

УДК 616.728.3:616.72-002.77]:612.76](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872024432-40>

Особливості біомеханіки колінного суглоба за наявності згинальної контрактури у хворих на ревматоїдний артрит

С. І. Герасименко, М. В. Полулях, А. М. Бабко,
А. С. Герасименко, Д. І. Качан, Д. М. Полулях

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Київ

Objective. To research biomechanical particularities of knee joint flexion deformation in rheumatoid arthritis patients. *Methods.* The work is based on the analysis of the preoperative examination of 23 patients with RA with multi-plane deformations of the lower limb, who were treated in our clinic in the period from 2021 to 2024. The average age of the examined patients was (49.14 ± 6.37) years old. The quantitative assessment of contractures and computed tomography (CT) of the knee were performed on the patients. *Results.* As can be seen from the obtained results, the stresses in the contact zone on the lateral condyle of the tibial plateau increase by 36.71 % in conditions of flexion contracture of the knee 30° , on the medial condyle of the tibial plateau — by 36.64 %. It was established that the load on the condyles of the tibial plateau increased by 12.8 % in forced passive flexion of the knee joint by 6° , as a result of passive extension by 3° — the load on the condyles of the tibial plateau increased by 95.2 %, which is a critical and can lead to the degradation of bone tissue in the contact area and increase the risks of secondary arthrosis. *Conclusions.* The simulated solid 3D-model of the knee joint was developed and demonstrates that in the knee joint flexion position of 30° , according to the radius of curvature of the medial and lateral condyle, the contact area on the medial condyle of the tibial plateau is 2 times larger than that on the lateral one and is shifted slightly backwards. The standing with one support under the weight of a body 60 kg (600 N) in conditions of flexion contracture in the knee joint in a position of 30° , there is an increase in contact stresses on the external condyle of the tibial plateau by 36.71 %, on the internal condyle — by 36.64 %, which contributes to the progression of the clinical picture of RA with an increase in the phenomena of osteoarthritis specifically in the back parts of the knee joint. *Key words.* Rheumatoid arthritis, knee joint, flexion contracture, finite element modeling, solid model, Hounsfield units.

Мета. Вивчити особливості біомеханіки колінного суглоба за наявності згинальної контрактури у хворих на ревматоїдний артрит (РА). *Методи.* Проаналізовано результати передопераційного обстеження 23 хворих на РА з багатоплощинними деформаціями колінних суглобів (КоС), які знаходилися на лікуванні в ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» у період із 2021 по 2024 р. Середній вік обстежених пацієнтів складав $(49,14 \pm 6,37)$ року. Хворим виконували кількісне оцінювання контрактур та комп'ютерну томографію (КТ) КоС. *Результати.* Виявлено, що в умовах згинально-розгинальної контрактури КоС у положенні 30° напруження в зоні контакту на зовнішньому виростку плато великогомілкової кістки збільшуються на 36,71 %, а на внутрішньому — на 36,64 %. На основі біомеханічних досліджень встановлено, що унаслідок примусового пасивного згинання в колінному суглобі на 6° навантаження на виростки плато великогомілкової кістки збільшилося на 12,8 %, через пасивне розгинання на 3° , тоді як навантаження збільшилося на 95,2 %, що є критичною величиною та може призводити до деградації кісткової тканини в ділянці контакту та посилення вторинного артрозу. *Висновки.* Розроблено імітаційну твердотільну 3D-модель КоС, яка демонструє, що в положенні згинання колінного суглоба 30° відповідно до радіуса кривизни зовнішнього та внутрішнього виростка площа контакту на внутрішньому виростку плато великогомілкової кістки в 2 рази більше за такий на зовнішньому і зміщені децю дозад. За одноопорного стояння під дією ваги тіла 60 кг (600 Н) в умовах згинально-розгинальної контрактури в КоС у положенні 30° спостерігається зростання контактних напружень на зовнішньому виростку плато великогомілкової кістки на 36,71 %, на внутрішньому виростку — на 36,64 %, що спричинює прогресування РА зі збільшенням прояву остеоартрозу саме в задніх відділах КоС.

Ключові слова. Ревматоїдний артрит, колінний суглоб, згинальна контрактура, скінченно-елементне моделювання, твердотільна модель, коефіцієнт Хаунсфілда

