

различных видах ошибок // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. № 2. С. 38–45.

3. Информационно-управляющие человекомашиные системы. Исследование, проектирование, испытания: справ. под общ. ред. А. И. Губинского, В. Г. Евграфова. М.: Машиностроение, 1993. 512 с.

4. Падерно П. И., Смирнов А. В. Оценка безошибочности выполнения алгоритма дискретной деятельности при различных видах ошибок // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. № 3. С. 13–18.

5. Падерно П. И., Павлухин И. С., Смирнов А. В. Развитие функционально-структурной теории для оценки качества деятельности операторов эргатиче-

ских систем // Мехатроника, автоматика, управление. 2012. № 5 (134). С. 31–35.

6. Гриф М. Г., Цой Е. Б., Гениатулина Е. В. Методы генерации альтернатив в задачах оптимизации процессов функционирования человекомашинных систем // Науч. вестн. НГТУ. 2012. № 1 (46). С. 164–169.

7. Цой Е. Б., Гриф М. Г., Сундуй О. Методы и технологии проектирования человекомашинных систем // Докл. АН Высшей школы РФ. Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2012. № 1 (18). С. 80–88.

8. Гриф М. Г., Цой Е. Б. Автоматизация проектирования процессов функционирования человекомашинных систем на основе метода последовательной оптимизации. Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2005. 264 с.

E. V. Andreevsky, E. A. Burkov, N. A. Nazarenko, P. I. Paderno
Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

FORMALIZATION OF DESCRIPTION AND ESTIMATION OF PROFESSIONAL SELECTION PROCESSES

Give an example of use of generalized structure method for description and estimation of professional selection processes. This method was developed by A. Gubinsky and V. Evgrafov using typical elements – typical functional units. Different approaches (ways) of professional selection quality estimation are provided.

Professional psychological selection, generalized structure method, work operation, control operation, metrics

УДК 615.47

Г. Д. Дмитриевич, М. В. Марков, Н. М. Нгуен
Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Оптимизация в САПР биомеханических объектов

Рассматривается задача оптимизации параметров эндопротезов тазобедренного сустава. Приведена архитектура САПР биомеханических объектов. Рассмотрена общая схема метода реконструкции кости. Подсистема оптимизации параметров позволяет снизить адаптационные эффекты в костной ткани и улучшить характеристики биомеханической системы «кость-эндопротез».

Эндопротезирование, эндопротезирование тазобедренного сустава, САПР, биомеханика, оптимизация

В последнее время наблюдается неуклонный рост заболеваний органов опорно-двигательной системы. Один из способов лечения этой патологии – операции эндопротезирования. Именно эндопротезирование является золотым стандартом хирургического лечения пациентов с тяжелыми травмами и заболеваниями тазобедренного сустава и позволяет восстановить нарушенную функцию

сустава и обеспечить купирование болевого синдрома миллионам больных по всему миру [1]. В статье рассматривается задача оптимизации параметров эндопротезов тазобедренного сустава, приведена архитектура САПР биомеханических объектов и рассмотрена общая схема метода реконструкции костной ткани, а также общая схема метода реконструкции кости.

Оптимизационная процедура реализована как один из инструментов САПР BoneImplant биомеханических объектов, архитектура приведена на рис. 1. САПР позволяет реализовать сквозной цикл проектирования и изготовления биомеханического объекта «кость–индивидуальный _компонент_ ревизионной _системы–эндопротез», начиная с построения STL-модели по томограмме объекта и заканчивая моделированием биомеханических испытаний сложного композиционного объекта.

Система опирается на библиотеки с открытым исходным кодом. Это позволяет, с одной стороны, сократить сроки разработки САПР благодаря использованию функций подключаемых библиотек, а с другой – добиться гибкости в проектировании системы, не связывая себя рамками открытого интерфейса сторонних прикладных пакетов. В основу реализации системы заложены следующие функциональные требования: нали-

чие функции ввода и описания костной ткани посредством обработки снимков томографа; наличие инструментов геометрического моделирования, а также импорта трехмерной модели в одном из открытых форматах обмена данными между САПР; реализация инструментов анализа работы эндопротеза в составе биомеханической системы; реализация инструментов оптимизации параметров эндопротеза, а также его автоматического позиционирования относительно кости; визуализация объектов системы с возможностью интерактивного взаимодействия посредством курсора мыши; возможность вывода полученных результатов в виде отчетов, а также сохранения результатов работы в базе данных.

