



УДК: 616.718.4-007.24-001.5-089.227.84

**КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНЬ НА МЕТАЛЕВІ
ФІКСАТОРИ ПРИ ВИКОНАННІ ОСТЕОСИНТЕЗУ З ПРИВОДУ
ЧЕРЕЗВЕРТЛЮГОВИХ ПЕРЕЛОМІВ РІЗНИХ ТИПІВ
ЗА КЛАСИФІКАЦІЄЮ АО**

*Калашніков А.В.¹, Малик В.Д.², Лазарев І.А.¹, Калашніков О.В.¹*¹ ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ² Полтавська обласна лікарня ім. М.В. Скліфософського, м. Полтава

UDK: 616.718.4-007.24-001.5-089.227.84

**COMPUTER SIMULATION OF LOADING ON METAL FIXATORS IN OS-
TEOSYNTHESIS OF DIFFERENT TYPES OF PERTROCHANTERIC FRACTURES
ACCORDING TO AO CLASSIFICATION**

*Kalashnikov A.V.¹, Malyk V.D.², Lazarev I.A.¹, Kalashnikov O.V.¹*¹SI «the institute of traumatology and orthopedics by the NAMS of Ukraine», Kyiv² M.V.Sklifosovskyi poltava regional hospital, Poltava

Вступ. Переломи проксимального відділу стегнової кістки (ППВСК) та їх наслідки щорічно завдають величезної шкоди економіці будь-якої держави. Так, за даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, у 1990 році близько 1,3 мільйони випадків ППВСК зареєстровано в усьому світі. На думку експертів, ця цифра буде збільшуватися, і в 2025 році може вирости в два рази, а в 2050 році – в три рази [1, 2]. Згідно статистичних досліджень, ППВСК становлять 17 % у структурі травм опорно-рухового апарату, з них вертельні переломи складають 35-40 %, підвертельні 5-10 % [3, 4]. У світовій практиці давно визнано перевагу та високу ефективність оперативного методу лікування черезвертлюгових переломів перед консервативним. Хірургічне втручання, яке показано більш ніж у 80% випадків, полягає у відкритій чи закритій репозиції кісткових фрагментів і їх фіксації різними конструкціями [5, 6]. Але часом досить складно визначити час і обсяг хірургічного лікування через особливості загального стану хворого, вибору методу фіксації (застосування проксима-

Introduction. Proximal femoral bone fractures (PFF) and consequences thereof annually have very negative influence on economy of every country of the world. Thus, according to WHO, almost 1.3 million cases of PFF have been registered throughout the world in year 1990. Experts are confident that the abovementioned figure tends to increase, to the year 2025 it could duplicate, and to the year 2050 – increase in three times [1, 2]. According to statistical researches, share of PFF among the entire locomotion system traumas makes 17%; 35-40% thereof relates to trochanteric fractures and 5-10% to pertrochanteric [3, 4]. For a long time, world medicine admits advantages and high efficiency of surgical treatment of pertrochanteric fractures, compared to conservative one. Surgical intervention, indicated in over 80% of cases consists of open or closed reposition of bone fragments and fixation thereof by different devices [5, 6]. However, sometimes it is quite difficult to specify period and volume of surgical treatment due to peculiarities of a patient's general conditions, choice of fixation method itself (e.g. proximal femoral IM nail,

льного стегнового стержня, пластини DHS чи іншої конструкції) або ендопротезування, а також раціонального лікування посттравматичної коагулопатії [6, 7, 8]. Вибір методу лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки є одним з найважливіших, оскільки від цього залежить не тільки час зрощення перелому, але і відновлення функції кінцівки та поновлення працездатності потерпілого [5].

На сьогодні, у розвинутих країнах світу при лікуванні переломів проксимального відділу стегнової кістки широко впроваджуються малоінвазивні, малотравматичні технології застосування проксимального стегнового стержня (Trochanteric gamma nail G 3 – STRYKER, PFN A – SYNTHES, ChFN - ChM). Ця методика оперативного лікування переломів довгих кісток застосовується в 60–70 % хворих [8, 2] і дозволяє, на відміну від ендопротезування, у більшості випадків зберегти функцію травмованого кульшового суглоба.

Загальновідомою класифікацією черезвертлюгових переломів стегнової кістки є класифікація OA [7], де автори виділяють вертикальностабільний, але стабільний у горизонтальній площині перелом типу A1; нестабільний у вертикальній та горизонтальній площинах перелом типу A2 та нестабільний у горизонтальній площині та стабільний у вертикальній площині перелом типу A3. Проте нами не були знайдені літературні дані, щодо напружень на блокований інтрамедулярний стрижень залежно від типу перелому за OA та варіантів його дистального блокування.

З моменту появи і впровадження в медичну практику перших остеоімплантів і до недавнього минулого перевірка їх біомеханічних властивостей здійснювалася суто на основі натурних біомеханічних

DHS plate etc.) or total hip replacement, as well as optimal treatment of post-traumatic coagulopathy [6, 7, 8]. Selection of the method for proximal femoral fracture treatment is extremely important, because it determines not only the period of fracture union, but also renovation of the limb's functioning and patient's recovery in general [5].

Nowadays in well-developed countries of the world minimal-invasive and minimal-traumatic implantation techniques of IM proximal femoral nail are being implemented for proximal femoral fractures treatment (Trochanteric gamma nail G 3 – STRYKER, PFN A – SYNTHES, ChFN - ChM). This methodic of long bones fractures surgical treatment is applied in 60-70% of cases [8, 2] and allows, as opposed to joint replacement method, to preserve the injured hip joint's function in majority of cases.

The generally know classification of pertrochanteric fractures is OA [7] classification, which authors separate A1 fracture, unstable vertically, but stable in horizontal plane; A2 fracture, unstable in both vertical and horizontal planes and A3 fracture, unstable in horizontal, and stable in vertical place. Although, we have not found any information in literature, relating to strains on locking intramedullary nail depending on fracture type according to OA and variants of distal locking of such nail.

From the moment of invention and implementation of first bone implants into practical medicine, and to the recent times, examination of their biomechanical features was made only on the grounds of natural biomechanical experiments and results of clinical practice. This trend mostly remained



дослідів та результатів клінічної практики. У великій мірі ця тенденція збереглася і донині. Дослідні зразки імплантатів 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 унеможливорює 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 [9].

Водночас, здійснюються спроби обґрунтування придатності механічних остеοімпантатів 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 кінцевих елементів (МКЕ). Переваги такого підходу очевидні: на основі результатів розрахунку можна робити висновки про роботу остеοімпантату та його вплив на кістку і, тим самим, відмовитися

unchanged to the present time. Samples of implants underwent examination at different loadings using cadaver bone material, and are applied for bone fractures treatment on the grounds of such experiments. At that, durable application of a medical device allows to estimate finally its suitability and to improve application technique. Of course, this approach requires optimal financial resources and long period of time. Mechanical studies relate to destructive methods, so they are performed on cadaver material, which physical and mechanical qualities are reasonably lower compared to living tissues. Direct mechanical studies of “bone-implant” system’s interactive behavior are quite complicated and low informative due to asymmetric geometry of bone tissue. Due to such specific geometry of bone tissue it is impossible to define accurately the specific loading lengthwise and in cross-section, as well as to reproduce complex tension scheme of simultaneous deformation (compression, stretching, bending, rotation), which fact decreases economic and social value of such studies [9].

At the same time, there are attempts to ground the suitability of mechanical bone implants on the basis of information about biomechanical features of systems of a human. At that most frequently approximate schemes are being calculated, reflecting certain aspects of “bone-implant” system’s behavior applying software-supported numerical methods, e.g. finite elements method (FEM). Advantages of this method are obvious: on basis of results being calculated, one could make conclusions about a certain bone implant functioning and its influence of living bone, refusing from further studies of obviously unproductive constructions. It allows correcting and changing shapes of compo-

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 [10, 11].

Тому цікавим у науковому плані вважаємо провести комп'ютерне моделювання напружень на металеві фіксатори при виконанні остеосинтезу з приводу черезвертлюгових переломів різних типів за класифікацією АО.

Мета роботи. Провести комп'ютерне моделювання напружень на різні металеві фіксатори при виконанні остеосинтезу з приводу черезвертлюгових переломів різних типів за класифікацією АО.

Матеріали та методики. Комп'ютерне моделювання проводили в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України». Нами застосовано комп'ютерне моделювання та МКЕ – методи рішення задач механіки суцільних середовищ у прикладанні до біологічних об'єктів з використанням програмно-комп'ютерних комплексів [12, 13]. Для проведення порівняльного аналізу надійності фіксації кісткових відламків при вертлюгових переломах стегнової кістки різних типів за класифікацією АО використовували макет стегнової кістки, в який імплантовано фіксуючі елементи. Для фіксації відламків застосовували 2 варіанти фіксаторів - DHS пластину (1 варіант) та проксимальний стегновий стрижень (2 варіант), які забезпечують оптимальні біомеханічні та біологічні

elements of an implant to improve its functionality; eliminates the need in multiple experiments on animals; reasonably decreases the period of time required for implant's construction development and design; information about stress strains distribution provides the possibility to prognosticate accurately the postponed results [10, 11].

Considering the mentioned above, we found it scientifically interesting to perform computer-aided simulation of metal fixator strains at osteosynthesis of different pertrochanteric fractures according to AO.

Aim of the research. To perform computer-aided simulation of metal fixator strains at osteosynthesis of different pertrochanteric fractures according to AO.

Materials and methods. Computer-aided simulation has been made in laboratory of biomechanics at the SE "The Institute of Traumatology and Orthopedics by NAMS of Ukraine". We applied software simulation and FEM – methods, taken from the branch of solid environments mechanics, applied to biological objects using software complexes [12, 13]. For comparative analysis of bone fragments fixation reliability at femoral bone pertrochanteric fractures of different types according to AO classification we applied the model of femoral bone into which fixing devices are implanted. For fragments fixation we applied 2 types of devices – DHS plate (1st variant) and proximal femoral nail (2nd variant), ensuring optimal biomechanical and biological conditions of fractures union. On the grounds of axial CT scanned images of femoral bone with different variants of fixa-



умови для зрощення переломів. На основі аксіальних сканів комп'ютерної томографії моделей стегнової кістки з різними варіантами фіксації, отриманих на комп'ютерному томографі Toshiba Asteion Super 4 (Японія), за допомогою програмного пакету Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено просторову геометрію проксимального відділу стегнової кістки. Моделі в полілініях імпортовано в середовище Solid Works, де за допомогою відповідних інструментів створено імітаційні 3-D моделі проксимального відділу стегнової кістки з черезвертлюговими переломами A2 типу та їх фіксацією за допомогою DHS пластини та PFN стрижня.

Подальші розрахунки здійснювали МКЕ, який набув поширення, як чисельний метод рішення крайових задач механіки суцільних середовищ. Для проведення розрахунків напружено-деформованого стану (НДС) методом МКЕ був вибраний програмно-аналітичний комплекс Ansys, розроблений компанією ANSYS Inc. [9, 11, 10].

У розрахунках застосовували фізичні властивості кісткової тканини, які отримані з літературних джерел [14]. Розрахунки НДС методом МКЕ проводили для інтактною моделі з обома варіантами фіксаторів, а потім з фіксаторами при черезвертлюгових переломах різних типів за класифікацією АО та варіантами дистального блокування (без блокування, 1 гвинтом, 2 гвинтами).

Результати та обговорення. Результати розрахунків НДС для інтактних моделей стегнової кістки представлені на рис. 1-3. На рисунках маркерами виділені значення напружень у найбільш значимих місцях (у кожній ділянці визначався найбільш навантажений елемент).

tion, received from CT scanner Toshiba Asteion Super 4 (Japan) using "Mimics" software pack in automatic and semi-automatic regimes, we reconstructed space geometry of proximal femoral bone. Models in polylines have been imported into "Solid Works" environment, where using the proper instruments we created imitational 3D models of proximal femoral bone with pertrochanteric A2 fractures and fixation thereof with DHS plate and PFN IM nail.

Further calculations have been performed by FEM, widespread as digital method of solving boundary equations of mechanics of solid environments. For calculations of strained-deformed conditions (SDC) by FEM we have chosen "Ansys" software pack developed by "ANSYS Inc." [9, 11, 10].

For calculations we used physical characteristics of bone tissue, received from literature sources [14]. SDC calculations by FEM method have been performed for an intact model with both variants of fixators, than with the same fixators at pertrochanteric fractures of different types according to AO classification and different variants of distal locking (without distal locking, distal locking by 1 screw and by 2 screws).

Results and discussion. Results of SDC calculations for intact models of femoral bone are provided on pic. 1-3. On these pictures markers indicate the values of tenses in most important places (the most strained element have been specified for each area).

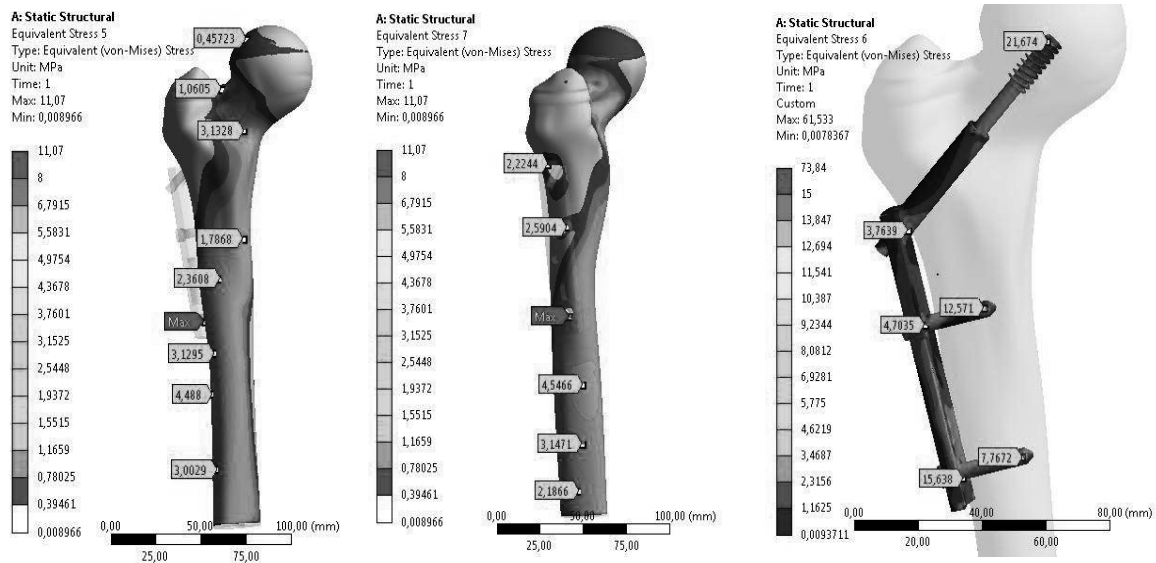


Рис. 1. Показники напружень для моделі з інтактною кісткою та DHS пластиною
Pic. 1. Values of strain for the model with intact bone and DHS

Як бачимо з рис. 1, максимальні напруження на стегновій кістці локалізовані в ділянці введення нижнього гвинта – 11,07 МПа, а також у ділянці опору дистального кінця фіксатора на кістку – 2,97-3,13 МПа. Також значні напруження спостерігаються на шийці стегнової кістки – 3,13 МПа та на діафізі – 4,54 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосередженні на першому та другому витках різьби проксимального (шийкового) гвинта – 21,67-28,37 МПа, та в отворі пластини для нижнього гвинта – 73,84 МПа, та саме на гвинті – 15,64 МПа.

Зазначені показники напружень на кістці та елементах фіксації не перевищують допустимих.

Як бачимо з рис. 2, максимальні напруження на стегновій кістці локалізовані в ділянці введення блокуючого гвинта в овальний отвір – 15,63 МПа. Також підвищені показники напружень спостерігаються в ділянці опору дистального кінця фіксатора на кістку, які сягають значень 6,62 МПа.

As it is obvious from the Pic.1, maximum values of strain in femoral bone are localized in the area of lower screw implantation – 11.07 MPa, as well as in the area of fixator's distal end's rest on the bone – 2.97-3.13 MPa. Optimal strains are also observed in the femoral neck – 3.13 MPa and its diaphysis – 4.54 MPa. As concerns fixing elements, maximum loadings are focused on the first and second turns of thread of proximal (neck) screw – 21.67-28.37 MPa and on the plate's hole for the lower screw – 73.84 MPa, and on screw itself – 15.64 MPa.

