

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2017.4.03
УДК 532:612.3



МЕТОДИКА КОМПЛЕКСНОГО ОЦЕНИВАНИЯ ЭКСПЛУАТАЦИОННОЙ ДОЛГОВЕЧНОСТИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО МАТЕРИАЛА ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА. СООБЩЕНИЕ 1

М.Б. Гитман¹, В.Л. Скрябин², А.В. Сотин³, В.Ю. Столбов¹, С.Е. Батин¹

¹ Кафедра вычислительной математики и механики, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: gmb@pstu.ru

² Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Пермского края «Медсанчасть № 9 им. М.А. Тверье», Россия, 614990, Пермь, ул. Братьев Игнатовых, 2

³ Кафедра теоретической механики и биомеханики, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: sotin@mail.ru

Аннотация. Представлена методика комплексного оценивания эксплуатационной долговечности конструкции кость – имплантат при эндопротезировании тазобедренного сустава с учетом персональных параметров пациента (возраст, геометрия сустава, индивидуальные функциональные нагрузки, механические и адаптационные свойства костной ткани). Под термином «функциональный материал» понимается не просто материал, а некоторая конструкция, включающая несколько материалов (подконструкций), взаимодействующих между собой и обеспечивающих заданный набор эксплуатационных характеристик. Система кость – эндопротез является примером такого «функционального материала». Решение задачи комплексного оценивания в условиях неопределенности, связанной с учетом возраста пациента, осуществляется путем построения обобщенного критерия оптимальности, представленного совокупностью частных критериев различной важности (степень развития адаптационного остеопороза и площадь травматизации костного ложа). Клиническая значимость выбранных биомеханических критериев для пациентов различных возрастных групп оценена по шкале важности от 0 до 10. Индивидуальные численные значения биомеханических критериев рассчитаны с помощью пространственной анизотропной линейно-упругой математической модели тазобедренного сустава. Для проведения сравнительного анализа эксплуатационной долговечности различных типов эндопротезов выбраны три различных конструкции имплантата с цементным и бесцементным способом фиксации. Клинические рекомендации по выбору типа эндопротеза в зависимости от возраста пациента оценены также по шкале от 0 до 10. Эксплуатационная долговечность конкретного типа эндопротеза рассматривается как специальное нечеткое множество значений всех частных критериев с соответствующими величинами их важности для различных возрастных групп. Решение задачи многокритериального выбора конструкции эндопротеза в условиях неопределенности, связанной с учетом возраста пациента, осуществляется с помощью введения специальной функции, называемой индексом ранжирования. Предложенный подход позволяет выбрать наилучшую конструкцию имплантата как для первичного, так и для ревизионного эндопротезирования с учетом клинических и биомеханических параметров пациента. Демонстрационный пример решения задачи многокритериального выбора наилучшего варианта конструкции эндопротеза с учетом возраста пациента будет представлен в Сообщении 2.

© Гитман М.Б., Скрябин В.Л., Сотин А.В., Столбов В.Ю., Батин С.Е., 2017

Гитман Михаил Борисович, д.ф.-м.н., профессор кафедры вычислительной математики и механики, Пермь

Скрябин Владимир Леонидович, к.м.н., врач-травматолог, Пермь

Сотин Александр Валерьевич, к.т.н., доцент кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

Столбов Валерий Юрьевич, д.т.н., профессор кафедры вычислительной математики и механики, Пермь

Батин Сергей Евгеньевич, аспирант кафедры вычислительной математики и механики, Пермь

Ключевые слова: биомеханическая модель, функциональный материал, адаптационный остеопороз, эндопротезирование тазобедренного сустава, многокритериальный выбор, эксплуатационная долговечность.

ВВЕДЕНИЕ

Обычно под функциональным материалом понимается материал, который обладает заранее заданными эксплуатационными характеристиками (электрическими, магнитными, прочностными, биомеханическими и др.). Функциональные материалы должны обладать строго определенными и желательно настраиваемыми физическими и химическими свойствами, дающими возможность реализовывать служебные характеристики конструкций и устройств, не достижимые при использовании других материалов. Создание функциональных материалов с оптимальными свойствами осуществляется путем усиления или подавления («тюнинга») каких-либо свойств уже имеющихся материалов и невозможно без привлечения современных экспериментальных и теоретических методов исследования. Ярким представителем функциональных материалов являются, например, металлические сплавы с мартенситными превращениями и эффектами памяти формы [9].

