

© С.М. Сметанин, Г.М. Кавалерский, 2017

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ В ЗДОРОВОМ КОЛЕННОМ СУСТАВЕ И ПОСЛЕ АРТРОПЛАСТИКИ ЭНДОПРОТЕЗАМИ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ

С.М. Сметанин, Г.М. Кавалерский

ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Минздрава России, Москва, РФ

Цель исследования: методом численного математического моделирования исследовать напряженно-деформированное состояние здорового коленного сустава и после артропластики его эндопротезами с сохранением или замещением задней крестообразной связки.

Материалы и методы. На трех математических моделях – здоровый коленный сустав, сустав после артропластики эндопротезом с сохранением и замещением задней крестообразной связки определяли особенности распределения напряжений в костях при заданной нагрузке (80 кг) в случае выпрямленной нижней конечности, при сгибании в коленном суставе под углом 45° и 90°.

Результаты. В здоровом коленном суставе при выпрямленной нижней конечности напряжение в большеберцовой кости в 2,3 раза выше, чем в бедренной кости, при сгибании в коленном суставе напряжение в костной ткани нарастает, причем больше в бедренной кости. Напряжение в бедренной и большеберцовой костях выше после артропластики эндопротезом с замещением задней крестообразной связки по сравнению с таковым после артропластики эндопротезом с ее сохранением при всех углах сгибания.

Заключение. Полученные данные могут послужить математическим обоснованием преимущества эндопротеза с сохранением задней крестообразной связки и в совокупности с данными зарубежных и отечественных регистров позволят оптимизировать лечебную тактику у пациентов, которым показана артропластика коленного сустава.

Ключевые слова: эндопротезирование коленного сустава, моделирование напряжений, остеоартроз.

Mathematic Modelling of Stress in Healthy Knee Joint and After Arthroplasty with Different Types of Endoprotheses

S. M. Smetanin, G. M. Kavalerskiy

I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, Moscow, Russia

Purpose of study. To study stressed-deformed state of the healthy knee joint and after arthroplasty using endoprotheses with either preservation or substitution of the posterior cruciate ligament by the method of numerical mathematical modelling.

Materials and methods. Peculiarities of stress distribution in bones were determined on three mathematical models – healthy knee joint and joint after arthroplasty using endoprotheses with either preservation or substitution of the posterior cruciate ligament at the set load (80 kg) in straightened leg and either 45° or 90° knee flexion.

Results. In healthy knee joint with a straightened leg the stress in the tibia is 2.3 times higher than in the femur. With knee flexion the stress in bone tissue increases and this increase is more intensive in the femur. After arthroplasty using endoprosthesis with substitution of the posterior cruciate ligament the stress in the tibia and femur is higher at all flexion angles as compared to arthroplasty using endoprosthesis with posterior cruciate ligament preservation.

Conclusion. The obtained data may be used for mathematical substantiation of the advantage of endoprosthesis with preservation of the posterior cruciate ligament and in complex with the data of national and international registers will enable to optimize the treatment tactics in patients to whom knee arthroplasty is indicated.

Key words: knee arthroplasty, stress modelling, osteoarthritis

Введение. Остеоартроз — полиэтиологическое дегенеративно-дистрофическое заболевание коленного сустава, характеризующееся поражением гиалинового хряща, подлежащей кости, синовиальной оболочки, связок, капсулы, мышц, сопровождающееся образованием костно-хрящевых

разрастаний, деформацией, нарушением оси и проявляющееся болью и ограничением движений в суставе [1, 2]. Остеоартроз коленного сустава составляет 54,5% в структуре болезней крупных суставов [1, 3], а в 10–21% случаев приводит к снижению трудоспособности и инвалидизации населения [4, 5].

Тотальное эндопротезирование коленного сустава считается экономически эффективным средством лечения пациентов с остеоартрозом [6, 7], однако у 3–15% прооперированных в различные сроки после операции возникают осложнения [8–10]. Среди них можно выделить поверхностные и глубокие инфекции (0,2–9%), асептическое расшатывание компонентов эндопротеза (8–22,2%), передние боли при нарушении положения и нормального скольжения надколенника (1–50%) [11–17].

