

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ТАКТИКИ ЛІКУВАННЯ ПРИ ПОЄДНАНИХ УШКОДЖЕННЯХ СУГЛОБОВОГО ХРЯЩА ТА МЕНІСКА КОЛІННОГО СУГЛОБА

Під час артроскопічних втручань з приводу пошкодження меніска колінного суглоба досить частою знахідкою є пошкодження суглобового хряща різного ступеня тяжкості, є фактором розвитку вторинного остеоартрозу. Край дефекту суглобового хряща, і край пошкодженого меніска являють собою місця концентрації локальних напружень і деформацій. Проведені розрахунки зміни навантаження на надвиростка стегнової кістки в ділянках дефекту суглобового хряща в залежності від кута напрямку дії сили на колінний суглоб. Шляхом кінцево-елементного моделювання визначено напружено-деформований стан (НДС) елементів біомеханічної моделі колінного суглоба у великогомілково-фemorальній зоні при наявності дефектів суглобового хряща розмірами 10 мм і 20 мм у поєднанні з найбільш клінічно значущим післяопераційним тотальним дефектом заднього рогу і тіла медіального меніска. Встановлено можливість зміни (ПДВ) структур колінного суглоба шляхом зміни напрямку дії сили на суглоб. Навантаження на хрящі у медіальній зоні колінного суглоба зменшуються з 8,91 МПа до 3,93 МПа, при зміні напрямку дії сили на суглоб у фронтальній площині від 0° до 10°, якого можна досягти за рахунок індивідуальних ортопедичних корегуючих устілок з латеральним клином до 7°, ортеза колінного суглоба, або їх комбінації. При більшій площі дефекту суглобового хряща в поєднанні з тотальною дефектом заднього рогу і тіла медіального меніска корекція, із застосуванням устілок або колінного ортеза для зміни кута дії сили на 10°, недостатня для розвантаження. Виникає необхідність збільшувати цей кут з допомогою корегуючої остеотомії.

Ключові слова: колінний суглоб, великогомілково-фemorальна зона, дефект суглобового хряща, кінцево-елементне моделювання, напруження і деформації.

Вступ

Під час артроскопічних втручань з приводу ушкодження меніска колінного суглоба досить частою знахідкою є ушкодження суглобового хряща різного ступеня тяжкості. Подібні механічні ушкодження є однією з причин розвитку вторинного остеоартрозу [13]. В такій ситуації хірург повинен інтраопераційно визначитись стосовно тактики лікування та реабілітації [1, 14, 17, 18, 20]. Можливі варіанти хірургічних маніпуляцій залежать від багатьох факторів, головними з яких є площа дефекту суглобового хряща, тип ушкодження меніска, та можливий його післяопераційний дефект. Поєднання цих важливих факторів

обумовлює терміни функціонування структур колінного суглоба в умовах повсякденного навантаження вагою тіла. Неврахування їх призводить до досить швидкого розвитку та прогресування дегенеративних змін у колінному суглобі в ранньому післяопераційному періоді [19]. В умовах поєднаного ушкодження суглобового хряща та меніска тактика хірурга націлена передусім на усунення механічного неспіввідношення в порожнині суглоба і полягає в резекції ушкодженої частини меніска (97%), його зшиванні або в комбінації вказаних маніпуляцій. Післяопераційний дефект меніска, що утворився після резекції його ушкодженої частини, сприяє значному збільшенню локального навантаження як на суглобовий хрящ в ділянках його ушкодження, так і на субхондральну кістку в зоні дефекту хряща. Так, край дефекту суглобового хряща та край ушкодженого меніска являють собою місця концентрації локальних напружень і деформацій за рахунок зменшення контактною зоною та збільшення середнього контактного зусилля в ділянках тівіо-фemorальної зони.

Величини напруження на суглобовому хрящі та меніску збільшуються в залежності від площі дефекту хряща та типу дефекта меніска. В умовах динамічних рухів у повсякденному житті такі напруження можуть сприяти швидкому прогресуванню дегенеративних змін в структурах колінного суглобу.

