

DOI 10.29254/2077-4214-2023-2-169-331-345

UDC 616.718.4-001.5-053.9-089.843:004.942](045)

Poplavska K. S., Filipenko V. A., Karpinsky M. M., Yaresko O. V.

STUDY OF THE STRESS-DEFORMED STATE OF THE "PELVIS-ENDOPROSTHESIS" SYSTEM WHEN FILLING A CAVITY DEFECT OF THE ACETABULUM WITH BIODEGRADABLE CEMENTS

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine
(Kharkiv, Ukraine)

korab.karpinsky9@gmail.com

The instability of endoprosthesis components of various genesis occurs most often among complications of hip joint replacement. The presence of defects in the acetabulum is one of the factors that negatively affect the stability of the implant-bone tissue system.

The purpose of the study was to determine the changes in the mechanical stresses arising in the acetabulum during endoprosthesis, which occur in the presence of cavity defects, and the change in indicators when filling these defects with biodegradable cement (of two types).

Mathematical modelling of the stress-deformation state of the "pelvis-endoprosthesis" system while filling the acetabulum's cavity defect with biodegradable cement was carried out. Cavity defects of the upper and back walls of the acetabulum were modelled.

It has been proven that cavity defects of the upper and back walls of the acetabulum lead to increased mechanical stress, both around the defect and in other areas of the acetabulum. Filling bone tissue defects with biodegradable bone cement can reduce the acetabulum's stress level.

When a cavity defect occurs, an increase in the amount of stress in the acetabulum can negatively affect the stability of the acetabular component of the endoprosthesis. The presence of defects, without their plastic replacement, provokes the appearance of overload zones and negatively affects the fixation of the acetabular component. The use of biodegradable cement based on tricalcium phosphate allows to reduce the stress level in the acetabulum, and the addition of hydroxylapatite to the cement composition brings the stress indicators closer to the level of the model without a defect, which creates conditions for the formation of a full-fledged contact at the endoprosthesis/bone tissue interface.

Key words: endoprosthesis, acetabulum, cavity defect, bone cement.

Connection of the publication with planned research works.

The research was carried out as part of the scientific topic "Experimental study of bone tissue reactions and biomechanical properties of the "implant-bone" system in the case of using innovative 3d-printed materials from polylactic acid and trabecular titanium", state registration number 0119U102449.

Introduction.

A positive manifestation of improving the quality of human life is the lengthening of the average life expectancy of the population in developed countries [1]. People want to stay active for as long as possible. It is directly related to the increase in surgical interventions, especially endoprosthesis of large joints [2].

Among the complications of the endoprosthesis of the hip joint, instability of the components of the endoprosthesis, of various genesis, is most often singled out. According to the studies, instability is formed in the acetabular component twice as often as in the leg [3, 4]. Revision endoprosthesis is indicated in 25% of cases, according to the German Register of Endoprostheses, precisely because of the instability of the endoprosthesis cup [5]. Degenerative diseases such as coxarthrosis contribute to the thinning of bone tissue, the formation of areas of sclerosis, and cysts of the acetabulum. One of the factors that negatively affect the stability of the implant-bone tissue system is the presence of defects

in the acetabulum. The study aims to substantiate, from a biomechanical point of view, the need for replacing defects in the acetabulum. Within the framework of the dissertation research, cement based on tricalcium phosphate (TCP) and cement based on TCP reinforced with hydroxylapatite (HA) needles were used to model the filling of cavity defects of the acetabulum. Biodegradation of the above materials was proven by experimental methods [6, 7]. Defects of the upper and back walls of the acetabulum were modelled [8, 9] because these zones are the most loaded, which is why they have greater clinical significance.

The aim of the study.

To determine the changes in the mechanical stresses arising in the acetabulum during endoprosthesis, which occur in the presence of cavity defects, and the change in indicators when filling these defects with biodegradable cements (of two types).

Object and research methods.

In the laboratory of the biomechanics of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, mathematical modelling of the stress-deformation state of the "pelvis-endoprosthesis" system was carried out when filling a cavity defect of the acetabulum with biodegradable types of cement. A basic pelvis model with an endoprosthesis of the left hip joint was used to solve the task [10]. The appearance of the basic model is shown in **fig. 1**.

The base model includes a pelvis, sacral spine, femurs and left hip arthroplasty. On the basic model, a cavity defect of the acetabulum of oval shape was simulated with parameters: large diameter – 30 mm, small diameter – 20 mm, depth – 2/3 of the thickness of the medial wall of the acetabulum. Two variants of the location of the cavity defect were modelled – the upper and back walls of the acetabulum. The appearance of the acetabulum with variants of the area of cavity defects is shown in **fig. 2**.

During the study, the stress-strain state of four models without an acetabulum defect, with cavity defects without

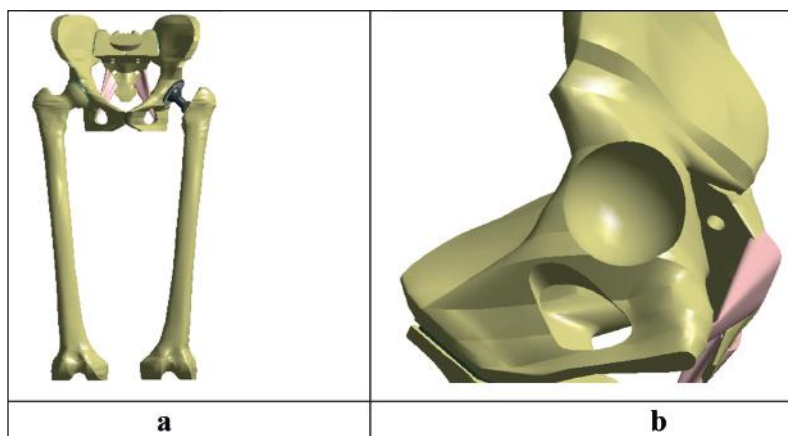


Figure 1 – Basic model of pelvis with hip joint endoprosthesis: a – general view; b – acetabulum.

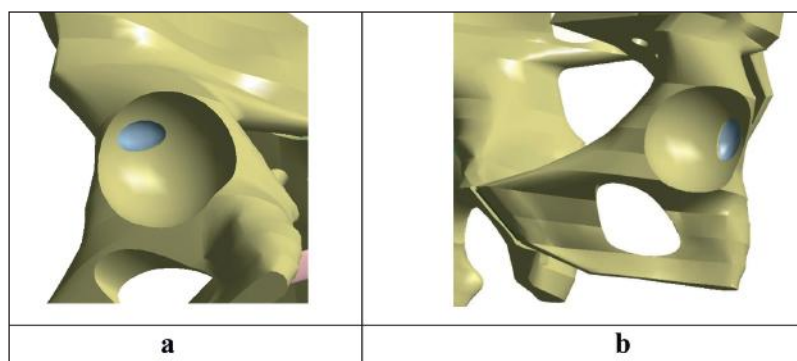


Figure 2 – Model of the pelvis with a cavity defect of the acetabulum: a – defect of the upper wall; b – defect of the back wall.

filling with artificial materials, and with cavity defects of the acetabulum filled with biodegradable types of cement based on tricalcium phosphate (TCF) and tricalcium phosphate with the addition of hydroxylapatite (HA) were studied.

In our study, the material was assumed to be homogeneous and isotropic. A 10-node tetrahedron with a quadratic approximation was chosen as a finite element. All the materials that made up the models were given appropriate mechanical properties, such as Young's modulus and Poisson's ratio. The mechanical properties of biological tissues were chosen according to the literature [11, 12, 13, 14]. The properties of metal structures were selected following the technical literature [15]. The mechanical properties of biodegradable bone types of cement were obtained as a result of experimental studies [7]. Data on the mechanical characteristics of the materials used in the simulation are given in **table 1**.

During the study, one-support standing on the left limb was modelled. For this, the models were loaded with a vertical distributed force of 540 N [16], corresponding to the average weight of a person without considering the weight of the supporting limb. Between the greater trochanter of the left femur and the wing of the ilium, the action of the adductors of the hip was simulated by introducing the appropriate forces. The action of gluteus medius (medial gluteal muscle) with a force of 1150 N and gluteus minimus (small gluteal muscle) with a force of 50 N was simulated [17, 18]. In the area of the knee joint at the level of the condyles of the left femur, all models had a rigid fixation. The loading scheme of the models is shown in **fig. 3**.

In order to compare the changes in the stress-strain state of different versions of the models, the amount of mechanical stress at specific control points was studied. The diagram of the location of the control points, where the control of the stress value was carried out, is shown in **fig. 4** and **table 2**.

The stress-strain state of the models was studied using the finite element method. Mises stress [14] was used as a criterion for assessing the stress state of mathematical models.

Modelling was performed using the SolidWorks automated design system.

Table 1 – Mechanical characteristics of the materials in the simulation

Material	Young's module (E), MPa	Poisson's ratio, ν
Cortical bone	18350	0,29
Spongy bone	330	0,30
Cartilaginous tissue	10,5	0,49
Cement from TCP	25,0	0,30
Cement from TCP+HA	60,0	0,30
Titan VT-16	1,1·10 ⁵	0,20

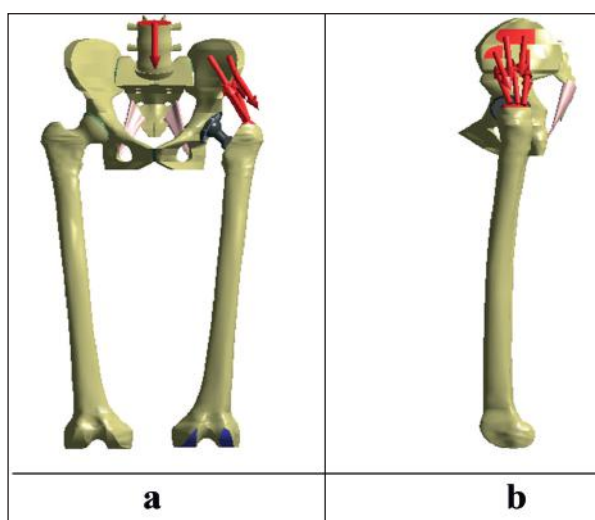


Figure 3 – Model loading scheme: a – view in the frontal plane; b – view in the sagittal plane.