Важным моментом при планировании первичной артропластики коленного сустава является выбор эндопротеза в зависимости от степени связанности компонентов. В данном случае, безусловно, следует ориентироваться на конечные сроки выживаемости эндопротезов различных типов, так как именно они являются мерилем эффективности первичной операции [16–19]. Из всех существующих на сегодняшний день регистров больше всего информации о выживаемости эндопротезов с сохранением (CR) и замещением (PS) задней крестообразной связки дает австралийский регистр. В 2011 г. сформированный отчет о проведении 350 000 операций артропластики коленного сустава показал, что кумулятивный риск ревизий через 12 лет после операции оказался выше у эндопротезов PS (7,6%) по сравнению с 6,2% у эндопротезов CR. Согласно данным Австралийского регистра за 2008 и 2012 г. эндопротезы CR также демонстрировали преимущество перед имплантатами PS по выживаемости [17]. В более современных работах указывается на меньшее количество ревизионных операций при использовании эндопротеза с сохранением задней крестообразной связки по сравнению с эндопротезом PS, особенно при бесцементной фиксации, при установке которых частота ревизионных операций на протяжении 10 лет достигает 12% [16, 20]. В РФ регистр эндопротезирования коленного сустава функционирует только в РНИИТО им. Р.Р. Вредена и охватывает лишь 12% артропластик [21, 22].

Обоснование выбора в пользу того или иного типа эндопротеза, в том числе посредством математического моделирования, является актуальной задачей современной ортопедии. В литературе имеется несколько публикаций о моделировании напряжений в коленном суставе, однако сравнение результатов математического моделирования коленного сустава до и после артропластики эндопротезами различных типов при приложении одинаковой нагрузки не проводилось вовсе.

Наибольшее распространение для изучения различных ортопедических деформаций получил метод конечных элементов, эффективно реализуемый с помощью компьютерных технологий. Полученные результаты при корректно заданных параметрах и задачах являются достоверными, что проверяется на задачах с известным решением [23].

Цель исследования: методом численного математического моделирования исследовать напряженно-деформированное состояние здорового коленного сустава и после артропластики его эндопротезами с сохранением и замещением задней крестообразной связки.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Численное конечно-элементное математическое моделирование было выполнено фирмой «Hexa» в 2015–2016 гг. (www.hexa.ru) с использованием программного комплекса LS-DYNA LLC. В ходе работы нам предстояло решить следующие задачи:

- создать три математические модели: здоровый коленный сустав (первая модель), сустав после артропластики эндопротезом с сохранением (вторая модель) и замещением (третья модель) задней крестообразной связки;
- определить особенности распределения напряжений в костях непораженного коленного сустава при трех типах заданных нагрузок;
- оценить изменение напряжений в коленном суставе после артропластики эндопротезами различных типов при трех типах заданных нагрузок;
- сравнить результаты математического моделирования по показателям прочности и жесткости (перемещения, напряжения).

При моделировании эндопротеза с сохранением и замещением задней крестообразной связки с целью создания второй и третьей математической модели за основу был взят эндопротез DePuy P.F.C. Sigma CR и PS (рис. 1).

Все три математические модели были созданы с учетом вальгусного отклонения оси бедренной кости, компоненты в костях были смоделированы с учетом необходимых плоскостей резекции, заданной фирмой-изготовителем. При этом механическая ось нижней конечности проходила от центра головки бедренной кости до центра го-