Вступ

Ревматоїдний артрит (РА) — це хронічне прогресуюче запальне захворювання, яке проявляється симетричним поліартритом дрібних і великих суглобів і призводить до ушкодження внутрішньо- та навколосуглобових структур через системне запалення [1, 2]. Незважаючи на безперервний розвиток медицини, дослідження РА, появу нових ефективних ліків і стратегій лікування, пацієнти з РА продовжують скаржитися на постійний біль, набряк у суглобах і функціональні обмеження кінцівок [3]. РА — аутоімунне захворювання, яке супроводжується проліферацією синовіальної оболонки та руйнуванням суглобового хряща, що призводить до інвалідності [4, 5]. Біомеханічні чинники за РА можуть відігравати важливу роль у виникненні та розвитку дегенеративних змін у суглобах, вторинні процеси проявляються через запалення [6]. Виявлене в клінічному дослідженні зниження м'язової сили пов'язане з активністю запального стану, рентгенологічними відхиленнями і ступенем функціональних розладів [7]. Для захворювання також характерним є контрагування навколосуглобових м'яких тканин, формування вальгусної деформації та згинальної контрактури колінного суглоба (КоС), зниження щільності кісткової тканини та його безперевне прогресування [8–10]. Послідовність біомеханічних і біохімічних процесів, які регулюють ці механізми *in vivo*, поки недостатньо зрозуміла [11, 12]. Вивчення величин таких навантажень на суглобові поверхні в умовах контрактури суглобів нижніх кінцівок за умов РА і участь в цьому процесі м'язових сил може сприяти розвитку нових поглядів і підходів до тактики лікувальних заходів, специфічних для кожної стадії захворювання [13]. Навіть незначне обмеження розгинання в КоС має негативний вплив на ходу та функціональну здатність. Згинальна контрактура збільшує споживання енергії та створює надмірне навантаження на чотириголовий м'яз стегна [14]. Також вона спричинює біль і порушення функції кінцівки загалом. У разі зміни біомеханіки нижніх кінцівок, ефект згинальної контрактури КоС виходить за межі ураженого суглоба. Компенсаторні механізми опорно-рухового апарата, за наявності згинальної контрактури в КоС, під час ходи впливають на біомеханіку інших суглобів обох нижніх кінцівок [15]. Клініцисти повинні мати чітке уявлення про особливості ушкоджених тканин, а лікування та реабілітація відповідно вимагають знань про

особливості загоснення тканин, біомеханіки КоС і нижніх кінцівок, нервово-м'язової фізіології, діяльності, пов'язаної з виконанням певних завдань в умовах осьового навантаження та без [16].

Мета: вивчити особливості біомеханіки колінного суглоба за наявності згинальної контрактури у хворих на ревматоїдний артрит.

Матеріал і методи

Проаналізували результати передопераційного обстеження 23 хворих на РА з багатоплощинними деформаціями КоС, які знаходилися на лікуванні в умовах клініки захворювань суглобів у дорослих ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» у період з 2021 по 2024 р. Середній вік обстежених пацієнтів складав $(49,14 \pm 6,37)$ року. Хворим виконували кількісне оцінювання контрактур та комп'ютерну томографію (КТ) КоС.

Матеріали статті розглянуто на засіданні комісії з біоетики ДУ «ІТО НАМН України» та визнані отриманими відповідно до вимог Гельсінської конвенції Ради Європи про права людини і біомедицини, відповідних Законів України та рекомендовані до публікації (протокол № 4 від 10.07.2024 р.). Від усіх хворих отримано поінформовану згоду на обробку результатів лікування.

В основу методики кількісного оцінювання контрактур великих суглобів покладено завдання визначити їхній стан, піддатливість до зовнішньої коригуючої дії, еластичність тканин суглоба. Визначення зворотної реакції тканин до прикладеного зусилля засноване на реєстрації сили протидії до розтягнення змінених суглобових і навколосуглобових тканин в умовах контрактури, а також зміни суглобового кута за дозованого навантаження. На початковому етапі для подальших розрахунків, як аналітичних, так і методом скінченно-елементного моделювання створено імітаційну твердотільну 3D-модель колінного суглоба, яка налічувала стегнову й обидві гомілкові кістки, хрящі виростків стегна та плато великогомілкової кістки, меніски (рис. 1).

За основу аналітичних розрахунків взято показники досліджень кількісного оцінювання контрактури КоС (піддатливість до зовнішньої коригуючої дії) та значення суглобових сил, які виникають під час ходи пацієнта з РА. Їхнє вимірювання здійснювали за допомогою мануального м'язового тестера (ММТ) та кутоміра. ММТ розроблено на базі датчика механічного зусилля — тензодатчика ПМП-1 (перетворювач маси портативний). Прикладання зусилля на сегмент

кінцівки за допомогою ММТ призводить до змінування показників тензодатчика. Зміна сили струму у електричному ланцюгу відображає переміни зусиль, які прикладаються до пристрою, тобто відбувається перетворення вимірювальної неелектричної величини в електричний сигнал, що дозволяє вимірювати механічну величину. Під час виконання досліджень кожний момент часу характеризується ступенем деформації датчика під впливом прикладених до нього зусиль. Отримані значення реєстрували в програмному середовищі «EXPANDER» (затверджено на засіданні вченої ради ДУ «ІТО НАМН України» від 22.12.2010 р. протокол № 16, сертифікат вимірювальних можливостей № ПТ — 107/21 від 09.03.21 р. ДП «Укрметрестстандарт»).

Під час вимірювання піддатливості контрактури зі застосуванням ММТ визначали опір тканин суглоба в умовах контрактури коригуючого руху в діапазоні меж від активного до пасивного руху в суглобі, а саме, виявили силу, яку треба прикласти до сегмента кінцівки від максимального активного до пасивного кута згинання або розгинання відповідно. ММТ через аналогово-цифровий перетворювач з'єднано з програмно-комп'ютерним комплексом. Перед початком вимірів калібрували тестер.

Під час встановлення контрактури виявили зміну кута обертання в суглобі під дією прикладеного дозованого стандартизованого зусилля 5 кг (50 Н). Отримані параметри вимірювання дали змогу розрахувати значення піддатливості контрактури, яка обмежує вільний рух у КоС. Оператор, застосовуючи ММТ із дозованим зусиллям 5 кг (50 Н) на дистальний сегмент кінцівки пацієнта, виконував максимально можливий пасивний рух у КоС із положення, до якого хворий зміг здійснити активний рух. Діапазон пасивних рухів реєстрували за даними кутоміра.