The abovementioned values of strain on bone and fixing elements do not exceed the allowable ones.

As we can see from Pic.2, maximum loadings on femoral bone are localized in the area of locking screw insertion into the oval hole – 15.63 MPa. Strain is also increased in the area of fixator's distal end's rest on the bone, reaching the value of 6.62 MPa. Values of strain on femoral neck are bigger compared to previous model – 3.56 MPa.

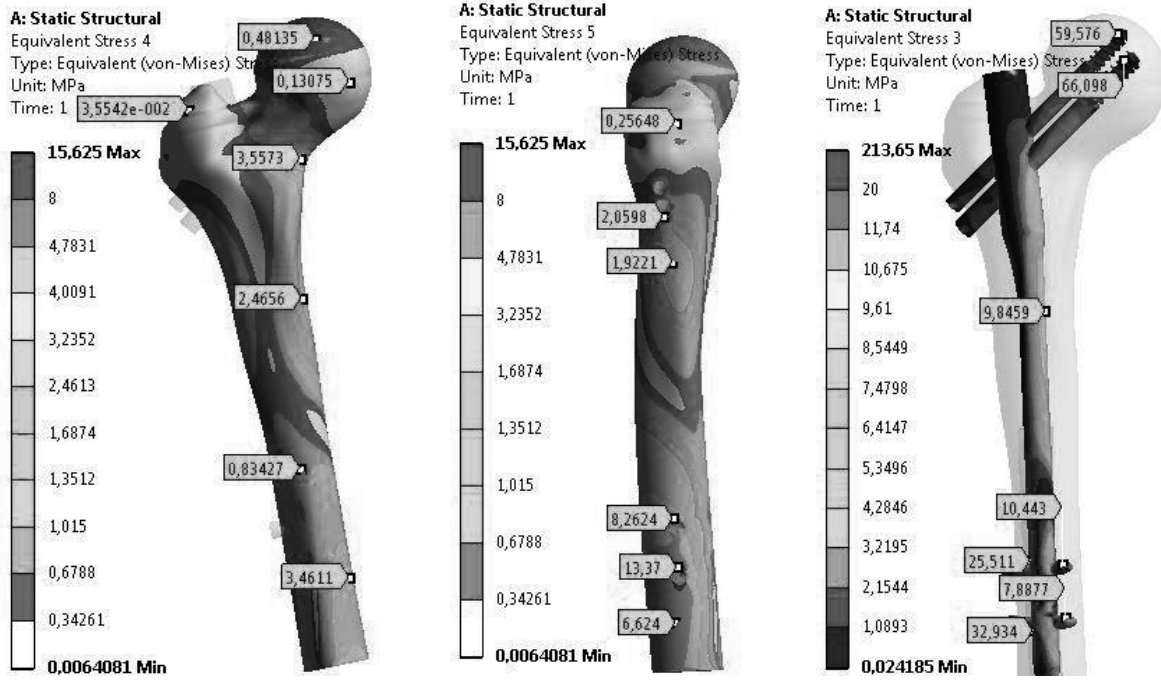


Рис. 2. Показники напружень для моделі з інтактною кісткою та PFN стрижнем
Pic. 2. Values of strain for the model of intact bone with PFN

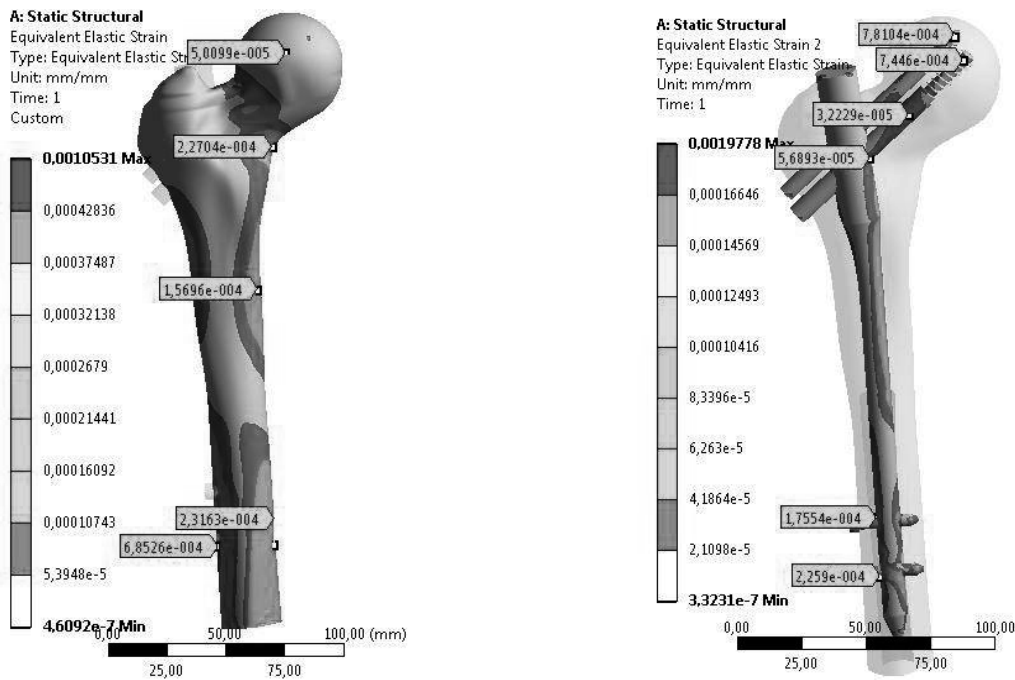


Рис. 3. Показники деформацій для моделі з інтактною кісткою та PFN стрижнем
Pic. 3. Values of deformation for model with intact bone and PFN

На шийці стегнової кістки показники напружень більші, ніж для попередньої моделі – 3,56 МПа. На елементах фіксації максимальні напруження отримані в ділянці введення блокуючого гвинта в овальний отвір, з показниками, які сягають значень 213,65 МПа, а також на перших витках проксимального (шийкового) гвинта – до 66,10 МПа. У таких умовах в ділянці введення гвинтів може відбуватись незначне змінання кісткової тканини, як у першій моделі, так і в другій, за рахунок чого напруження в цих ділянках значно зменшаться.

Також для даної моделі представлено показники деформацій на кістці та елементах фіксації. Як видно з рис. 3 максимальні деформації розташовані в зонах максимальних навантажень. Так на стегновій кістці максимальні деформації мають значення – 0,001 мм, а на елементах фіксації – 0,002 мм. І так як ці показники деформації є не великими, при подальших розрахунках будуть визначатися лише показники напружень. Зміни цих показників відповідають пропорційним лінійним змінам і показникам деформацій (лінійна залежність). У залежності від цих змін відбувається аналіз забезпечення міцності моделі.

Як бачимо з рис. 2-3 для даної моделі умови міцності також виконуються, тобто зазначені показники напружень та деформацій на кістці та елементах фіксації не перевищують допустимих.

Надалі розглянуто НДС різних типів за класифікацією АО черезвертельного перелому в 4 варіантах фіксації, з деталізацією показників у ділянці (площині) перелому та місцях введення гвинтів.

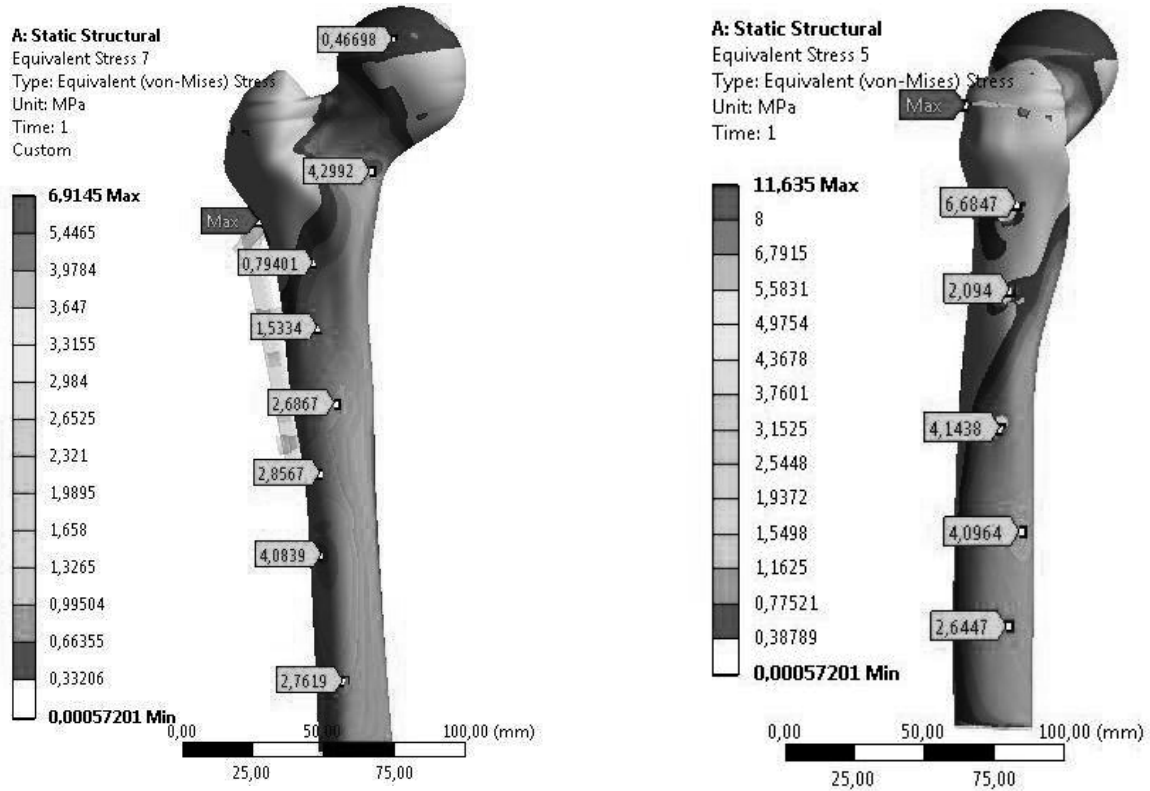
Для першого варіанта фіксатора при типі перелому А1 отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 4.

Regards fixing elements, maximum strains are observed in the area of locking screw insertion into the oval hole, values reach 213.65 МПа, as well as on the first turns of proximal (neck) screw – up to 66.10 МПа. Upon such conditions, slight crushing deformation of bone tissue could be observed in the area of screw insertion both in first and in the second model, due to which strains in these areas will decrease reasonably.

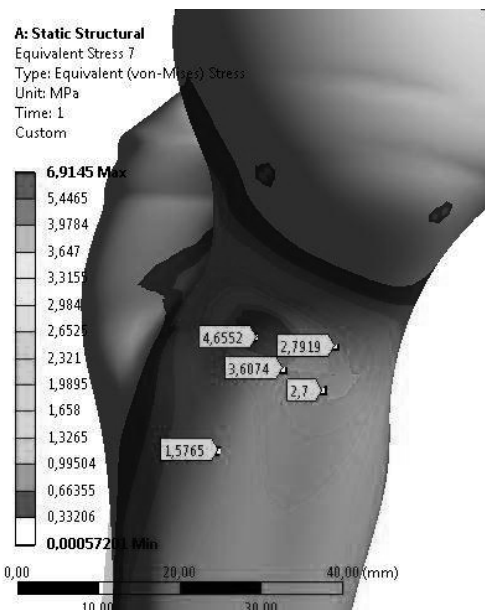
Values of bone and fixing elements deformations are also represented for this model. As it is illustrated by Pic.3, maximum values of deformation are located in the areas of maximum loadings. Thus, maximum value of strain loadings on femoral bone consists of 0.001 mm; the same on elements of fixation – 0.002 mm. And inasmuch values of deformation are negligible, only values of strain shall be considered for further calculations. Changes of the values correspond to proportional linear changes in values of deformation (linear relation). Depending on these changes, strength of model is being analyzed.

Pic. 2-3 for such model illustrate that conditions of strength are also met, i.e. the abovementioned values of strain and deformation of bone and fixing elements do not exceed the allowable ones.

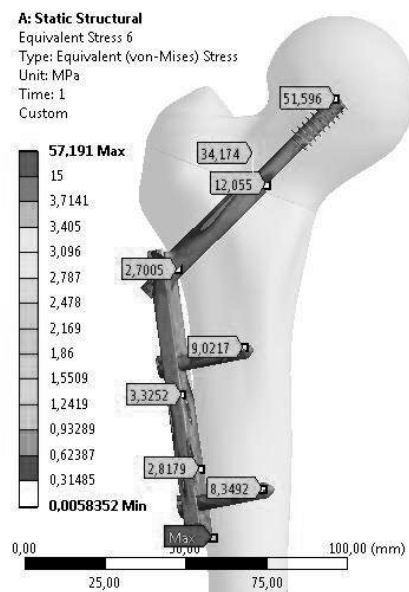
Henceforth we consider SDC of different types of fractures according to AO classification of pertrochanteric fractures in 4 variants of fixation, with the detailed values in the area (surface) of fracture itself and in the area of screws insertion. SDC values for the first variant of fixator in case of A1 fracture model are provided on Pic.4.



а) стегнова кістка / femoral bone



б) ділянка перелому / fracture area



в) елементи фіксації кістки / elements of bone fixation

Рис. 4. Напруження для моделі з переломом типу A1 при 1 варіанті фіксації

Pic. 4. Strain values for the model of A1 fracture and 1st variant of fixation

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A1 зосереджені в зоні перелому на шийці стегнової кістки з показниками 4,65 МПа і мають локальний характер (рис. 4). У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з деяким перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. У ділянці введення блокуючого гвинта в овальний отвір показники напружень на стегновій кістці мають значення 4,14 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта – 51,6 МПа та в ділянці дистального кінця фіксатора в місці опору на кістку, які сягають значень 57,19 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,95 мм (Рис. 5).

Для другого варіанта фіксації без блокуючих гвинтів у круглому і овальному отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделей, які представлені на рисунку 6.

Pic.4 demonstrates that maximum strains of A1 fracture model are focused in the area of fracture, on femoral neck, with the value of 4.65 MPa and have local character. Due to presence of strain concentrators in the area of cancellous bone fracture, with slight exceeding the crashing strength thereof, slight crushing deformation of the edges of bone tissue is possible in this area.

In the area of locking screw insertion into the oval hole of IM nail, value of strain in femoral bone is 4.14 MPa. Maximum strains of fixing elements are concentrated on the first two turns of the thread of proximal (neck) screw – 51.6 MPa, and in the area of distal end of the fixator in the place of the fixator's distal end's rest on the bone, where the value reaches 57.19 MPa.

Maximal values of dislocations (Total Deformation) along the fracture surface in this variant equals to 1.95 mm (see Pic.5).

For the 2nd variant of fixation, without locking screws in round and oval holes of proximal femoral nail, the received values of SDC are displayed on Pic.6.