Наявність дефектів суглобового хряща медіального надвиростка стегнової кістки збільшує напруження в колінному суглобі [9, 12, 15, 16]. В поєднанні з дефектом медіального меніска в умовах рухів в колінному суглобі при навантаженні вагою тіла рівень напруження на суглобовий хрящ значно збільшується і здійснює руйнуючий вплив та тим самим прискорює прогресування артрозу, особливо у випадках, коли зони дефекту меніска та дефекту суглобового хряща перетинаються [18]. Така ситуація націлює хірурга на визначення тактики оперативного втручання, спрямованої на розвантаження ушкодженої ділянки [14, 17, 20].

Мета дослідження – біомеханічний аналіз зміни напружено-деформований стану (НДС) в медіальній тівіо-феморальній зоні в умовах поєднання дефекту суглобового хряща та післяопераційного дефекту медіального меніска в залежності від кута обертання елементів колінного суглоба у фронтальній площині для виявлення можливості розвантаження ділянки ушкодження за рахунок зміни напрямку дії сили ваги тіла на колінний суглоб.

Матеріали та методи

Аналітичним методом здійснені розрахунки зміни навантаження на надвиростки стегнової кістки в ділянках дефекту суглобового хряща залежно від кута напрямку дії сили на колінний суглоб.

На основі математичного моделювання методом скінченних елементів [2-8, 10, 11] визначено напружено-деформований стан елементів біомеханічної моделі колінного суглоба у тівіо-феморальній зоні при наявності дефектів суглобового хряща розмірами 10 мм та 20 мм у поєднанні з найбільш клінічно значимим післяопераційним тотальним дефектом заднього рогу та тіла медіального меніска (рис.1 та рис.2).

Розрахунок здійснювався при різних кутах дії обертаючої сили в умовах дії функціонального навантаження при одноопорному стоянні (1BW).



Рис. 1. Дефекти суглобового хряща розмірами 10 мм (а) та 20 мм (б)

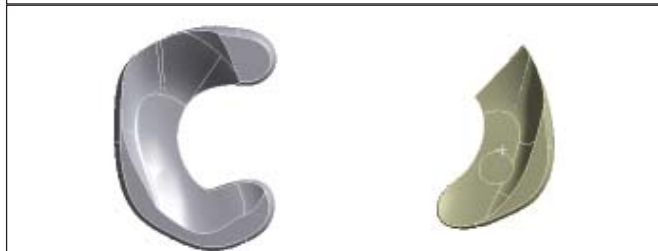


Рис. 2. Післяопераційний тотальний дефект заднього рогу та тіла медіального меніска

З метою розвантаження ділянки дефекту суглобового хряща здійснені розрахунки зміни НДС в зоні контакту хряща медіального надвиростка стегна та медіального меніска в залежності від кута обертання елементів колінного суглоба у фронтальній площині. На рис. 3 представлено спрощену розрахункову схему навантаження колінного суглоба, де прийнято, що кожний з виростків має тільки по одній точці контакту.

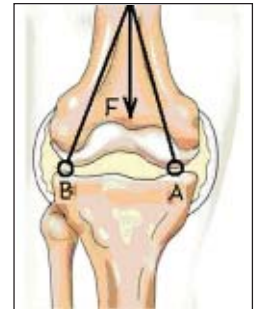


Рис. 3. Розрахункова схема навантаження колінного суглоба

Для оцінки напружено-деформований стану (НДС) методом скінченних елементів побудовані розрахункові комп'ютерні 3D-моделі (Solid) інтактного колінного суглоба по КТ-сканам пацієнта [7-10]. Програмними засобами Mimics КТ-скани перетворені в полілінії та засобами SolidWorks створено модель колінного суглоба. На наступному етапі модель експортована у програму ANSYS для проведення розрахунків НДС.

На рис. 4 зображено загальний вигляд тривимірної геометричної моделі колінного суглоба, що включає 6 твердотільних елементів – проксимальний відділ великогомілкової кістки, дистальний відділ стегнової кістки, суглобовий хрящ медіального та латерального надвиростків стегнової кістки та меніски. Навантаження моделі здійснювали перерахованою масою тіла, що діє на колінний суглоб $F=750$ Н (середньо-статистична вага тіла людини при одноопірному стоянні).

В автоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну сітку дискретної моделі, яка налічує 156868 вузлів та 86153 елементи (Рис.5).

На основі заданих значень модуля пружності (E , Па) та коефіцієнта Пуасона (ν) (табл. 1)



Рис. 4. Тривимірний твердотільний біомеханічний модель коліного суглоба (ANSYS) під дією сили навантаження F



Рис. 5. Скінченно-елементна модель коліного суглоба

здійснено аналіз напружено-деформованого стану твердотільних елементів моделі [11-15].

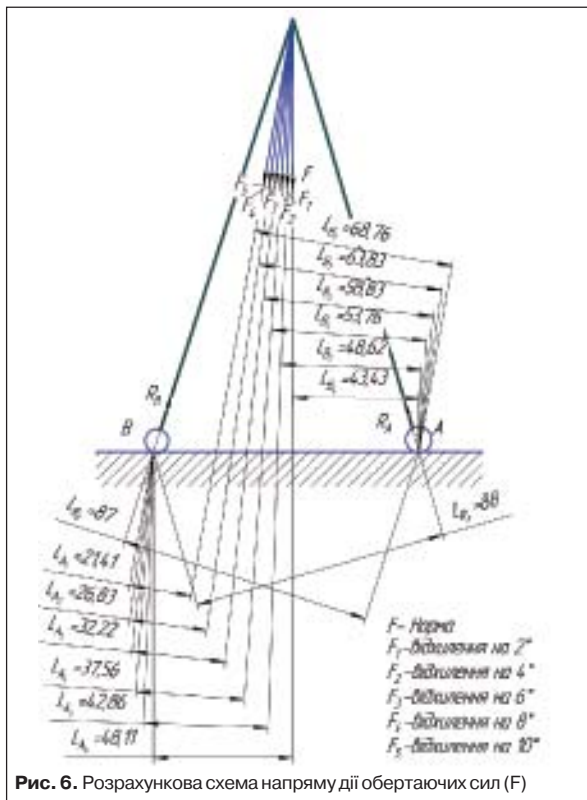
Таблиця 1

Механічні властивості кісткової та хрящової тканин

	E, Pa	ν
Кортикальний шар	$8 \cdot 10^9$	0,3
Спонгіозний шар	$8 \cdot 10^8$	0,35
Хрящ	$1,5 \cdot 10^7$	0,475

Напружено-деформований стан оцінювався лише на більш клінічно важливих елементах біомеханічної моделі – суглобовому хрящі медіального надвиростка стегна і медіальному меніску, які є найбільш навантажуваними.

Результати та їх обговорення



За допомогою формул [1] та [2] здійснено розрахунки зміни навантаження на кожен надвиросток стегнової кістки в залежності від кута наряду дії сили.