Рис. 1. Твердотільна модель SolidWorks

Дозоване зусилля забезпечували за показниками ММТ у програмному середовищі «EXPANDER». Резистентність контрактури вимірювали в обох напрямках (згинання та розгинання) із визначенням кута, на який змінюється положення в суглобі під дією дозованого зусилля 5 кг.

Вимірювання проведено 5 хворим на РА з типовими клінічними проявами з переважним ураженням кульшових і колінних суглобів, вираженими больовими синдромами. У пацієнтів положення тіла було властивим для важких форм РА з поєднаними контрактурами в суглобах нижніх кінцівок, що визначають тип ходи.

Визначення напружень і навантажень у КоС проводили за згинально-розгинальною контрактури 30°. Шляхом вимірювання показників піддатливості контрактури КоС до зовнішньої коригуючої дії отримано середні значення кута пасивного руху $\Delta\alpha$, на який змінюється положення в суглобі під дією дозованого зусилля $F = 50 \text{ Н}$: у напрямку згинання — $\Delta\alpha = 3^\circ$, розгинання — $\Delta\alpha = 6^\circ$.

Суглобові сили під час ходьби пацієнта з РА вагою 60 кг (600 Н) в умовах згинально-розгинальною контрактури в положенні 30° та нормальні показники, отримані в результаті власного імітаційного м'язово-скелетного моделювання в програмному пакеті AnyBody, наведено в табл. 1.

Дослідження виконано на базі лабораторії біомеханіки ДУ «ІТО НАМН України».

На основі КТ сканів, за допомогою програмного пакета Mimics 10 (Materialise, Ann Arbor, MI) в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено просторову геометрію колінного суглоба пацієнта з діагнозом РА (рис. 2).

Для аналізу обрано 14 пошарових зрізів товщиною 1 мм субхондральної ділянки великогомілкової кістки, із подальшим їхнім сегментуванням програмними засобами Mimics 10 та автоматичним вимірюванням коефіцієнта абсорбції тканин (Хаунсфілда, HU), на визначених гетерогенних ділянках кіркової та спонгіозної тканин 1–6 на рис. 3. Базова сегментація в програмі Mimics виконується за допомогою

Таблиця 1

Суглобова сила під час ходьби пацієнта під дією його ваги — 60 кг (600 Н)

Суглобова сила	Контрактура 30°	Норма
Antero Posterior (X)	1464,19	804,20
Medio Lateral (Y)	564,50	479,33
Proximo Distal (Z)	2265,62	2512,32

виділення зон з однаковими або схожими значеннями яскравості, із позначенням їхнього діапазона.

На наступному етапі, засобами програмного пакета SolidWorks створено твердотільні моделі пошарових зрізів проксимального відділу великогомілкової кістки з урахуванням топографії їхньої гетерогенної структури (рис. 3).

Наступні, дистально розташовані шари, розглядали як спонгіозну та кіркові кістки з гомогенною структурою (рис. 4).

Виміряні за допомогою полілінійного коефіцієнта абсорбції кісткової тканини (HU), перерахо-

вано в значення механічних властивостей кісткової тканини за формулами:

$$\rho = 1,067HU + 131, \tag{1}$$

$$E = 3,64\rho - 506, \tag{2}$$

де ρ — густина в кг/м^3 , E — модуль пружності (МПа), HU — коефіцієнт абсорбції кісткової тканини. Показники коефіцієнта Хаунсфілда та відповідні значення модуля пружності Юнга наведено в табл. 2.

Підготовлені засобами SolidWorks твердотільні зразки експортовано в програмне середовище ANSYS, де з них зібрано розрахункову 3D-модель та задано граничні умови закріплення та навантаження.

Таблиця 2

Показники коефіцієнта Хаунсфілда та відповідні значення модуля пружності Юнга

Зріз	Ділянка						
	1	2	3	4	5	6	7
Коефіцієнт абсорбції кісткової тканини Хаунсфілда (HU)							
1	931,8	436,6	582,8	700,9	536,5	47,8	—
2	775,2	344,3	616,9	565,7	519,4	69,6	—
3	656,3	273,9	567,8	401,2	490,6	70,5	—
4	570,5	232,8	489,2	287,9	434,5	66,5	—
5	513,7	213,0	338,3	289,2	390,8	50,9	351,8
6	467,2	192,5	222,7	298,4	351,3	32,1	313,9
7	401,6	170,1	147,9	319,8	305,9	15,8	299,6
8	336,0	143,9	119,5	343,1	260,3	11,9	308,7
9	249,9	103,3	117,3	569,6	571,4	6,2	315,8
10	175,0	60,4	189,5	473,4	247,7	25,9	292,4
11	280,1	64,9	427,9	423,6	401,2	54,9	301,2
12	253,4	67,5	469,0	389,3	258,7	62,6	290,6
13	224,5	71,0	464,2	319,4	772,6	79,8	344,6
14	234,5	73,5	426,2	314,2	808,6	82,3	393,3
Значення модуля пружності Юнга (МПа)							
1	3590	1667	2234	2693	2055	156	—
2	2982	1308	2367	2168	1988	241	—
3	2520	1035	2176	1529	1876	245	—
4	2187	875	1871	1089	1658	229	—
5	1966	798	1285	1094	1489	169	1337
6	1785	718	836	1130	1335	96	1190
7	1531	631	545	1213	1159	32	1134
8	1276	530	435	1303	982	17	1170
9	941	372	426	2183	2190	-5	1197
10	651	205	707	1809	933	71	1106
11	1059	223	1633	1616	1529	184	1141
12	955	233	1792	1483	976	214	1099
13	843	247	1774	1211	2972	281	1309
14	882	256	1626	1191	3111	290	1498

Останнє здійснювали рівномірно по площині верхнього зрізу з боку плато великогомілкової кістки, в напрямку поверхні опори силою 750 Н, що відповідає навантаженню середньостатистичною вагою тіла 75 кг за одноопорного стояння.