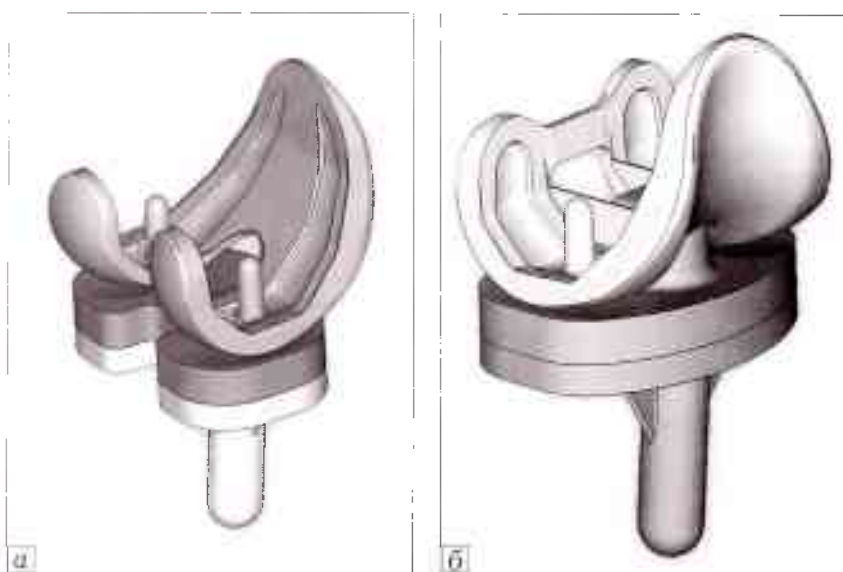


Рис. 1. Математическая модель эндопротеза с сохранением (а) и замещением (б) задней крестообразной связки.

Табл. 1. Характеристики упругости и прочности материалов, использованных в математическом моделировании

Материал	Модуль упругости E_s , МПа	Коэффициент Пуассона	Условный предел текучести $\sigma_{0,2}$, МПа	δ , %
Кортикальный слой	12 000	0,3	120	1,4
Губчатая кость	100	0,2	5	—
Тиббиальный компонент эндопротеза из сплава Ti-6Al-4V	120 000	0,3	800	5
Бедренный компонент эндопротеза из сплава Co-Cr-Mo	200 000	0,3	700	10
Цемент	2000	0,4	55	100
Высокомолекулярный полиэтилен высокой плотности UHMWPE	1500	0,25	40–60	20–1000

леностопного сустава на 10 мм медиальнее центра коленного сустава. Конечно-элементные модели имели следующие физико-механические характеристики материалов (табл. 1).

Расчеты проводили в условиях осевой нагрузки 80 кг на головку бедренной кости при выпрямленной нижней конечности (расчетный случай №1), при сгибании под углом 45° и 90° (расчетный случай №2 и №3 соответственно), а закрепление осуществляли в центре голени сустава (рис. 2). Приложение нагрузки в 80 кг было выбрано произвольно при получении достоверно различных показателей напряжений в трех расчетных случаях при сохранении стабильности математической модели.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Выбор того или иного типа эндопротеза в нашей стране диктуется предпочтением конкретного хирурга-ортопеда, сложившимися традициями определенной хирургической школы или имеющимися в наличии эндопротезами, используемыми при оказании высокотехнологичной медицинской помощи. В арсенале врача имеются результаты выживаемости эндопротезов по данным зарубежных регистров. В нашей стране практически не ведется учет первичных артропластик коленного сустава. К сожалению, судить о сроках выживаемости эндопротеза по единственному отечественному регистру, охватывающему только 12% операций, выполняемых в России, невозможно ввиду малого срока наблюдений.

Вопрос математического обоснования применения эндопротезов коленного сустава давно интересует ученых. Большинство зарубежных авторов подчеркивают, что в ходе эндопротезирования необходимо максимально точно воспроизводить биомеханику коленного сустава, и указывают, что на коленный сустав действует пять сил: внешняя дестабилизирующая сила, четыре внутренние стабилизирующие структуры соответственно наружным и крестообразным связкам [24, 25]. Несколько математических моделей пытались интегрировать в структуру и функцию коленного сустава от шарнира, как самого простого механизма, до сложного механизма вращения и скольжения [26–28].

В нашей стране А.С. Денисов и соавт. провели математическое моделирование нагрузки на коленный сустав при гонартрозе. Они особо отметили, что нарушение биомеханического соответствия

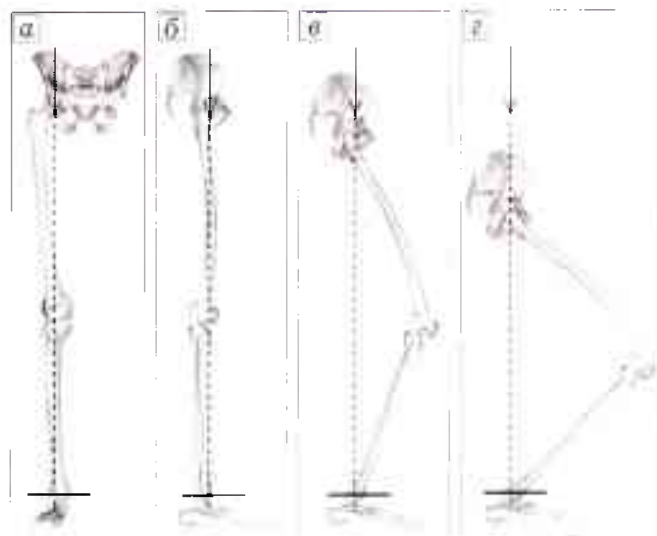


Рис. 2. Схема приложения нагрузки (180 кг) при расчетном случае №1 (а, б), №2 (в) и №3 (г).