$$\sum M_A = 0; \quad R_{B_i} = \frac{F \cdot L_{A_i}}{L_{R_{B_i}}}; \quad [1]$$

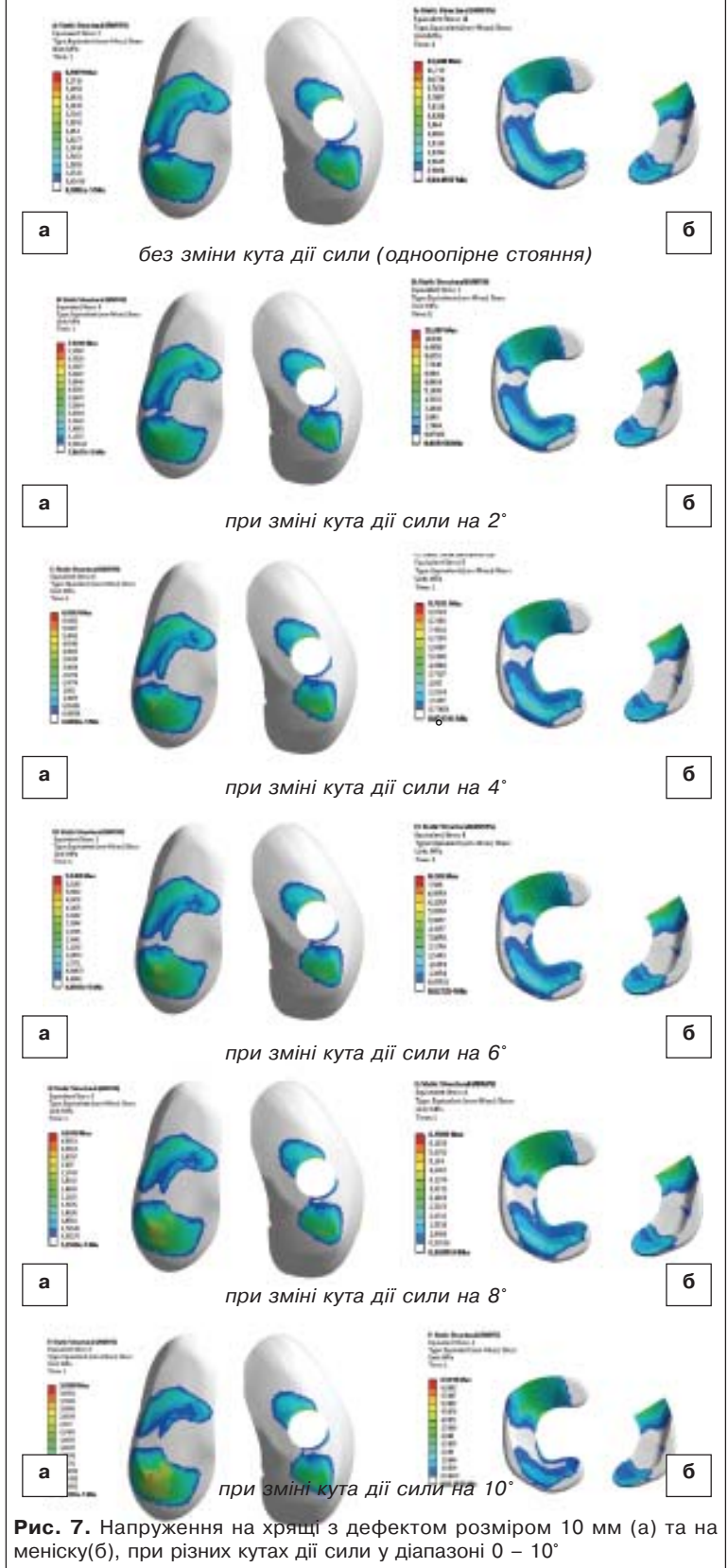
$$\sum M_B = 0; \quad R_{A_i} = \frac{F \cdot L_{B_i}}{L_{R_{A_i}}}; \quad [2]$$

F – сила, що діє на колінний суглоб.
 R_{A_i} і R_{B_i} – сили, які діють на відповідні відростки.
 L_{A_i} і L_{B_i} – плече дії сили F (для кожного повороту) відносно точок A і B відповідно.
 $L_{R_{A_i}}$ і $L_{R_{B_i}}$ – плече дії реакцій R_{A_i} і R_{B_i} відносно точок A та B .

Таблиця 2.

Навантаження (Н) на медіальний та латеральний надвиростки стегнової кістки в залежності від кута наряду дії сили

Кут, °	F, Н	L_{A_i}	L_{B_i}	$L_{R_{A_i}}$	$L_{R_{B_i}}$	R_{A_i}	R_{B_i}	%(R_{A_i})	%(R_{B_i})
0	750	48.11	43.43	88	87	410.03	374.40	100	100
2		42.86	48.62			365.28	419.14	89.09	111.95
4		37.56	53.76			320.11	463.45	78.07	123.79
6		32.22	58.83			274.60	507.16	66.97	135.46
8		26.83	63.83			228.67	550.26	55.77	146.97
10		21.41	68.76			182.47	592.76	44.50	158.32



Як бачимо з табл. 2 (результати розрахунків), при зміні напрямку дії сили розподілення навантаження на надвиростки суттєво змінюються. Так, при зміні напрямку дії сили на 10° навантаження на медіальний надвиросток стегна зменшується більш, ніж в два рази.