Для рівномірного розподілу навантаження по поверхні зрізу розраховано величину тиску:

$$P = \frac{M \cdot g}{S} = \frac{75 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2}{670,5 \text{ мм}^2} = 1,1 \text{ МПа.} \quad (3)$$

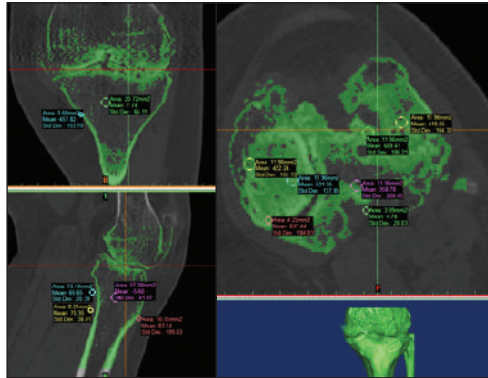


Рис. 2. КТ-скан: просторова геометрія колінного суглоба хворого на РА

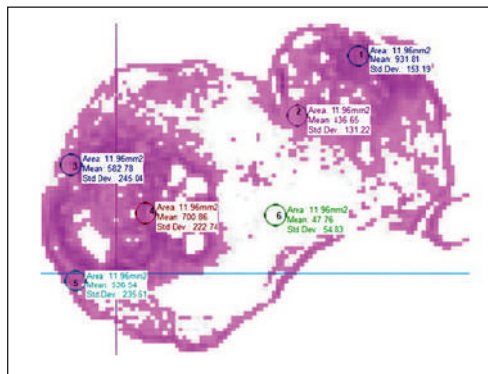


Рис. 3. КТ-скан: вимірювання коефіцієнта Хаунсфілда на визначених гетерогенних ділянках кіркової та спонгиозної тканин

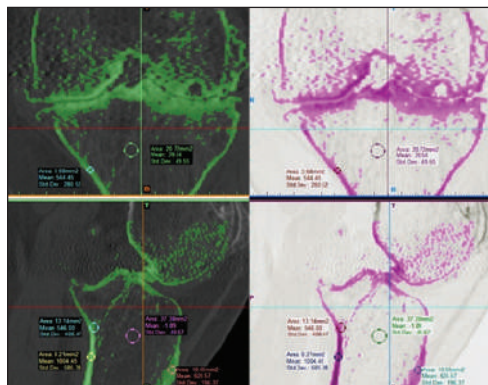


Рис. 4. КТ-скан: дистально розташовані шари проксимального відділу великогомілкової кістки з гомогенною структурою

Надалі, у напівавтоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну (СЕ) модель проксимального відділу великогомілкової кістки, яка налічувала 776 422 вузли та 325 030 елементів. За такої умови переважали тетраедричні елементи з квадратичною апроксимацією функцій. Із метою підвищення точності розрахунків у критичних зонах скінченно-елементна сітка була ущільнена. Вона являла собою переважно тетраедричні

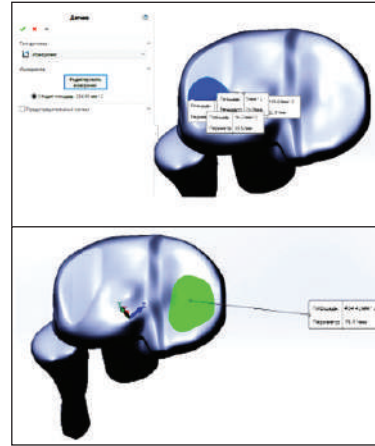


Рис. 5. Модель площі контактної поверхні для внутрішнього та зовнішнього виростків плато великогомілкової кістки

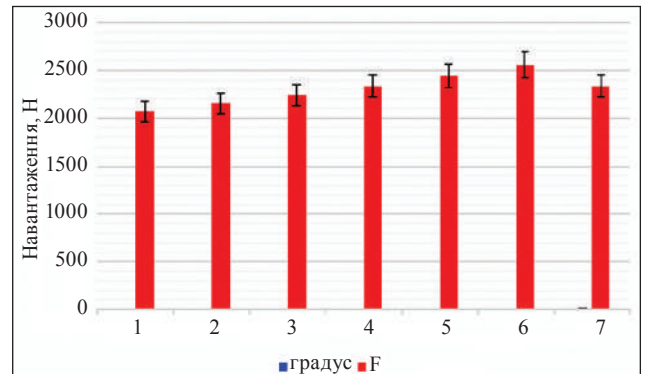


Рис. 6. Діаграма навантаження на колінний суглоб за пасивного згинання на 6° з урахуванням стандартних відхилень