элементов коленного сустава ведет к неравномерному их разрушению. Кроме того, на основе анализа математической модели системы кость – имплантат было сформулировано утверждение, что равномерное распределение нагрузок возможно при условии переменной жесткости эндопротеза [29].

Ввиду сложности расчетов вектора напряженного состояния методом перемещений для всех точек модели пространственная конструкция может быть разбита воображаемыми поверхностными линиями на конечные элементы, для которых можно определить их прочностные характеристики на основе их элементарной геометрии и известных свойств материалов. Значения перемещений рассматриваются как неизвестные только в узлах соединения элементов.

Распределение напряжений может сильно отличаться у пациентов с различными структурно-функциональными нарушениями, поэтому определение абсолютных показателей в нашем исследовании не было приоритетной задачей. Созданные математические модели применялись для сравнительного анализа распределения напряжений в здоровом коленном суставе и после артропластики эндопротезом цементной фиксации (CR и PS). На основе сопоставления результатов моделирования можно составить представление о перегрузках костных у конкретного пациента (рис. 3–5, табл. 2).

Табл. 2. Максимальные эквивалентные напряжения, возникающие в костной ткани при приложении осевой нагрузки, в изучаемых моделях

Объект изучения	Угол сгибания	Эквивалентные напряжения, МПа		
		бедренная кость	большеберцовая кость	малоберцовая кость
Здоровый коленный сустав	0°	5,21	11,98	8,99
	45°	23,81	19,63	17,63
	90°	33,42	41,11	37,24
Эндопротез CR	0°	11,27	9,91	14,5
	45°	20,97	26,88	39,73
	90°	37,45	36,53	55,59
Эндопротез PS	0°	25,24	12,47	7,05
	45°	23,22	34,36	37,38
	90°	71,49	59,45	29,24

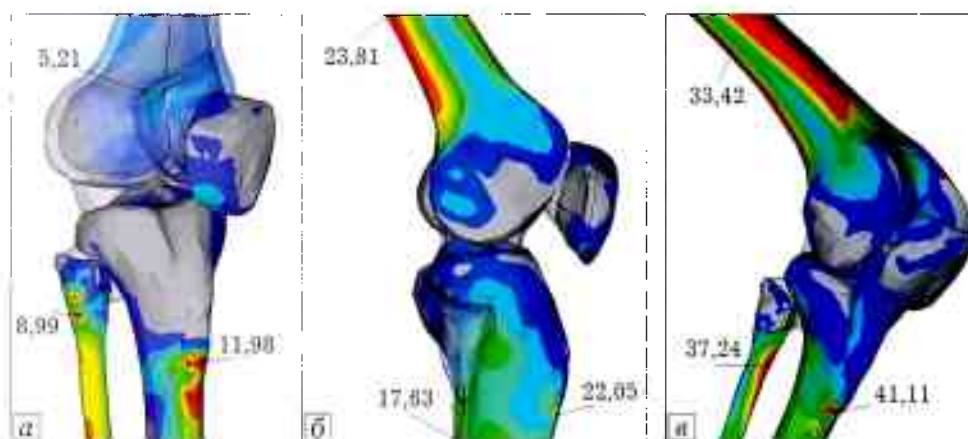


Рис. 3. Эквивалентные напряжения (в МПа) в костной ткани здорового коленного сустава при расчетном случае №1 (а), №2 (б) и №3 (в).