Программное обеспечение BoneImplant содержит общесистемную биомеханическую часть, предназначенную для построения проблемно-ориентированных САПР широкого перечня био-

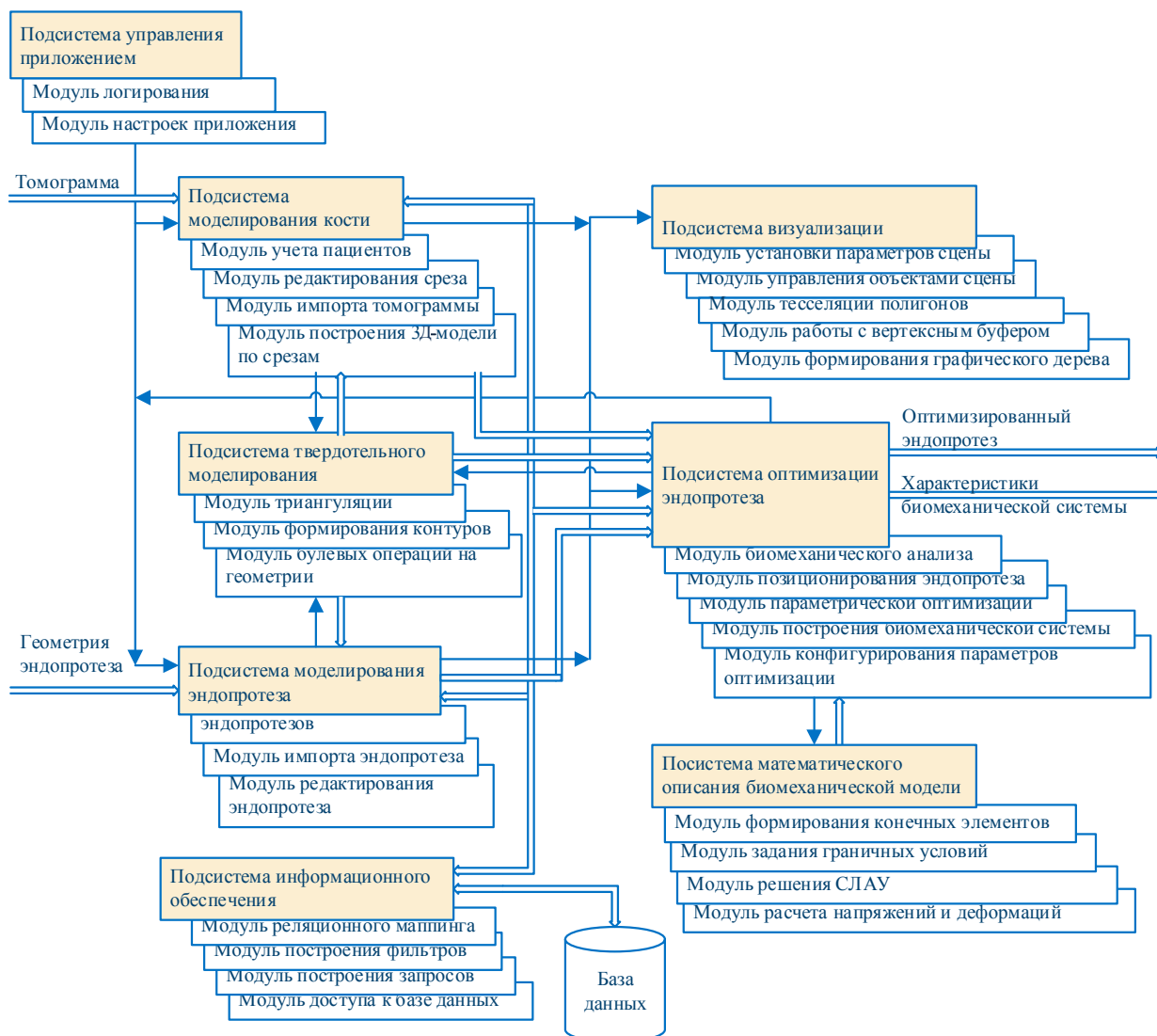


Рис. 1

механических объектов, и объектно-ориентированную часть, учитывающую специфику проектируемого биомеханического объекта. Общесистемная биомеханическая часть включает в себя такие проблемно-независимые инструменты проектирования, как подсистема управления приложением, подсистема моделирования кости, подсистема твердотельного моделирования, подсистема визуализации, подсистема информационного обеспечения, подсистема адаптации костной ткани. Объектно-ориентированная часть включает в себя инструменты, нацеленные на работу с биомеханическим объектом «кость–эндопротез», такие, как подсистема моделирования эндопротеза, подсистема анализа и оптимизации параметров эндопротеза. Подсистема моделирования кости содержит модули учета пациента, редактирования среза, импорта томограммы и построения трехмерной модели по срезам. Подсистема позволяет импортировать томограмму из формата DICOM и построить на ее основе модель кости.