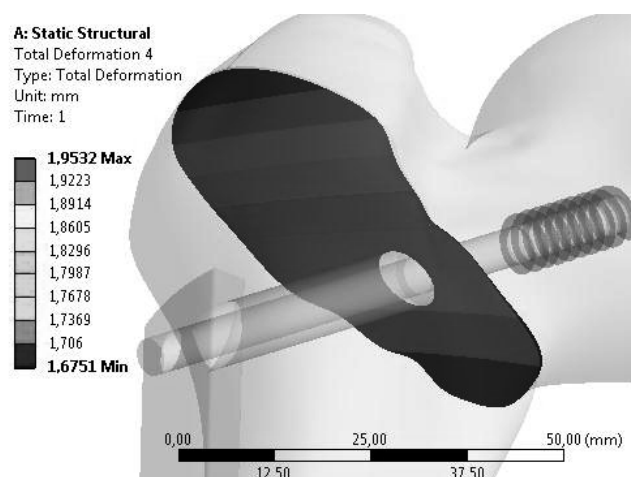


Рис. 5. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A1 при 1 варіанті фіксації

Pic. 5. Dislocation (Total deformation) along the surface in case of A1 fracture and 1st variant of fixation

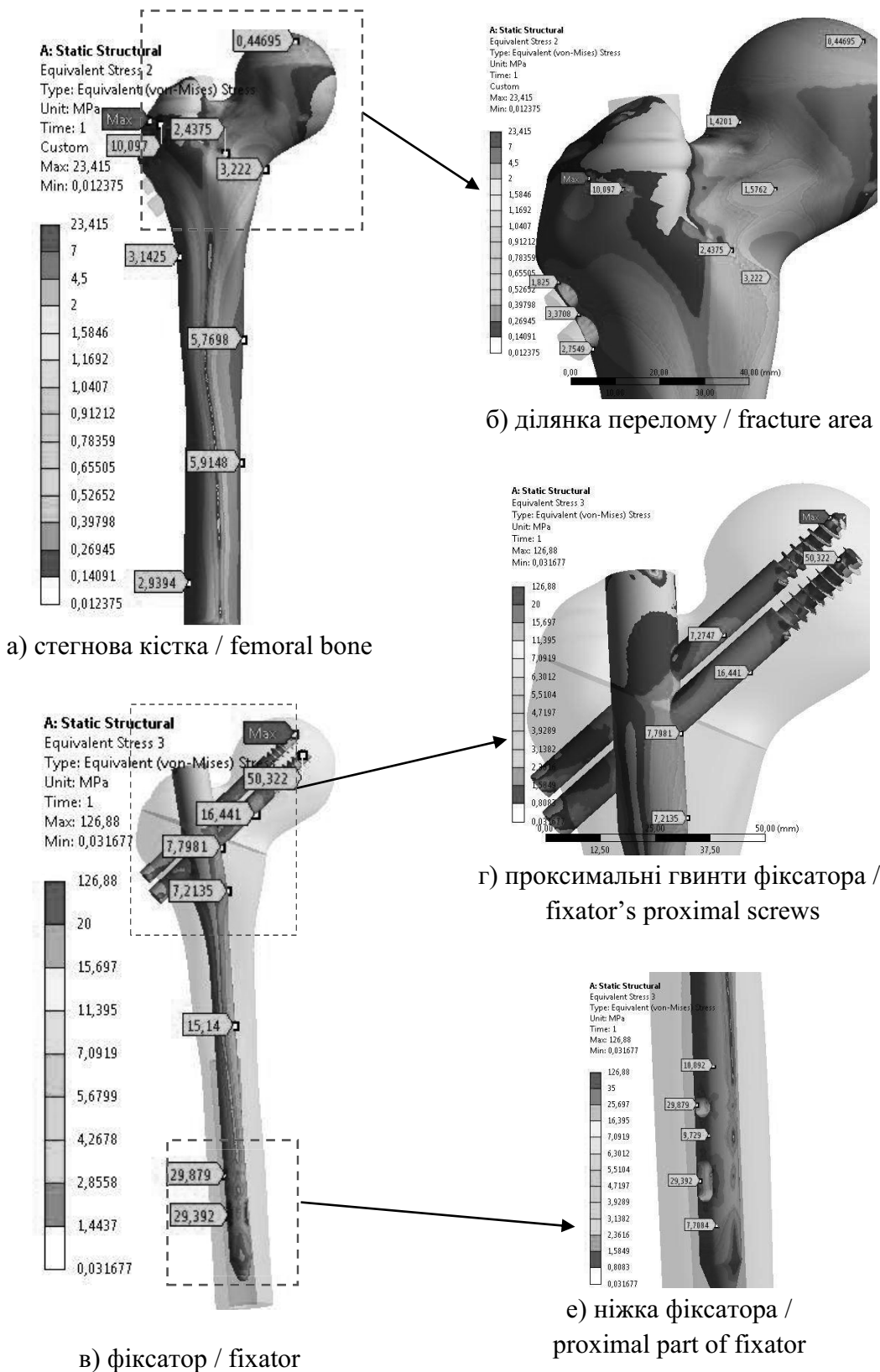


Рис. 6. Напруження для моделі з переломом типу А1 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів

Рис. 6. Strain for the model of A1 fracture with 2nd variant of fixation

З огляду на рис. 6, максимальні напруження на моделі з переломом типу A1 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів зосереджені в зоні перелому на вертлюгу стегнової кістки з показниками 23,42 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На елементах фіксації максимальні напруження, так як і в попередньому розрахунку, спостерігаються на перших витках проксимальних (шийкових) гвинтів, сягаючи значень 126,88 МПа, та на ніжки фіксатора – 29,88 МПа, що не перевищує допустимих значень.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,26 мм (Рис. 7).

As we can see on Pic.6, maximum values of strain of A1 fracture model with 2nd variant of fixation without locking screws are concentrated in fracture area on femoral bone trochanter are equal to 23.42 MPa and have local character. Due to presence of strain concentrators in fracture area of cancellous bone with exceeding of deformation strength thereof, edge crushing deformation of bone tissue is possible in this area. As in previous calculations, maximum loading on fixing elements are observed on first turns of proximal (neck) screws' threads, reaching the figures of 126.88 MPa, and proximal part of fixator itself – 29.88 MPa, although not exceeding allowable values.

Maximum values of dislocation (Total Deformation) along the fracture surface in this variant of fixation equals to 2.26 mm (Pic.7).

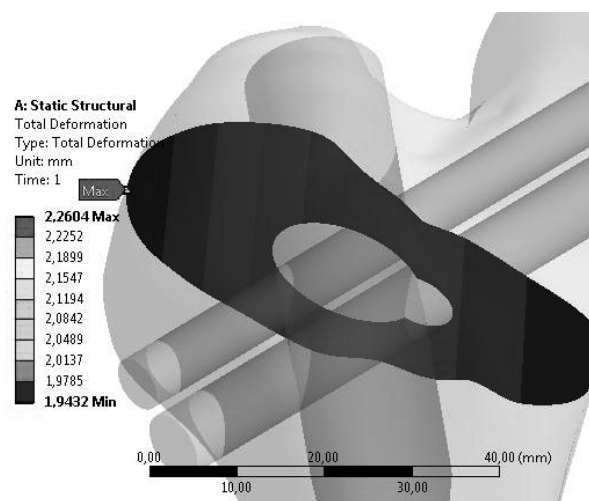


Рис. 7. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A1 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів

Pic. 7. Dislocation (Total Deformation) along the fracture surface in case of A1 fracture and 2nd variant of fixation without locking screws

Для другого варіанта фіксатора з одним блокуючим гвинтом, введеним у овальний отвір фіксатора, отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 8.

For the second variant of fixator, with a single locking screw, inserted into the oval hole of the nail, values of SDC are provided by Pic. 8.

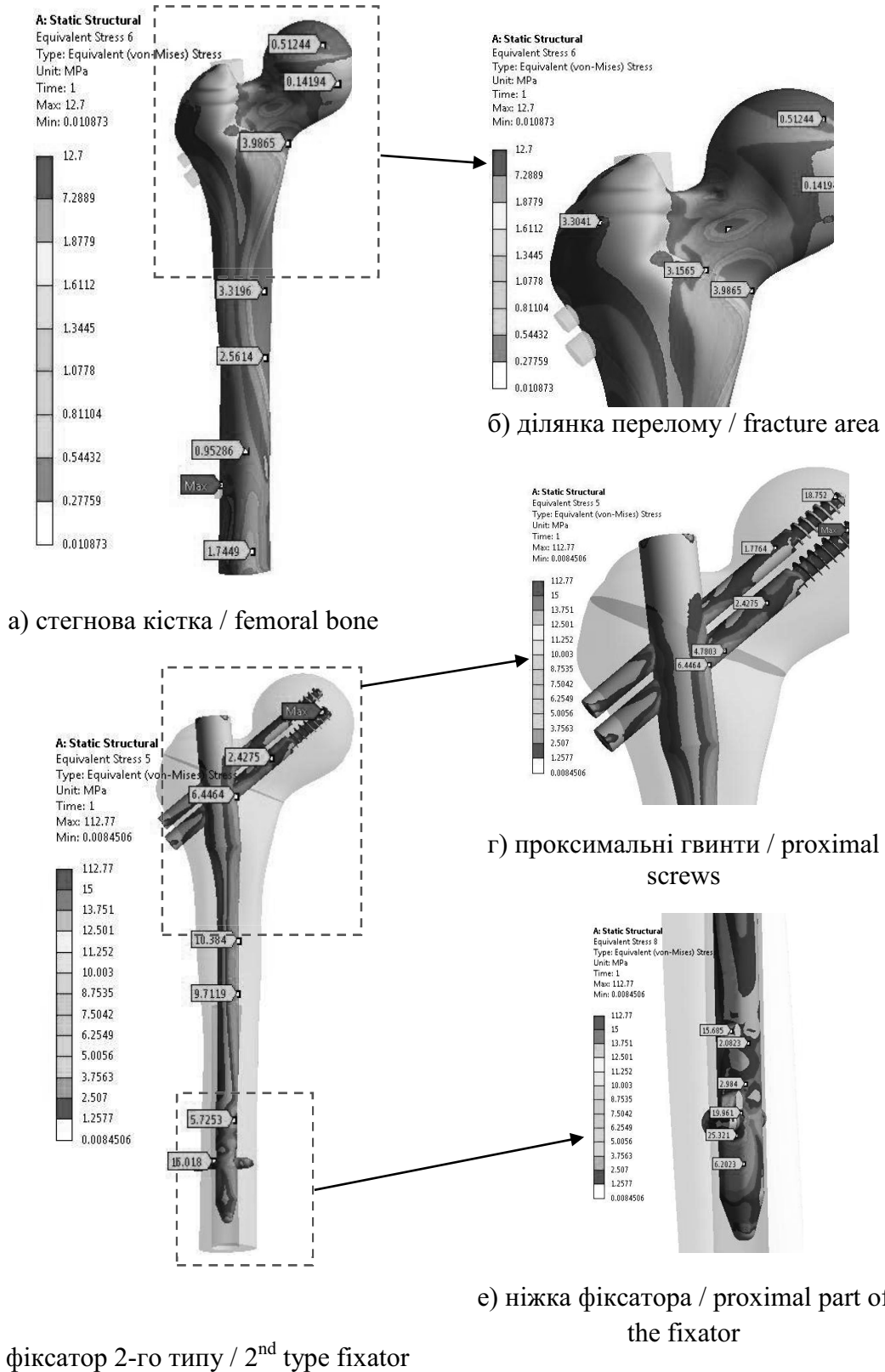


Рис. 8. Напруження для моделі з переломом типу a1 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом

Pic. 8. Strain values for the model of A1 fracture and 2nd variant of fixation by a single locking screw

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А1 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом, введеним у овальний отвір фіксатора, зосереджені в зоні введення гвинта – ділянці контакту з кісткою з показниками 28,06 МПа і мають локальний характер, перебуваючи в межах міцності кортикального шару стегнової кістки (рис. 8). У ділянці перелому напруження не перевищують значень 3,99 МПа. На елементах фіксації максимальні напруження, так як і в попередніх розрахунках спостерігаються на перших витках проксимальних (шийкових) гвинтів, сягаючи значень 202,77 МПа та є більшими чим при використанні моделі без гвинтів; на блокуючому гвинті, введеному в овальний отвір фіксатора – 21,07 МПа та на ніжці фіксатора – 25,32 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,24 мм (Рис. 9).

Для другого варіанта фіксатора з двома блокуючими гвинтами, введеними в

As it is obvious from the Pic.8, maximum values of strain of A1 fracture model in 2nd variant of fixation, with a single locking screw, inserted into the oval hole of a nail, are focused in the area of screw insertion, namely is the part of its contact with bone tissue, value is 28.06 MPa, and are of local character, remaining in limits of strain resistance strength of cortical layer. In fracture area strains do not exceed maximum values of strain, as well as in previous calculations, they are observed on first turns of proximal (neck) screws, and reach 202.77 MPa, bigger than the same in model without screws; value of loading on oval hole of the fixation equals to 21.07 MPa, and in proximal part thereof – 25.32 MPa.

Maximum values of displacements (Total Deformation) along the fracture surface were 224mm (Pic.9).

For the 2nd variant of fixator with two locking screws inserted into round and oval

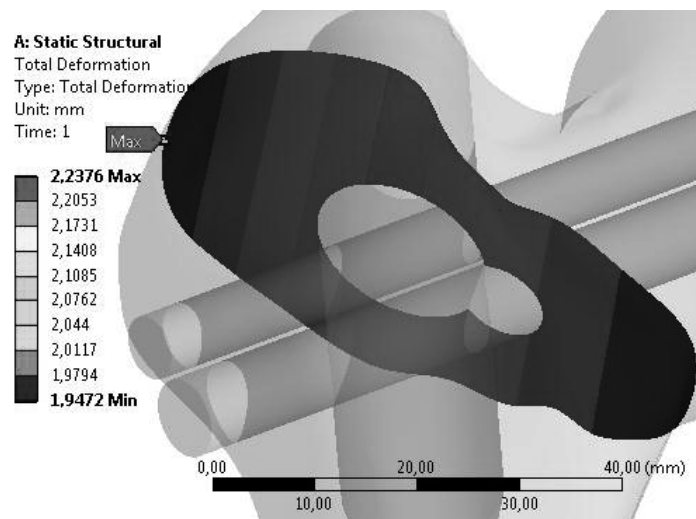


Рис. 9. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А1 при 2 варіанті фіксації з 1 блокуючим гвинтом
Pic. 9. Displacements (Total Deformation) along the fracture surface in case of A1 fracture and 2nd variant of fixation by 1 locking screw



круглий і овальний отвори фіксатора, отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 10.

holes of the fixator, values of SDC are displayed on Pic.10.

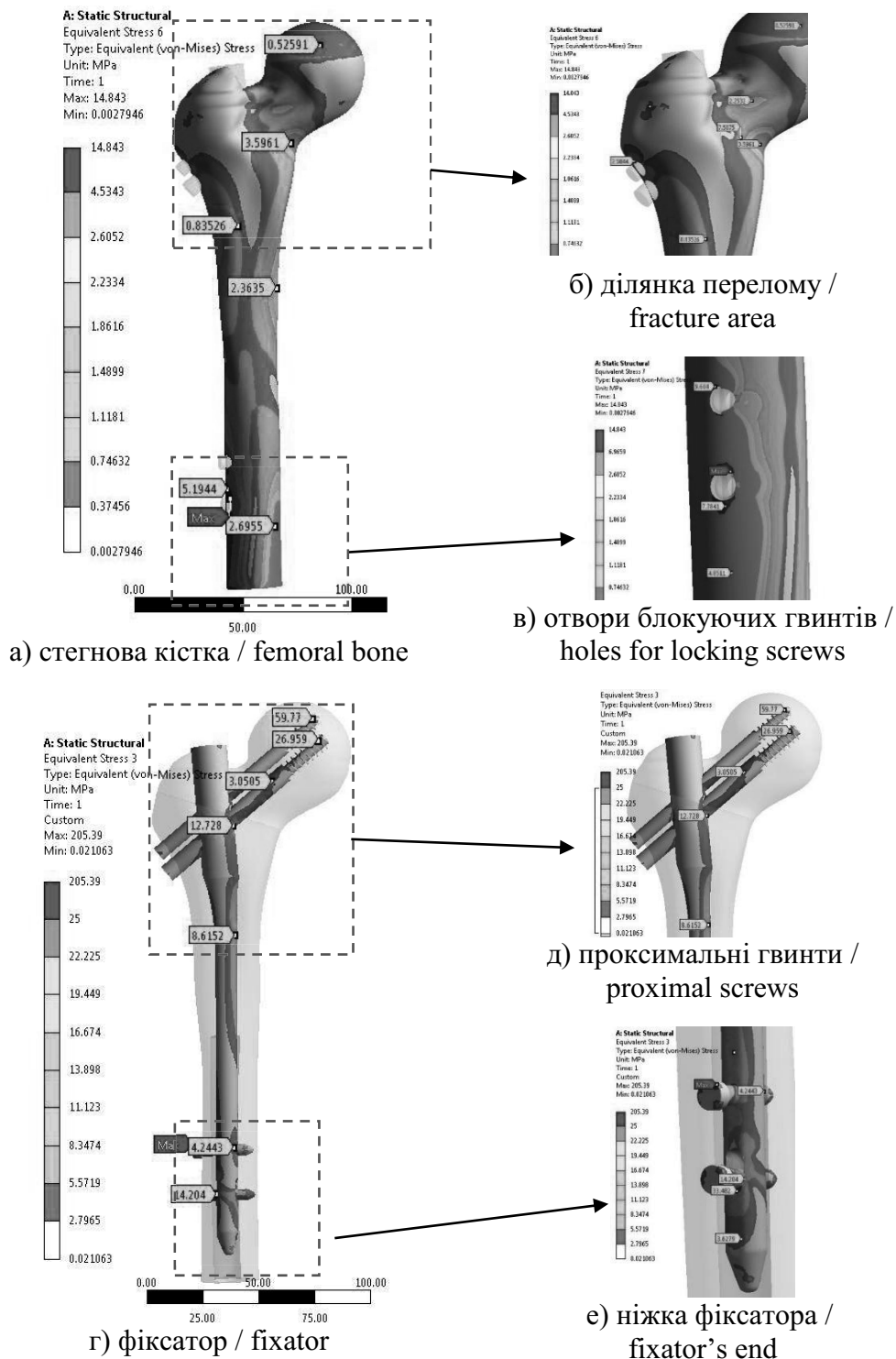


Рис. 10. Напруження для моделі з переломом типу А1 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами
Pic. 10. Strain values for A1 fracture model in case of 2nd variant of fixation with two locking screws

За рис. 10, максимальні напруження на моделі з переломом типу А1 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами зосереджені у зоні введення гвинта в овальний отвір фіксатора – ділянці контакту з кісткою з показниками 14,84 МПа і мають локальний характер, перебуваючи у межах міцності кортикального шару стегнової кістки. У ділянці перелому напруження не перевищують значень 3,6 МПа. На елементах фіксації максимальні напруження спостерігаються на перших витках проксимальних (шийкових) гвинтів, сягаючи значень 287,39 МПа та є більшими чим при використанні моделі без гвинтів та на ніжці фіксатора навколо овального отвору – 36,84 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,15 мм (Рис. 11).