Следует отметить, что в последнее время понятие «функциональный материал» часто стали трактовать в более расширенном виде, понимая иногда под функциональным материалом не просто материал, а некоторую конструкцию, позволяющую обеспечивать заданный набор эксплуатационных характеристик. Так, например, большое распространение в технике получили так называемые функционально-градиентные материалы, в которых механические свойства изменяются по заданному закону в некотором направлении. Примером может служить упрочненная деталь, в которой в условиях агрессивной среды «работает» только небольшой наружный слой материала, в то время как остальной материал находится в более благоприятных условиях [18]. Поэтому возникает необходимость создания функционально-градиентного материала с различными свойствами по глубине детали. Другим классом функциональных материалов может служить сложная конструкция, включающая несколько материалов (подконструкций), взаимодействующих между собой. Примером такого материала может являться система кость – эндопротез, состоящая из металлического имплантата, кости человека и условий их взаимодействия при заданных условиях эксплуатации.

На сегодняшний момент эндопротезирование крупных суставов – один из эффективных способов хирургического лечения заболеваний опорно-двигательного аппарата человека. Замена больного сустава на искусственный позволяет устранить или значительно уменьшить болевой синдром и восстановить движение в суставе. Срок службы современных эндопротезов тазобедренного сустава – более 10 лет. Дальнейшее хирургическое лечение заключается в замене имплантата или создании артродеза (хирургическая операция фиксации сустава в заданном положении). Ревизионное эндопротезирование, с технической точки зрения, является более сложным типом хирургического вмешательства с большим количеством противопоказаний и высоким риском развития послеоперационных осложнений. Артродезирование сустава, в свою очередь, значительно ухудшает качество жизни пациента в силу обездвиживания сустава.

Одним из способов увеличения эксплуатационной долговечности конструкции кость – эндопротез является индивидуальный подбор конструкции имплантата с учетом антропометрических и физиологических данных пациента. Разработка проектного решения для конструкции кость – эндопротез позволяет уже на предоперационном этапе предсказать риск возникновения послеоперационных осложнений и объективизировать выбор имплантата. Под термином эксплуатационная долговечность конструкции кость – эндопротез будем понимать период времени, в течение которого эксплуатационные

характеристики сохраняются на проектном (рассчитанном с помощью биомеханической модели на предоперационном этапе) либо нормативном (в соответствии с принятыми клиническими показателями состоятельности сустава) уровне.

Комплексная оценка параметров конструкции кость – эндопротез и расчет детерминированного критерия эксплуатационной долговечности являются сложной технической задачей, которая может быть решена с использованием современного математического аппарата теории нечетких множеств [3, 20]. Рассмотрим методику построения критерия эксплуатационной долговечности на примере оценки функциональной состоятельности бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Клиническая оценка причин несостоятельности эндопротеза тазобедренного сустава

Основными признаками несостоятельности искусственного тазобедренного сустава являются [7]: потеря стабильности фиксации эндопротеза в костной ткани, износ вкладыша, перипротезный перелом (перелом кости в зоне компонентов эндопротеза), вывих головки протеза, перелом ножки, перипротезная инфекция. Факторами, способствующими возникновению послеоперационных осложнений, являются: молодой возраст, мужской пол, лишний вес, предшествующие операции на суставе, остеопороз, гормонотерапия, конструкционные особенности эндопротеза и ошибки, допущенные при установке имплантата.

При изготовлении современных эндопротезов используются материалы, удовлетворяющие очень высоким критериям качества с точки зрения как прочности элементов конструкции, так и износостойкости пар трения. Поэтому основным фактором, влияющим на долговечность конструкции кость – эндопротез, можно считать состояние костного ложа, в котором крепится имплантат [4, 7, 15].

Механические свойства кости зависят от пола, возраста, степени минерализации и пористости костной ткани [5, 6, 17]. В работах [11, 12, 13, 14, 16] подробно описаны системные изменения, происходящие в организме человека с возрастом. Кроме остеопороза, вызванного старением организма, вокруг ножки эндопротеза наблюдается развитие адаптационного остеопороза, спровоцированного функциональной недогрузкой костной ткани [4, 8, 15]. В результате протекающих адаптационных процессов прочность и несущая способность кости снижаются, возрастает риск перипротезного перелома [10], снижаются шансы успеха ревизионного эндопротезирования.