Подсистема моделирования эндопротеза содержит модули каталога эндопротезов, импорта эндопротеза из сторонних систем, редактирования эндопротеза. Подсистема предоставляет пользователю инструменты геометрического моделирования, позволяющие создать трехмерную модель эндопротеза и описать его характеристики.

Подсистема анализа и оптимизации эндопротеза содержит модули биомеханического анализа, позиционирования эндопротеза, параметрической оптимизации, задания параметров оптимизации, построения биомеханической системы. Подсистема позволяет построить на основе модели кости и модели эндопротеза биомеханический объект «кость–эндопротез» и провести на его основе оптимизацию параметров эндопротеза для улучшения его характеристик. Также используя данную подсистему, можно подобрать оптимальный эндопротез для конкретного пациента. Для этого средствами подсистемы строятся биомеханические объекты «кость–эндопротез» на основе разных эндопротезов и одной модели кости, а затем выполняется адаптационное моделирование для каждого объекта и выбирается оптимальный эндопротез, исходя из потери костной массы в каждом случае. При построении биомеханического объекта подсистема производит автоматическое позиционирование эндопротеза относительно костной ткани, что существенно ускоряет процедуру создания модели.

Подсистема адаптационного анализа биомеханического объекта содержит модули задания граничных условий, формирования конечных элементов, расчета напряжений и деформации, решения уравнений модели эндопротеза. Подсистема описывает модель биомеханического объекта «кость–эндопротез» и позволяет моделировать изменения, происходящие в биомеханической системе вследствие действия адаптационного механизма костной ткани.

Подсистема твердотельного моделирования содержит модули триангуляции, формирования контуров, булевых операций над геометрическими объектами. Подсистема позволяет создавать геометрические тела с помощью различных инструментов геометрического моделирования.

Подсистема визуализации содержит модули установки параметров сцены, управления объектами сцены, тесселяции полигонов, работы с вертексным буфером, формирования графического дерева. Подсистема отвечает за визуализацию геометрических объектов и за манипуляцию ими посредством мыши.

Подсистема информационного обеспечения позволяет сохранять результаты работы системы в базе данных. Подсистема управления приложением выступает посредником между другими подсистемами и реализует управляющие и утилитарные функции.

В основе работы алгоритмов подсистемы оптимизации эндопротеза лежит теория адаптации костной ткани, реализованной в модуле биомеханического анализа [2]. Математическое обеспечение позволяет связать стресс и напряжение в кости с работой механизма реконструкции кортикальной костной ткани. За основу теории взято положение о том, что костная ткань имеет естественное равновесное напряженное состояние. Изменение нагрузки или фактически ненормальное напряженное состояние будет стимулировать костную ткань адаптировать свою структуру таким образом, чтобы восстановить равновесие. При этом уровень адаптационного процесса зависит от разности значений равновесного и текущего напряженного состояний [3]. На каждой итерации алгоритма вычисляется значение стимула на основе стресса во всех конечных элементах, после чего изменяются параметры их материала и процедура повторяется снова. На рис. 2 представлена общая схема алгоритма адаптации, где U – напряжение;