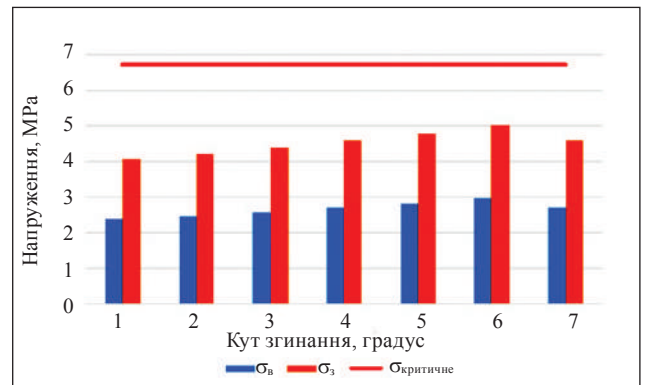


Рис. 7. Діаграма напружень на контактних поверхнях плато великогомілкової кістки за пасивного згинання на 6°

елементи (Tetrahedrons), розмір яких на основній моделі не перевищує 1 мм, у місцях згущення 0,1–0,5 мм. Подальші розрахунки здійснювали скінченно-елементним методом, який дозволяє дослідити еволюцію процесу деформування під навантаженням елементів імітаційної моделі. Аналіз напружено-деформованого стану (НДС) проводили на основних елементах моделі.

Розрахунок навантаження на суглобову поверхню плато великогомілкової кістки в разі примусового пасивного згинання на 6° в КоС силою 50 Н

За розрахунками сумарна сила розрахована за формулою:

$$\sum F_{\text{сум}} = \int_{25}^{31} \frac{F_{50} \cdot l_4}{l_3 \cdot \sin 30^\circ \cdot \sin x} dx, \quad (4)$$

де x — кут дії сумарної сили на плато великогомілкової кістки; $F_{\text{сум}}$ — це сумарна сила, яка діє в КоС за згинальної контрактури в положенні 30°.

Далі розраховали сумарну силу під час додаткового пасивного руху сегмента кінцівки в діапазоні згинання від 1° до 6°.

Для визначення показників напружень на внутрішньому та зовнішньому виростках плато великогомілкової кістки використовували співвідношення:

$$\sigma_{\text{в}} = F_{\text{в}i} / S_{\text{в}i}, \quad (5)$$

де $F_{\text{в}i}$ — сила діюча відповідно на внутрішній виросток ($i = 6$); $S_{\text{в}i} = 434 \text{ мм}^2$ — площа контакту внутрішнього виростка.

Та співвідношення

$$\sigma = F_{\text{з}i} / S_{\text{з}i}, \quad (6)$$

де $F_{\text{з}i}$ — сила діюча відповідно на зовнішній виросток ($i = 6$); $S_{\text{з}i} = 255 \text{ мм}^2$ — площа контакту зовнішнього виростка.

Отримані показники сил і напружень наведено в табл. 3.

Результати

Шляхом вимірювання показників резистентності контрактури КоС до зовнішньої коригуючої дії у 5 пацієнтів з РА отримано середні значення кута пасивного руху $\Delta\alpha$, на який змінюється положення в суглобі під дією дозованого зусилля $F = 50 \text{ Н}$: у напрямку згинання — $\Delta\alpha = 3^\circ$, розгинання — $\Delta\alpha = 6^\circ$, а саме:

– для зміни кута від кінцевого положення активного руху на розгинання, під дією сили $F = 50 \text{ Н}$, яка діяла на відстані $l = 350 \text{ мм}$ від центра обертання в суглобі, пасивний рух складав $\Delta\alpha_{\text{р}} = 12^\circ$;

– для зміни кута від кінцевого положення активного руху на згинання, під дією сили $F = 50 \text{ Н}$, яка діяла на відстані $l = 350 \text{ мм}$ від центра обертання в суглобі, пасивний рух складав $\Delta\alpha_{\text{з}} = 10^\circ$.

На твердотілій 3D-моделі за допомогою інструментів SolidWorks, проведено вимірювання контактної поверхні на плато великогомілкової кістки (рис. 5).

Відповідно до радіуса кривизни зовнішнього та внутрішнього надвиростка площа контакту на внутрішньому виростку плато великогомілкової кістки становила 434 мм^2 , тоді як на зовнішньому — 255 мм^2 . Обидві точки контакту в положенні згинання КоС 30° зміщені дещо дозад.

Так, унаслідок пасивного згинання у КоС на 6° навантаження на виростки плато збільшилося на 12,8 % (рис. 6).

Межі міцності на стискання у цьому випадку варіюють від 17,5 до 93,4 МПа, консервативно (за найнебезпечнішим варіантом), нами прийнято 17,5 МПа, тоді:

$$[\sigma]_{\text{min}} = R_m^T / n_m = 6,73 \text{ МПа}. \quad (7)$$

Умова міцності для моделі виконується коли $[\sigma] / \sigma_{\text{max}} \geq n = 1$.

Виходячи з цього отримуємо мінімальний запас міцності $n_{\text{min}} = 6,93 / 5,02 = 1,38$ для положення пасивного згинання на 5° на зовнішньому виростку, що наближується до критичного (рис. 7).

Так унаслідок пасивного розгинання у КоС на 3° навантаження на виростки плато великогомілкової кістки збільшилося на 95,2 % (рис. 8).