Рентгенологическая картина асептической нестабильности бедренной компоненты эндопротеза тазобедренного сустава представлена на рис. 1. На рентгенограмме видно, что ножка протеза значительно «просела» в костно-мозговом канале. Вокруг ножки имлантата наблюдается зона просветления кости. Имеется выраженная периостальная реакция.

Процесс потери стабильности фиксации эндопротеза протекает в четыре последовательных этапа [7]: формирование тонкой фиброзной капсулы, плотно прилегающей к эндопротезу; утолщение размеров стенок капсулы; развитие асептического воспаления с появлением тканевой жидкости вокруг ножки эндопротеза и резорбция прилежащего к имплантату кортикального слоя бедра; тотальное рассасывание кортикальной костной ткани бедренной кости, окружающей ножку эндопротеза.



Рис. 1. Рентгенограмма правого тазобедренного сустава с эндопротезом

Таким образом, наиболее значимые, с биомеханической точки зрения, патологические изменения, наблюдаемые в костной ткани после имплантации эндопротеза, проявляются в виде адаптационного остеопороза и формирования фиброзной капсулы вокруг ножки протеза.

Биомеханические критерии потери стабильности фиксации имплантата

В качестве численного критерия оценки степени развития адаптационного остеопороза костной ткани вокруг ножки эндопротеза используем критерий адаптационной комфортности, предложенный в работе [1].

Критерий адаптационной комфортности может быть записан в следующем виде:

$$K(\mathbf{p}) = \begin{cases} \left(\frac{1}{V_{cb}} \int_{V_{cb}} C(\varepsilon_{11}(\mathbf{x}, \mathbf{p}) - \varepsilon_{ref}(\mathbf{x})) dV \right), & \varepsilon_{11}(\mathbf{x}, \mathbf{p}) > \varepsilon_{ref}(\mathbf{x}), \\ 0, & \varepsilon_{11}(\mathbf{x}, \mathbf{p}) \leq \varepsilon_{ref}(\mathbf{x}), \end{cases} \quad (1)$$

где \mathbf{p} – вектор технических параметров конструкции эндопротеза (размер, форма, механические свойства и др.); V_{cb} – область кортикальной костной ткани бедренной кости; ε_{ref} – «эталонное» значение продольных деформаций; $C = 0,47$ мкм/(день·% ε). Индекс $_{11}$ обозначает ось, направленную вдоль диафиза бедренной кости.

Согласно этому критерию остеопенические изменения кортикальной кости пропорциональны величине отклонения продольных деформаций от некоторого «эталонного» значения.

Фиброзная капсула, а позже и экссудативное воспаление вокруг ножки имплантата возникают как в результате адаптационного расширения костного канала [19] (в участках недогруженной кости), так и в результате травматизации костной ткани при микроподвижности эндопротеза в костном ложе.

В качестве механического критерия травматизации кортикальной костной ткани вокруг ножки имплантата будем использовать критерий прочности по Мизесу (σ_M):

$$\sigma_M = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}, \quad (2)$$

где $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ – главные напряжения.

Согласно этому критерию изменение состояния материала (разрушение костной ткани с последующим замещением кости соединительно-тканной капсулой) происходит при превышении некоторого предельного значения удельной потенциальной энергии формоизменения, которое определяется только физическими свойствами материала и не зависит от схемы напряженного состояния.

Для количественной оценки риска возникновения экссудативного воспаления считаем правомерным использовать величину площади поверхности контакта кость – эндопротез, на которой происходит микротравмирование костной ткани, т.е. область контакта, на которой величина удельной потенциальной энергии формоизменения больше заданного значения σ_{fibr} или равна ему.

В математическом виде значение данного критерия («площадь травматизации костного ложа») можно представить следующим образом:

$$S_{fibr} = \begin{cases} S_b \cap S_p, & \sigma_M \geq \sigma_{fibr}, \\ 0, & \sigma_M < \sigma_{fibr}, \end{cases} \quad (3)$$

где S_b – поверхность кости; S_p – поверхность имплантата; $S_b \cap S_p$ – поверхность контакта кости с имплантатом.