As it is obvious from Pic.10, maximum strains of A1 fracture model, 2nd variant of fixation, 2 locking screws applied, are located in the area of screw insertion into the oval hole of fixator – the area of contact with the bone, the value itself equals to 14.84 MPa and have local character, remaining in limits of maximum strain strength of femoral bone's cortical layer. Strains in fracture area do not exceed 3.6 MPa. Loading on fixing elements are observed on first turns of proximal (neck) screws, reaching the figure 287.39 MPa. This value is bigger than in case of model without screws and on fixator's end around the oval hole – 36.84 MPa.

Maximum values of dislocation (Total Deformation) along the fracture surface in this type of fixation makes 2.15mm (see Pic.11).

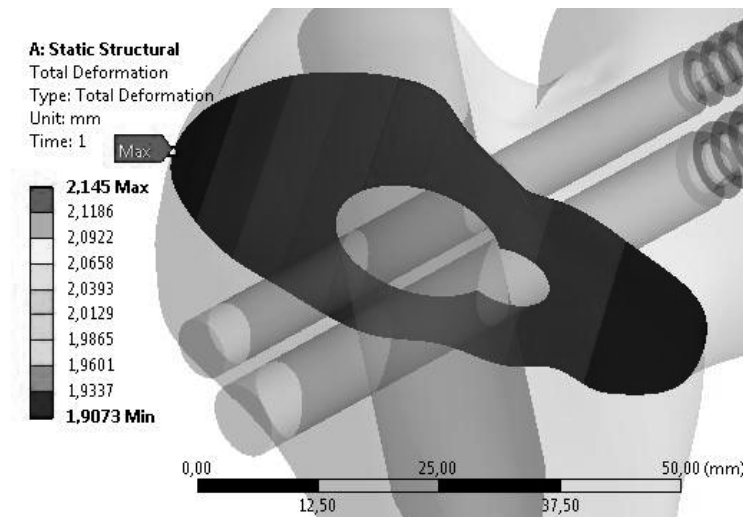


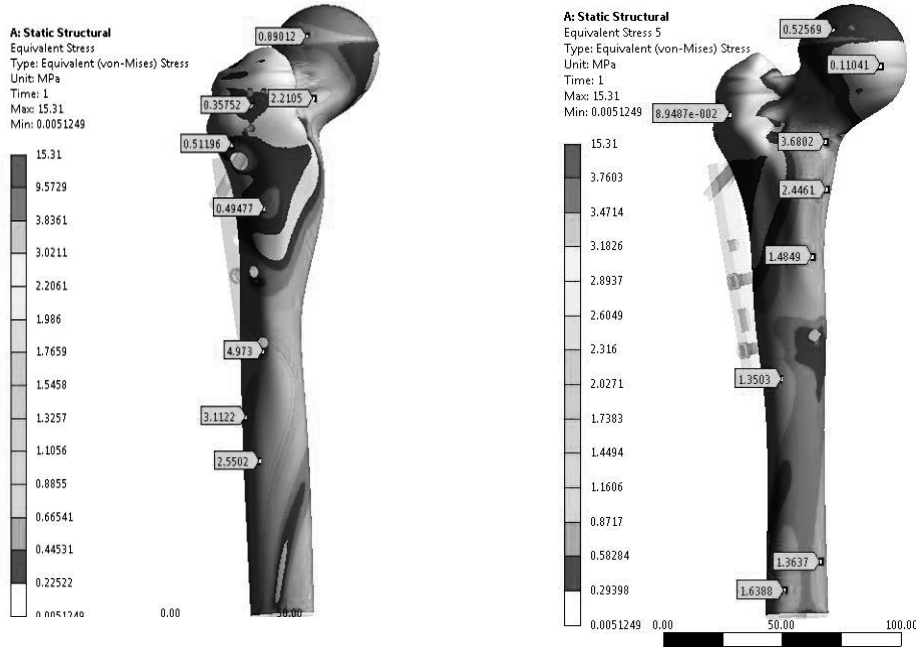
Рис. 11. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А1 при 2 варіанті фіксації з 2 блокуючими гвинтами

Pic. 11. Dislocation (Total deformation) along the surface, type 2, 2nd variant of fixation with 2 locking screws

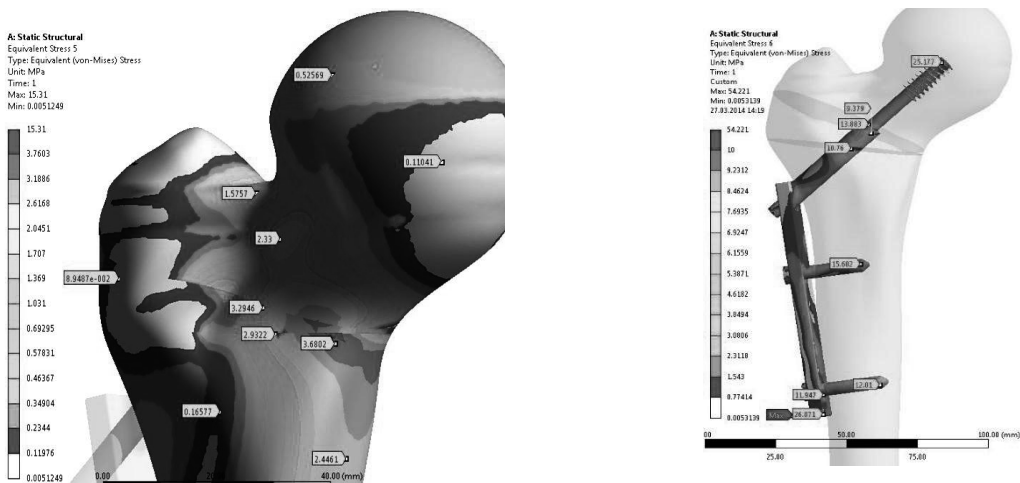


Для першого варіанта фіксатора при переломах типу A2 отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 12.

For the first variant of fixator in case of A2 fracture SDC values are displayed on Pic.12.



а) стегнова кістка/ femoral bone



б) ділянка перелому/ fracture area

г) елементи фіксатора/ fixing elements

Рис. 12. Напруження для моделі з переломом типу a2 при 1 варіанті фіксації
Pic. 12. Strain pattern for the model of A2 fracture and 1st variant of fixation

Згідно рис. 12, максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 зосереджені в зоні перелому на шийці стегнової кістки з показниками 15,31 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки із значним перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе зминання кісткової тканини. У ділянці введення нижнього гвинта показники напружень на стегновій кістці мають значення 4,97 МПа. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені в ділянці дистального кінця пластини в місці опору на кістку, які сягають значень 54,22 МПа. На перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта напруження становили 25,18 МПа та на елементах фіксатора в площині перелому – 13,88 МПа. Усі показники НДС для фіксуючих елементів не перевищували межі міцності матеріалу.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,93 мм (Рис. 13).

It is obvious from Pic.12 that maximum tensions of A2 fracture model are located in fracture area near femoral neck, values 15.31 MPa, and are of local character. Due to existence of strain concentrators in the area of cancellous bone fracture, exceeding reasonably its endurance strength, crush of bone tissue is possible in this area. In zone of lower screw insertion tension value equals to 4.97 MPa. Regards fixing elements, maximum loadings are focused in the area of the plate's distal end, where the plate leans upon the bone, and reaches the value of 54.22 MPa. On the first two turns of proximal (neck) screw thread strain equals to 25.18 MPa, the same on fixator's elements along the fracture surface – 13.88 MPa. All SDC values for fixing elements were in limits of material's maximum strength.

Maximum values of dislocation (Total deformation) along the fracture surface for this variant of fixation made 1.93 mm (Pic.13).

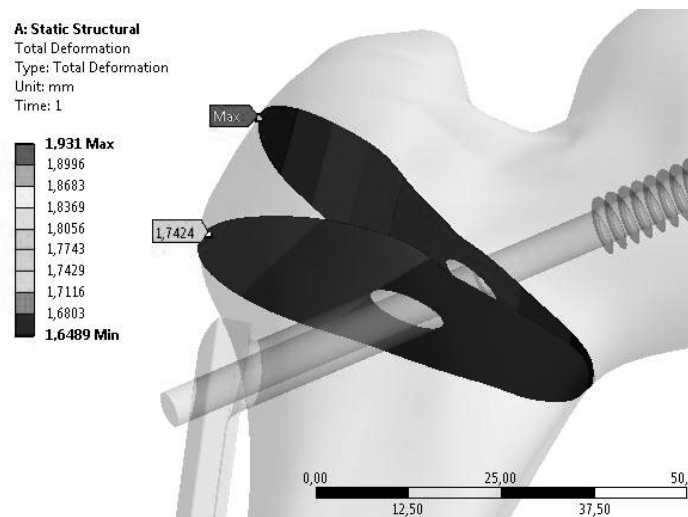


Рис. 13. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 1 варіанті фіксації

Pic. 13. Dislocation (Total Deformation) along the fracture surface, A2 fracture



Для другого варіанта фіксатора без блокуючих гвинтів у круглому й овальному отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 14.

For the second variant of fixation, without locking screws in round and oval holes of proximal femoral bone, SDC values of the modes are provided on Pic. 14.

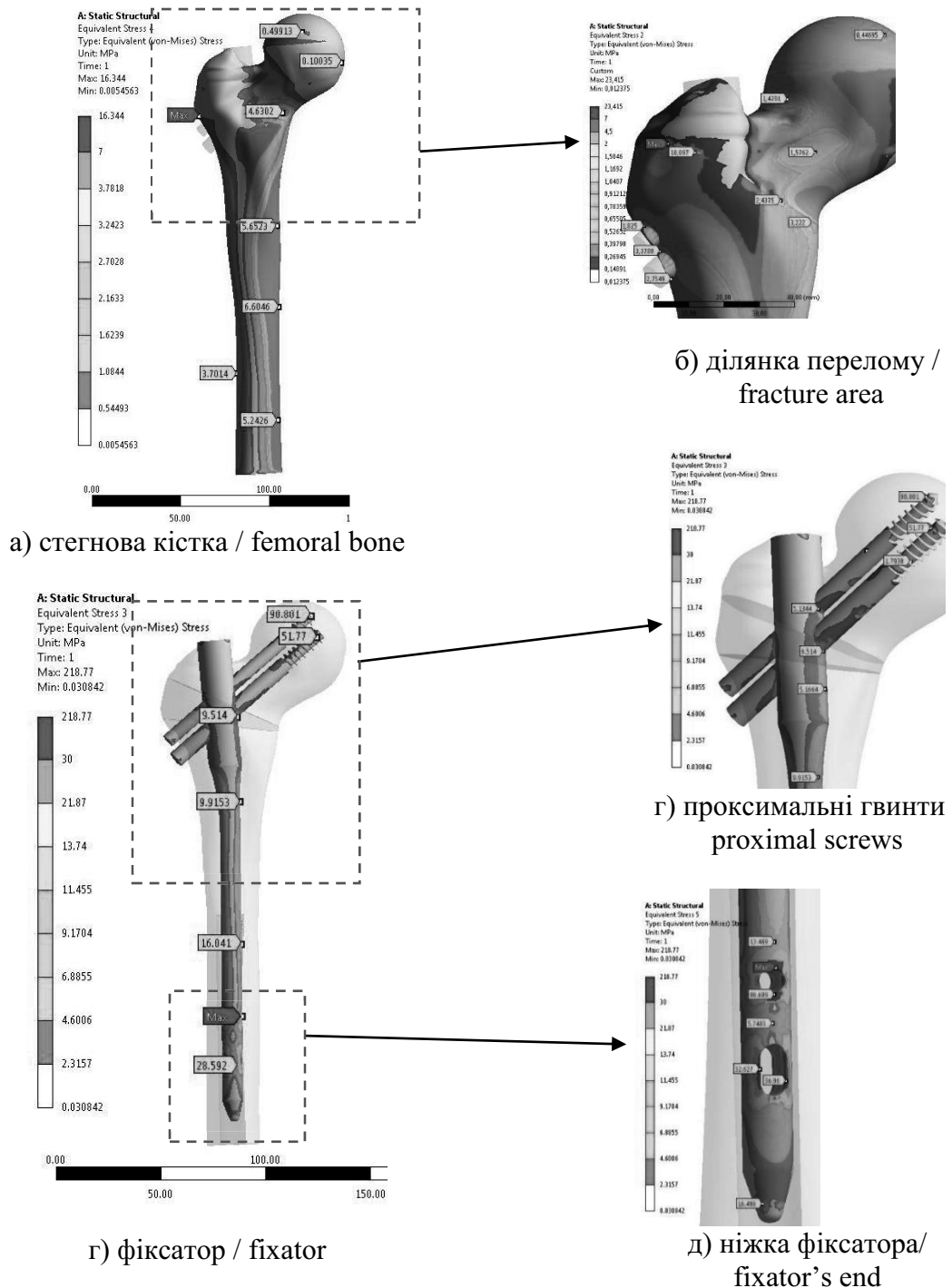


Рис. 14. Напруження для моделі з переломом типу А2 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів

Fig. 14. Strains for A2 fracture model at 2nd type of fixation

Максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів зосереджені в площині перелому на вертлюговій ділянці з показниками 21,03 МПа і мають локальний характер (рис. 14). У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове змінання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені навколо круглого отвору дистального кінця стегнового стрижня з показниками 218,77 МПа та на перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта з показниками 90,8 МПа. Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,28 мм (Рис. 15).