Таблиця 3

Результати пасивного згинання в КоС силою 50 Н

Кут згинання, °	$F_{\text{сум}}$ (Н)	$\sigma_{\text{в}}$ (МПа)	$\sigma_{\text{з}}$ (МПа)
0	2072,36	2,3875	4,0635
1	2153,29	2,4807	4,2221
2	2241,50	2,5824	4,3951
3	2337,99	2,6935	4,5843
4	2443,93	2,8156	4,7920
5	2560,75	2,9502	5,0211
6	2337,99	2,6935	4,5843

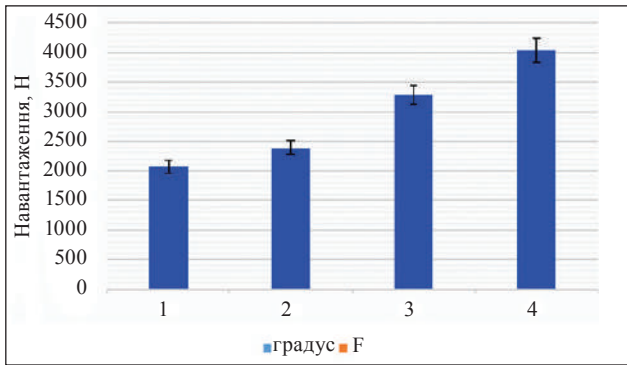


Рис. 8. Діаграма навантаження на колінний суглоб за пасивного розгинання на 3° із урахуванням стандартних відхилень

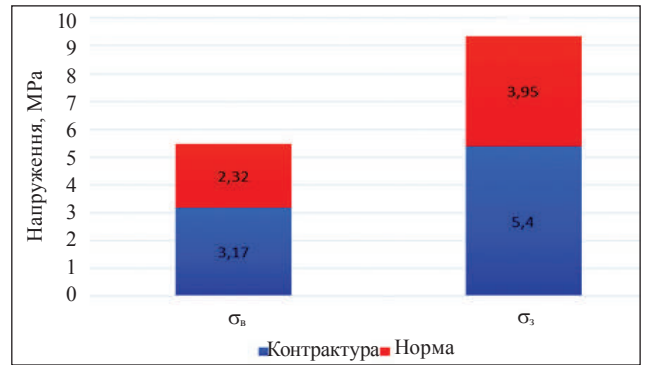


Рис. 12. Діаграма порівняльного аналізу показників напружень під час ходи в умовах контрактури КоС та в нормі

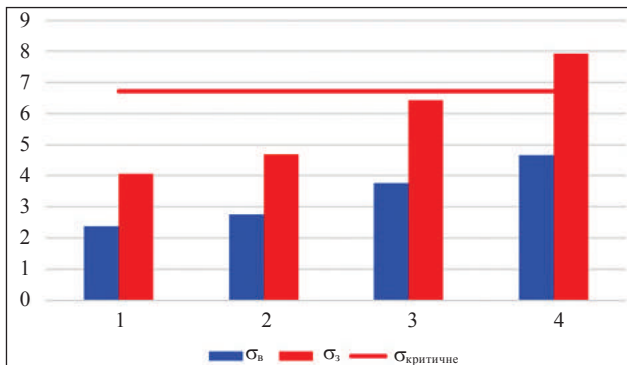


Рис. 9. Діаграма напруження на контактних поверхнях плато великогомілкової кістки за пасивного розгинання на 3°

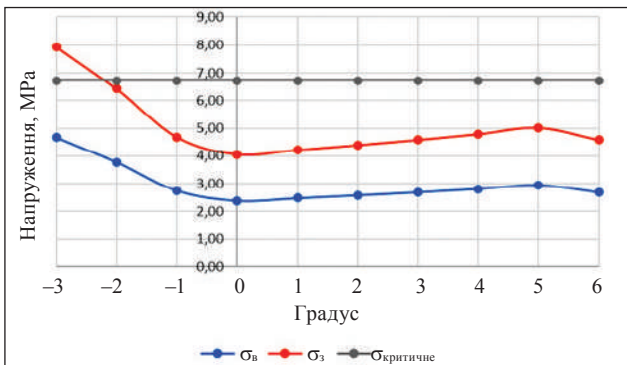


Рис. 10. Графік залежності напружень від кута в КоС в умовах згинально-розгинальної контрактури в положенні 30°

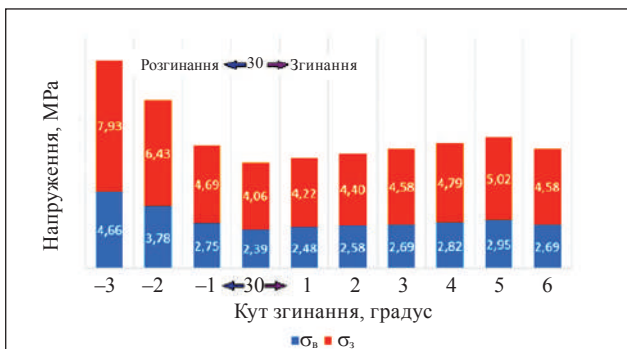


Рис. 11. Діаграма залежності напружень від кута в КоС в умовах згинально-розгинальної контрактури в положенні 30°