Экспертная оценка значимости биомеханических критериев

Для формирования таблицы экспертной оценки значимости биомеханических критериев определим важность основных клинических маркеров для пациентов разных возрастных групп. В качестве клинических маркеров будем использовать остеогенную активность, характеризующую адаптационные процессы в кости, влияющие на состояние костного ложа, и иммунный статус, отвечающий за реакцию организма на воспалительные процессы. Сопоставляя клинические маркеры с соответствующими биомеханическими критериями, оценим их значимость для каждой возрастной группы.

В молодом возрасте при высокой физической активности наиболее значимым является сохранение механических свойств костной ткани, так как продолжительная эксплуатация протеза, по причине молодости пациента, сопровождается высокой вероятностью проведения ревизионной операции.

В среднем возрасте в силу изменения эндокринного статуса и достаточно высокого уровня физической активности можно считать оба биомеханических критерия одинаково клинически значимыми.

Для пациентов пожилого возраста при наличии определенного «букета» сопутствующих заболеваний, прогрессирующего остеопороза, выраженного иммунодепрессивного состояния организма наиболее значимой считаем задачу снижения риска возникновения воспалительного процесса, так как он может спровоцировать общесистемное расстройство организма. В то же время слабая остеогенная активность и низкий уровень функциональных нагрузок позволяют считать адаптационную деградацию прочностных свойств костной ткани малозначимой.

Матрица экспертной оценки клинической значимости биомеханических критериев по шкале важности от 0 до 10 (где 0 – абсолютно неважный критерий, а 10 – исключительно важный критерий) для пациентов разных возрастных групп представлена в табл. 1.

Таблица 1

Матрица экспертной оценки значимости биомеханических критериев

Возраст, лет	Значимость биомеханического критерия	
	адаптационная комфортность имплантата	площадь травматизации костного ложа
20–40	9	2
41–70	7	5
71–80	3	8
Старше 80	1	9

Следует отметить, что возраст пациента не является единственным параметром, персонализирующим экспертное заключение. Дело в том, что математическая модель, используемая для расчета численных значений биомеханических критериев, позволяет учитывать персональную геометрию сустава, индивидуальные механические и адаптационные свойства костной ткани, а также функциональные нагрузки на искусственный сустав [2].

На предоперационном этапе вычисление значений биомеханических критериев осуществляется при условии «нормальной» функциональной активности пациента, не зависящей от выбранной конструкции эндопротеза. Индивидуализация функциональных нагрузок может быть проведена в послеоперационном периоде на этапе разработки плана реабилитационных мероприятий.

Экспертная оценка конструкции эндопротеза

Для проведения сравнительного анализа эксплуатационной долговечности различных моделей имплантатов исследуем конструкции эндопротеза тазобедренного сустава трех типов (рис. 2).

Рассматриваемые конструкции эндопротезов отличаются геометрической формой и типом фиксации ножки в бедренной кости. Имплантат первого типа – протез с цементной фиксацией, второго и третьего типа – с бесцементной фиксацией.



Рис. 2. Внешний вид исследуемых типов конструкций бедренной компоненты эндопротеза тазобедренного сустава

Клинические рекомендации по выбору типа эндопротеза в зависимости от возраста пациента представлены в виде матрицы экспертной оценки (табл. 2).

Таблица 2

Матрица экспертной оценки конструкции эндопротеза

Возраст, лет	Тип протеза		
	I (цементный)	II (бесцементный)	III (бесцементный)
20–40	0	9	9
41–70	3	5	5
71–80	7	1	3
Старше 80	9	0	1

Методика комплексного оценивания эксплуатационной долговечности эндопротеза на основе теории нечетких множеств

Рассмотрим задачу многокритериального выбора конструкции эндопротеза в условиях неопределенности, связанной с учетом возраста пациента.

При решении задачи многокритериального выбора обобщенный критерий оптимальности обычно состоит из совокупности частных критериев. При этом *важности* критериев отличаются, и обобщенный критерий можно представить как совокупность (объединение) пар значений: важности и самого критерия.

Подобным образом организуется и нечеткое множество [3, 20] – совокупность пар, каждая из которых состоит из элемента и степени принадлежности этого элемента тому понятию, которое формализуется нечетким множеством.