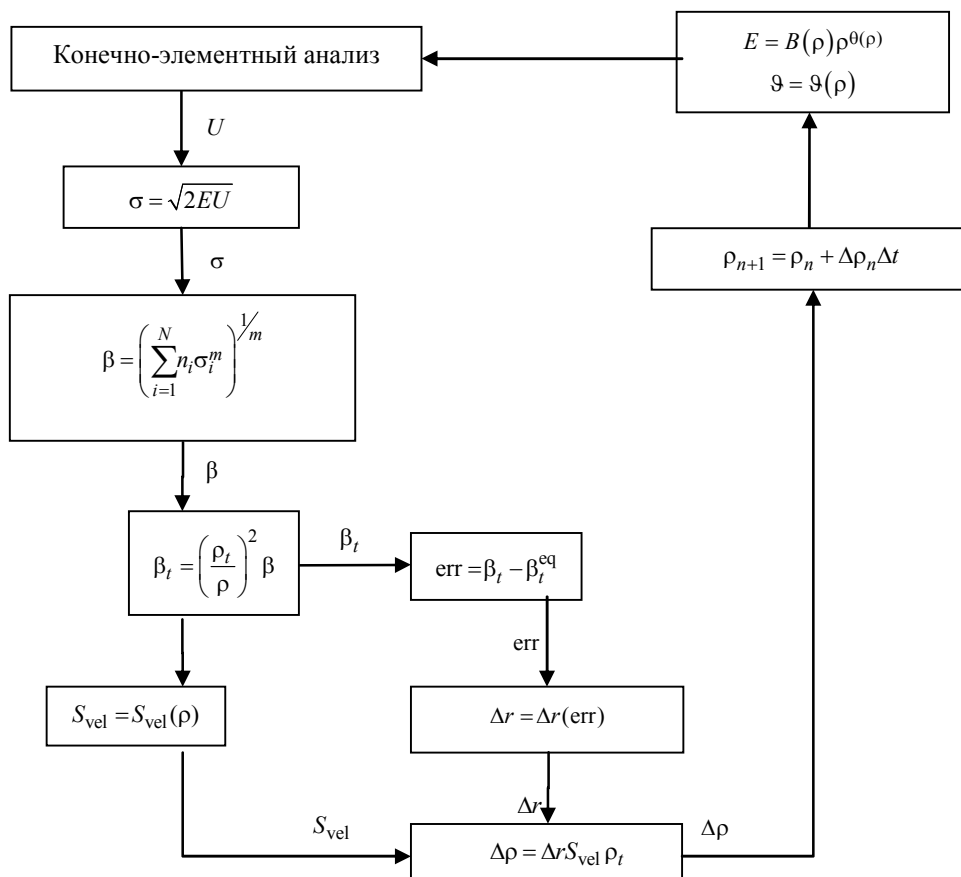


Рис. 2

E – модуль Юнга; σ – стресс в кости; N – количество различных типов нагрузки в течение дня; n_i – количество циклов нагрузки определенного типа; σ_i – значение стресса определенного типа; m – вес, определяющий влияние стресса при различных количествах нагрузок; β – стимул; β_t – ежедневный стимул; β_t^{eq} – равновесный стимул; Δr – скорость реконструкции; ρ – плотность кости; ρ_t – плотность костной ткани; S_{vel} – удельная поверхность; ν – коэффициент Пуассона; $B(\rho)$ – значение упругости материала ρ .

Процедура адаптации, используя метод конечных элементов, рассчитывает напряжение в костной ткани при данных нагрузках, после чего производится коррекция плотности и формы тех участков, уровень внутренней энергии напряжения которых выходит за границы заданного интервала. Итерационный цикл продолжается до тех пор, пока все участки костной ткани не будут подстроены под действующую нагрузку.

Костная ткань как живой материал реагирует на поле нагрузок, передаваемое с эндопротеза, и изменяет свою структуру и массу. Данное явление

носит название stress-shielding. Чем больше разница коэффициентов эластичности кости и эндопротеза, тем более выражен этот эффект. Участки костной ткани, получающие нагрузку выше нормы, становятся более плотными (положительный stress-shielding), в то время как участки, не получающие нормальной нагрузки, становятся более пористыми (отрицательный stress-shielding). Чтобы избежать данных осложнений, в работе [1] предлагается обеспечение требуемых свойств эндопротеза посредством изменения его жесткости, что устраняет перепады нагрузок в биомеханической системе и позволяет адаптировать кость к имплантату. Этот эффект управляется формированием дополнительных отверстий в ножке эндопротеза. В основу алгоритма положена стэнфордская модель костной ткани [3]. На рис. 3 представлена общая схема процедуры оптимизации.

Поскольку размерность задачи может быть велика, а вид целевой функции заранее не известен, в качестве метода оптимизации используется генетический алгоритм с вещественным кодированием хромосомы [4]. Выбор способа кодирования обусловлен ограничениями, накладываемыми на радиус отверстия. В процессе работы алгоритма используются следующие генетиче-

