при тотальному ендопротезування колінного суглоба.

Thus, biomechanical studies made it clear that the use of a tibial extensor reduces strains, deformations, and displacements of all the components of a knee endoprosthesis and the underlying bone. A tibial component is an exception because its strains raise upon such conditions, and it accepts all the excessive strains due to their redistribution. The specified results can serve as a basis for further biomechanical studies, namely considering the cases of some defects of tibial condyles upon total knee arthroplasty.

Conclusions:

1. While the biomechanical research, we carried out a computer-aided simulation of the strains upon conditions of a regular and extended tibial nail used in a knee endoprosthesis.

2. A tibial extensor reduces strains, deformations, and displacements in all elements of a simulated arthroplasty, except for a tibial component of prosthesis, as it accepts all the excessive strains due to re-distribution.

3. Results of the research shall make it possible to continue the biomechanical study of strains in the elements of a simulated arthroplasty upon conditions of tibial condyles' defects.

Література / References

1. Боев В.Д. Компьютерное моделирование / В.Д. Боев, Р.П. Сыпченко. – М: ИН-ТУИТ. РУ, 2010. – 349 с.

2. Бруско А.Т. Экспериментальное обоснование роли статико-динамических нагрузок в возникновении и развитиии деформирующего артроза / А.Т. Бруско, Ю.И. Браду // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1995. - №3. – С. 57-60.



3. Зазірний І. М. Десять принципів виконання первинного тотального ендопротезування колінного суглоба / І. М. Зазірний // Збірник наукових праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України (Харків, 3-5 жовтня 2013 р.). – Х. : ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ», 2013. – С. 81-82.

4. Зациорский В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зациорский, А.С. Аруин, В.И. Селуянов. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.

5. Зоря В. И. Деформирующий артрозколенного сустава : Рук-во для врачей / В.И. Зоря, Г.Д. Лазишвили, Д.Е. Шпаковский. – М. : Литтерра, 2010. – 320.

6. Королев А.Л. Компьютерное моделирование / А.Л. Королев. – М: Бином. Лаборатория знаний, 2010. – 232 с.

7. Котельников Г. П. Остеоартроз / Котельников Г. П., Ларцев Ю. В. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 208 с.

8. Куляба Т.А. Отдаленные результаты применения мозаичной костно-хрящевой аутопластики при лечении заболеваний и повреждений коленного сустава / Т.А. Куляба, Н.Н. Корнилов, А.В. Селин // Травматология и ортопедия России. – 2007. - № 3 (приложение). – С. 24.

9. Лапач С.Н. Статистические методы в биологических исследованиях с использованием Excel / С.Н. Лапач, А.В.Чубенко, П.Н. Бабич // К.: «Морион», 2000. – 320с.

10. Мінцер О. П. Інформаційні технології в охороні здоров'я і практичній медицині: [у 10 кн.]: Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині: Навч. посіб., Кн. 5 / О. П. Мінцер, Ю. В. Вороненко, В. В. Власов. – К.: Вища школа, 2003. – 350 с.: іл.

11. Отдаленные результаты высокой корригирующей остеотомии большеберцовой кости при гонартрозе / Головаха М. Л., Орлянский В., Зазирный И. М. и др. // Збірник наукових праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України (Харків, 3-5 жовтня 2013 р.). – Х. : ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ», 2013. – С. 430-432.

12. Сложные случаи эндопротезирования коленного сустава / Загородний Н. В., Каграманов С. В., Кудинов О. А. [и др.] // Вестник травматол. и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2014. – № 1. – С. 52-56.

13. Bao N.R., Zhao J.N., Zhou L.W. Early rehabilitation after simultaneously bilateral total knee arthroplasty. Zhongguo Gu Shang. 2011;(6):448-450.

14. Bone loss following knee arthroplasty: potential treatment options / [Vasso M., Beaufils P., Cerciello S., Schiavone Panni A.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2014. – Vol. 134 (4). – P. 543-553.

15. Do activity levels increase after total hip and knee arthroplasty? / [Harding P., Holland A. E., Delany C., Hinman R. S.] // Clin. Orthop. Relat Res. – 2014. – Vol. 472 (5). – P. 1502-1511.

16. International comparative evaluation of fixed-bearing non-posterior-stabilized and posterior-stabilized total knee replacements / Comfort T., Baste V., Froufe M. A. [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. -2014. - Vol. 96, Suppl. 1. - P. 65-72.

17. Miler K. Computational biomechanics for medicine / K. Miler, P.M.F. Nielsen. – Springer +Business Media, LLS, 2010. – 155 p.



18. Progressing toward, and recovering from, knee replacement surgery: a five-year cohort study / Riddle D. L., Perera R. A., Stratford P. W. [et al.] // Arthritis Rheum. – 2013. – Vol. 65 (12). – P. 3304-3313.