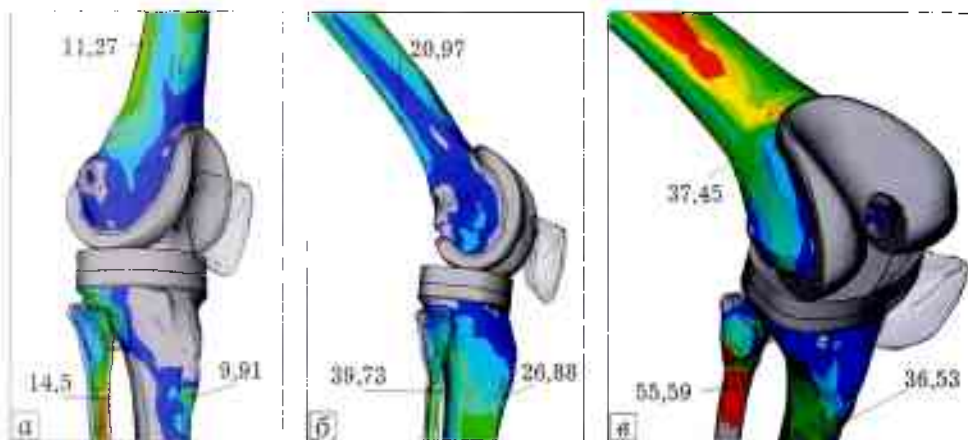
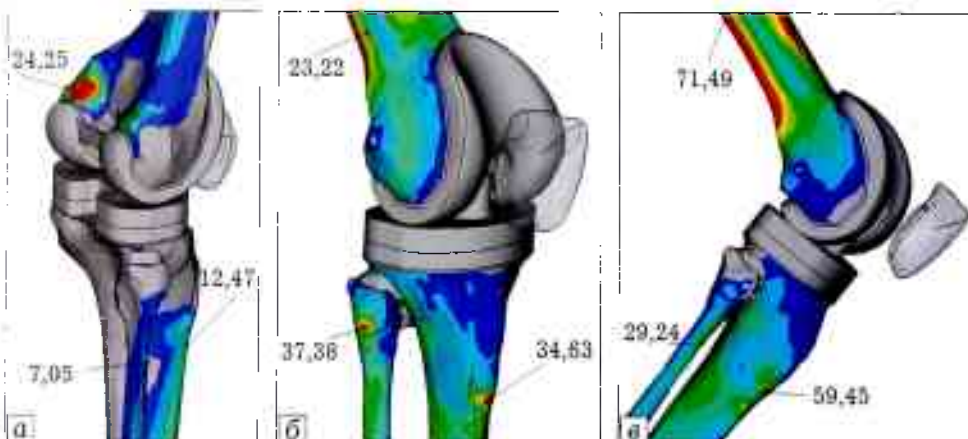


Рис. 4. Эквивалентные напряжения (в МПа) в костной ткани после артропластики коленного сустава эндопротезом с сохранением задней крестообразной связки при расчетном случае №1 (а), №2 (б) и №3 (в).



Как видно из представленных данных математического моделирования, напряжение в большеберцовой кости в 2,3 раза выше, чем в бедренной кости здорового коленного сустава с приложением нагрузки при выпрямленной нижней конечности. При сгибании в коленном суставе напряжение в костной ткани нарастает, причем больше в бедренной кости.

Напряжение в бедренной и большеберцовой кости выше после артропластики эндопротезом с замещением задней крестообразной связки по сравнению с напряжением после артропластики эндопротезом с ее сохранением при всех углах сгибания, особенно высокая разница отмечена при приложении нагрузки под углом 90°, что мы связываем с возникновением дополнительных контактных напряжений в зоне соприкосновения бедренного компонента с выступом вкладыша при использовании эндопротеза PS.

Заключение. Результаты математического моделирования в совокупности с данными зарубежных и отечественных регистров по-

Рис. 5. Эквивалентные напряжения (в МПа) в костной ткани после артропластики коленного сустава эндопротезом с замещением задней крестообразной связки при расчетном случае №1 (а), №2 (б) и №3 (в).

звоят оптимизировать лечебную тактику у пациентов, которым планируется артропластика коленного сустава.

Впервые по результатам математического моделирования выявлены изменения напряжений в костной ткани после артропластики эндопротезами с сохранением и замещением задней крестообразной связки, что может послужить математическим обоснованием преимущества эндопротеза с сохранением задней крестообразной связки.

В дальнейшем планируется провести математическое моделирование нагрузок при варусной и вальгусной деформации, а также при неправильном позиционировании компонентов эндопротезов различных типов.