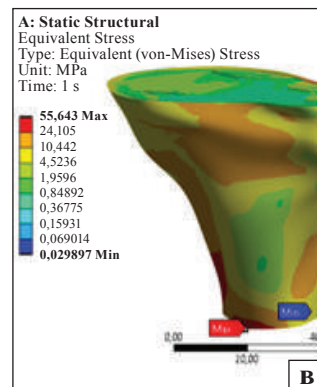
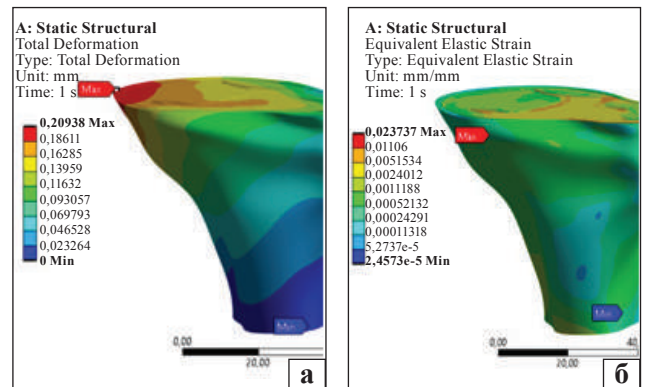


Рис. 13. Показники НДС моделі: а) переміщення ($\Delta_{max} = 0,209$ мм), б) деформації ($\epsilon_{max} = 0,0237$ мм), в) напруження ($\sigma_{max} = 55,64$ МПа)

Виходячи з цього отримуємо мінімальний запас міцності $n_{min} = 6,93 / 7,93 = 0,87$ для положення до пасивного розгинання на 3° на зовнішньому виростку, який є критичним для нього та може призводити до деградації кісткової тканини в ділянці контакту (рис. 9–11).

Розрахунок навантаження на суглобову поверхню плато великогомілкової кістки за умов одноопорного стояння під дією ваги тіла 60 кг (600 Н) в умовах згинально-розгинальної контрактури в положенні 30°

Сумарна сила, яка діє на колінний суглоб має наступний вигляд:

$$\sum F_{сум} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} = 2756 \text{ Н.} \quad (8)$$

З урахуванням площ контактів на виростках плато великогомілкової кістки визначено напруження на них:

$$\sigma_b = F_b / S_b = 2,32 \text{ МПа} \quad (9)$$

$$\sigma_3 = F_3 / S_3 = 3,95 \text{ МПа}, \quad (10)$$

де $S_b = 434 \text{ мм}^2$ — площа контакту внутрішнього виростка; $S_3 = 255 \text{ мм}^2$ — площа контакту зовнішнього виростка.

Порівняльний аналіз показників напружень під час ходьби в умовах згинально-розгинальної контрактури КоС в положенні 30° та в нормальних умовах наведено на рис. 12.

Як можна спостерігати з отриманих результатів, в умовах згинально-розгинальної контрактури КС в положенні 30° напруження в зоні контакту на зовнішньому виростку плато великогомілкової кістки збільшуються на 36,71 % на внутрішньому — на 36,64 %.

Розподіл навантаження на проксимальний відділ великогомілкової кістки (математичне моделювання)

НДС на моделі загалом (рис. 13) та пошарово на кожному зрізі оцінювали за показниками переміщень, деформацій та напружень за Мізісом.

Висновки

Розроблено імітаційну твердотільну 3D-модель колінного суглоба, яка демонструє, що в положенні згинання колінного суглоба 30° відповідно до радіуса кривизни зовнішнього та внутрішнього виростка площа контакту на внутрішньому виростку плато великогомілкової кістки у 2 рази більше за такий на зовнішньому і зміщені дещо дозду.

За одноопорного стояння під дією ваги тіла 60 кг (600 Н) в умовах згинально-розгинальної контрактури в колінному суглобі в положенні 30° спостерігається зростання контактних напружень на зовнішньому виростку плато великогомілкової кістки на 36,71 %, на внутрішньому — на 36,64 %, що сприяє прогресуванню клінічної картини ревматоїдного артрита зі збільшенням явищ остеоартрозу саме в задніх відділах колінного суглоба.

Шляхом вимірювання показників піддатливості контрактури колінного суглоба до зовнішньої коригуючої дії встановлено, що у хворих на пізніх стадіях РА зі стійкими контрактурами у колінному суглобі, середні значення кута пасивного руху, на який змінюється положення в колінному суглобі під дією дозованого зусилля

$F = 50 \text{ Н}$: у напрямку згинання — у 2 рази більше, ніж розгинання.

На основі біомеханічних досліджень встановлено, що через примусове пасивне згинання в колінному суглобі на 6° навантаження на виростки плато великогомілкової кістки збільшилося на 12,8 %, за пасивного розгинання на 3° — навантаження зросло на 95,2 %, що є критичною величиною та може призводити до деградації кісткової тканини в ділянці контакту та посиленнь проявів вторинного артрозу.

Збільшення частки остеопоротично зміненої кісткової тканини викликає додаткові напруження всієї структури субхондральної ділянки проксимального відділу великогомілкової кістки. Чим більш нерівномірний розподіл навантаження на колінний суглоб, тим більші напруження будуть виникати на кірковому шарі, провокуючи больовий синдром та прогресування деформації в цій ділянці.