В отличие от *обычных нечетких множеств*, предлагаемая структура обобщенного критерия, которую назовем *специальным нечетким множеством*, может состоять из элементов (*частных критериев*) разной физической природы с различными размерностями (в исследуемой задаче это адаптационная комфортность имплантата и величина области возможного возникновения экссудативного воспаления вокруг ножки эндопротеза). Другими словами, обобщенный критерий в нашем случае – это эксплуатационная долговечность конкретного типа эндопротеза, характеризующегося значениями всех частных критериев с соответствующими значениями их важности для различных возрастных групп.

Для сравнения нечетких множеств вводится четкая функция двух нечетких величин, которая называется *индексом ранжирования* [3, 20].

Рассмотрим некоторые процедуры построения индексов ранжирования для специальных нечетких множеств, применимые для нашего случая.

Значения биомеханических критериев для исследуемых типов эндопротезов представим в виде таблицы (табл. 3).

Таблица 3

Значения биомеханических критериев для различных типов имплантатов

Название частного критерия	Значение критерия для различных типов имплантатов		
	тип I	тип II	тип III
Адаптационная комфортность имплантата	a_1^r	b_1^r	c_1^r
Площадь травматизации костного ложа	a_2^r	b_2^r	c_2^r

Пусть A^r и B^r – два специальных нечетких множества (в нашем случае – это эксплуатационная долговечность любых двух возможных типов эндопротеза, рекомендуемых для *определенного* возраста, характеризующихся описанными выше частными критериями, важность каждого из которых определена экспертами или вычислена).

Если соответствующие частные критерии оптимальности суть однозначно определенные *детерминированные* величины и значимость каждого частного критерия соответствующей пары A^r и B^r будет одной и той же, то индекс ранжирования можно построить следующим образом:

$$H(A^r, B^r) = \text{sign } C_i, \quad (4)$$

где $C_i = \mu_i \cdot (a_i^r - b_i^r) / d_i$, i доставляет $\max_i |\mu_i \cdot (a_i^r - b_i^r) / d_i|$, μ_i – степень принадлежности (важность) соответствующих значений частных критериев a_i^r или b_i^r , $d_i = \max(a_i^r, b_i^r)$, $i \in [1, n]$, n – количество пар, определяющих нечеткое множество.

Отметим, что степень принадлежности μ_i определяется экспертным путем и может быть задана различными способами. Например, в табл. 1 и 2 приведены численные экспертные оценки важности частных критериев для различных возрастных групп протезируемых. Используя *частотный* метод [3, 20] расчета степени принадлежности, экспертную оценку важности биомеханических критериев для возраста 20–80 лет (см. табл. 1) можно получить в виде

$$\mu_1 = \frac{7}{7+5} = 0,58; \quad \mu_2 = \frac{5}{7+5} = 0,42.$$

Отметим, что если в *шкале важности* экспертная оценка равна 0, то и соответствующая экспертная оценка важности данного критерия тоже будет равна 0.

В случае, когда экспертные оценки приводятся в словесной формулировке, важность частных критериев можно определить различными способами. Например, введя шкалу от 0 до 1, можно предложить соответствующие словесной формулировке значения важности частных критериев: от 0 до 1.

В том случае, когда по условиям задачи важности *всех частных критериев* имеют сложную структуру, необходимо пересчитать их в зависимости от структуры предпочтений экспертов. Например, если структура предпочтений предполагает экспертную оценку важности частных критериев с точки зрения различных показателей, а все значения экспертной оценки *независимы*, то *общая важность* частного критерия может определяться произведением важностей этого критерия по каждому из показателей. Так, например, в рассматриваемом примере, если экспертная оценка значимости биомеханического критерия «адаптационная комфортность имплантата», рассчитанная выше для конкретной возрастной группы, равна 0,58, а экспертная оценка *выбора цементного типа фиксации эндопротеза* (для этого же возраста, см. табл. 2) может быть определена как $3/(3+5+5) = 0,23$, то *общая важность* критерия «адаптационная комфортность имплантата» при *цементном типе фиксации эндопротеза* для этой возрастной группы равна $0,58 \cdot 0,23 = 0,13$. Аналогично можно определить важности частных критериев для остальных возрастных групп и способов фиксации эндопротеза.

Вернемся к индексу ранжирования (4).