Авторы статьи выражают искреннюю признательность специалистам фирмы «Hexa» за помощь в математическом моделировании и анализе полученных результатов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Борисов Д.Б., Киров М.Ю. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: эпидемиологические аспекты и влияние на качество жизни. Экология человека. 2013; 8: 52-7.
2. Шапиро К.И. Частота поражений крупных суставов у взрослых. В кн.: Сборник научных трудов «Диагностика и лечение повреждений крупных суставов». Л.; 1991: 3-8.
3. Felson D.T., Lawrence R.C., Dieppe P.A. et al. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. Ann. Intern. Med. 2000; 133 (8): 635-46.
4. Сазонова Н.В. Организация специализированной ортопедической помощи больным остеоартрозами тазобедренного и коленного суставов: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Курган; 2009.
5. Miranda H., Viikari-Juntura E., Martikainen R., Riihimäki H. A prospective study on knee pain and its risk factors. Osteoarthritis Cartilage. 2002; 10 (8): 623-30.
6. Hawker G., Wright J., Coyte P. et al. Health-related quality of life after knee replacement. J. Bone Joint Surg. Am. 1998; 80 (2): 163-73.
7. Losina E., Walensky R.P., Kessler C.L. et al. Cost-effectiveness of total knee arthroplasty in the United States: patient risk and hospital volume. Arch. Intern. Med. 2009; 169 (12): 1113-21. doi: 10.1001/archinternmed.2009.136.
8. Behr J.T., Chmell S.J., Schwartz C.M. Knee arthrodesis for failed total knee arthroplasty. Arch. Surg. 1985; 120 (3): 350-4.
9. Booth R.E. Jr. Joint arthroplasty: one step forward, two step back. Orthopedics. 1995; 18 (9): 783-6.
10. Rader Ch.P., Barthel T., Haase M. et al. Heterotopic ossification after total knee arthroplasty. Acta. Orthop. Scand. 1997; 68 (1): 46-50.
11. Кавалерский Г.М., Середа А.П., Лычагин А.В., Сметанин С.М. Эндопротезирование суставной поверхности надколенника при тотальной артропластике коленного сустава: аналитический обзор литературы. Травматология и ортопедия России. 2014; 3: 128-41. doi:10.21823/2311-2905-2014-0-3-128-141.
12. Бояринцев В.В., Самойлов А.С., Давыдов Д.В. и др. Перспективы применения клеточных технологий в травматологии и ортопедии: влияние стволовых клеток на течение репаративных процессов в костной ткани. Военно-медицинский журнал. 2009; 330 (4): 68-9.
13. Бояринцев В.В., Самойлов А.С., Давыдов Д.В. и др. Ревизионные операции в травматологии и ортопедии: усиление остеointegrации после глубоких инфекционных осложнений. Инфекции в хирургии. 2010; 8 (2): 50-6.
14. Середа А.П., Грицюк А.А., Зеленяк К.Б., Серебряков А.Б. Факторы риска инфекционных осложнений после эндопротезирования коленного сустава. Инфекции в хирургии. 2010; 8 (4): 67-76.
15. Lau E.M., Symmons D.P., Croft P. The epidemiology of hip osteoarthritis and rheumatoid arthritis in the Orient. Clin. Orthop. Relat. Res. 1996; (323): 81-90.
16. National Joint Registry for England and Wales. 12th Annual Report. 2015. Available: <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Portals/0/Documents/England/Reports/12th%20annual%20report/NJR%20Online%20Annual%20Report%202015.pdf>.
17. National Joint Registry for England and Wales. 9th Annual Report. 2012. Available: <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/default.aspx>.
18. Delaunay C. Registries in orthopaedics. Orthop. Traumatol. Surg. Res. 2015; 101 (1 Suppl): S69-75. doi: 10.1016/j.otsr.2014.06.029.
19. Кавалерский Г.М., Сметанин С.М. Эндопротезирование коленного сустава при системных заболеваниях соединительной ткани. Врач-аспирант. 2016; 77 (4): 9-14.
20. Кавалерский Г.М., Ческий А.Д., Сметанин С.М., Грицюк А.А. Биомеханика коленного сустава в норме и при остеоартрозе. Врач-аспирант. 2016; 79 (6.1): 172-8.
21. Тихилов Р.М. 3 составляющие концепции НИИТО им. Р.Р. Вредена. СераNews. 2013; (2): 2-5.
22. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др. Данные регистра эндопротезирования тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р. Вредена за 2007-2012 годы. Травматология и ортопедия России. 2013; (3): 167-90. doi:10.21823/2311-2905-2013--3-167-190.
23. Иванов К.М., Шевченко В.С., Юргенсон Э.Е. Метод конечных элементов в технологических задачах ОМД: Учебное пособие. Санкт-Петербург: Институт машиностроения. 2000: 217.
24. Crottel D., Kowal J., Sarfert S.A. et al. Ligament balancing in TKA: evaluation of a force-sensing device and the influence of the patellar eversion and ligament release. J. Biomech. 2007; 40: 1709-15. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.004.
25. Gramada M., Baroudi M., Forthomme J.P. Investigating intraoperative joint capsule using a pressure sensor tensor in posterior stabilized TKA. E-Health and Bioengineering Conference (EHB). 2011: 1-4.
26. Kapandji I. The knee. In: Kapandji I, ed. The physiology of the joints. vol. 2. Edinburgh: Churchill Livingstone. 1970: 72-135.
27. Muller W. The knee: form, function and ligament reconstruction. New York: Springer-Verlag; 1983: 8, 9. 145-50.
28. O'Connor J., Shercliff T., Fitzpatrick D. et al. Geometry of the knee. In: Akeson W.H., O'Connor J.J., Daniel D.M., eds. Knee ligaments: structure, function, injury and repair. New York: Raven Pr; 1990: 163-200.
29. Денисов А.С., Няшин Ю.И., Тверье В.М. и др. Математическое моделирование нагруженности коленного сустава при гонартрозе. Российский журнал биомеханики. 1999; 2: 28-9.