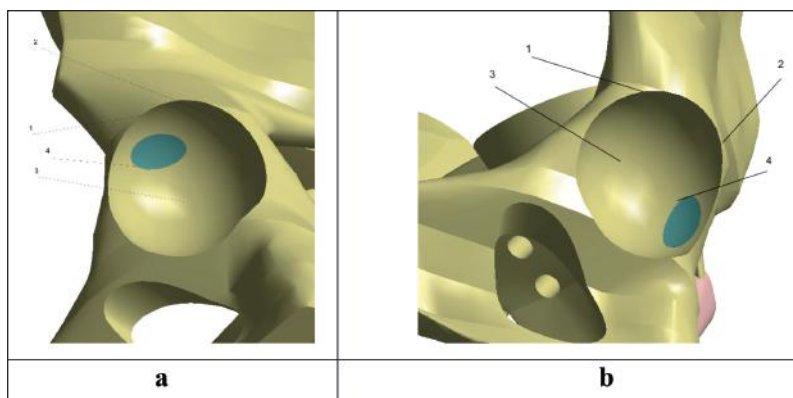


Figure 4 – Scheme of the location of control points: a – for a model with a defect in the upper wall of the acetabulum; b – for a model with a defect of the back wall of the acetabulum. Control points: 1 – upper wall of the acetabulum; 2 – back wall of the acetabulum; 3 – medial wall of the acetabulum; 4 – defect zone.

Calculations of the stress-strain state of the models were performed using the CosmosM software complex [19].

Research results and their discussion.

The first stage of work investigated the stress-deformed state of a pelvis model with a hip joint endoprosthesis without acetabulum defect. The stress distribution in the model can be observed in fig. 5.

The conducted modelling showed that its upper wall is the most loaded during total hip arthroplasty without acetabulum defects, where the stress reaches 23.7 MPa. Slightly lower stress indicators of 19.7 MPa occur in the back wall of the acetabulum. The stress level is insignificant at the bottom of the acetabulum and the zones of the predicted location of cavity defects. It does not ex-

Thus, stresses in the area of the upper wall of the acetabulum increase to 24.3 MPa, in the back – to 20.5 MPa, at the bottom of the acetabulum – to 3.7 MPa, and around the defect – to 2.7 MPa.

Data on stress values at the control points of the model without a defect and in the model with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum are shown in table 2.

The diagram is shown in fig. 7 provides a visual representation of the ratio of stress values in models without a defect and with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum.

As shown in the diagram, a cavity defect in the upper wall of the acetabu-

Table 2 – Stress values at the control points of the model without a defect and in the model with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum

Control points	Stress, MPa	
	without defect	with defect
1	23,7	24,3
2	19,7	20,5
3	3,4	3,7
4	1,5	2,7

lum leads to increased stress levels around the defect and in other areas of the acetabulum.

Let's consider how the stress-strain state of the model changes after filling the cavity defect of the upper wall of the acetabulum.

In fig. 8 shows the distribution of stresses in a model with a defect in the upper wall of the acetabulum filled with biodegradable cement based on TCP.

After filling the cavity defect of the upper wall of the acetabulum with TCP-based cement, the stress level at the control points of the models decreased somewhat compared to the model without filling the defect. The stresses arising in the upper wall of the acetabulum were determined at the level of 24.0 MPa, at the back – 20.3 MPa, at the bottom of the acetabulum – 3.6 MPa, and in the defect zone – 2.4 MPa. As we can see, filling the cavity defect of the upper

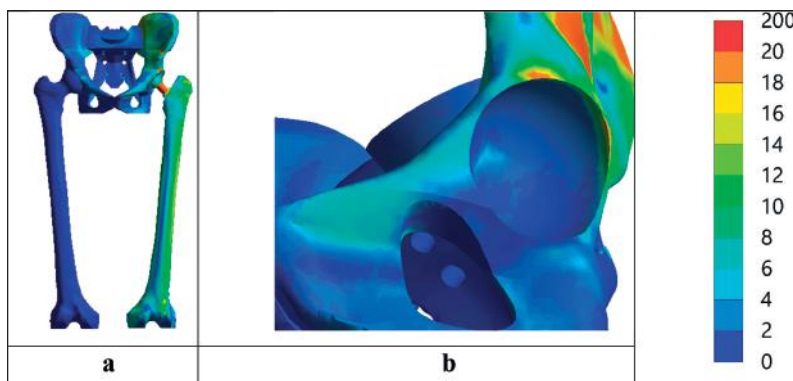


Figure 5 – Pattern of stress distribution in a pelvis model with a hip joint endoprosthesis without bone defects: a – general view; b – acetabulum.

ceed the marks of 3.4 MPa and 1.5 MPa, respectively.

The next stage of the work was to study the stress-strain state of models with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum. The pattern of stress distribution in the model with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum without filling it with artificial materials is shown in fig. 6.

As a result of the research, it was determined that the presence of a cavity defect in the upper wall of the acetabulum leads to an increase in the stress level in all control points of the model.

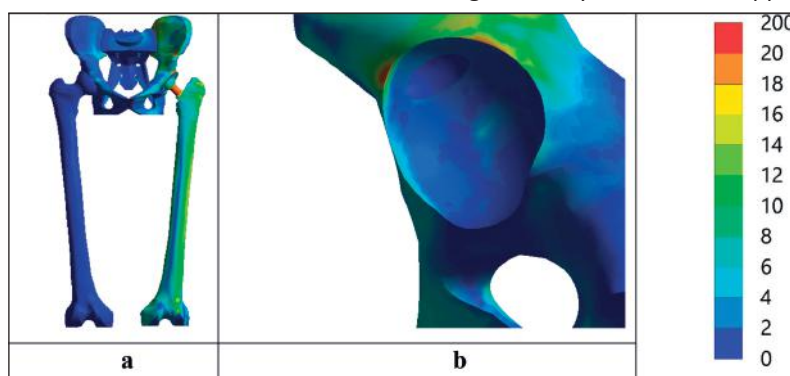


Figure 6 – Pattern of stress distribution in the model of the pelvis with endoprosthesis of the hip joint with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum: a – general view; b – acetabulum.

wall of the acetabulum with biodegrading bone cement based on TCP leads to a slight decrease in the stress level in all areas of the acetabulum.

The stress-strain state of the model with a defect in the upper wall of the acetabulum filled with cement based on TCP with the addition of HA is shown in **fig. 9**.

Cement based on TCP with the addition of HA when filling a cavity defect in the upper wall of the acetabulum allows reducing the stress level in it almost to the level of the model without a defect, namely, on the upper wall – up to 23.8 MPa, on the back wall – up to 20.1 MPa, at the bottom of the acetabulum – up to 3.5 MPa, in the defect zone – up to 2.1 MPa. Thus, filling the cavity defect of the upper wall of the acetabulum with biodegrading bone cement based on TCP with the addition of HA leads to a decrease in the level of stresses in all areas of the acetabulum, more similar to the level of stresses in the absence of defects of the acetabulum.

The conducted study showed that the use of biodegradable cement based on TCP with the addition of HA to fill the cavity defect of the upper wall of the acetabulum during endoprosthesis allows for obtaining a better result from the point of view of reducing the

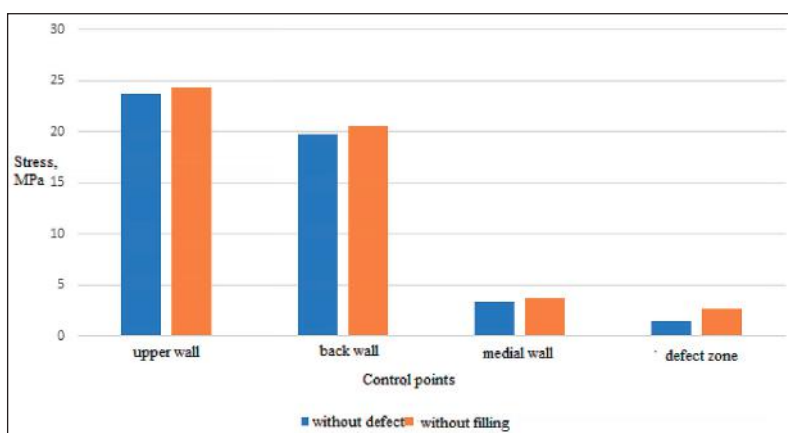


Figure 7 – Diagram of stress values at the control points of the model without a defect and in the model with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum.

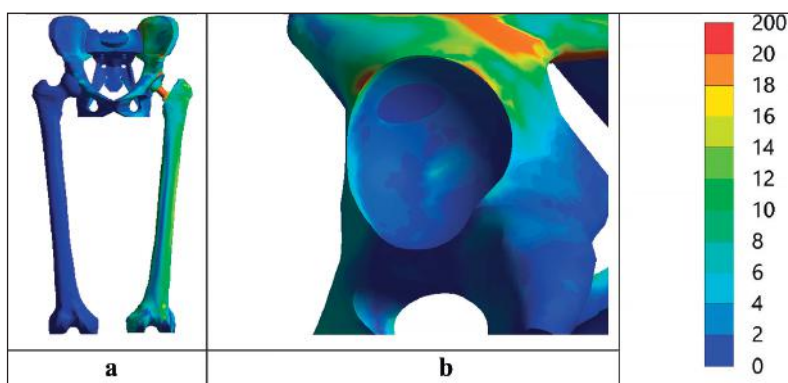


Figure 8 – Pattern of stress distribution in a pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum filled with bone cement based on TCP: a – general view; b – acetabulum.

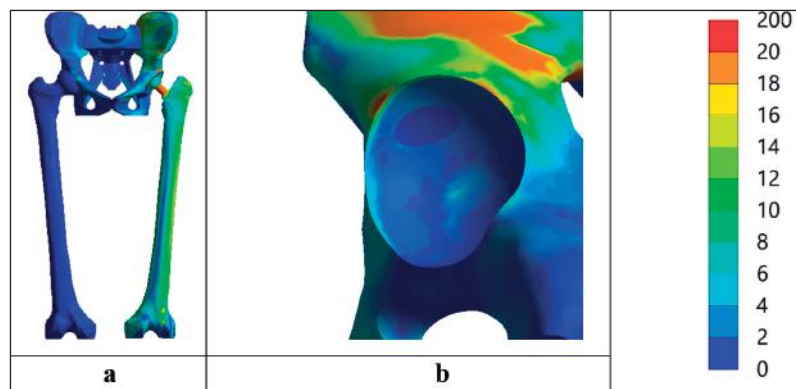


Figure 9 – Pattern of stress distribution in a pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum filled with bone cement based on TCP+HA: a – general view; b – acetabulum.

amount of stress in the acetabulum than the use of cement without HA.

Data on stress values at control points of all variants of models with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum are given in **table 3**.

The diagram shown in **fig. 10** allows us to visually compare the level of stresses in different versions of the pelvis models with hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum.