Гетерогенна структура субхондральної кістки великогомілкового плато, що підтверджена КТ-даними пошарового автоматичного вимірювання коефіцієнта абсорбції тканин, має вагому різницю значень щільності кісткової тканини та є передумовою до формування деформацій колінного суглоба.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Watson, R. S., Gouze, E., Levings, P. P., Bush, M. L., Kay, J. D., Jorgensen, M. S., Dacanay, E. A., Reith, J. W., Wright, T. W., & Ghivizzani, S. C. (2010). Gene delivery of TGF- β 1 induces arthrofibrosis and chondrometaplasia of synovium *in vivo*. *Laboratory investigation*, 90(11), 1615–1627. <https://doi.org/10.1038/labinvest.2010.145>
2. Ouyang, X., Ghani, A., & Mehal, W. Z. (2013). Inflammasome biology in fibrogenesis. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) — molecular basis of disease*, 1832(7), 979–988. <https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2013.03.020>
3. Canovas, F., & Dagneaux, L. (2018). Quality of life after total knee arthroplasty. *Orthopaedics & traumatology: surgery & research*, 104(1), S41–S46. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.04.017>
4. Oiestad, B., Juhl, C., Eitzen, I., & Thorlund, J. (2015). Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and cartilage*, 23(2), 171–177. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.10.008>
5. Herman, M. J., Martinek, M. A., & Abzug, J. M. (2014). Complications of tibial Eminence and Diaphyseal fractures in children. *Journal of the American academy of orthopaedic surgeons*, 22(11), 730–741. <https://doi.org/10.5435/jaas-22-11-730>
6. Dell'Isola, A., Smith, S., Andersen, M., & Steultjens, M. (2017). Knee internal contact force in a Varus malaligned phenotype in knee osteoarthritis (KOA). *Osteoarthritis and cartilage*, 25(12), 2007–2013. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2017.08.010>
7. J. George, M. (2020). Valgus deformity correction in total knee

- replacement: An overview. *Knee surgery — reconstruction and replacement*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.89739>
8. Schiavone Panni, A., Cerciello, S., Vasso, M., & Tartarone, M. (2009). Stiffness in total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 10(3), 111–118. <https://doi.org/10.1007/s10195-009-0054-6>
 9. Formby, P. M., Donohue, M. A., Cannova, C. J., & Caulfield, J. P. (2016). Hydraulic distension of the knee: A novel treatment for arthrofibrosis after total knee replacement (case series). *ANZ Journal of surgery*, 86(6), 480–482. <https://doi.org/10.1111/ans.13540>
 10. Khatri, K., Bansal, D., & Rajpal, K. (2020). Management of flexion contracture in total knee arthroplasty. *Knee surgery — reconstruction and replacement*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.90417>
 11. Schiavone Panni, A., Cerciello, S., Vasso, M., & Tartarone, M. (2009). Stiffness in total knee arthroplasty. *Journal of orthopaedics and traumatology*, 10(3), 111–118. <https://doi.org/10.1007/s10195-009-0054-6>
 12. Kukin, I. A Kirpichjov, I. V, Maslov, L. B, & Vihrev, S. V. (2013). Particularities of the strength characteristics of spongy bone in diseases of the hip joint. *Fundamental research*, (7), 328–333
 13. Ipach, I., Mittag, F., Lahrmann, J., Kunze, B., & Kluba, T. (2011). Arthrofibrosis after TKA — Influence factors on the absolute flexion and gain in flexion after manipulation under anaesthesia. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-184>
 14. Kalson, N. S., Borthwick, L. A., Mann, D. A., Deehan, D. J., Lewis, P., Mann, C., Mont, M. A., Morgan-Jones, R., Oussedik, S., Williams, F. M., Toms, A., Argenson, J. N., Bellemans, J., Bhave, A., Furnes, O., Gollwitzer, H., Haddad, F. S., Hofmann, S., & Krenn, V. (2016). International consensus on the definition and classification of fibrosis of the knee joint. *The bone & joint journal*, 98-B(11), 1479–1488. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.98b10.37957>
 15. Babko, A. M., Herasymenko, A. S., & Mazevysh, V. B. (2019). The mechanism of contracture formation in the hip and knee joints in early stages of rheumatoid arthritis Natural experiment. *Visnyk ortopedii travmatologii protezuvannia*, 103(4), 53–61. <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2019-103-4-53-61>
 16. Deshmukh, A. J., Rathod, P. A., Moses, M. J., Snir, N., Marwin, S. E., & Dayan, A. J. (2015). Does a non-stemmed constrained condylar prosthesis predispose to early failure of primary total knee arthroplasty? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 24(10), 3194–3199. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3494-3>

Стаття надійшла до редакції 03.10.2024

BIOMECHANICAL PARTICULARITIES OF KNEE JOINT FLEXION DEFOMATION IN RHEUMATOID ARTHRITIS PATIENTS

S. I. Herasymenko, M. V. Poluliakh, A. M. Babko, A. S. Herasymenko, D. I. Kachan, D. M. Poluliakh

SI «Institute of Traumatology and Orthopaedics of NAMS of Ukraine», Kyiv

- ✉ Sergiy Herasymenko, MD, Doctor in Traumatology and Orthopaedics: kievorto3@gmail.com
- ✉ Myhailo Poluliakh, MD, PhD, Prof.: orthoin.ua@gmail.com
- ✉ Andriy Babko, MD, PhD: Orthokiev@i.ua
- ✉ Andriy Herasymenko, MD, PhD in Orthopaedics and Traumatology: corado734@ukr.net
- ✉ Dmytro Kachan: d.kachanmd@gmail.com
- ✉ Dmytro Poluliakh, MD, PhD in Orthopaedics and Traumatology: dmpoluliakh@gmail.com