Pic. 14 demonstrates that maximum values of strains for the A2 fracture model in case of 2nd type of fixation, without locking screws are focused on fracture surface on trochanteric area, with values of 21.03 МПа, are of local character. Due to presence of strain concentrators in the area of cancellous bone fracture, exceeding maximum endure strength thereof could lead to crash of the bone tissue. Maximum loading on fixing elements are focused near round hole in the distal end of femoral bone, namely equal to 218.77 МПа, and on first two turns of thread of proximal (neck) screw, values 90.8 МПа. Maximum value of displacement (Total Deformation) along the surface of fracture in this type of fixation is 2.28 mm (Pic.15)

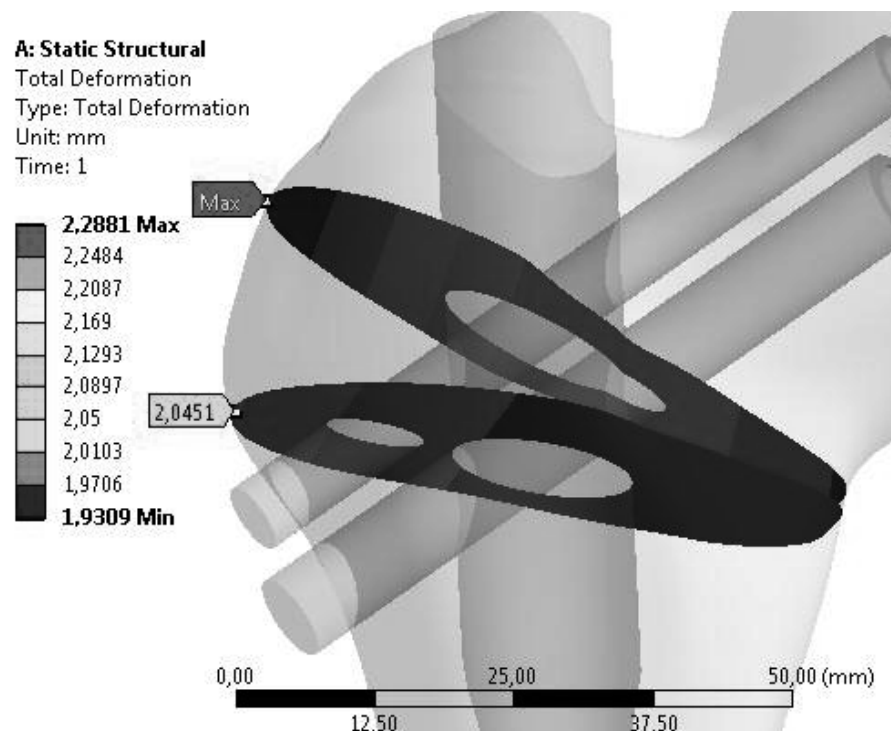


Рис. 15. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів

Pic. 15. Dislocation (Total Deformation) along the fracture area in A2 fracture, 2nd variant of fixation without locking screws



Для другого варіанта фіксатора з 1 блокуючим гвинтом в овальному отворі проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 16.

For the second variant of fixation, using 1 locking screw in oval hole of the proximal femoral nail, observed SDC values are provided on Pic.16.

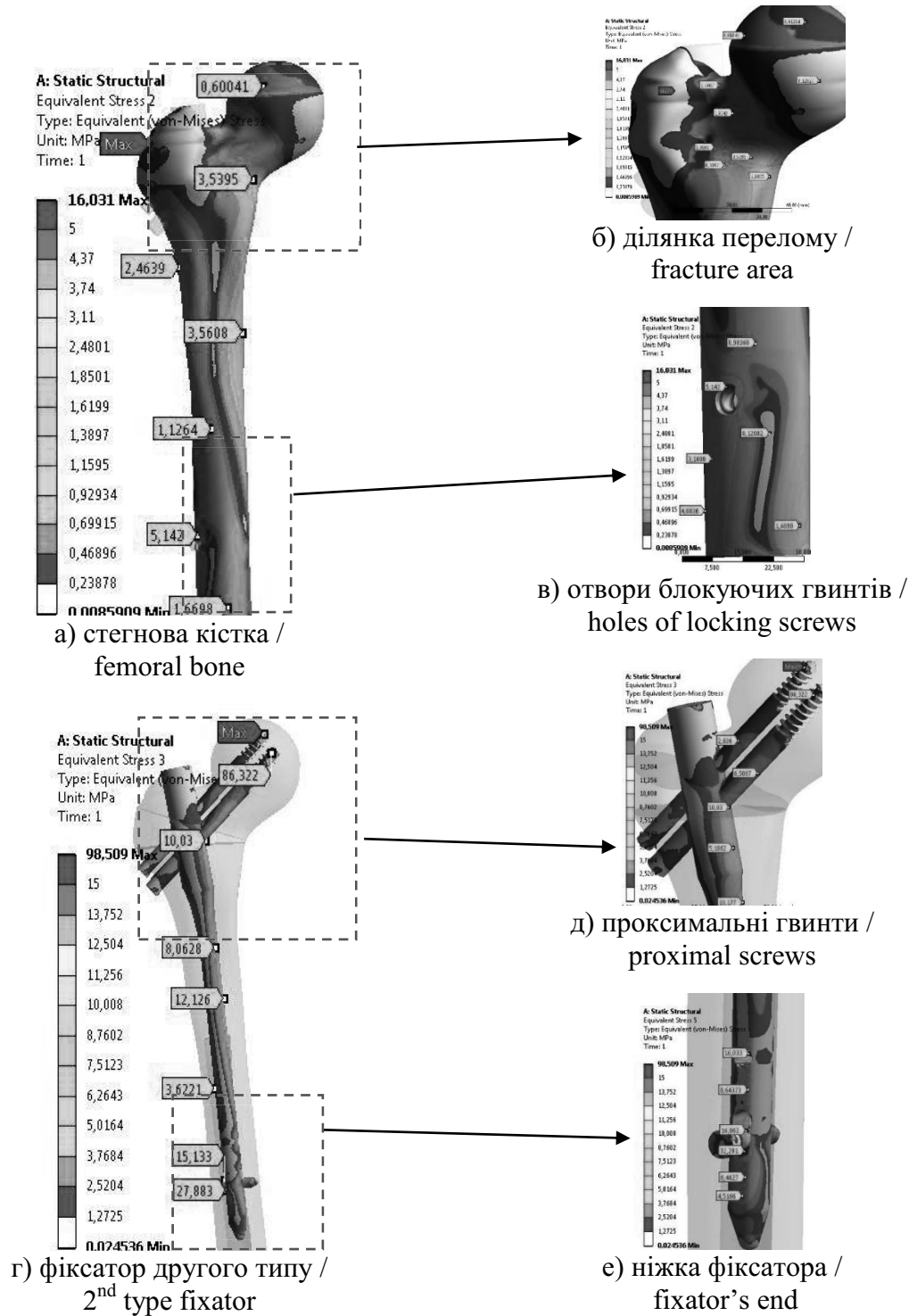


Рис. 16. Напруження для моделі з переломом типу А2 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом

Pic. 16. Strain for A2 fracture model in 2nd variant of fixation

З огляду на рис. 16, максимальні напруження на моделі з переломом типу A2 при 2 варіанті фіксації з 1 блокуючим гвинтом в овальному отворі проксимального стегнового стержня зосереджені в площині перелому на вертлюговій ділянці з показниками 16,84 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на перших двох витках різьби обох проксимальних (шийкових) гвинтів з показником 298,51 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показником 16,03 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,21 мм (Рис. 17).

As we could see on Pic. 16, maximum strain of A2 model in 2nd variant of fixation with 1 locking screw in oval hole of proximal femoral nail are focused in fracture zone, in trochanteric area, values are 16.84 MPa and are of local character. Due to existence of concentrator in the area of cancellous bone fracture, edge crashing of bone tissue is possible. Maximum loading on fixing elements is focused on first two turns of thread of both proximal (neck) screws, value – 298.51 MPa, and around oval hole of proximal femoral nail, value – 16.03 MPa.

Maximum value of dislocation (Total Deformation) along the fracture surface in this type of fixation is 2.21 mm (Pic.17).

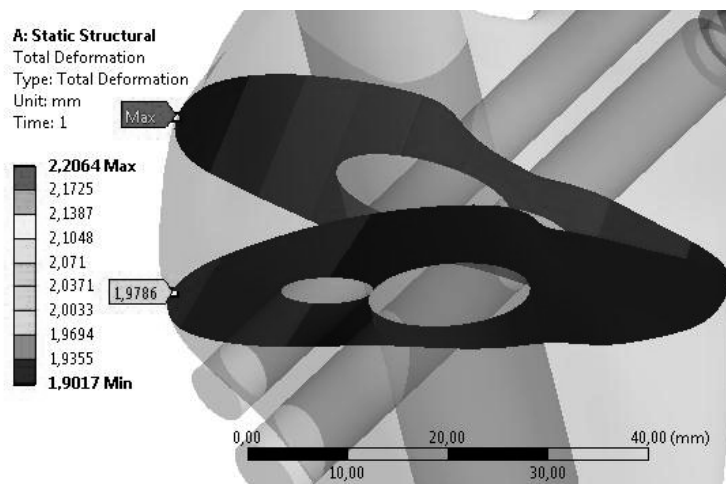


Рис. 17. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу A2 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом

Pic. 17. Dislocation (Total Deformation) in 2nd variant of A2 fracture fixation, namely by 1 locking screw



Для другого варіанта фіксатора з 2 блокуючими гвинтами в отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 18.

For the second variant of fixator, with 2 locking screws in holes of proximal femoral nail we received the values, displayed on Pic. 18.

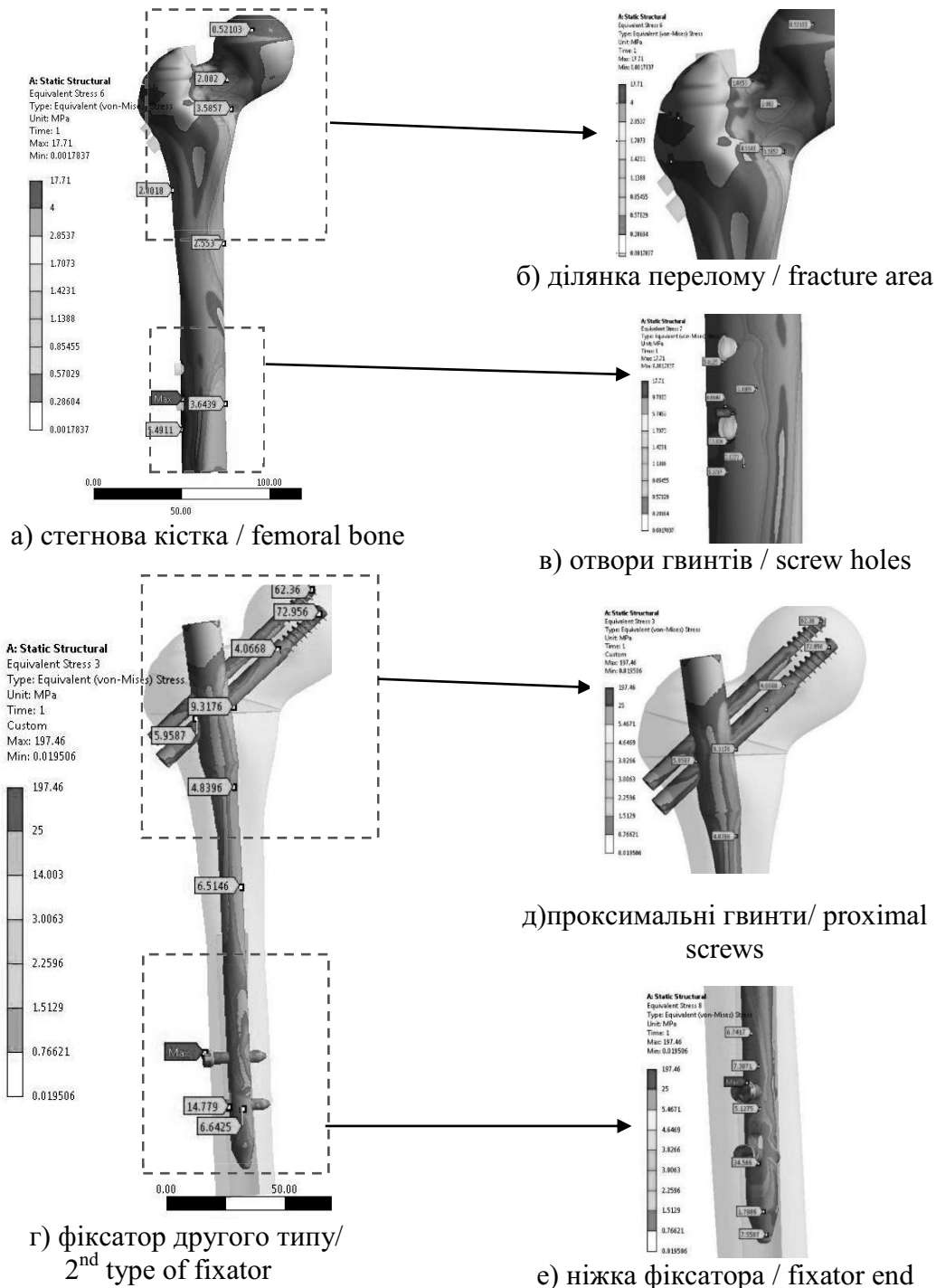


Рис. 18. Напруження для моделі з переломом типу А2 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами
Pic. 18. Strain for A2 fracture model, 2nd variant of fixation by two locking screws

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А2 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами в отворах проксимального стегнового стержня зосереджені на діяфізі стегнової кістки в отворі блокуючого гвинта, який введений в овальний отвір проксимального стегнового стержня з показниками 18,44 МПа. (рис. 18). Ці напруження мають локальний характер без перевищення межі міцності кортикальної кістки. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на голівці блокуючого гвинта, який введений у круглий отвір проксимального стегнового стержня з показниками 195,25 МПа та на перших двох витках різьби обох проксимальних (шийкових) гвинтів з показниками 62,36 МПа та 72,96 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показниками 17,71 МПа, що в усіх локалізаціях не перевищують допустимих значень міцності матеріалів.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 2,16 мм (Рис. 19).

As we can see on Pic.18, maximum strains of A2 fracture model in 2nd variant of fixation by two locking screws in holes of proximal femoral nail are focused on diaphysis of femoral bone, on the hole of locking screw inserted into oval hole of the proximal femoral nail, value is 18.44 MPa. These strains are of local character, not exceeding the maximum endure strength of cortical bone. Regards fixing elements, maximum loadings are focused on head of locking screw, inserted into round hole of proximal femoral nail, value is 195.25 MPa, and on first two turns of both proximal (neck) screws, with the values 62.36 MPa and 72.96 MPa respectively, as well as around oval hole of proximal femoral nail, values – 17.71 MPa, and in the entire localizations do not exceed allowable endure strength of the materials.

Maximum values of dislocations (Total Deformation) along the fracture surface made 2.16 mm (pic.19).

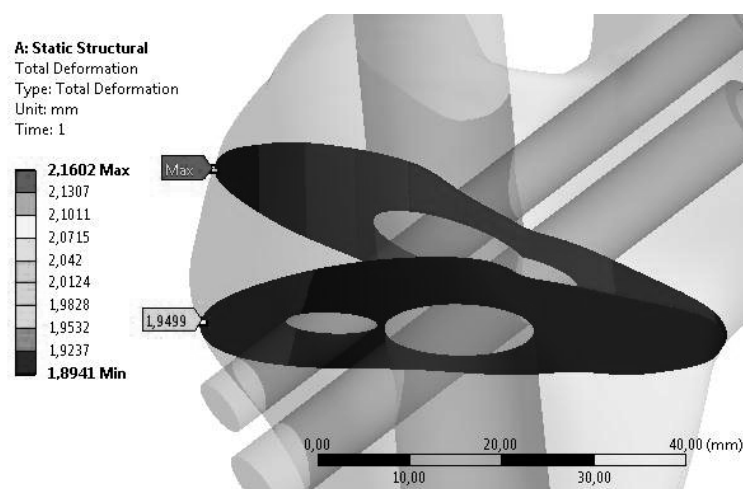


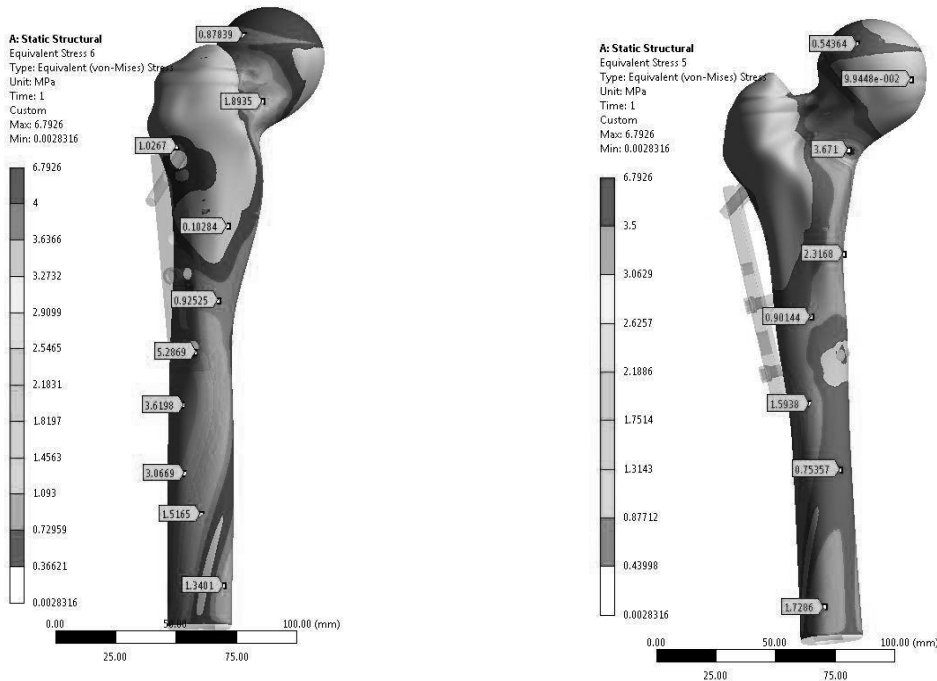
Рис. 19. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А2 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами

Pic.19. Dislocation (total deformation) along the fracture line in case of A2 fractures and 2nd type of fixation by two locking screws

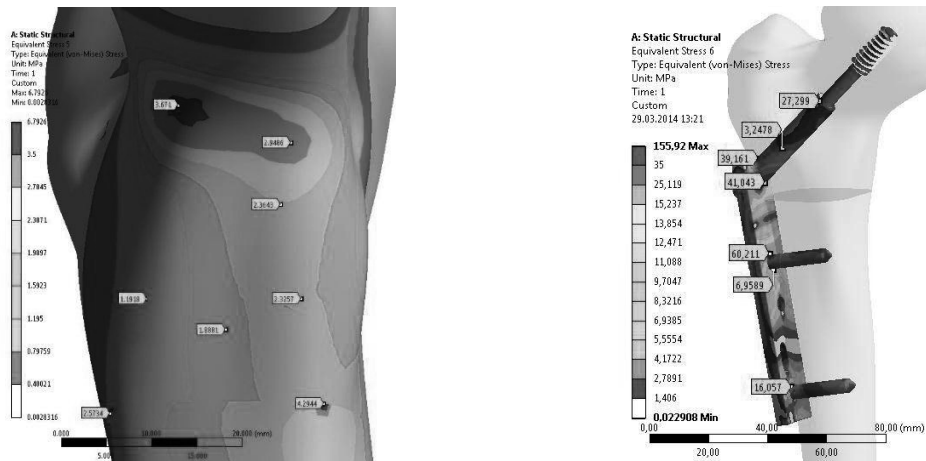


Для першого варіанта фіксатора при переломах типу А3 отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 20.