19. Skyttä E.T., 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 ar-throplasty. Acta Orthop. Belg. 2011;77:329-335.

20. Vaidya C., Alvarez E., Vinciguerra J., Bruce D.A., Des Jardins J.D. 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.

21. Whiteside, L.A. Assess and release the tight ligament / J. Bellemans, M.D. Ries, J. M.K. Victor // Total knee arthroplasty. – Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2005. – P. 170–176.

РЕЗУЛЬТАТИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ КОМПОНЕНТІВ ЕНДОПРОТЕЗУ ПРИ ВИКОНАННІ ТОТАЛЬНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КОЛІННОГО СУГЛОБА

В лабораторії біомеханіки ДУ «ІТО НАМН України» проведено комп`ютерне моделювання напружень в умовах використання звичайної та ніжки з тібіальним подовжувачем тотального ендопротеза колінного суглоба.

Визначено, що застосування тібіального подовжувача зменшує напруження, деформації та переміщення на усіх елементах моделі окрім тібіального компонента ендопротеза, де напруження навпаки зростають, так як в цих умовах відбувається перерозподіл навантаження, при якому він сприймає на себе додаткові напруження. Зазначені результати становлять основу для проведення подальших біомеханічних досліджень в умовах дефектів виростків великогомілкової кістки при тотальному ендопротезуванні колінного суглоба.

Ключові слова: колінний суглоб, ендопротезування, звичайна та подовжена ніжка ендопротеза, біомеханічне дослідження.

РЕЗУЛЬТАТЫ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОМПОНЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ТОТАЛЬНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА

В лаборатории биомеханики ГУ «ИТО НАМН Украины» проведено компьютерное моделирование напряжений в условиях использования обычной и ножки с тибиальным удлинителем тотального эндопротеза коленного сустава. Определено, что применение тибиального удлинителя уменьшает напряжение, деформации и перемещения на всех элементах модели кроме тибиального компонента эндопротеза, где напряжение наоборот растет, так как в этих условиях происходит перераспределение нагрузки, при котором он воспринимает на себя дополнительные напряжения. Указанные результаты представляют основу для проведения дальнейших биомеханических исследований в условиях дефектов мыщелков большеберцовой кости при тотальном эндопротезировании коленного сустава.



Ключевые слова: коленный сустав, эндопротезирование, обычная и удлиненная ножки эндопротеза, биомеханическое исследование.

RESULTS OF MATHEMATICAL MODELING OF STRESSED-DEFORMED STATE OF THE COMPONENTS OF AN ENDOPROSTHESIS WHEN EXECUTION OF TOTAL KNEE REPLACEMENT

In the Laboratory of Biomechanics of the State Institution "ITO NAMS of Ukraine", computer simulations of strains were carried out using a regular nail of a total knee endoprosthesis and a nail with a tibial extension. It was ascertained that the use of an extended tibial nail reduces stress, deformations, and displacements in all elements of the model except for tibial component of an endoprosthesis, where the stress increases on the contrary since under these conditions the load is redistributed, in which it takes on additional stresses. These results represent the basis for further biomechanical studies in conditions of tibial condylar defects with a total knee replacement.

Keywords: knee joint, arthroplasty, regular and extended nails of an endoprosthesis, biomechanical research.

УДК: 616.71-007.234+616.72-002.772 ОЦІНКА РИЗИКУ ОСТЕОПОРОТИЧНИХ ПЕРЕЛОМІВ У ХВОРИХ НА РЕВМАТОЇДНИЙ АРТРИТ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ПОКАЗНИКІВ FRAX ТА ТВЅ

Романовський А. В., Орлик Т. В.

Державна установа «Національний науковий центр «Інститут кардіології імені академіка М.Д. Стражеска» НАМН України», Київ

ASSESSMENT OF THE RISK OF OSTEOPOROTIC FRACTURES IN PATIENTS WITH RHEUMATOID ARTHRITIS BASED ON FRAX AND TBS INDICATORS

Romanovskyi A.V., Orlyk T.V.

State Institution "National Scientific Center "M.D. Strazhesko Institute of Cardiology" of the NAMS of Ukraine", Kyiv

Ключові слова: ревматоїдний артрит, жінки, остеопороз, ризик остеопоротичних переломів, FRAX, мінеральна щільність кісткової тканини, якість трабекулярної кісткової тканини, TBS, переломи.

Мета – оцінити 10-річний ризик остеопоротичних переломів у хворих на ревматоїдний артрит із використанням алгоритму FRAX з урахуванням показника TBS та без нього.

Keywords: rheumatoid arthritis, women, osteoporosis, osteoporotic fractures risk, FRAX, bone mineral density, trabecular bone score, TBS, fractures.

Objectives: To assess the 10-year risk of osteoporotic fractures in patients with rheumatoid arthritis based on the FRAX algorithm with or without consideration of TBS.