The diagram shows that a cavity defect in the upper wall of the acetabulum leads to an increase in the stress level in all the investigated zones. The use of bone types of cement to fill the defect allows for reducing the level of stress in all control points of the cavity, while the use

of cement based on TCP with the addition of HA allows for bringing the level of stress in the model as close as possible to the parameters of the model without the defect.

The final stage of the work was to study the stress-strain state of models with a cavity defect of the back wall of the acetabulum. The stress distribution pattern in the model without filling the defect is shown in **fig. 11**.

During endoprosthesis of the hip joint with an unfilled cavity defect of the acetabulum, the stresses in its upper wall are determined at the level of 24.0 MPa, which is higher than in the model without the defect. Also, an increased

stress level is observed in other areas of the acetabulum, and it is 21.3 MPa on its back wall, 3.8 MPa at the bottom of the acetabulum, and 3.0 MPa in the defect zone.

Table 3 – Stress values at the control points of the pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum

Control points	Stress, MPa			
	without defect	with defect	filled TCP	filled TCP+HA
1	23,7	24,3	24,0	23,8
2	19,7	20,5	20,3	20,1
3	3,4	3,7	3,6	3,5
4	1,5	2,7	2,4	2,1

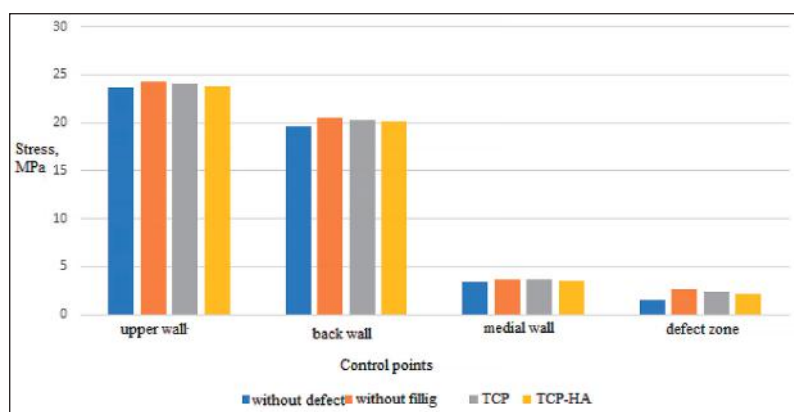


Figure 10 – Diagram of stress values at the control points of the model of the pelvis with endoprosthesis of the hip joint with a cavity defect of the upper wall of the acetabulum.

Data on stress values at the control points of the model without a defect and in the model with a cavity defect of the back wall of the acetabulum are shown in **table 4**.

The diagram shown in **fig. 12** visually represents the ratio of stress values in models without a defect and with a cavity defect of the back wall of the acetabulum.

As shown in the diagram, the presence of a cavity defect in the back wall of the acetabulum leads to an increase in stress levels both around the defect and in other areas of the acetabulum.

Let's consider how it affects the stress level in the model of filling a cavity defect in the back wall of the acetabulum with biodegradable bone cement based on TCP. The stress distribution in the model can be observed in **fig. 13**.

Table 4 – Stress values at the control points of the model without a defect and in the model with a cavity defect of the back wall of the acetabulum

Control points	Stress, MPa	
	without defect	without filling
1	23,7	24,0
2	19,7	21,3
3	3,4	3,8
4	1,8	3,0

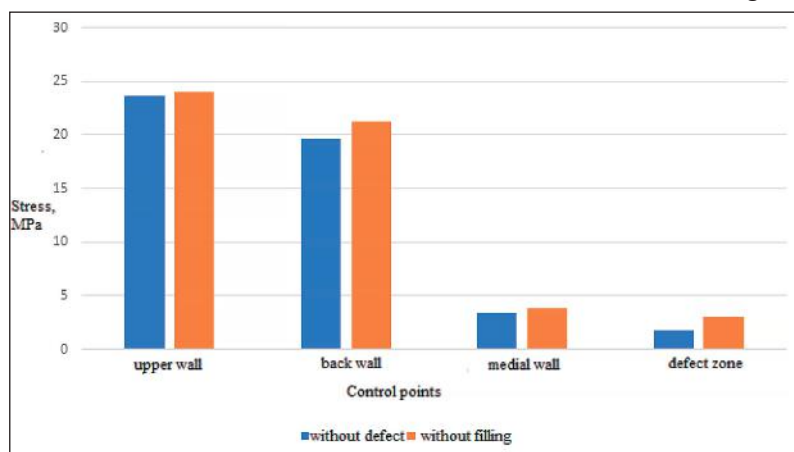


Figure 12 – Diagram of stress values at the control points of the model without a defect and in the model with a cavity defect of the back wall of the acetabulum.

As a result of filling the cavity defect of the back wall of the acetabulum with biodegradable bone cement based on TCP, the stress level at the control points of the model decreases and is determined at the following marks: upper wall – 23.8 MPa, back wall – 20.4 MPa, at the bottom of the acetabulum – 3.6 MPa, the defect zone – 2.3 MPa. As we can see, filling the cavity defect of the upper wall of the acetabulum with biodegradable bone cement based on TCP leads to a slight decrease in the stress level in all areas of the acetabulum.

Fig. 14 shows the stress-deformed state of a pelvis model with a hip joint

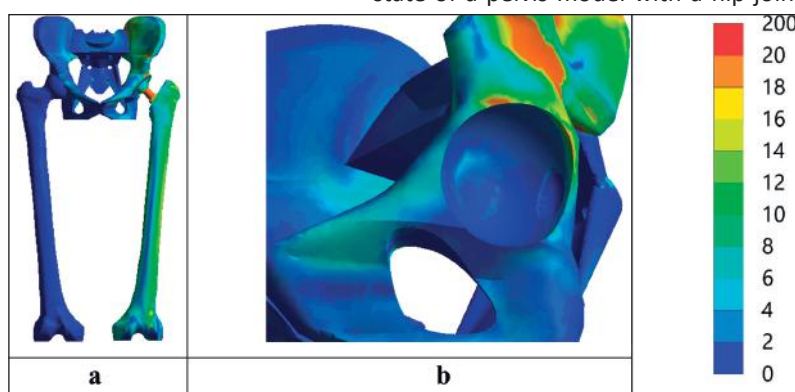


Figure 11 – Pattern of stress distribution in a pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum: a – general view; b – acetabulum.

endoprosthesis in the presence of a cavity defect of the back wall of the acetabulum filled with bone cement based on TCP+HA.

As with the modelling of the defect of the upper wall of the acetabulum, the use of cement based on TCP with the addition of HA to fill the cavity defect of the back wall also allows for reducing the level of stresses in the acetabulum almost to the values of the model without the defect. So, in the upper wall area, the stress is determined at the level of 23.7 MPa, in the back wall – 20.4 MPa, at the bottom of the acetabulum – 3.5 MPa, and in the defect zone – 2.3 MPa. Thus, it can be asserted that filling the cavity defect of the back wall of the acetabulum with biodegradable bone cement based on TCP with the addition of HA leads to a decrease in the stress level in all areas of the acetabulum.

The use of biodegradable cement based on TCP with the addition of HA to fill the cavity defect of the back wall of the acetabulum during endoprosthetics allows obtaining a slightly better result, from the point of view of reducing the amount of stress in the acetabulum, than using cement without HA.

Table 5 shows the data on stress values at the control points of the pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum.

The diagram is shown in **fig. 15** allows you to visually compare the values of stresses at the control points of the pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum.

Redistribution of stresses in the model with a cavity defect of the back wall of the acetabulum, when it is filled with biodegradable types of cement, correlates with the indicators of the model with a defect in the upper wall.

According to the results of the conducted modelling, in the presence of defects of the acetabulum in the model,

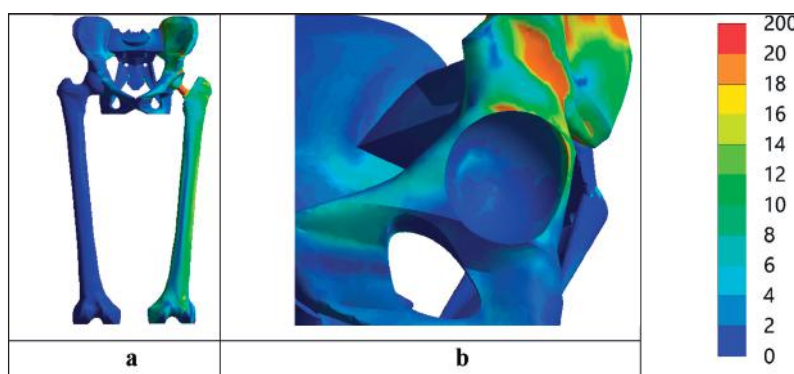


Figure 13 – Pattern of stress distribution in a pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum filled with bone cement based on TCP: a – general view; b – acetabulum.

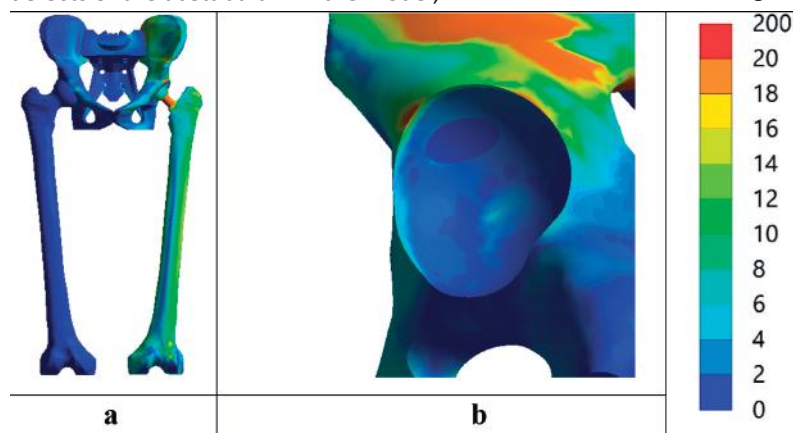


Figure 14 – Pattern of stress distribution in a pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum filled with bone cement based on TCP+HA: a – general view; b – acetabulum.

Table 5 – Stress values at the control points of the pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum

Control points	Stress, MPa			
	without defect	without filling	TCP	TCP+HA
1	23,7	24,0	23,8	23,7
2	19,7	21,3	20,7	20,4
3	3,4	3,8	3,6	3,5
4	1,8	3,0	2,8	2,3

there are no pronounced changes in the stress-strain state. However, in the presence of defects in the acetabulum, an increase in stress indicators at the control

points is noted compared to the acetabulum without defects.

Biodegradable bone types of cement, under the conditions of filling defects of bone tissue, although according to their characteristics, have lower values of Young's modulus compared to cancellous bone, which allows for reducing the level of stress in the acetabulum. Cement based on TCP with the addition of HA maximally corresponds to the indicators recorded during the study on a model without a defect, which the approximation to the mechanical properties of spongy bone tissue can explain.