Если значение i в формуле (4) единственно, то сравнить два нечетких множества можно следующим образом:

$$\text{если } H(A^r, B^r) = \text{sign } C_i = "+" \Rightarrow A^r > B^r, \quad H(A^r, B^r) = \text{sign } C_i = "-" \Rightarrow A^r < B^r.$$

Если значение i не единственно, то определим k – количество равных по модулю экстремумов ($k \leq n$) – и вычислим

$$H(A^r, B^r) = \sum_{i=1}^k \text{sign } C_i. \quad (5)$$

Тогда условие сравнения имеет вид

$$\text{если } H(A^r, B^r) = 0 \Rightarrow A^r = B^r, H(A^r, B^r) > 0 \Rightarrow A^r > B^r, H(A^r, B^r) < 0 \Rightarrow A^r < B^r.$$

Можно уточнить полученное решение задачи выбора, оценивая результат не по экстремальным значениям для пар сравнения, а по всем частным критериям оптимальности. В этом случае индекс ранжирования $H(A^r, B^r)$ строится следующим образом:

$$H(A^r, B^r) = \sum_{i=1}^n \mu_i \frac{(a_i^r - b_i^r)}{\max(a_i^r, b_i^r)}. \quad (6)$$

Теперь условие сравнения примет следующий вид:

$$\text{если } H(A^r, B^r) = 0, \text{ то } A^r = B^r;$$

$$\text{если } H(A^r, B^r) < 0, \text{ то } A^r < B^r;$$

$$\text{если } H(A^r, B^r) > 0, \text{ то } A^r > B^r.$$

Используя данную методику многокритериального выбора, можно по полученным расчетным данным для частных биомеханических критериев выбрать наилучшую конструкцию эндопротеза с учетом возраста протезируемого.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Комплексная оценка индивидуальных физиологических показателей и биомеханических критериев оптимальности для различных возрастных групп позволяет на предоперационном этапе рассчитать обобщенный критерий эксплуатационной долговечности конструкции кость – эндопротез и оценить риск возникновения послеоперационных осложнений для различных типов имплантатов.

Предложенная методика многокритериального выбора на основе теории нечетких множеств может быть использована при формировании персональной стратегии лечения и объективизации оценки индивидуальной пригодности модели имплантата как для первичного, так и для ревизионного эндопротезирования.

БЛАГОДАРНОСТИ

Исследование проводилось при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках проекта *RFMEFI58617X0055*. Название совместного проекта с ЕС в рамках программы «Горизонт 2020» – «*Fracture across Scales and Materials, Processes and Disciplines*». Акроним проекта: *FRAMED*.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В. Анализ адаптационной комфортности различных конструкций эндопротезов тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 2. – С. 9–18.
2. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 9–35.