На основі отриманих даних здійснено аналіз змін НДС у тібіо-феморальній зоні при різних кутах дії обертаючої сили при тотальному дефекті заднього рогу та тіла медіального меніску з наявністю дефектів суглобового хряща розмірами 10 мм та 20 мм.

Розподіл навантаження на суглобовому хрящі з дефектом розміром 10 мм та медіальному меніску при різних кутах дії обертаючої сили представлено на рис. 7.

За результатами розрахунків (рис. 7, 8), в залежності від кута дії сили навантаження на колінний суглоб у фронтальній площині (вальгізування), напруження на суглобовому хрящі зменшуються від 8,91 МПа, при 0° , до 3,93 МПа, при 10° .

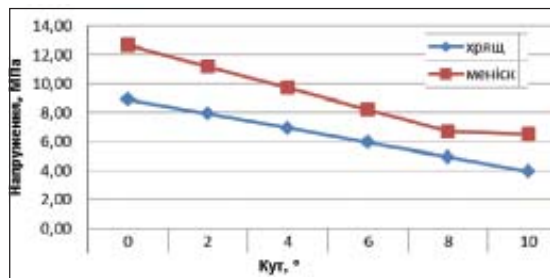


Рис. 8. Графік залежності напружень на медіальному меніску при тотальному дефекті заднього рогу і його тіла та хрящі з наявністю його дефекту діаметром 10 мм від кута дії сили навантаження

Напруження на меніску при тотальному дефекті заднього рогу та його тіла зменшуються від 12,69 МПа, при 0° , до 6,51 МПа, при 10° куті дії сили навантаження на колінний суглоб. Таким чином, вальгізуванням колінного суглобу до 10° можна на 55,9% розвантажити зону дефекту хряща розміром 10 мм та зону дефекту меніска – на 48,7%. Таке розвантаження можливо здійснити за рахунок індивідуальної ортопедичної устілки.

Розподіл навантаження на суглобовому хрящі з дефектом розміром 20 мм та медіальному меніску при різних кутах дії обертаючої сили представлено на рис. 9.