Conclusions.

According to the results of mathematical modelling, the presence of cavity defects of the acetabulum during total arthroplasty leads to increased stress in its upper and back walls. An increase in the magnitude of the load occurring in the acetabulum can directly affect the stability of the acetabular component of the endoprosthesis. The presence of defects, without their plastic replacement, provokes the appearance of overload zones and negatively affects the fixation of the acetabular component.

The use of biodegradable types of cement based on TCP allows to reduce the level of stress in control points, and cement based on TCP with the addition of HA brings the stress indicators in the acetabulum closer to the level of the model without a defect, creating conditions for the formation of full-fledged contact at the endoprosthesis/bone tissue interface.

Prospects for further research.

Since the properties of biodegrading types of cement are poorly studied, it seems appropriate to study their mechanical properties, the rate of biodegradation and the possibility of its regulation, osteoinductive properties, the speed of the bone formation process in the defect zone, etc.

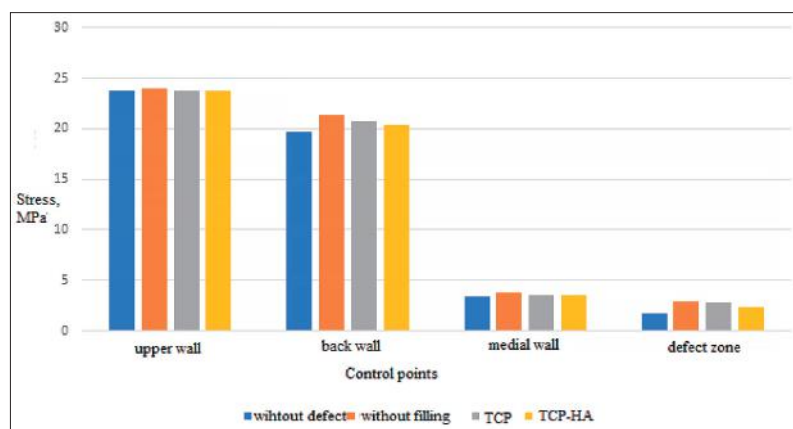


Figure 15 – Diagram of stress values at the control points of the pelvis model with a hip joint endoprosthesis with a cavity defect of the back wall of the acetabulum.

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ "ТАЗ-ЕНДОПРОТЕЗ" ПРИ ЗАПОВНЕННІ ПОРОЖНИННОГО ДЕФЕКТУ КУЛЬШОВОЇ ЗАПАДИНИ БІОДЕГРАДУЮЧИМИ ЦЕМЕНТАМИ

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України»
(м. Харків, Україна)

korab.karpinsky9@gmail.com

Нестабільність компонентів ендопротезу різноманітного генезу зустрічається найчастіше серед ускладнень ендопротезування кульшового суглоба. Наявність дефектів кульшової западини є одним з факторів, що негативно впливають на стабільність в системі імплантат-кісткова тканина.

Метою дослідження було визначити зміни механічних напружень виникаючих в кульшовій западині при ендопротезуванні, які відбуваються в умовах наявності порожнинних дефектів, та зміну показників при заповненні цих дефектів біодеградуєчими цементами (двох типів).

Проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану системи "таз-ендопротез" при заповненні порожнинного дефекту кульшової западини біодеградуєчими цементами. Моделювали порожнинні дефекти верхньої та задньої стінок кульшової западини.

Доведено, що порожнинні дефекти верхньої та задньої стінок кульшової западини призводять до підвищення механічних напружень, як навколо дефекту, так і в інших ділянках кульшової западини. Заповнення дефектів кісткової тканини біодеградуєчими кістковими цементами дозволяють знизити рівень напружень в кульшовій западині.

Збільшення величини напружень в кульшовій западині при виникненні порожнинного дефекту може негативно впливати на стабільність ацетабулярного компоненту ендопротеза. Наявність дефектів, без пластичного їх заміщення, провокує появу зон перевантаження та негативно впливає на фіксацію ацетабулярного компонента. Використання біодеградуєчих цементів на основі трикальційфосфату дозволяє знизити рівень напружень в кульшовій западині, а додавання до складу цементу гідроксилапатиту наближує показники напружень до рівня моделі без дефекту, що створює умови до формування повноцінного контакту на межі ендопротез\кісткова тканина.

Ключові слова: ендопротезування, кульшова западина, порожнинний дефект, кістковий цемент.

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.

Дослідження були виконані в рамках НДР «Експериментальне вивчення реакцій кісткової тканини та біомеханічних властивостей системи «імплантат – кістка» у разі використання інноваційних 3d-друкованих матеріалів з полімолочної кислоти та трабекулярного титану», № держреєстрації 0119U102449.

Вступ.

Позитивним проявом підвищення якості життя людини, є подовження середньої тривалості віку населення в розвинутих країнах [1]. Люди прагнуть зберегти активність впродовж якомога більш тривалого часу. Напрямку із цим пов'язано підвищення кількості оперативних втручань, особливо проведення ендопротезування крупних суглобів [2].

Серед ускладнень ендопротезування кульшового суглоба частіше за все виділяють нестабільність компонентів ендопротезу, різноманітного генезу. За даними проведених досліджень, нестабільність в ацетабулярному компоненті формується вдвічі частіше, порівняно із ніжною [3, 4]. Ревізійне ендопротезування показано в 25% випадків, згідно Німецького реєстру ендопротезів, саме через нестабільність чашки ендопротезу [5]. Такі дегенеративні захворювання як коксартроз, сприяють розрідженню кісткової тканини, формуванню зон склерозу, кіст кульшової западини. Одним з факторів що негативно впливають на стабільність в системі імплантат-кісткова тканина, є

наявність дефектів кульшової западини. Метою дослідження є обґрунтування, з біомеханічної точки зору, потреби в заміщенні дефектів кульшової западини. В рамках дисертаційного дослідження при моделюванні заповнення порожнинних дефектів кульшової западини використовувалися цемент на основі трикальційфосфату (ТКФ), та цемент на основі ТКФ посиленний голками гідроксилапатиту (ГА). Біодеградація вищевказаних матеріалів була доведена експериментальними методами [6, 7]. Моделювали дефекти верхньої та задньої стінок кульшової западини [8, 9], бо ці зони є найбільш навантаженими, через що мають більше клінічне значення.

Мета дослідження.

Визначити зміни механічних напружень виникаючих в кульшовій западині при ендопротезуванні, які відбуваються в умовах наявності порожнинних дефектів, та зміну показників при заповненні цих дефектів біодеградуєчими цементами (двох типів).

Об'єкт і методи дослідження.

В лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» було проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану системи «таз-ендопротез» при заповненні порожнинного дефекту кульшової западини біодеградуєчими цементами. Для вирішення поставленого завдання була використана базова модель таза з ендопротезом лівого кульшового суглоба [10]. Зовнішній вигляд базової моделі наведено на **рис. 1**.

Базова модель містить таз, крижовий відділ хребта, стегнові кістки та ендопротез лівого кульшового суглоба. На базовій моделі моделювали порожнинний дефект кульшової западини овальної форми з параметрами: великий діаметр – 30 мм, малий – 20 мм, глибина – 2/3 товщини медіальної стінки кульшової западини. Моделювали два варіанти розташування порожнинного дефекту – верхньої та задньої стінок кульшової западини. Зовнішній вигляд кульшової западини з варіантами розташування порожнинних дефектів наведено на **рис. 2**.

При проведенні дослідження вивчали напружено-деформований

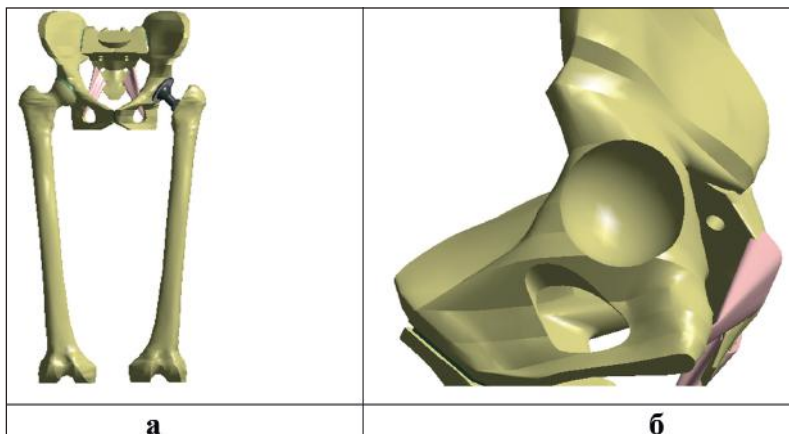


Рисунок 1 – Базова модель таза з ендопротезом кульшового суглоба: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

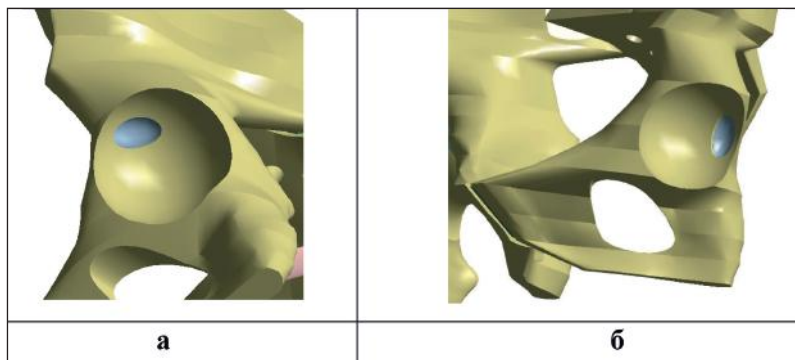


Рисунок 2 – Модель таза з порожнинним дефектом кульшової западини: а – дефект верхньої стінки; б – дефект задньої стінки.

стан чотирьох моделей без дефекту кульшової западини, з порожнинними дефектами без заповнення штучними матеріалами та з заповненням порожнинних дефектів кульшової западини біодеградуєчими цементами на основі трикальційфосфату (ТКФ) і трикальційфосфату з додаванням гідроксилапатиту (ГА).

У нашому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. В якості скінченного елемента, був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усі матеріали, з яких складалися моделі, одержали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [11, 12, 13, 14]. Властивості металоконструкцій було обрано відповідно до технічної літератури [15]. Механічні властивості біодеградуєчих кісткових цементів були отримані в результаті проведення експериментальних досліджень [7]. Дані про механічні характеристики матеріалів, що використовуються в моделюванні наведені в **табл. 1**.