3. Заде Л.А. Понятие лингвистической переменной и его применение к принятию приближенных решений. – М.: Мир, 1976. – 168 с.
4. Карагодина М.П., Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Плиев Д.Г., Денисов А.О. Адаптивное ремоделирование костной ткани вокруг бедренных компонентов бесцементной фиксации FITMORE и ALLOCLASSIC // Травматология и ортопедия России. – 2015. – № 4. – С. 15–28.
5. Лемке П.А., Медведева Н.Н., Аверченко И.В., Филиппов А.А. Уровень минерализации остеонных структур пластинчатой костной ткани бедренных костей мужчин разных соматотипов // Вестник новых медицинских технологий. – 2013. – Т. XX, № 2. – С. 306–309.
6. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю. Изучение биофизических свойств костной ткани для медико-биологических приложений // Альманах клинической медицины. – 2016. – Т. 44, № 2. – С. 193–202.
7. Неверов В.А., Закари С.М. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава: монография. – СПб.: Образование, 1997. – 112 с.
8. Оганов В.С. Физиологические предпосылки к развитию остеопении при дефиците механической нагрузки // Физиология человека. – 2003. – № 5. – С. 29–38.
9. Ооцука К., Симидзу К., Судзуки Ю., Сэкигути Ю., Тадаки Ц., Хомма Т., Миядзакэ С. Сплавы с эффектом памяти формы: пер. с япон. под ред. Х. Фунакубо. – М.: Металлургия, 1990. – 224 с.
10. Побел Е.А. Перелом – фактор риска развития и прогрессирования остеопении и остеопороза // Остеопороз и остеопатии. – 2013. – № 3. – С. 28–34.
11. Риггз Б.Л., Мелтон III Л.Дж. Остеопороз: пер. с англ. М. – СПб.: БИНОМ, Невский диалект, 2000. – 558 с.
12. Рожинская Л.Я. Системный остеопороз: Практическое руководство для врачей. – М.: Издатель Мокеев, 2000. – 196 с.
13. Свешников К.А., Свешников А.А. Гендерные различия массы минеральных веществ в костях скелета в возрастном аспекте // Фундаментальные исследования. – 2012. – № 5. – С. 110–114.
14. Свешников А.А., Капишева А.И., Овчинников Е.Н. Возрастные изменения минеральной плотности костей скелета мужчин // Гений ортопедии. – 2008. – № 1. – С. 50–56.
15. Сеидов И.И., Загородний Н.В., Хаджихараламбус К., Веяль Н.М. Клинико-рентгенологическое обоснование бедренных компонентов проксимальной фиксации при эндопротезировании тазобедренного сустава // Гений ортопедии. – 2012. – № 1. – С. 19–24.
16. Хвостова С.А. Возрастные особенности минеральной плотности костей нижних конечностей // Медицинские науки. Фундаментальные исследования. – 2011. – № 10. – С. 170–176.
17. Mirzaali M.J., Schwiedrzik J.J., Thaiwichai S., Best J.P., Michler J., Zysset P.K., Wolfram U. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly // Bone. – 2016. – Vol. 93. – P. 196–211.
18. Sheng G.G., Wang X. Thermomechanical vibration analysis of a functionally graded shell with flowing fluid // Eur. J. Mech. A-Solid. – 2008. – Vol. 27, № 6. – P. 1075–1087.
19. Sotin A.V., Akulich Yu.V., Podgayets R.M. The model of cortical bone tissue adaptive remodeling // Russian Journal of Biomechanics. – 2001. – Vol. 5, № 1. – P. 24–32.
20. Zaden L.A. Fuzzy sets // Inform. Contr. – 1965. – Vol. 8. – P. 338–353.

METHODS FOR COMPLEX ASSESSMENT OF OPERATIONAL LIFE OF THE FUNCTIONAL MATERIAL IN HIP REPLACEMENT. REPORT 1

M.B. Gitman, V.L. Skriabin, A.V. Sotin, V.Yu. Stolbov, S.E. Batin (Perm, Russia)

The papers presents an approach to an integrated evaluation of the operational durability of the “bone – endoprosthesis” system during hip replacement taking into account a patient's personal parameters (age, joint geometry, individual functional loads, mechanical and adaptive properties of bone tissue). A “functional material” is understood as not just a material but a certain structure which includes several materials (substructures) that interact with each other and provide a given set of operational characteristics. The “bone – implant” structure is an example of such a “functional material”. The solution of the problem related to a complex evaluation under conditions of uncertainty associated with a patient's age is accomplished by constructing a generalized optimality criterion that is represented by a set of particular criteria of

a different importance (the degree of adaptive osteoporosis development and the area of the bone bed traumatization). The clinical significance of the selected biomechanical criteria for patients of different age groups is estimated using the importance scale from 0 to 10. Individual numerical values of biomechanical criteria are calculated using the spatial anisotropic linear elastic mathematical model of the hip joint. To carry out a comparative analysis of the operational durability of different types of endoprostheses, three different implant designs have been chosen with cement and cementless fixation method. Clinical recommendations to choosing the type of endoprosthesis depending on a patient's age are also evaluated using the scale from 0 to 10. The operational durability of a particular type of endoprosthesis is regarded as a special fuzzy set of values of all particular criteria with corresponding values of their importance for different age groups. The introduction of a special function called the ranking index enabled the solution of the problem of a multi – objective choice of the endoprosthesis design in conditions of uncertainty associated with a patient's age. The proposed approach allows choosing the best implant design for both primary and revision arthroplasty taking into account the clinical and biomechanical parameters of a patient. A demonstration example of solving the problem of multi – objective selection of the best endoprosthesis design taking into account a patient's age will be presented in Report 2.

Key words: biomechanical model, functional material, adaptive osteoporosis, hip joint endoprosthetics, multi – objective choice, operational durability.

Получено 1 ноября 2017