За результатами розрахунків (рис. 9, 10) в залежності від кута дії сили наванта-

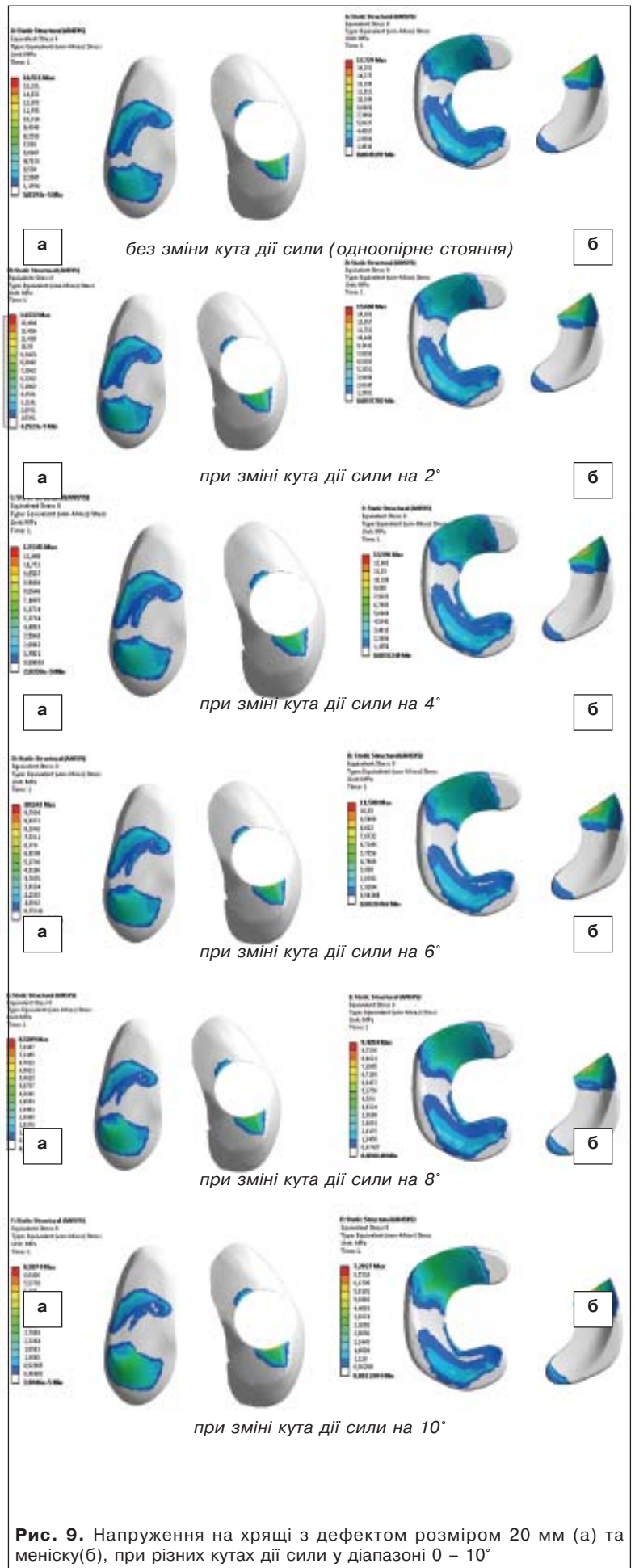


Рис. 9. Напруження на хрящі з дефектом розміром 20 мм (а) та меніску(б), при різних кутах дії сили у діапазоні 0 – 10°

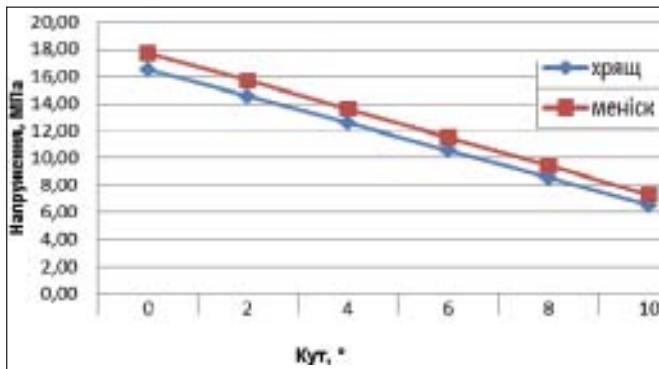


Рис. 10. Графік залежності напружень на медіальному меніску при тотальному дефекті заднього рогу і його тіла та хрящі з наявністю його дефекту діаметром 20 мм від кута дії сили навантаження

ження на колінний суглоб у фронтальній площині (вальгізування), напруження на суглобовому хрящі зменшуються від 16,51 МПа, при 0°, до 6,51 МПа, при 10°. Напруження на медіальному меніску при тотальному дефекті заднього рогу та його тіла зменшуються від 17,73 МПа при 0°, до 7,29 МПа при 10° куті дії сили навантаження на колінний суглоб. Таким чином, вальгізуванням колінного суглоба до 10° можна на 60,6% розвантажити зону дефекту хряща розміром 20 мм та зону дефекту меніска — на 58,9%.

Враховуючи результати даних власних досліджень та інших авторів за референтне значення контактного напруження на суглобових хрящ колінного суглоба прийняти 3,5-5,0 МПа. При наявності дефекту хряща розміром 20 мм зміна напрямку дії сили навантаження на колінний суглоб за рахунок корегуючих устілок призводить до розвантаження медіальної зони колінного суглоба до значень 6,51 МПа, що перевищує референтне значення на 30-86%. Тому при поєднанні дефекту суглобового хряща розміром 20 мм та тотального дефекту заднього рогу та тіла медіального меніска зміни кута дії сили на колінний суглоб на 10 градусів є недостатнім для повноцінного розвантаження контактних поверхонь за рахунок індивідуальної ортопедичної устілки. В цій ситуації доцільним буде виконання вальгізуючої остеотомії.