REFERENCES

1. Borisov D.B., Kirov M.Yu. Endoprosthesis replacement of hip and knee joints: epidemiological aspects and effect on quality of life. Ekologiya cheloveka. 2013; 8: 52-7 (in Russian).
2. Shapiro K.I. Rate of major joints lesions in adults. In: Collection of transactions "Diagnosis and treatment of major joints injuries". Leningrad; 1991: 3-8 (in Russian).
3. Felson D.T., Lawrence R.C., Dieppe P.A. et al. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. Ann. Intern. Med. 2000; 133 (8): 633-46.

4. *Sazonova N.V.* Organization of specialized orthopaedic care to patients with hip and knee osteoarthritis. Dr. med. sci. Diss. Kurgan; 2009 (in Russian).
5. *Miranda H., Viikari-Juntura E., Martikainen R., Riihimäki H.* A prospective study on knee pain and its risk factors. *Osteoarthritis Cartilage*. 2002; 10 (8): 623-30.
6. *Hawker G., Wright J., Coyte P. et al.* Health-related quality of life after knee replacement. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1998; 80 (2): 163-73.
7. *Losina E., Walensky R.P., Kessler C.L. et al.* Cost-effectiveness of total knee arthroplasty in the United States: patient risk and hospital volume. *Arch. Intern. Med.* 2009; 169 (12): 1113-21. doi: 10.1001/archinternmed.2009.136.
8. *Behr J.T., Chmell S.J., Schwartz C.M.* Knee arthrodesis for failed total knee arthroplasty. *Arch. Surg.* 1985; 120 (3): 350-4.
9. *Booth R.E. Jr.* Joint arthroplasty: one step forward, two step back. *Orthopedics*. 1995; 18 (9): 783-6.
10. *Rader Ch.P., Barthel T., Haase M. et al.* Heterotopic ossification after total knee arthroplasty. *Acta Orthop. Scand.* 1997; 68 (1): 46-50.
11. *Kavalerskiy G.M., Sereda A.P., Lychagin A.V., Smetanin S.M.* Patellar resurfacing of total knee arthroplasty: analytical review. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2014; (3): 128-41 (in Russian). doi:10.21823/2311-2905-2014-0-3-128-141.
12. *Boyarintsev V.V., Samoilov A.S., Davydov D.V., et al.* Perspectives of cell technologies use in traumatology and orthopaedics: influence of stem cells on the course of reparative processes in bone tissue. *Voenno-meditsinskiy zhurnal*. 2009; 330 (4): 68-9 (in Russian).
13. *Boyarintsev V.V., Samoilov A.S., Davydov D.V., et al.* Revision operations in traumatology and orthopaedics: intensification of osteointegration after deep infectious complications. *Infektsii v khirurgii*. 2010; 8 (2): 50-6 (in Russian).
14. *Sereda A.P., Gritsyuk A.A., Zelenyak K.B., Serebryakov A.B.* Risk factors of infectious complications after knee arthroplasty. *Infektsii v khirurgii*. 2010; 8 (4): 67-76 (in Russian).
15. *Lau E.M., Symmons D.P., Croft P.* The epidemiology of hip osteoarthritis and rheumatoid arthritis in the Orient. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1996; (323): 81-90.
16. National Joint Registry for England and Wales. 12th Annual Report. 2015. Available: <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Portals/0/Documents/England/Reports/12th%20annual%20report/NJR%20Online%20Annual%20Report%202015.pdf>.
17. National Joint Registry for England and Wales. 9th Annual Report. 2012. Available: <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/default.aspx>.