В процесі дослідження моделювали одноопорне стояння на лівій кінцівці. Для цього моделі навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 540 Н [16], що відповідає середній вазі людини без урахування ваги опорної кінцівки. Між великим вертлюгом лівої стегнової кістки та крилом здухвинної кістки імітували дію аддукторів стегна, шляхом введення відповідних сил. Моделювали дію gluteusmedius (середній сідничний м'яз) силою 1150 Н та gluteusminimus (малий сідничний м'яз) силою 50 Н [17, 18]. В області колінного суглобу на рівні ви-

ростків лівої стегнової кістки всі моделі мали жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на **рис. 3**.

Для порівняння змін напружено-деформованого стану різних варіантів моделей, було вивчено величину механічних напружень в певних контрольних точках. Схему розташування контрольних точок, в яких проводили контроль величини напружень, наведено на **рис. 4** та в **табл. 2**.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували

Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, які у моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Цемент з ТКФ	25,0	0,30
Цемент з ТКФ+ГА	60,0	0,30
Титан BT-16	1,1·10 ⁵	0,20

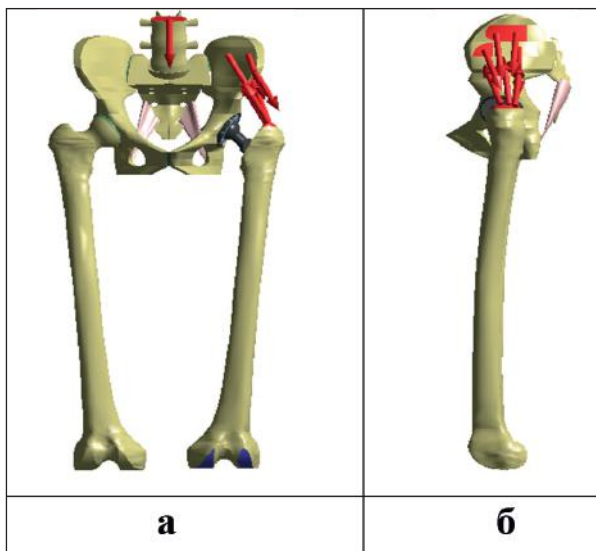


Рисунок 3 – Схема навантаження моделей: а – вид у фронтальній площині; б – вид у сагітальній площині.

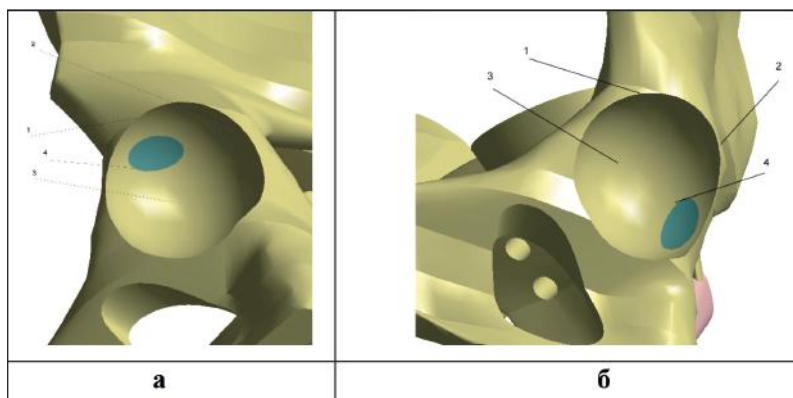


Рисунок 4 – Схема розташування контрольних точок: а – для моделі з дефектом верхньої стінки кульшової западини; б – для моделі з дефектом задньої стінки кульшової западини. Контрольні точки: 1 – верхня стінка кульшової западини; 2 – задня стінка кульшової западини; 3 – медіальна стінка кульшової западини; 4 – зона дефекту.

за допомогою методу скінчених елементів. В якості критерію оцінки напруженого стану математичних моделей використовували напруження за Мізесом [14].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [19].

Результати дослідження та їх обговорення.

Першим етапом роботи досліджували напружено-деформований стан моделі тазу з ендопротезом кульшового суглоба без дефекту кульшової запа-

щиний і не перевищує позначок 3,4 МПа та 1,5 МПа, відповідно.

Наступним етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделей з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини. Картину розподілу напружень в моделі з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини без її заповнення штучними матеріалами наведено на **рис. 6**.

В результаті проведеного дослідження визначено, що наявність порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини призводить до підвищення рівня напружень в усіх контрольних точках моделі. Так, напруження в ділянці верхньої стінки

Таблиця 2 – Величини напружень в контрольних точках моделі без дефекту і в моделі з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	без дефекту	з дефектом
1	23,7	24,3
2	19,7	20,5
3	3,4	3,7
4	1,5	2,7

кульшової западини зростають до 24,3 МПа, в задній – до 20,5 МПа, в дні кульшової западини – до 3,7 МПа і навколо дефекту – до 2,7 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі без дефекту і в моделі з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини наведені в **табл. 2**.

Діаграма, яка наведена на **рис. 7** надає наочне уявлення про співвідношення величин напружень в моделях без дефекту і з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини.

Як показано на діаграмі, наявність порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини призводить до підвищення величин напружень,

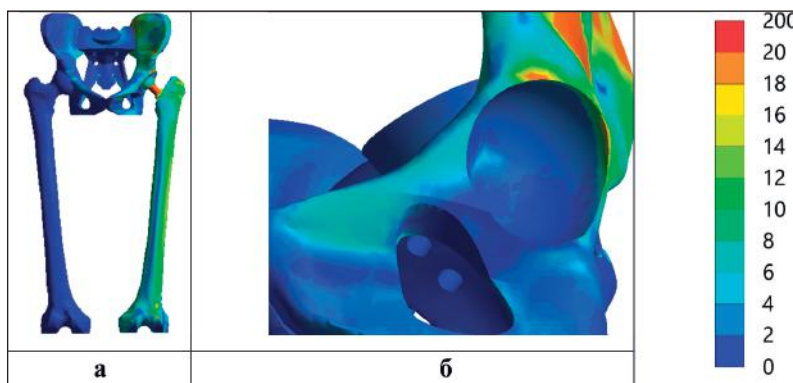


Рисунок 5 – Картину розподілу напружень в моделі тазу з ендопротезом кульшового суглоба без кісткових дефектів: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

дини. Розподіл напружень в моделі можна спостерігати на **рис. 5**.

Проведене моделювання показало, що при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба без дефектів кульшової западини найбільш навантаженою є її верхня стінка, де напруження сягають позначки 23,7 МПа. Трохи менші показники напруження 19,7 МПа виникають в задній стінці кульшової западини. На дні кульшової западини і зонах передбаченого розташування порожнинних дефектів рівень напружень не-

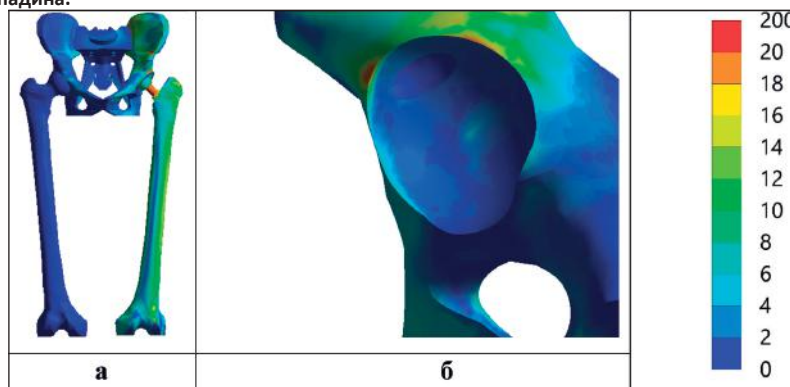


Рисунок 6 – Картину розподілу напружень в моделі тазу з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

як навколо дефекту, так і в інших ділянках кульшової западини.

Розглянемо, як змінюється напружено-деформований стан моделі після заповнення порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини.

На **рис. 8** наведено розподіл напружень в моделі з дефектом верхньої стінки кульшової западини, заповненим біодеградуючим цементом на основі ТКФ.

Після заповнення порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини цементом на основі ТКФ, рівень напружень в контрольних точках моделей декілька знизився в порівнянні з моделлю без заповнення дефекту. Напруження виникають в верхній стінці кульшової западини були визначені на рівні 24,0 МПа, на задній – 20,3 МПа, на дні кульшової западини – 3,6 МПа, в зоні дефекту – 2,4 МПа. Як бачимо, заповнення порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини кістковим біодеградуючим цементом на основі ТКФ приводить до незначного зниження рівня напружень на всіх ділянках кульшової западини.

Напружено-деформований стан моделі з дефектом верхньої стінки

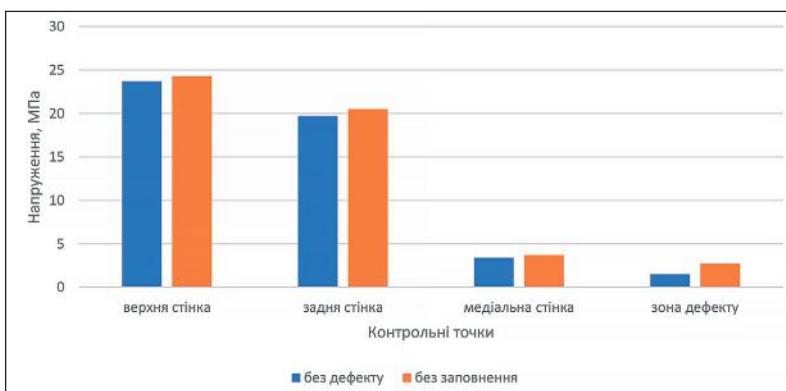


Рисунок 7 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі без дефекту і в моделі з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини.