Висновки

Шляхом зміни напрямку дії сили на суглоб можна досягти зміни напружено-деформованого стану структур колінного суглоба. Навантаження на хрящі зменшуються від 8,91 МПа, при нейтральному положенні сустава до — 3,93 МПа при зміні напрямку дії сили на суглоб у фронтальній площині — на 10°, що дозволяє в 2,27 рази розвантажити медіальну зону суглоба. В цьому випадку поєднання дефектів хряща та меніска можливе розвантаження медіального відділу колінного

суглоба за рахунок індивідуальних ортопедичних корегуючих устілок з латеральним клином до 7°, ортезів колінного суглоба, або їх поєднання. Але при більших розмірах дефекта суглобового хряща в поєднанні з тотальним дефектом заднього рогу та тіла медіального меніска корекція із застосування індивідуальних корегуючих ортопедичних устілок або колінних ортезів для зміни кута дії сили на 10° є недостатньою для розвантаження, тому виникає необхідність збільшувати цей кут за допомогою корегуючої остеотомії.

Проведені розрахунки націлюють хірурга на визначення тактики розвантаження ушкодженої ділянки колінного суглоба шляхом ортезування або корегуючої остеотомії.

Література

1. Анкін М.Л. Тактика лікування травматичних ушкоджень суглобового хряща колінного суглоба / Анкін М.Л., Костогриз О.А. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2007. — №3. — С.14-18.
2. Барлам Д.М. Решение контактной задачи теории упругости методом конечных элементов. — Пробл. прочности, 1983, №4.
3. Басов К. А. ANSYS в примерах и задачах / Под общ. Ред. Д.Г. Красковского —М.: Компьютер Пресс, 2002 — 224с.
4. Батэ Н., Вилсон Е. Численные методы анализа и метод конечных элементов. — М.: Стройиздат, 1982, — 447с.
5. Блох М.В., Оробинский А.В. О модификации метода конечных элементов для решения упругих и пластических контактных задач.— Прбл. прочности, 1983, №5. — С.21-27.
6. Ильюшин А.А. Механика сплошной среды. — М.: Изд-во Моск. ун-та, 1990. — 312 с.
7. Образцов И.Ф. Проблемы прочности в биомеханике / Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. // М.: «Высшая школа». — 1988. — 311 с.
8. Победря Б. Е., Георгиевский Д. В. Основы механики сплошной среды. Курс лекций. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006. — 272 с.
9. Страфун С.С. Распределение контактного давления в тибіо-фemorальной зоне в условиях дефекта суставного хряща / Страфун С.С., Лазарев И.А., Костогриз О.А., [и др.] // Травма. — № 3(12), 2011. — С.85-92.
10. Цыбенко А. С. Автоматизированная система обслуживания конечно-элементных расчетов. / Цыбенко А. С., Ващенко Н. Г., Кришук Н. Г., Лавендел Ю. О. / — К., Вища школа. — 1986. — с. 251.
11. Чигарев А. В., Кравчук А.С., Смалюк А.Ф. ANSYS для инженеров: Справ. пособие. М.: Машиностроение-1. 2004. 512с.
12. Ahmed A.M. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints. — Part 1, Part 2. / Ahmed A.M., Burke D.L., Yu A. J. — Biomech. Engin. — 1983. — №105. — P. 216-236.
13. Buckwalter J.A. Articular cartilage: II. Degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration and transplantation / Buckwalter J.A., Mankin, H.J. // J. Bone Jt. Surg.(Am.). — 1997. Vol.79-A. — P.612-632.
14. Brittberg M. Cartilage Repair / Brittberg M., Gobbi A.,

- Imhoff A., [et al.]. – London, DJO Publications. – 2012. – p. 326.
15. DeMarco A.L. Measuring contact pressure and contact area in Orthopaedic Applications: Fuji Film vs. TecScan. Poster session / DeMarco A.L., Rust D.A., Bachus K.N. / 48 Annual meeting, Orth. Research Soc., March 12-15. – Orlando, Florida, 2000.
 16. Lee S.J. Tibiofemoral Contact Mechanics After Serial Medial Meniscectomies in the Human Cadaveric Knee / Lee S.J., Aadalen K.J., Malaviya P., [et al.]. – Am J Sports Med – 2006, Vol. 34 (8). – P. 1334-1344.
 17. Mina C. High tibial osteotomy for unloading osteochondral defects in the medial compartment of the knee / Mina C, Garrett W.E. Jr, Pietrobon R., [et al.]. / Am J Sports Med. – 2008. – Vol. 36 (5). – P. 949-955.
 18. Nelson B.H. Effect of osteochondral defects on articular cartilage / Nelson B.H., Anderson D.D., Brand R.A., Brown T.D. – Acta Orthop Scand. – 1988. – № 59 (5). – P. 574-579.
 19. Salter R.B. The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in the rabbit / Salter R.B., Simmonds D.F., Malcolm B.W., [et al.] – Bone Joint Surg. – 1980. – № 62 (8). – P. 1232-1251.
 20. Shelburne K.B. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait / Shelburne K.B., Torry M.R., Steadman J.R., Pandy M.G. // Clin. Biomech. – 2008. Vol. 23. P.814-821.