18. *Delaunay C.* Registries in orthopaedics. *Orthop. Travmatol. Surg. Res.* 2015; 101 (1 Suppl): S69-75. doi: 10.1016/j.otsr.2014.06.029.
19. *Kavalerskiy G.M., Smetanin S.M.* Knee arthroplasty in systemic connective tissue diseases. *Vrach-aspirant*. 2016; 77 (4): 9-14 (in Russian).
20. *Kavalerskiy G.M., Chenskiy A.D., Smetanin S.M., Grotzyuk A.A.* Biomexanics of normal knee and osteoarthritis knee. *Vrach-aspirant*. 2016; 79 (6.1): 172-8 (in Russian).
21. *Tikhilov R.M.* Three constituting conceptions of NIITO named after R.R. Vreden. *CeraNews*. 2013; 2: 2-5 (in Russian).
22. *Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Kovalenko A.N. et al.* Data of hip arthroplasty registry of Vreden Institute for the period 2007-2012 years. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2013; (3): 167-90 (in Russian). doi:10.21823/2311-2905-2013--3-167-190.
23. *Ivanov K.M., Shevchenko V.S., Yurgenson E.E.* Finite element method in OMD technological tasks. *Textbook*. St. Petersburg: Institute of Machine-Building. 2000: 217 (in Russian).
24. *Crottet D., Kowal J., Sarfert S.A. et al.* Ligament balancing in TKA: evaluation of a force-sensing device and the influence of the patellar eversion and ligament release. *J. Biomech.* 2007; 40: 1709-15. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.004.
25. *Gramada M., Baroudi M., Forthomme J.P.* Investigating intraoperative joint capsule using a pressure sensor tensor in posterior stabilized TKA. *E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*. 2011: 1-4.
26. *Kapandji I.* The knee. In: *Kapandji I*, ed. *The physiology of the joints*. vol. 2. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1970: 72-135.
27. *Muller W.* The knee: form, function and ligament reconstruction. New York: Springer-Verlag; 1983: 8, 9, 145-50.
28. *O'Connor J., Shercliff T., Fitzpatrick D. et al.* Geometry of the knee. In: *Akeson W.H., O'Connor J.J., Daniel D.M.*, eds. *Knee ligaments: structure, function, injury and repair*. New York: Raven Pr; 1990: 163-200.
29. *Denisov A.S., Nyashin Yu.I., Tver' V.M., et al.* Mathematical modelling of knee joint loading in gonarthrosis. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki*. 1999; 2: 28-9 (in Russian).

Сведения об авторах: *Сметанин С.М.* — канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед клиники травматологии, ортопедии и патологии суставов Первого МГМУ им. И.М. Сеченова; *Кавалерский Г.М.* — доктор мед. наук, профессор, зав. кафедрой травматологии, ортопедии и хирургии катастроф Первого МГМУ им. И.М. Сеченова.

Для контактов: Сметанин Сергей Михайлович. E-mail: dr.smetaninsm@gmail.com.

Contact: Smetanin S.M. — cand. med. sci., trauma and orthopaedic surgeon, clinic of traumatology, orthopaedics and joint pathology, I.M. Sechenov First MSMU. E-mail: dr.smetaninsm@gmail.com.



Если Вы хотите разместить Вашу рекламу

в «Вестнике травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»,

обращайтесь в редакцию журнала

127299, Москва, ул. Приорова, 10, ЦИТО.

Тел.: 8(495)450-24-24, 8(968)897-37-91