The values of SDC, observed in model of A3 fractures for 1st variant of fixation are represented on pic.20.



а) стегнова кістка / femoral bone



б) ділянка перелому / fracture area

в) елементи фіксатора / fixing elements

Рис. 20. Напруження для моделі з переломом типу А3 при 1 варіанті фіксації

Pic. 20. Strains for the model of A3 type fracture and 1st variant of fixation

За рис. 20, максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 зосереджені в зоні перелому на шийці стегнової кістки з показниками 6,79 МПа і мають локальний характер. У ділянці введення нижнього гвинта показники напружень на стегновій кістці мають значення 5,29 МПа. Наявність концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки із такими показниками не є критичними, перебуваючи у межах міцності матеріалу в цій ділянці. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені в ділянці переходу пластини в її шийкову частину, які сягають значень 155,92 МПа та в отворі середнього гвинта з показниками 60,21 МПа. Усі показники НДС для фіксуючих елементів не перевищували межі міцності матеріалу.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,46 мм (Рис. 21).

As it is shown on Pic.20, maximum strains of A3 fracture model are located in fracture area, on the neck of femoral bone, value is 6.79 MPa, and are of local character. In the area of lower screw insertion values of strain in the area of cancellous bone values are not critical, remaining in the limits of strength of the material in this area. Maximum loadings on fixing elements are located in the area of neck part of the plate, reaching the value of 155.92 MPa, and on the hole of middle screw, with the value of 60.21 MPa. All values of SDC for fixing elements did not exceed maximum endure strength of the material.

Maximum value of dislocation (Total Deformation) along the fracture line in this case was equal to 1.46 mm (Pic.21).

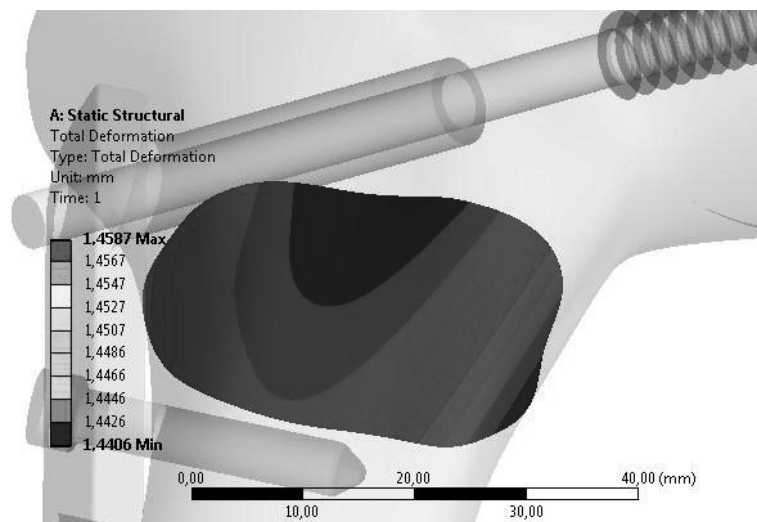


Рис. 21. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А3 при 1 варіанті фіксації

Pic. 21. Dislocation (Total Deformation) along the fracture area, A3 fracture, 1st variant of fixation



Для другого варіанта фіксатора без блокуючих гвинтів у круглому і овальному отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі представлені на рисунку 22.

As for the 2nd variant of fixator, without locking screws in round and oval holes of proximal femoral nail, values of SDC are shown on Pic.22.

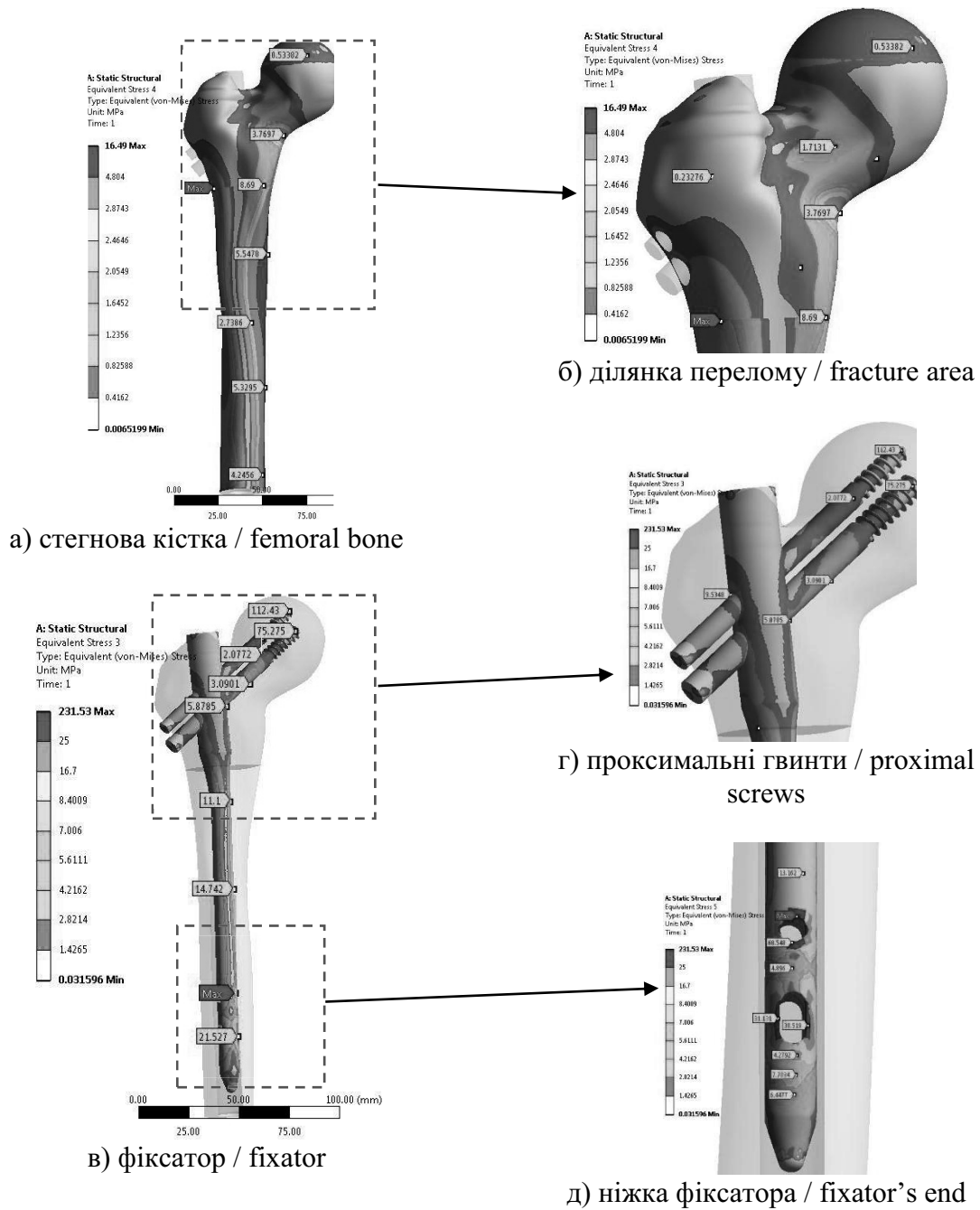


Рис. 22. Напруження для моделі з переломом типу А3 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів
Pic. 22. Strains for A3 fracture model, 2nd variant of fixation without locking screws

Як зображено на рис. 22, максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів зосереджені в зоні підвертлюгового перелому стегнової кістки з показниками 18,49 МПа і мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на перших двох витках різьби обох проксимальних (шийкових) гвинтів з показниками 231,53 та 75,28 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показниками 31,13 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,63 мм (Рис. 23).

As it is obvious from Pic.22, maximum strains of the A3 fracture model in case of 2nd variant of fixation without locking screws are located in the area of subtrochanteric femoral bone fracture with the value equal to 18.49 MPa, and are of local character. Due to presence of strain concentrators in the area of cancellous bone fracture and exceeding maximum endurance strength thereof, crash of edges of bone tissue is possible here. Maximum loadings on fixing elements are focused on first two turns of both proximal (neck) screws' thread, values, respectively, 231.53 and 75.28 MPa, as well as around oval hole of proximal femoral nail, values are 31.13 MPa.

Maximum values of dislocation (Total Deformation) along the fracture surface in this variant were 1.63 mm (pic.23).

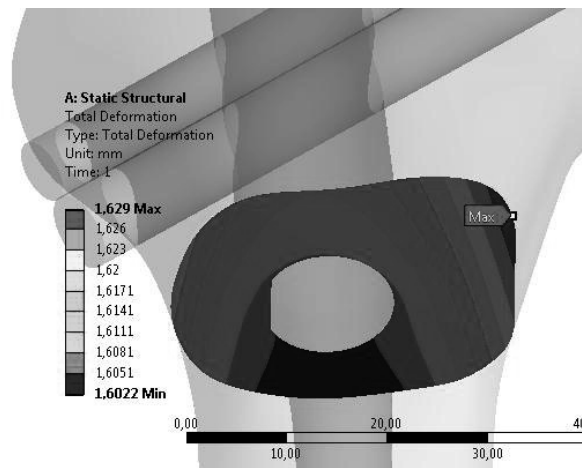


Рис. 23. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А3 при 2 варіанті фіксації без блокуючих гвинтів

Pic. 23. Dislocation (Total Deformation) along the A3 fracture surface, 2nd variant of fixation, without locking screws

Для другого варіанта фіксатора з 1 блокуючим гвинтом в овальному отворі проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі, представлені на рисунку 24.

For the 2nd variant of fixator, with 1 locking screw inserted into an oval hole of proximal femoral nail, values of SDC of the model are provided on Pic.24.

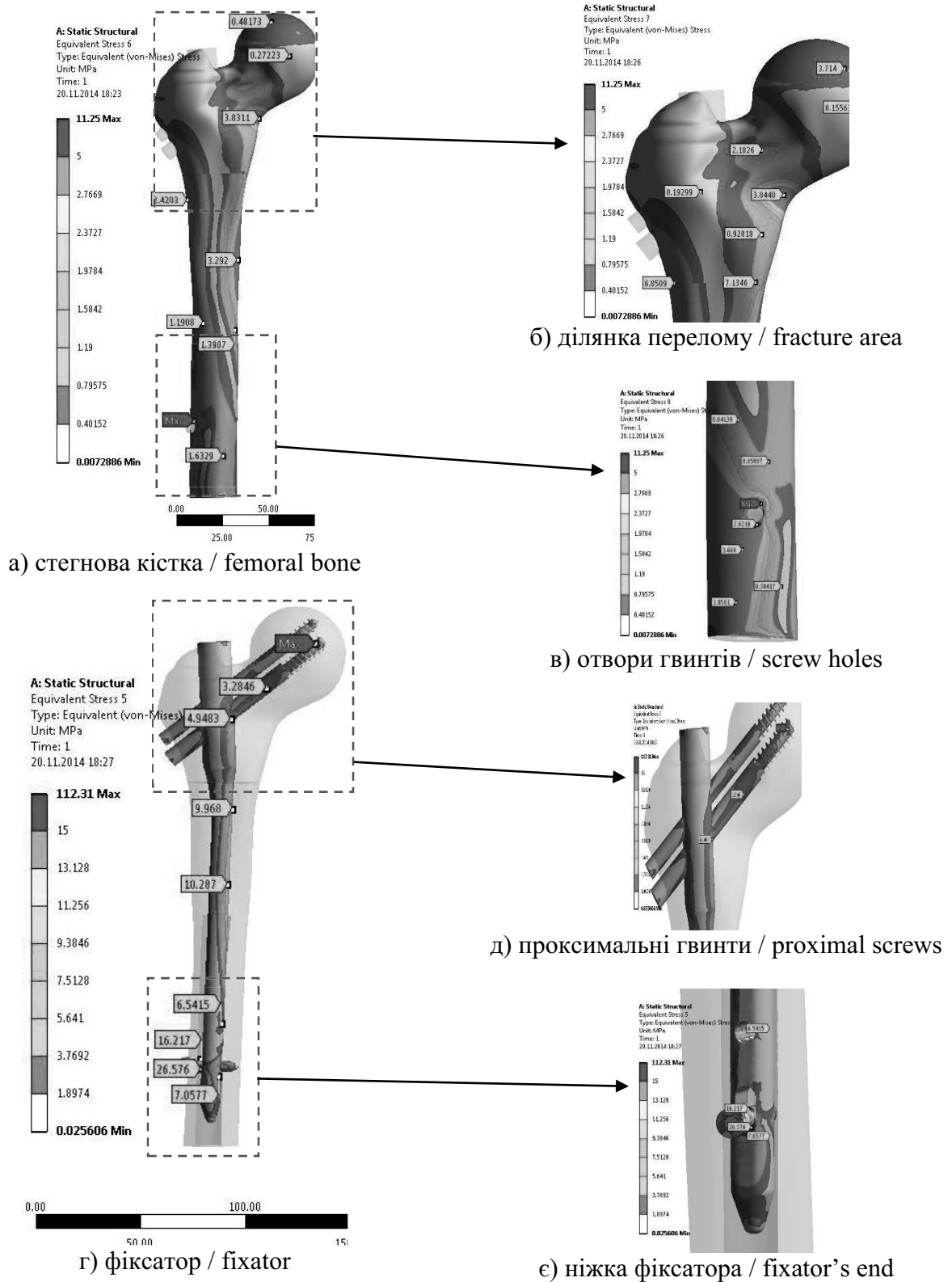


Рис. 24 Напруження для моделі з переломом типу А3 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом

Pic. 24 Strains for A3 fracture model, 2nd variant of fixation and 1 locking screw

Максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом в овальному отворі фіксатора зосереджені навколо гвинта з показниками 15,28 МПа, а також в зоні підвертлюгового перелому стегнової кістки з показниками 7,14 МПа і мають локальний характер. (рік. 24). У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта з показниками 132,31 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показниками 11,25 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,58 мм (Рис. 25).