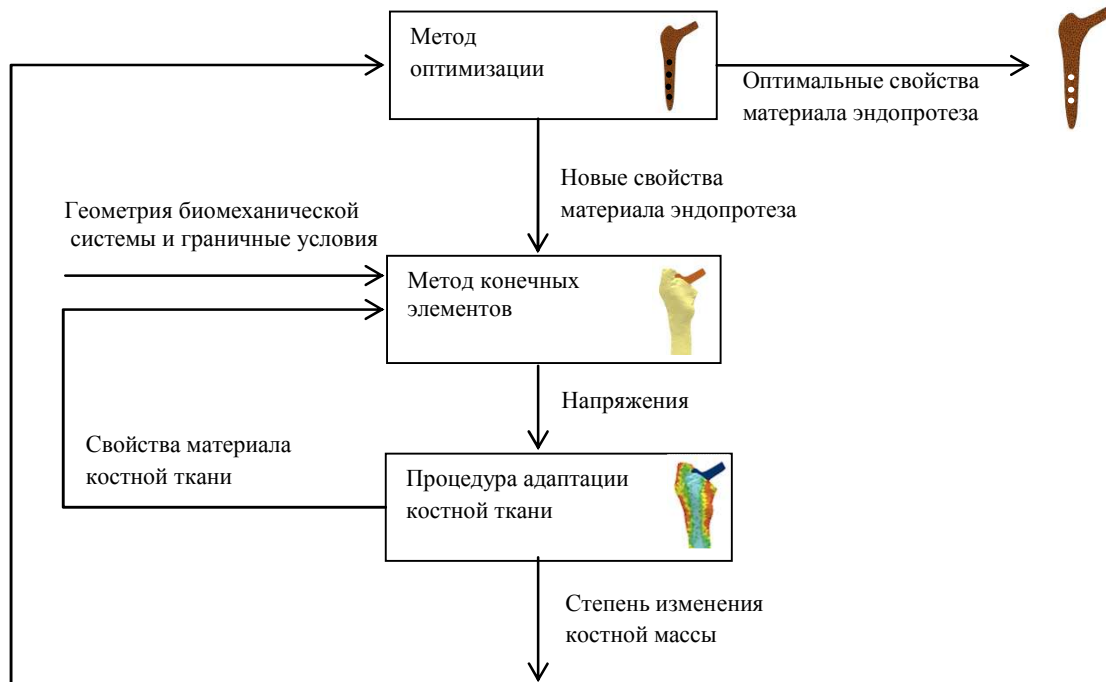


Рис. 3

ские операторы: кроссовер (одноточечный с вероятностью 82 %), мутация (вероятность 0.5 %), селекция (тип селекции: отбор усечением). Процедура адаптации контролирует изменение плотности костной ткани. Последовательное проведение расчета напряжений и адаптации продолжается до того, как все изменения в конструкции не уменьшатся до заданного уровня. В результате процесса оптимизации в эндопротезе устанавливается набор отверстий, который придает конструкции дополнительную гибкость и обеспечивает необходимые биомеханические показатели эндопротеза.

Рис. 4 иллюстрирует расположение отверстий на эндопротезе как результат 30 циклов адаптации. Из шести первоначально намеченных отверстий остались только 3. Таким образом, предлагаемая процедура оптимизации позволяет не только оценить степень влияния эндопротеза на костную ткань, но и оптимизировать его конструкцию.

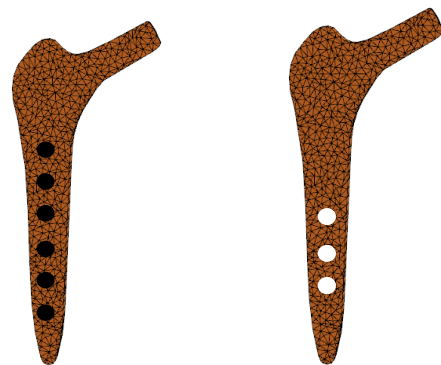


Рис. 4

В результате исследования была реализована подсистема оптимизации параметров эндопротеза, позволяющая снизить адаптационные эффекты в костной ткани и улучшить характеристики биомеханической системы «кость–эндопротез».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Дмитриевич Г. Д., Кормилицын О. П., Марков М. В. Сравнительный анализ программного обеспечения биомеханических систем «кость–эндопротез» // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. № 9. С. 56–61.
2. Современный подход к биомеханической оценке эффективности применения эндопротезов / Ю. А. Безгодков, Г. Д. Дмитриевич, М. В. Марков, А. Б. Аболин, Н. М. Нгуен // Ученые записки СПбГМУ. 2012. Вып. 4. С. 70–81.
3. Марков М. В., Михеев Ф. А. Генетические алгоритмы в лабораторном практикуме // Материалы XII междунар. конф. «Современное образование: содержание, технологии, качество», СПб., 2006. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2006. Т. 2. С. 140–141.
4. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / под ред. Р. М. Тихилова, В. М. Шаповалова; РНИИТО им. Р. Р. Вредена. СПб., 2008. С. 12–20.

G. D. Dmitrevich, M. V. Markov, N. M. Nguyen
Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

OPTIMIZATION IN BIOMECHANICAL CAD SYSTEM

Describes tools for biomechanical CAD systems aimed at the use of additive technology techniques in revision total hip arthroplasty. The problem optimization endoprosthesis's parameter is described.

Endoprosthesis, hip joint replacement, CAD, biomechanical, optimization