И. А. Лазарев, О.А. Костогрыз, М.В. Скибан

Биомеханическое обоснование тактики лечения при сочетанных повреждениях суставного хряща и мениска коленного сустава

Во время артроскопических вмешательств по поводу повреждения мениска коленного сустава довольно частой находкой являются повреждения суставного хряща разной степени тяжести, являющиеся фактором развития вторичного остеоартроза. Край дефекта суставного хряща, и край поврежденного мениска представляют собой места концентрации локальных напряжений и деформаций. Проведены расчеты изменения нагрузки на надмыщелки бедренной кости в участках дефекта суставного хряща в зависимости от угла направления действия силы на коленный сустав. Путем конечно-элементного моделирования определено напряженно-деформированное состояние (НДС) элементов биомеханической модели коленного сустава в тибιο-феморальной зоне при наличии дефектов суставного хряща размерами 10 мм и 20 мм в сочетании с наиболее клинически значимым послеоперационным тотальным

дефектом заднего рога и тела медиального мениска. Установлена возможность изменения (НДС) структур коленного сустава путем изменения направления действия силы на сустав. Нагрузка на хряще в медиальной зоне коленного сустава уменьшаются с 8,91 МПа до 3,93 МПа, при изменении направления действия силы на сустав во фронтальной плоскости от 0° до 10°, которого можно достичь за счет индивидуальных ортопедических корректирующих стелек с латеральным клином до 7°, ортеза коленного сустава, или их комбинации. При большей площади дефекта суставного хряща в сочетании с тотальным дефектом заднего рога и тела медиального мениска коррекция, с применением стелек или коленного ортеза для изменения угла действия силы на 10°, недостаточна для разгрузки. Возникает необходимость увеличивать этот угол с помощью корректирующей остеотомии.

Ключевые слова: коленный сустав, тибιο-феморальная зона, дефект суставного хряща, конечно-элементное моделирование, напряжение и деформации.

I.A.Lazarev, O.A.Kostogryz, M.V.Skiban

Biomechanical substantiation of the treatment tactics in united damages of the joint cartilage and knee joint meniscus

During arthroscopic interventions concerning injury of a meniscus quite frequent finding are different severity injuries of an articulate cartilage, that is a factor of secondary osteoarthritis. The edge of the articulate cartilage defect and edge of the injured meniscus represent places of tensions and deformations local concentration. Calculations of load changes on the femoral condyle at the articulate cartilage defect area depending on the force direction angle on the knee are carried out The intense deformed condition (IDC) of knee biomechanical model elements in a tibio-femoral area with cartilage defects sizes 10 mm and 20 mm in combination with most clinically significant postoperative total defect of a posterior horn and a body of the medial meniscus is defined by FEM. Possibility of the knee structures IDC changes by force direction changing is established. Loading on the cartilage in the medial area of a knee joint decreasing from 8,91 MPa to 3,93 MPa in force direction changing in the frontal plane from 0° to 10° to the knee joint which can be reached by prescribing of individual orthopedic corrective insoles with a lateral wedge 7°, knee orthosis, or their combination. In cases of cartilage bigger area defect in combination with total defect of the posterior horn and a body of the medial meniscus, correction with application of insoles or the knee orthosis for force direction changing at 10°, is insufficient for unloading. There is necessary to increase this angle with corrective osteotomy.

Keywords: knee joint, tibio-femoral area, articulate cartilage defect, finite elements modeling, tension and deformations.