It is shown on Pic.24 that maximum loadings of A3 fracture model in case of 2nd variant of fixation by one locking screw inserted into oval hole of fixator are focused around the screw, strain value is 15.28 MPa, as well as in the area of sub-trochanteric fracture of femoral bone, value 7.14 MPa, and are of local character. Due to the presence of strain concentrators in the area of cancellous bone fracture, exceeding its maximum endurance strength, crash of the edges of bone tissue are possible. Maximum strains on fixing elements are focused on first two turns of proximal (neck) screws, value is 132.31 MPa, as well as around oval hole of proximal femoral nail, with the value of 11.25 MPa.

Maximum value of Total Deformation along the fracture surface in this type of fixation is equal to 1.58 mm (Pic.25).

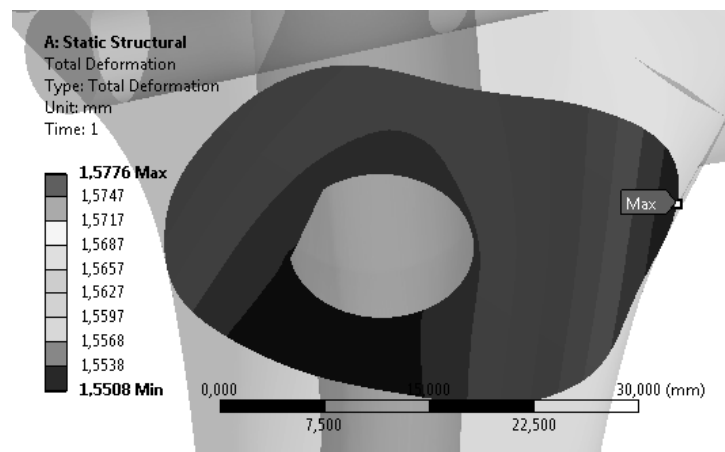


Рис. 25. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А3 при 2 варіанті фіксації з одним блокуючим гвинтом

Pic. 25. Total Deformation along the fracture surface of A3 fracture, 2nd variant of fixation with one locking screw

Для другого варіанта фіксатора з 2 блокуючими гвинтами в отворах проксимального стегнового стержня отримані показники НДС моделі, які представлені на рисунку 26.

Values of SDC for the 2nd variant of fixator with 2 locking screws in oval holes of proximal femoral bone are depicted on Pic. 26.

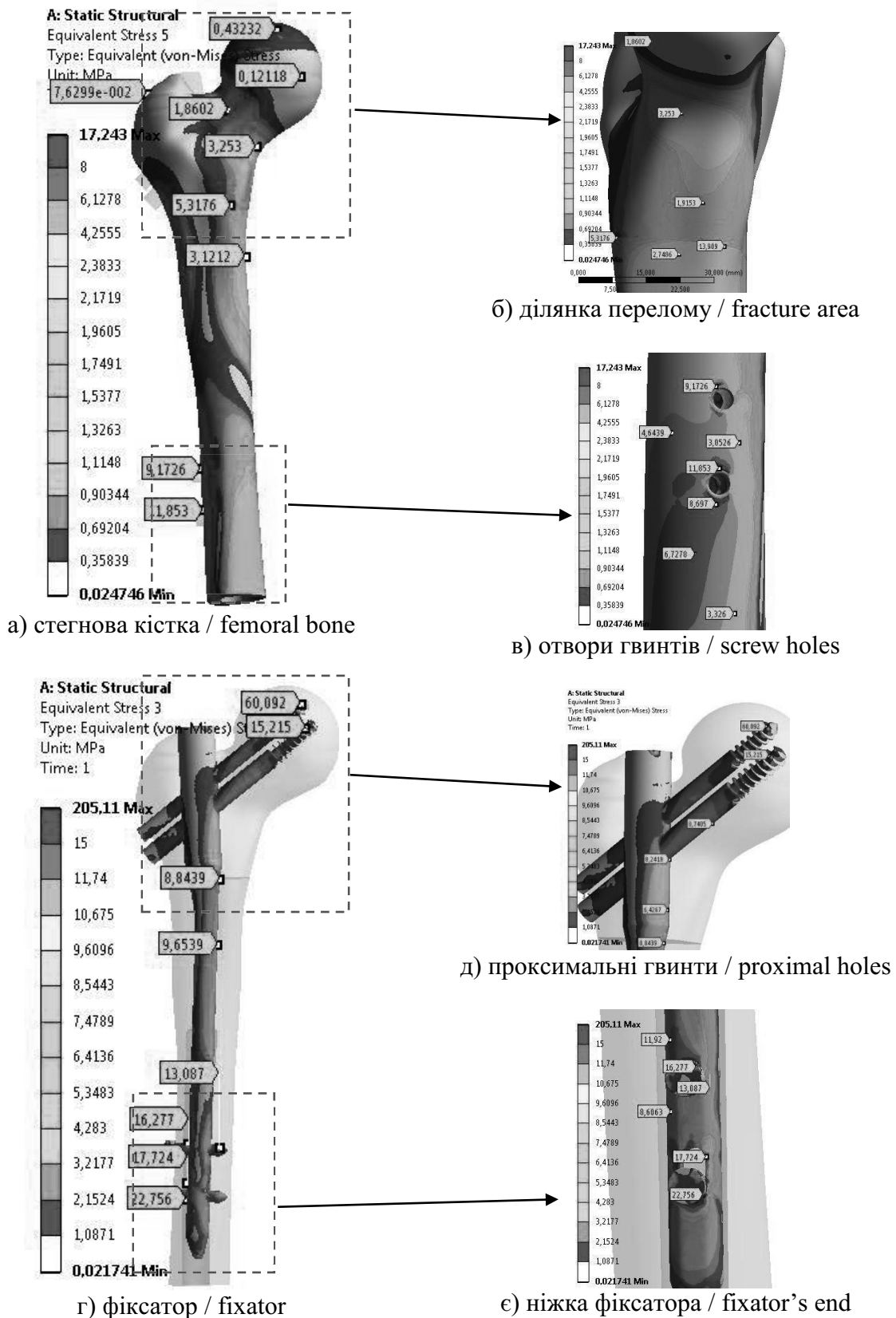


Рис. 26. Напруження для моделі з переломом типу А3 при 2 варіанти фіксації з двома блокуючими гвинтами

Pic. 26. Strains for A3 fracture model, 2nd variant of fixation by two locking screws

Згідно рис. 26, максимальні напруження на моделі з переломом типу А3 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами в круглому та овальному отворах фіксатора зосереджені в зоні підвертлюгового перелому стегнової кістки з показниками 14,28 МПа та навколо гвинта, введеного в овальний отвір з показниками 37,24 МПа, які мають локальний характер. У зв'язку з наявністю концентраторів напружень у зоні перелому губчастої кістки з перевищенням її межі міцності, у цій ділянці можливе крайове зминання кісткової тканини. На фіксуючих елементах максимальні напруження зосереджені на перших двох витках різьби проксимального (шийкового) гвинта з показниками 295,11 МПа, а також навколо овального отвору проксимального стегнового стержня з показниками 22,76 МПа.

Максимальні значення переміщень (Total Deformation) по площині перелому при даному варіанті фіксації становили 1,56 мм (Рис. 27).

Pic.26 demonstrates that maximum strains of A3 fracture model in case of 2nd variant of fixation by two locking screws in round and oval holes of fixator are focused in the area of sub-trochanteric femoral bone fracture, value equals to 14.28 MPa, which are of local character. Due to presence of strain concentrator in the area of cancellous bone fracture, exceeding maximum endurance strength thereof, edge crush of bone tissue is possible.

Maximum loadings of fixing elements are located on first two turns of thread of the proximal (neck) screws with the value of 295.11 MPa, as well as around oval hole of proximal femoral nail with the value of 22.76 MPa.

Maximum values of dislocations (Total Deformation) along fracture area in this type of fixation were 1.56 mm (Pic. 27).

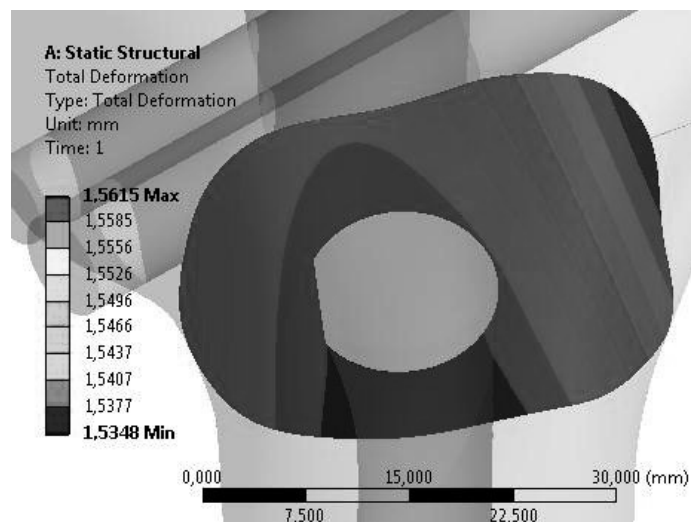


Рис. 27. Переміщення (Total Deformation) по площині перелому типу А3 при 2 варіанті фіксації з двома блокуючими гвинтами

Pic. 27. Dislocation (Total Deformation) along the fracture area in case of A3 fracture, 2nd variant of fixation by two locking screws



Отримані показники НДС моделей представлені в таблиці 1.

Порівняльний аналіз показників напружень на металевих фіксаторах у залежності від типу перелому та варіанта фіксації наведені на гістограмах рис. 28 та 29 (1 – інтактна кістка, 2 – модель перелому типу А1, 3 – модель перелому типу А2, 4 – модель перелому типу А3).

Obtained values of SDC of the models are represented in Table 1.

Comparative analysis of strain values of metal fixators depending on fracture type and fixation variant are provided on bar charts Pic.28 and 29 (1 – intact bone, 2 – A1 fracture model, 3 – A2 fracture model, 4 – A3 fracture model).

Таблиця 1. Показники НДС на фіксатори дослідних моделей

Table 1. Values of SDC loading on study models' fixators

Модель стегнової кістки/тип перелому / Model of femoral bone fracture type	1 варіант фіксації / 1 st variant of fixation		2 варіант фіксації / 2 nd variant of fixation					
			Без блокуючих гвинтів / W/o locking screws		3 1 блокуючим гвинтом / By 1 locking screw		3 2 блокуючими винтами / By 2 locking screws	
	Прокс. / Prox.	Дистал. / Distal	Прокс. / Prox.	Дистал. / Distal	Прокс. / prox.	Дистал. / distal	Прокс. / prox.	Дистал. / distal
	σ_{max} , МПа		σ_{max} , МПа		σ_{max} , МПа		σ_{max} , МПа	
Інтактна / Intact bone	73,84	21,67	213,65	-	213,65	66,10	213,65	66,10
A1	51,60 **	57,19	126,88 **	-	202,77	28,06	287,39	36,84
A2	25,18	54,22	218,77	-	298,51 *	16,03	195,25	17,71
A3	155,92	60,21	231,53 **	-	132,31	11,25	295,11 **	37,24

Примітки / Notes:

* – дані статистично достовірно ($p \leq 0,05$) відмінні від даних групи хворих з 2 блокуючими гвинтами;

** – дані статистично достовірно ($p \leq 0,05$) відмінні від даних групи хворих з 1 блокуючим гвинтом

* - statistically significant data ($p \leq 0.05$) different from those in the group with 2 locking screws; відмінні від даних групи хворих з 2 блокуючими гвинтами;

** – statistically significant data ($p \leq 0,05$) different from those of the group with 1 locking screw

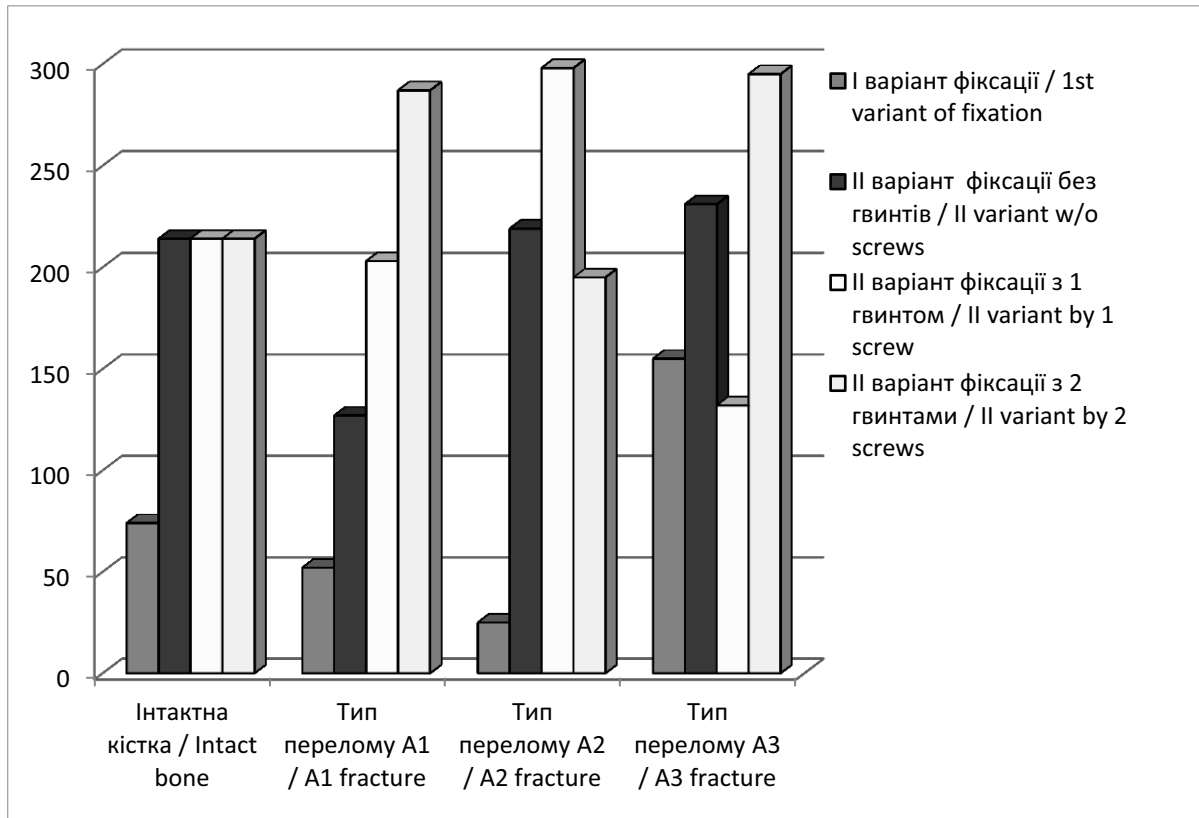


Рис. 28. Гістограма показників НДС на проксимальний відділ металевих фіксаторів

Pic. 28. Bar chart of SDC loadings on proximal area of metal fixator

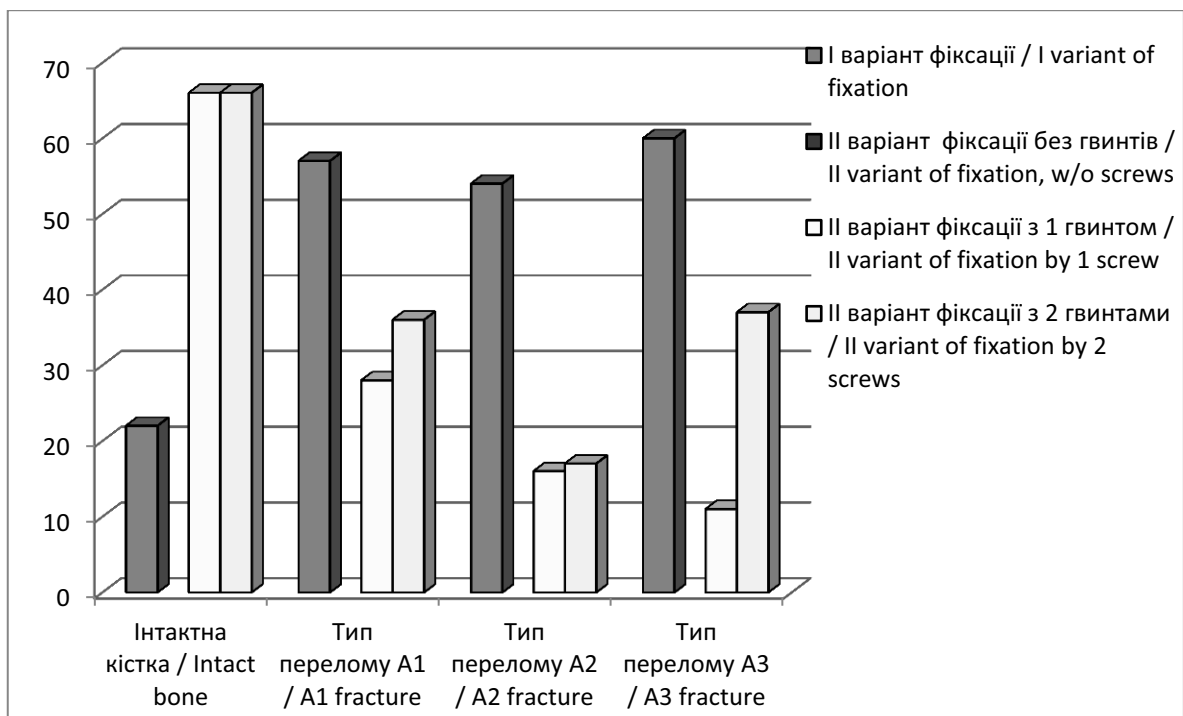


Рис. 29. Гістограма показників НДС на дистальний відділ металевих фіксаторів

Pic. 29. Bar chart of SDC loadings on distal part of metal fixators



Аналізуючи табл.1 та гістограми 28 та 29 визначено, що мінімальне напруження на металеві фіксатори в їх проксимальних відділах у моделі з типом перелому A1 визначалося при застосуванні пластини DHS та PFN стрижня в варіанті без застосування гвинтів, при моделі з типом перелому A2 – DHS та PFN стрижня в варіанті з застосуванням 2 гвинтів, при моделі з типом перелому A3 – DHS та PFN стрижня в варіанті з застосуванням 1 гвинта для дистального блокування. Ці дані статистично достовірно ($p \leq 0,05$) відрізнялися від даних з іншими варіантами дистальної фіксації стрижня PFN.