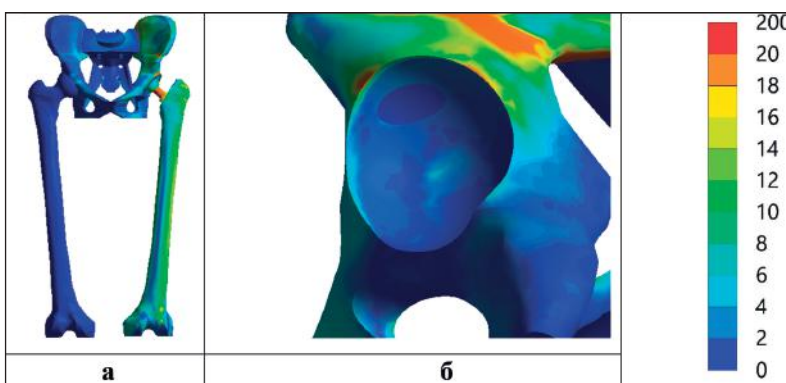


Рисунок 8 – Картина розподілу напружень в моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини заповненим кістковим цементом на основі ТКФ: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

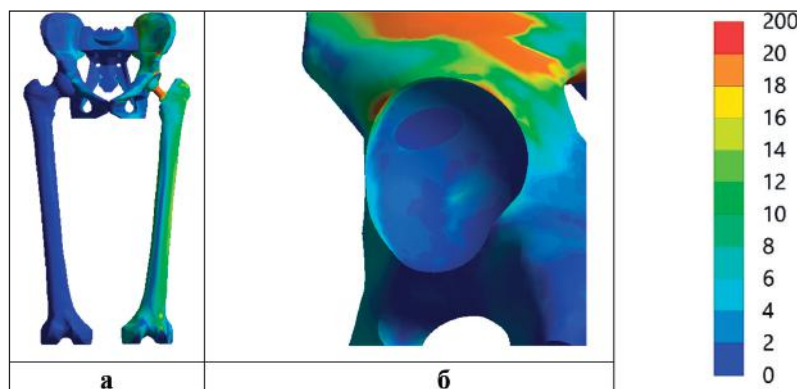


Рисунок 9 – Картина розподілу напружень в моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини заповненим кістковим цементом на основі ТКФ+ГА: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

кульшової западини заповненої цементом на основі ТКФ з додаванням ГА наведено на **рис. 9**.

Цемент на основі ТКФ з додаванням ГА при заповненні порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини дозволяє знизити рівень напружень в неї практично до рівня моделі без дефекту, а саме, на верхній стінці – до 23,8 МПа, на задній стінці – до 20,1 МПа, на дні кульшової западини – до 3,5 МПа, в зоні дефекту – до 2,1 МПа. Таким чином, заповнення порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини кістковим біодеградуючим цементом на основі ТКФ з додаванням ГА приводить до зниження рівня напружень на всіх ділянках кульшової

западини, більш подібного до рівня напружень при відсутності дефектів кульшової западини.

Проведене дослідження показало, що використання біодеградуючого цементу на основі ТКФ з додаванням ГА для заповнення порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини при ендопротезуванні дозволяє отримати кращий результат, з точки зору зниження величин напружень в кульшової западині, ніж використання цементу без ГА.

Дані про величини напружень в контрольних точках всіх варіантів моделей з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини наведені в **табл. 3**.

Наочно порівняти рівень напружень в різних варіантах моделей таза з ендопротезом кульшового

Таблиця 3 – Величини напружень в контрольних точках моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини

Контрольні точки	Напруження, МПа			
	без дефекту	з дефектом	заповн.ТКФ	заповн. ТКФ+ГА
1	23,7	24,3	24,0	23,8
2	19,7	20,5	20,3	20,1
3	3,4	3,7	3,6	3,5
4	1,5	2,7	2,4	2,1

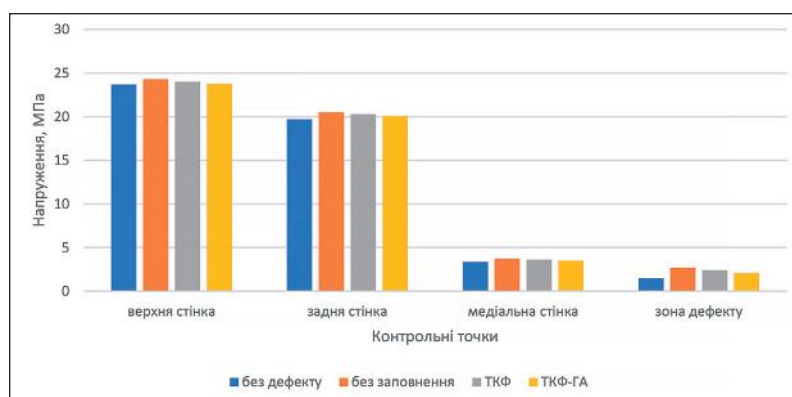


Рисунок 10 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини.

суглоба з порожнинним дефектом верхньої стінки кульшової западини дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 10.

Діаграма демонструє, що наявність порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини призводить до підвищення рівня напружень в усіх досліджених зонах. Використання кісткових цементів для заповнення дефекту дозволяє знизити рівень напружень во всіх контрольних точках западини, при цьому використання цементу на основі ТКФ з додаванням ГА дозволяє максимально наблизити рівень напружень в моделі до показників моделі без дефекту.

Заключним етапом роботи досліджували напружено-деформований стан моделей з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини. Карти-

Таблиця 4 – Величини напружень в контрольних точках моделі без дефекту і в моделі з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини

Контрольні точки	Напруження, МПа	
	без дефекту	без заповнення
1	23,7	24,0
2	19,7	21,3
3	3,4	3,8
4	1,8	3,0

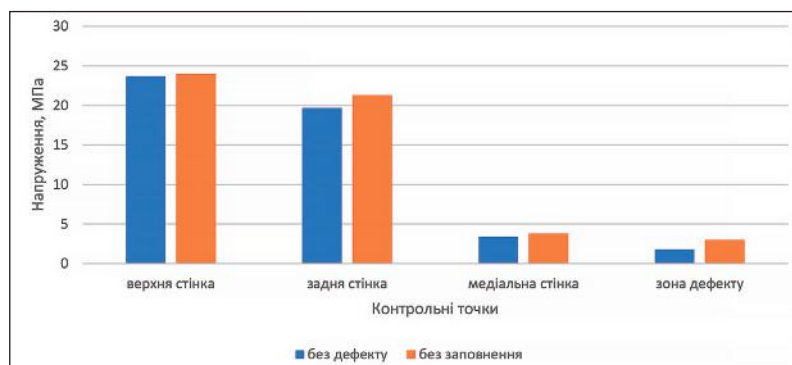


Рисунок 12 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі без дефекту і в моделі з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини.

ну розподілу напружень в моделі без заповнення дефекту наведено на рис. 11.

При ендопротезуванні кульшового суглоба з незаповненим порожнинним дефектом кульшової западини напруження в її верхній стінці визначаються на рівні 24,0 МПа, що вище ніж в моделі без дефекту. Також підвищений півень напружень спостерігається і на інших ділянках кульшової западини, а сама, на її задній стінці – 21,3 МПа, на дні кульшової западини – 3,8 МПа, в зоні дефекту – 3,0 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі без де-

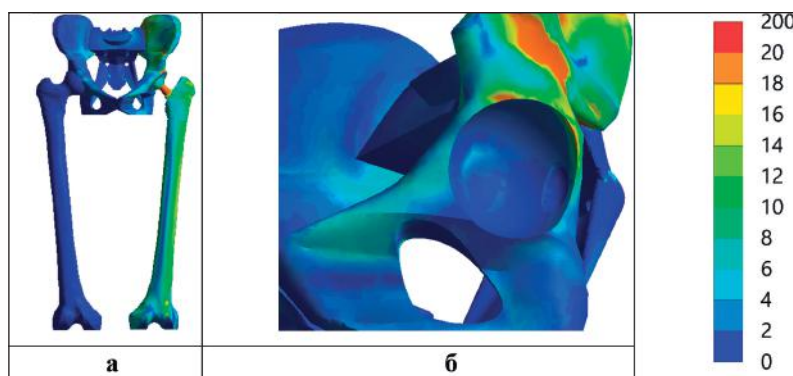


Рисунок 11 – Картина розподілу напружень в моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

фекту і в моделі з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини наведені в табл. 4.

Діаграма, яка наведена на рис. 12 надає наочне уявлення про співвідношення величин напружень в моделях без дефекту і з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини.

Як показано на діаграмі, наявність порожнинного дефекту задньої стінки кульшової западини призводить до підвищення величин напружень, як навколо дефекту, так і в інших ділянках кульшової западини.

Розглянемо, як впливає на рівень напружень в моделі заповнення порожнинного дефекту задньої стінки кульшової западини біодеградуючим кістковим цементом на основі ТКФ. Розподіл напружень в моделі можна спостерігати на рис. 13.

В результаті заповнення порожнинного дефекту задньої стінки кульшової западини біодеградуючим кістковим цементом на основі ТКФ рівень напружень в контрольних точках моделі знижується і визначається на таких позначках: верхня стінка – 23,8 МПа, задня стінка – 20,4 МПа, на дні кульшової западини – 3,6 МПа, зона дефекту – 2,3 МПа. Як бачимо, заповнення порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини кістковим біодеградуючим цементом на основі ТКФ приводить до незначного зниження рівня напружень на всіх ділянках кульшової западини.

На рис. 14 відображено напружено-деформований стан моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба при наявності порожнинного дефекту задньої стінки кульшової западини заповненим кістковим цементом на основі ТКФ+ГА.

Як і при моделюванні дефекту верхньої стінки кульшової западини, використання цементу на основі ТКФ з додаванням ГА для заповнення порожнинного дефекту задньої стінки також дозволяє знизити рівень напружень в кульшової западини практично до показників моделі без дефекту. Отже, в ділянці верхньої стінки напруження визначають на рівні 23,7 МПа,

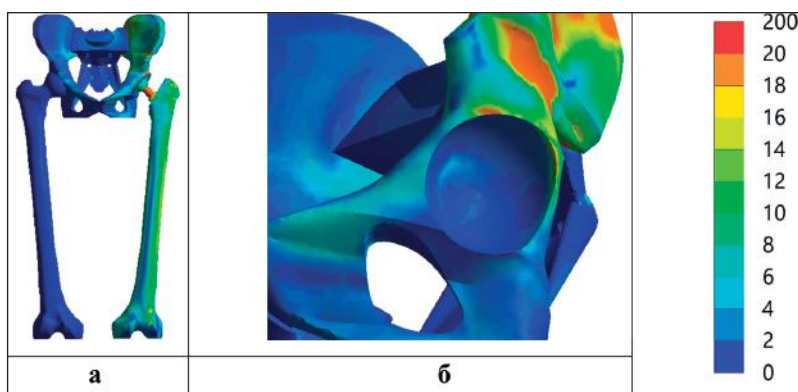


Рисунок 13 – Картина розподілу напружень в моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини заповненим кістковим цементом на основі ТКФ: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

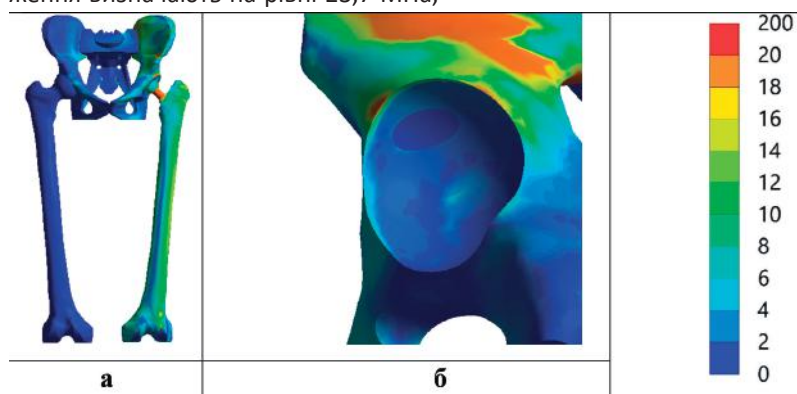


Рисунок 14 – Картина розподілу напружень в моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини заповненим кістковим цементом на основі ТКФ+ГА: а – загальний вигляд; б – кульшова западина.