На дистальний відділ металевих фіксаторів напруження було відсутнє при застосуванні PFN стрижня в варіанті без застосування гвинтів, є мінімальним у варіанті з застосуванням 1 та 2 гвинтів у моделі з типом перелому A2 та з застосуванням 1 гвинта з типом перелому A3 для дистального блокування, на відміну від цього напруження при застосуванні пластини DHS збільшувалося до максимальних показників у всіх дослідних моделях (A1, A2 та A3).

Отримані показники переміщень (Total Deformation) по площині кісткових фрагментів моделей представлені на рис. 30.

Аналізуючи рис. 30 визначено, що мінімальне переміщення кісткових уламків відбувається при застосуванні DHS-пластини. На нашу думку, занадто жорсткий варіант фіксації при відносно стабільних черезвертлюгових переломах типів A1 та A3 може призвести до порушення репаративного остеогенезу при застосуванні цього методу металофіксації. Найбільш оптимальну мікрорухливість визначали при варіанті без застосування гвинтів при переломах типу A1, із застосуванням 1

Analyzing the Table 1 and bar charts Pic.28 and Pic.29, we defined that minimal loading on metal fixators in proximal parts thereof for A1 fracture model was observed in cases of DHS plate and PFN nail without locking screws; for A2 fracture – in cases of DHS plate and PFN nail with 2 locking screws and in for A3 fracture model – in cases of DHS plate and PFN nail with 1 screw for distal locking. These values have statistically significant difference ($p \leq 0,05$) from other variants of distal fixation of PFN nail.

Loading on distal part of metal fixators was absent in case of PFN nail without locking screws, minimal in case of 1 and 2 locking screws on A2 fracture model, and in case of 1 screw for distal locking on A3 fracture model, as opposed to loadings in case of DHS plate, increasing to maximum values in all study models (A1, A2 and A3).

The obtained values of displacements (Total Deformation) along the surface of bone fragments of the model are represented on Pic.30.

Analysis of Pic.30 defines that minimal displacement of bone fragments is observed in case of DHS plate applied. On our opinion, too tough fixation of relatively stable pertrochanteric A1 and A3 fractures by DHS plate could lead to reparative osteogenesis disorders. The most optimal micro-mobility has been observed in case of A1 fracture without distal screws and A3 fracture fixed

гвинта для дистального блокування при переломах типу А3. При нестабільних переломах типу А2 оптимальним вважали застосування металофіксаторів, які б забезпечували мінімальну мікрорухливість кісткових уламків – варіант із застосуванням двох гвинтів для дистального блокування PFN стрижня та DHS-пластини.

by 1 distal locking screw. In case of unstable A2 fractures we considered it optimal to apply metal fixators, ensuring minimal micro-mobility of bone fragments – variants of two screws for distal locking of PFN nail and DHS plate.

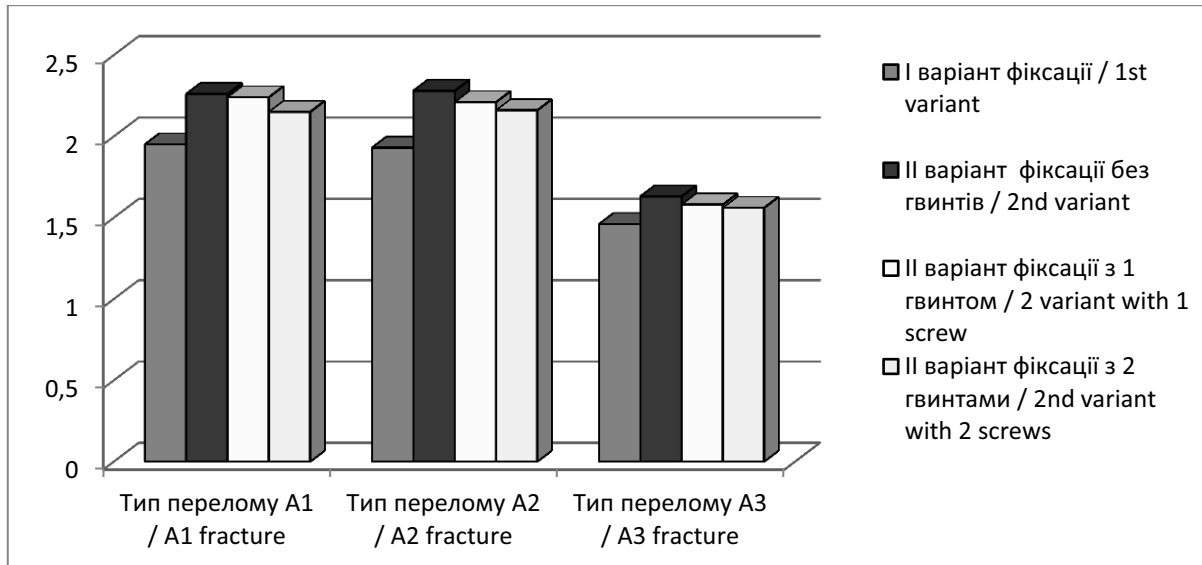


Рис. 30. Гістограма показників переміщень (Total Deformation) по площині кісткових фрагментів моделей.

Pic. 30. Bar chart of dislocation values (Total Deformation) along the bone fragments' surface of the model

Таким чином, проведене комп'ютерне моделювання доводить, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу А1 є застосування моделі PFN стрижня в варіанті з застосуванням без гвинтів, при типі А2 – модель PFN стрижня в варіанті з застосуванням 2 гвинтів, при типі А3 – модель PFN стрижня в варіанті з застосуванням 1 блокуючого гвинта, саме при цих варіантах дистального блокування спостерігали найнижчі показники НДС на металевий фіксатор та адекватну і необхідну мікрорухливість для покращення репаративного остеогенезу в цієї категорії хворих.

Consequently, computed aided simulation proves that the most biomechanically optimal model for A1 per-trochanteric fractures is PFN nail without locking screws, for A2 – PFN nail with 2 distal locking screws, for A3 – PFN nail with 1 locking screw in distal part; namely in these variants of distal locking the lowest values of SDC of metal fixator and proper micro-mobility to improve reparative osteogenesis of this category of patients.



Висновки.

1. З метою визначення оптимального виду остеосинтезу при оперативному лікуванні черезвертлюгових переломів різних типів за класифікацією АО проведено комп'ютерне моделювання напружень на металеві фіксатори (пластина DHS та PFN стрижень).

2. Визначено, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу A1 є застосування моделі PFN стрижня в варіанті з застосуванням без гвинтів, при типі A2 – модель PFN стрижня з застосуванням 2 гвинтів, при типі A3 – модель PFN стрижня з 1 блокуючим гвинтом, про що свідчить мінімальне напруження на металевий фіксатор та наявність оптимальної мікрорухливості між кістковими відламками.

3. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід лікування хворих із черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги цієї тяжкої категорії хворих.

Література / References

1. Гиршин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / С.Г. Гиршин. – М: издательский дом «Азбука», 2004. – 543 с.

2. Лазарев А.Ф. Новые подходы к лечению переломов проксимального отдела бедренной кости / А.Ф. Лазарев // Вестник травматологии и ортопедии. – 2004. – № 1. – С. 27-31.

3. Аналіз стану травматологічно-ортопедичної допомоги населенню України в 2006-2007 рр. Довідник / Гайко Г.В., Корж М.О., Калашніков А.В., Герасименко С.І., Полішко В.П. – К: Видавнича компанія «Воля», 2008. – 134 с.

4. Распространенность переломов костей и результаты их лечения в Украине (клинико-эпидемиологическое исследование) / Н.А. Корж, С.И. Герасименко, В.Г. Климовицкий и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 3. – С. 5-14.

5. Proximal fracture of the femur in elderly patients. The influence of surgical care and patient characteristics on postoperative mortality / F. Geiger, K. Schreiner, S. Schneider, R. Pauschert, M. Thomsen // Orthopade, 2006. – Vol.35. – № 6. – P. 651- 658.

6. Юрійчук Л.М. Ендопротезування кульшового суглоба у хворих похилого та старечого віку з через- та міжвертлюговими переломами стегнової кістки: автореферат... к. медичних наук, спец.: 14.01.21 – травматологія та ортопедія / Л. М. Юрійчук. – К. : ДУ АМН України " Ін-т травматології та ортопедії", 2009. – 24 с.

Conclusions.

1. To establish the optimal type of osteosynthesis for surgical treatment of different types of per-trochanteric fractures according to AO classification we performed computer-aided simulation of loadings on metal fixators (DHS plate vs PFN nail).

2. It has been established that the most biomechanically optimal type of osteosynthesis for A1 fractures is PFN nail without distal locking screws; for A2 fractures – PFN nail with 2 distal locking screws; for A3 fractures – PFN nail with 1 distal locking screws; this is grounded by minimal strain loading on metal fixation and presence of proper micro-mobility between the bone fragments.

3. The study shall provide reasons for differentiation of approach to surgical treatment of femoral bone per-trochanteric fractures, and improve the efficiency of medical aid provided to his category of severely ill patients.

7. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М. Алльговер, Р. Шнайдер, Х. М. Вилленгер: Спрингер-Верлаг, 1996. – 750 с.
8. Абдулхабирова М.А. Блокирующий интрамедуллярный остеосинтез / М.А. Абдулхабирова – Мат. междуна. конгресса «Травматология и ортопедия: современность и будущее». М., 2003, с. 193–194.
9. Боев В.Д. Компьютерное моделирование / В.Д. Боев, Р.П. Сыпченко. – М: ИНТУИТ. РУ, 2010. – 349 с.
10. Королев А.Л. Компьютерное моделирование / А.Л. Королев. – М: Бином. Лаборатория знаний, 2010. – 232 с.
11. Miler K. Computational biomechanics for medicine / K. Miler, P.M.F. Nielsen. – Springer +Business Media, LLS, 2010. – 155 p.
12. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Крищук, А.В. Копчак. – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. – 231 с.
13. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчет ее напряженно-деформированного состояния / Р.Р. Никифоров, С.Н. Куценко, Ю.А. Костанов и др. // Травма. – Т. 14, N 3. – 2013. – С. 43-51.
14. Зациорский В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зациорский, А.С. Аруин, В.И. Селуянов. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.

*КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНЬ НА МЕТАЛЕВІ
ФІКСАТОРИ ПРИ ВИКОНАННІ ОСТЕОСИНТЕЗУ З ПРИВОДУ
ЧЕРЕЗВЕРТЛЮГОВИХ ПЕРЕЛОМІВ РІЗНИХ ТИПІВ
ЗА КЛАСИФІКАЦІЄЮ АО*

Калашніков А.В.¹, Малик В.Д.², Лазарев І.А.¹, Калашніков О.В.¹

¹ ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

² Полтавська обласна лікарня ім. М.В. Скліфосовського, Україна, м. Полтава

З метою визначення оптимального виду остеосинтезу при оперативному лікуванні черезвертлюгових переломів за класифікацією АО проведено комп'ютерне моделювання напружень на металеві фіксатори (пластина DHS та PFN стрижень). Визначено, що найбільш біомеханічно обґрунтованим при черезвертлюгових переломах типу А1 є застосування моделі PFN стрижня в варіанті з застосуванням без гвинтів, при типі А2 – модель PFN стрижня з застосуванням 2 гвинтів, при типі А3 – модель PFN стрижня з 1 блокуючим гвинтом, про що свідчить мінімальне напруження на металевий фіксатор та наявність оптимальної мікрорухливості між кістковими відламками. Проведене дослідження дозволить визначити диференційований підхід лікування хворих із черезвертлюговими переломами стегнової кістки, покращить ефективність надання медичної допомоги цієї тяжкої категорії хворих.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, черезвертлюгові переломи за класифікацією АО, напруження, металеві фіксатори



КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ НА
МЕТАЛЛИЧЕСКИЕ ФИКСАТОРЫ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ
ОСТЕОСИНТЕЗА ПО ПОВОДУ ЧЕРЕЗВЕРТЕЛЬНЫХ
ПЕРЕЛОМОВ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ ПО КЛАССИФИКАЦИИ АО

Калашников Ан.В.¹, Малик В.Д.², Лазарев И.А.¹, Калашников Ал.В.¹

¹ ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев

² Полтавская областная больница им. Н.В. Склифосовского, г. Полтава

С целью определения оптимального вида остеосинтеза при оперативном лечении чрезвертлюговых переломов за классификацией АО проведено компьютерное моделирование напряжений на металлические фиксаторы (пластина DHS и PFN стержень). Определено, что наиболее биомеханически обоснованным при чрезвертлевых переломах типа А1 является применение модели PFN стержня в варианте с применением без винтов, при типе А2 – модель стержня PFN с использованием 2 винтов, при типе А3 – модель стержня PFN с 1 блокирующим винтом, о чем свидетельствует минимальное напряжение на металлический фиксатор и наличие оптимальной микроподвижности между костными отломками. Проведенное исследование позволит определить дифференцированный подход в лечении больных с чрезвертлевыми переломами бедренной кости, улучшит эффективность оказания медицинской помощи этой тяжелой категории больных

Ключевые слова: компьютерное моделирование, чрезвертлевые переломы за классификацией АО, напряжение, металлические фиксаторы

COMPUTER SIMULATION OF STRESSES ON THE METAL FIXTURES WHEN
PERFORMING OSTEOSYNTHESIS ABOUT CHARTVERFOLGUNG FRACTURES OF
VARIOUS TYPES ACCORDING TO THE CLASSIFICATION OF AO

Kalashnikov An.V.¹, Malik V.D.², Lazarev I. A.¹, Kalashnikov Al.V.¹

¹ SU "Institute of traumatology and orthopedics of NAMS of Ukraine", Kyiv

² Poltava regional hospital. N. In. Sklifosofsky, Poltava

To determine the optimal type of osteosynthesis in the surgical treatment of fractures cerville for classification AO computer simulations of the stresses on the metal fixtures (plate DHS and PFN rod). Determined that the most biomechanically justified when cerville fractures of type A1 is the use of the PFN model web in the application without screws, in type A2 model terminal PFN using 2 screws, in type A3 – model stud PFN with 1 locking screw, as evidenced by the minimum voltage on the metal clip and the existence of optimal micromotion between the bone atomtime. The study will determine the differentiated approach in treatment of patients with cerville femoral neck fractures, will improve the efficiency of medical care for this severe category of patients.

Key words: computer simulation, cerville fractures in the AO classification, voltage, metal clips