Таблиця 5 – Величини напружень в контрольних точках моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини

Контрольні точки	Напруження, МПа			
	без дефекту	без заповнення	ТКФ	ТКФ+ГА
1	23,7	24,0	23,8	23,7
2	19,7	21,3	20,7	20,4
3	3,4	3,8	3,6	3,5
4	1,8	3,0	2,8	2,3

задньої стінки – 20,4 МПа, на дні кульшової западини – 3,5 МПа, в зоні дефекту – 2,3 МПа. Таким чином можна стверджувати, що заповнення порожнинно-

го дефекту задньої стінки кульшової западини кістковим біодеградуючим цементом на основі ТКФ з додаванням ГА приводить до зниження рівня напружень на всіх ділянках кульшової западини.

Використання біодеградуючого цементу на основі ТКФ з додаванням ГА для заповнення порожнинного дефекту задньої стінки кульшової западини при ендопротезуванні дозволяє отримати декілька кращий результат, з точки зору зниження величин напружень в кульшової западині, ніж використання цементу без ГА.

В табл. 5 наведені дані про величини напружень в контрольних точках моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини.

Діаграма, яка наведена на рис. 15 дозволяє наочно порівняти величини напружень в контрольних точках моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини.

Перерозподіл напружень в моделі з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини, при заповненні його біодеградуючими цементами корелює з показниками моделі з дефектом верхньої стінки.

Згідно з результатами проведеного моделювання, при наявності дефектів кульшової западини в

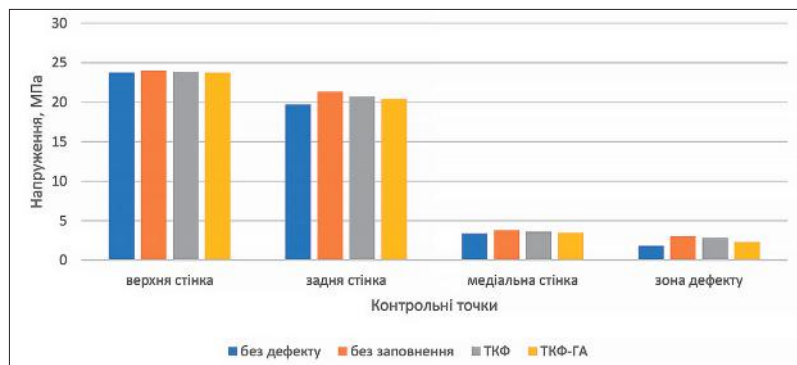


Рисунок 15 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі таза з ендопротезом кульшового суглоба з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини.

моделі не відбувається надто виражених змін напружено-деформованого стану. Проте, при наявності дефектів кульшової западини відмічається підвищення показників напружень в контрольних точках, порівняно з кульшовою западиною без дефектів.

Біодеградуючі кісткові цементи, при умовах заповнення дефектів кісткової тканини, хоча за своїми характеристиками і мають нижчі показники модуля Юнга, порівняно з губчастою кісткою, але дозволяють знизити рівень напружень в кульшовій западині. Цемент на основі ТКФ з

додаванням ГА максимально відповідає показникам зафіксованим при дослідженні на моделі без дефекту, що можна пояснити наближенням до механічних властивостей губчастої кісткової тканини.

Висновки.

Згідно з результатами проведеного математичного моделювання, наявність порожнинних дефектів кульшової западини при проведенні тотального ендопротезування, призводить до підвищення величини напружень в її верхній та задній стінках. Збільшення величини навантаження, що виникає в кульшовій западині може безпосередньо впливати на стабільність ацетабулярного компонента ендопротеза. Наявність дефектів, без пластичного їх заміщення, провокує появу зон перевантаження та негативно впливає на фіксацію ацетабулярного компонента.

Використання біодеградуєчих цементів на основі ТКФ дозволяє знизити рівень напружень в контрольних точках, а цемент на основі ТКФ з додаванням ГА наближує показники напружень в кульшовій западині до рівня моделі без дефекту, створюючи умови до формування повноцінного контакту на межі ендопротез\кісткова тканина.

Перспективи подальшого дослідження.

Так як властивості біодеградуєчих цементів мало вивчені, уявляється доцільним вивчення їх механічних властивостей, швидкості біодеградації і можливість її регулювання, остеоіндуктивні властивості, швидкість процесу кісткоутворення в зоні дефекту та ін.

References / Література

1. OECD. Health at a glance 2017: OECD indicators. Paris: OECD; 2017. DOI: https://doi.org/10.1787/health_glance-2017-en.
2. Johanson NA, Driftmier KR, Cerny DL, Stehman CC. Grading acetabular defects. Potribno dlya universal'noyi i pravyl'noyi systemy. J Arthroplasty. 2010;25(3):425-431. DOI: [10.1016/j.arth.2009.02.021](https://doi.org/10.1016/j.arth.2009.02.021).
3. Gollwitzer H, von Eisenhart-Rothe R, Holzapfel BM, Gradinger R. Revisionsendoprothetik: Hüftpfannenwechsel. Khirurh. 2010;81:284-292. DOI: [10.1007/s00104-009-1845-2](https://doi.org/10.1007/s00104-009-1845-2).
4. Kärrholm J, Mohaddes M, Odén D, Vinblad J, Rogmark C, Rolfson O. The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual report 2017. Gothenburg: University of Gothenburg; 2017. 144 p.
5. Grimberg A, Volkmar Jansson V, Liebs T, Melsheimer O, Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland. EPRD Jahresbericht; 2016. 67 p. Available from: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2016_Einzelseiten_Online-Version.pdf.
6. Poplavs'ka K, Filipenko V, Karpins'ka O, Karpins'kyi M, Arutyunyan Z. Renthenometrychnye doslidzhennya optychnoyi shchil'nosti kistok shchuriv pislya zapovnennya defektiv kistkovoyi tkanyny kistkovymi tsementamy na osnovi trykal'tsiyfosfatu. Travma. 2022;23(3):23-28. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.23.2022.896>. [in Ukrainian].
7. Filipenko VA, Poplavs'ka KS, Karpins'ka OD, Karpins'kyi MYU. Study strength of femoral bone of rats after filling bone tissue defects with bone cement based on tricalcium phosphate. World of Medicine and Biology. 2022;79(1):227-231. DOI: [10.26724/2079-8334-2022-1-79-227-231](https://doi.org/10.26724/2079-8334-2022-1-79-227-231).
8. Tyazhelov AA, Filipenko VA, Yares'ko OV, Bondarenko SYE. Matematychna model' tazu dlya rozrakhunku yoho napruzhenno-deformovanoho stanu. Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya. 2015;(1):25-33. [in Ukrainian].
9. Filipenko VA, Tan'kut VA, Bondarenko SYE, Staude VA, Yares'ko AV, Akondzh M. Napruzhenno-deformovany stan modeli tazu ta kul'shovoho suhloba v riznykh fazakh kroku. Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya. 2015;(4):31-36. [in Ukrainian].
10. Bondarenko SYE, Denysenko SA, Karpins'kyi MYU, Yares'ko VV. Doslidzhennya vplyvu chashok endoproteziv kul'shovoykh suhlobiv iz porystoho tytanu na rozpodil napruzhen' u kistkoviyi tkanyni (matematychnye modelyuvannya). Travma. 2021;22(3):28-37. DOI: [10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320](https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320). [in Ukrainian].
11. Berezovs'kyi VA, Kolotylov PN. Biofizychni vlastyivosti tkanyn lyudyny. Kyiv: Naukova dumka; 1990. 224 s. [in Ukrainian].
12. Vasyluk VL, Koval' OA, Karpins'kyi MYU, Yares'ko VV. Matematychnye modelyuvannya variantiv osteosyntezy perelomiv distal'noho metaepifizya velykohomilkovoyi kistky typu S1. Travma. 2019;20(1):37-46. DOI: [10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666](https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666). [in Ukrainian].
13. Korzh MO, Romanenko KK, Prozorovs'kyi DV, Karpins'kyi MYU, Yares'ko VV. Matematychnye modelyuvannya vplyvu deformatsiyi kistok homilky na navantazhennya suhlobiv nyzhn'oyi kintsivky. Travma. 2016;17(3):23-24. [in Ukrainian].
14. Gere JM, Tymoshenko SP. Mekhaniky z materialom. 1997. 912 s. [in Ukrainian].
15. Rao SS. The Finite Element Method in Engineering. Fifth Edition. Elsevier Science: Année de Publication; 2010. 726 p.
16. Zrazhiv IF, Adamovych IV, Barer IV. Problema mitsnosti v biomekhanitsi: Navchal'nyy posibnyk dlya tekhnichnykh. ta biol. spets. VNZ. Moskva: Vyshcha shkola; 1988. 311 s.
17. Tazhynov O, Filipenko V, Yaresko O, Bondarenko S. Matematychna model' tazu dlya rozrakhunku yoho napruzhenno-deformovanoho stanu. Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya. 2015;1:25-33. DOI: [10.15674/0030-59872015125-33](https://doi.org/10.15674/0030-59872015125-33). [in Ukrainian].
18. Tyazhelov AA, Karpins'kyi MYU, Karpins'ka OD, Honcharova LD, Klymovyts'kyi RV. Modelyuvannya roboty m'yaziv tazovoho poyasa pislya endoprotezuvannya kul'shovoho suhloba pry riznyi velychyni zahal'noho stehnovoho ofsetu. Travma. 2017;18(6):133-140. DOI: [10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191](https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191). [in Ukrainian].
19. Kumar K, Zindani D, Davim JP. Mastering SolidWorks. Practical Examples. Springer Cham; 2020. 316 p. DOI: [10.1007/978-3-030-38901-1](https://doi.org/10.1007/978-3-030-38901-1).

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «ТАЗ-ЕНДОПРОТЕЗ» ПРИ ЗАПОВНЕННІ ПОРОЖНИННОГО ДЕФЕКТУ КУЛЬШОВОЇ ЗАПАДИНИ БІОДЕГРАДУЮЧИМИ ЦЕМЕНТАМИ

Поплавська К. С., Філіпенко В. А., Карпінський М. М., Яресько О. В.

Резюме. Вступ. Серед ускладнень ендопротезування кульшового суглоба частіше за все виділяють не-стабільність компонентів ендопротезу, різноманітного генезу. Одним з факторів що негативно впливають на стабільність в системі імплантат-кісткова тканина, є наявність дефектів кульшової западини.

Мета. Визначити зміни механічних напружень виникаючих в кульшовій западині при ендопротезуванні, які відбуваються в умовах наявності порожнинних дефектів, та зміну показників при заповненні цих дефектів біодеградуєчими цементами (двох типів).

Об'єкт і методи дослідження. Проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану системи «таз-ендопротез» при заповненні порожнинного дефекту кульшової западини біодеградуєчими цементами. Моделювали порожнинний дефект кульшової западини овальної форми з параметрами: великий діаметр – 30 мм, малий – 20 мм, глибина – 2/3 товщини медіальної стінки кульшової западини та два варіанта розташування порожнинного дефекту – верхньої та задньої стінок кульшової западини. Моделі навантажу-

вали вертикальною розподіленою силою величиною 540 Н. Моделювали дію *gluteusmedius* силою 1150 Н та *gluteusminimus* силою 50 Н.

Результати. Наявність порожнинного дефекту верхньої стінки кульшової западини призводить до підвищення величин напружень, як навколо дефекту, так і в інших ділянках кульшової западини. Використання біодеградуючого цементу на основі трикальційфосфату (ТКФ) з додаванням гідроксилапатиту (ГА) для заповнення порожнинного дефекту задньої стінки кульшової западини при ендопротезуванні дозволяє отримати декілька кращій результат, з точки зору зниження величин напружень в кульшової западині, ніж використання цементу без ГА. Перерозподіл напружень в моделі з порожнинним дефектом задньої стінки кульшової западини, при заповненні його біодеградуючими цементами корелює з показниками моделі з дефектом верхньої стінки. Біодеградуючі кісткові цементі, при умовах заповнення дефектів кісткової тканини, хоча за своїми характеристиками і мають нижчі показники модуля Юнга, порівняно з губчастою кісткою, але дозволяють знизити рівень напружень в кульшовій западині. Цемент на основі ТКФ з додаванням ГА максимально відповідає показникам зафіксованим при дослідженні на моделі без дефекту, що можна пояснити наближенням до механічних властивостей губчастої кісткової тканини.

Висновки. Наявність порожнинних дефектів кульшової западини при проведенні тотального ендопротезування, призводить до підвищення величини напружень в її верхній та задній стінках. Збільшення величини навантаження, що виникає в кульшовій западині може безпосередньо впливати на стабільність ацетабулярного компоненту ендопротеза. Наявність дефектів, без пластичного їх заміщення, провокує появу зон переваження та негативно впливає на фіксацію ацетабулярного компонента. Використання біодеградуючих цементів на основі ТКФ дозволяє знизити рівень напружень в контрольних точках, а цемент на основі ТКФ з додаванням ГА наближує показники напружень в кульшовій западині до рівня моделі без дефекту, створюючи умови до формування повноцінного контакту на межі ендопротез\кісткова тканина.

Ключові слова: ендопротезування, кульшова западина, порожнинний дефект, кістковий цемент.

STUDY OF THE STRESS-DEFORMED STATE OF THE “PELVIS-ENDOPROTHESIS” SYSTEM WHEN FILLING A CAVITY DEFECT OF THE ACETABULUM WITH BIODEGRADABLE CEMENTS

Poplavska K. S., Filipenko V. A., Karpinsky M. M., Yaresko O. V.

Abstract. *Introduction.* Among the complications of hip arthroplasty, instability of the components of the arthroplasty, of various genesis, is most often singled out. One of the factors that negatively affect the stability of the implant-bone tissue system is the presence of defects in the acetabulum.

Goal. To study the changes in the mechanical stresses arising in the acetabulum during endoprosthesis, which occur in the presence of cavity defects, and the change in indicators when filling these defects with biodegradable cements (of two types).

Materials and methods. Mathematical modeling of the stress-deformation state of the “pelvis-endoprosthesis” system during filling of the cavity defect of the acetabulum with biodegradable cements was carried out. An oval-shaped cavity defect of the acetabulum was modeled with parameters: large diameter – 30 mm, small diameter – 20 mm, depth – 2/3 of the thickness of the medial wall of the acetabulum, and two variants of the location of the cavity defect – the upper and back walls of the acetabulum. The models were loaded with a vertical distributed force of 540 N. The action of *gluteusmedius* with a force of 1150 N and *gluteusminimus* with a force of 50 N was modeled.

The results. The presence of a cavity defect of the upper wall of the acetabulum leads to an increase in stress levels, both around the defect and in other areas of the acetabulum. The use of biodegradable cement based on tricalcium phosphate (TCF) with the addition of hydroxylapatite (HA) to fill the cavity defect of the back wall of the acetabulum during endoprosthesis allows to obtain a slightly better result, from the point of view of reducing the amount of stress in the acetabulum, than using cement without HA. The redistribution of stresses in the model with a cavity defect of the back wall of the acetabulum, when it is filled with biodegradable cements, correlates with the indicators of the model with a defect in the upper wall. Biodegradable bone cements, under the conditions of filling defects of bone tissue, although according to their characteristics, have lower values of Young’s modulus, compared to cancellous bone, they allow to reduce the level of stress in the acetabulum. Cement based on TCF with the addition of HA maximally corresponds to the indicators recorded during the study on a model without a defect, which can be explained by the approximation to the mechanical properties of spongy bone tissue.

Conclusions. The presence of cavity defects of the acetabulum during total arthroplasty leads to an increase in the amount of stress in its upper and rear walls. An increase in the magnitude of the load occurring in the acetabulum can directly affect the stability of the acetabular component of the endoprosthesis. The presence of defects, without their plastic replacement, provokes the appearance of overload zones and negatively affects the fixation of the acetabular component. The use of biodegradable cements based on TCF allows to reduce the level of stress in control points, and cement based on TCF with the addition of GA brings the stress indicators in the acetabulum closer to the level of the model without a defect, creating conditions for the formation of full-fledged contact at the endoprosthesis/bone tissue interface.

Key words: endoprosthesis, acetabulum, cavity defect, bone cement.

ORCID and contributionship / ORCID кожного автора та їх внесок до статті:

Poplavska K. S.: [0000-0002-9838-1651](https://orcid.org/0000-0002-9838-1651)^A

Filipenko V. A.: [0000-0001-5698-2726](https://orcid.org/0000-0001-5698-2726)^{EF}

Karpinsky M. M.: [0000-0002-3004-2610](https://orcid.org/0000-0002-3004-2610)^{BD}

Yaresko O. V.: [0000-0002-2037-5964](#) ^c

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

The authors declare no conflict of interest. / Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Karpinsky Mykhaylo Yuriyovych / Карпінський Михайло Юрійович
Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine / ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»
Ukraine, 61024, Kharkiv, 80 Pushkinska str. / Адреса: Україна, 61024, м. Харків, вул. Пушкінська 80
Tel.: 0675714863 / Тел.: 0675714863
E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis, C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article, E – Critical review, F – Final approval of the article / A – концепція роботи та дизайн, B – збір та аналіз даних, C – відповідальність за статичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Received 26.11.2022 / Стаття надійшла 26.11.2022 року

Accepted 01.05.2023 / Стаття прийнята до друку 01.05.2023 року

DOI 10.29254/2077-4214-2023-2-169-345-352

UDC 616.728.3-092.9

¹Khasawneh A. A. M., ²Karpinska O. D.

FORMATION OF IMMOBILIZATION CONTRACTURE OF THE KNEE JOINT IN LABORATORY ANIMALS AND RESTORATION OF ITS FUNCTIONALITY UNDER THE INFLUENCE OF LOW-FREQUENCY VIBRATION (experimental study)

¹National Pirogov Memorial Medical University (Vinnytsya, Ukraine)

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine
(Kharkiv, Ukraine)

helen.karpinska@gmail.com

Joint contractures are loss of passive range of motion of the diarthrosis joint. Immobilization contractures are one of the common types of joint contractures. The study aimed to determine the effect of immobilization on the formation of knee joint contracture in laboratory animals (rats) and assess the possibility of restoring mobility using low-frequency vibration during and after immobilization. Three groups of laboratory rats, ten animals each, were studied: I – 4 weeks of immobilization, 4 weeks of observation without rehabilitation measures; II – 4 weeks of immobilization, 4 weeks of low-frequency therapy; III – 4 weeks of immobilization, and 4 weeks in a row rats received a course of vibration therapy. The knee joint range of motion was measured weekly. Vibration development was carried out in the mode of 20 Hz with an amplitude of 1.5 mm. The rapid growth of contracture occurs from the 2nd week of immobilization. In the animals of the I and II groups, the process happened in the same way. In the III group, contractures were formed by the 4th week, but significantly less than in the previous groups. After the removal of immobilization, a slow increase in movements was observed in the first group, which did not reach average values by the 4th week after the removal of immobilization. Group II rats had a rapid reduction in contracture, and recovery occurred by week 4. In the III group, recovery was complete in 2 weeks. Low-frequency vibration reduces the impact of immobilization and significantly accelerates the recovery of the joint after its completion.

Key words: laboratory animals, experiment, contracture, knee joint, vibration.

Connection of the publication with planned research works.

The research was carried out with the scientific topic “To study the mechanisms of formation of immobilization contractures and to investigate the effect of low-frequency vibration on the restoration of joint function”, state registration number 0121U111555.

Introduction.

The term “joint contractures” describes the loss of the passive range of motion of diarthrosis joints, the most common and mobile type of joint. Measuring the passive or active range of motion of a contracture joint is critical to assessing the importance of joint contractures [1]. Joint contractures caused by immobility have both myogenic and arthrogenic components. In a rat model,

less than two weeks of immobilisation periods produced contractures associated with muscle restriction, and the contractures were reversible after remobilisation. In the case of immobilisation for four or more weeks, the joint structures contributed more to limiting the range of motion, and the resulting contractures were irreversible [2, 3].

The aim of the study.

To determine the impact of immobilization on the formation of contracture of the knee joint in laboratory animals (rats) and to evaluate the possibility of restoring mobility in the case of using low-frequency vibration during and after immobilization.

Object and research methods.