

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ «ИМПЛАНТАТ – КОСТЬ» ЖИВОГО ОРГАНИЗМА

О.И. Гайнутдинов<sup>1</sup>, О.О. Гайнутдинов<sup>2</sup>, Я.И. Кучко<sup>2</sup>

*Кафедра «Физика», ФГБОУ ВПО «ТГТУ» (1), gainutdin49@mail.ru;  
кафедра «Ортопедия», Рижский университет им. П. Страдыня,  
Латвийская Республика (2)*

**Ключевые слова и фразы:** биомеханическая система «имплантат – кость»; напряжения и деформации; способы фиксации имплантата; эндопротез.

**Аннотация:** Путем компьютерного моделирования исследовано динамическое нагружение биомеханической системы «имплантат – кость» человека. Показано, что цементная фиксация имплантата в кости по параметрам нагружения более предпочтительна по сравнению с бесцементной фиксацией.

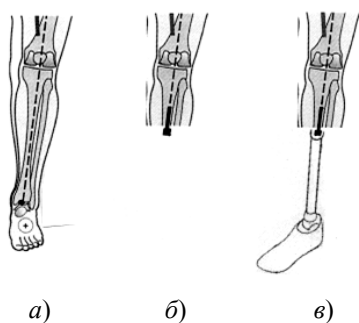
---

### История вопроса

Как известно, основу многих живых организмов, в том числе и человека, представляет скелет, выполняющий механические функции по поддержанию формы тела, обеспечению возможности движения и защите внутренних органов. Однако по разным причинам (заболевания, травмы) возникают ситуации, сопровождающиеся ограничением подвижности или даже полным обездвиживанием человека. В результате радикального хирургического вмешательства пораженные части скелета (например, кости рук и ног) оказываются частично или полностью утраченными (ампутированными). Заболевания суставов приводят к нарушениям подвижности организма и сильным болям. Во всех этих случаях требуется вмешательство специалистов с целью восстановления функциональных способностей организма.

Эта проблема возвращения человеку функциональных способностей решается путем использования протезов – заменителей отсутствующих органов [1, 2]. Протезы различаются по способу крепления в скелете. Есть оболочечные протезы, фиксирующиеся извне (экзопротезы), к возможным недостаткам которых можно отнести их нестабильную фиксацию и ограничения в обеспечении движения скелета, а также физиологические неудобства: материал оболочки не впитывает пот, в организме возникают боли во время нагружения протеза [1].

Альтернативным и перспективным является разработка и использование протезов на основе силовых имплантатов (нем. *implantat*) – изделий медицинского назначения, вживляемых в организм и используемых для установки собственно протезов [3]. Этот метод используется, например, в стоматологии с 1965 года. К преимуществам данного метода относится отсутствие перечисленных выше недостатков оболочечных протезов [4].



**Рис. 1. Этапы установки протеза:**

*a* – фрагмент здоровой ноги;

*б* – имплантат; *в* – протез

чительной степени восстановить утраченные функциональные способности человека: обеспечить подвижность конечностей, устранить или уменьшить болевой синдром, восстановить движение в суставе.

Опыт многих ведущих в мире клиник показывает, что существует проблема ограниченного срока службы имплантатов, который в среднем составляет порядка 10–15 лет [5–8]. Во многих случаях это ограничение обусловлено расшатыванием имплантата в кости, которое происходит по ряду причин, одной из которых является возникновение значительных функциональных напряжений, испытываемых костью при физиологических нагрузках системы «имплантат – кость». Например, если механические напряжения, возникающие в элементах системы, превышают некоторые предельно допустимые значения (предел прочности, предел усталости), то элементы или разрушаются или в них возникают недопустимые остаточные деформации. Все это приводит к выходу системы из работоспособного состояния. Другой причиной расшатывания является биомеханическая несовместимость элементов системы «имплантат – кость». Под биомеханической совместимостью элементов понимается соответствие их химического состава, достаточная коррозионная стойкость, повышенные модули упругости материалов при высоких значениях изгибной жесткости имплантата и коэффициента жесткости его конструкции и другое. Если, например, в организм (в кость) вводится имплантат, не вполне биомеханически совместимый с костью, то деформационно-прочностные свойства системы существенно изменяются. В результате при некоторых экстремальных нагрузках в кости возможны повреждения, приводящие к расшатыванию имплантатов [7].

Потребность в установке имплантатов разных назначений велика. Например, только в России в год требуется установка порядка нескольких сотен тысяч эндопротезов [9]. Это делает актуальной задачу увеличения эксплуатационного ресурса системы «имплантат – кость» для решения существующих медицинских, технических и социальных проблем.

### Метод исследования

Как и в любой области знаний, здесь возможны физические и математические методы исследования взаимодействия элементов системы «имплантат – кость».

Физические методы основываются на стандартизованных технических испытаниях [10]. Применяемые стандартизованные методы технических испытаний весьма ограничены по своим возможностям в получении необходимой достоверной информации обо всех аспектах работоспособности и надежности системы «имплантат – кость», так как реализуемые в соответствии с ними действия не вполне адекватны реальным условиям эксплуатации.

Силовые имплантаты могут представлять собой специальные устройства (например, стержни) для крепления к ним отсутствующих частей скелета (например, части кости руки или ноги). Для примера на рис. 1 схематично представлена последовательность перехода от фрагмента здоровой ноги через ампутированную конечность с установленным имплантатом к протезу.

В настоящее время распространенным является эндопротезирование суставов, которое заключается в частичной или полной замене поврежденного сустава искусственным. Установка имплантатов позволяет в значи-

Математические методы, основанные на компьютерном моделировании и универсальных методах вычислительной математики, позволяют решать задачи обоснованного выбора вида имплантата и способа его фиксации в тех или иных условиях, анализа динамики взаимодействия элементов системы «имплантат – кость», в том числе и в экстремальных случаях нагружения, а также прогнозирования поведения системы при изменении параметров системы в процессе ее эксплуатации.

В связи с вышеизложенным в качестве метода исследования выбран математический метод, описание и результаты применения которого приведены ниже.

### Компьютерное моделирование нагружения биомеханической системы «имплантат – кость» человека

Для решения поставленной задачи использовалась математическая модель биомеханической системы «имплантат – кость» человека, построенная на основе хорошо известного метода конечных элементов (МКЭ), который широко используется для решения задач механики деформируемого твердого тела. Эта модель позволяет учесть гетерогенное строение и динамический характер нагружения системы.

В качестве компьютерной программы, реализующей МКЭ выбрана универсальная расчетная программа Autodesk, которая позволяет визуализировать, моделировать и анализировать поведение разрабатываемых конструкций на ранних стадиях проектирования и дает возможность не просто увидеть модель на экране, но и испытать ее на практике.

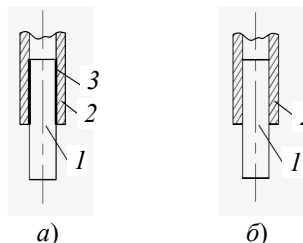
На рисунке 2 приведены результаты сравнительного анализа динамического нагружения системы «имплантат – кость» для двух вариантов фиксации имплантата в кости: цементной и бесцементной.

В первом случае (см. рис. 2, *а*) для фиксации имплантата в костномозговом канале кости используется специальный костный цемент (на основе метилметакрилата). При бесцементной фиксации (см. рис. 2, *б*) имплантат удерживается в кости путем придания ему особой формы; имплантаты изготавливаются из специальных материалов (титановых и кобальт-хромовых сплавов), обладающих лучшей биологической совместимостью с материалом кости; используются специальные способы обработки их поверхности.

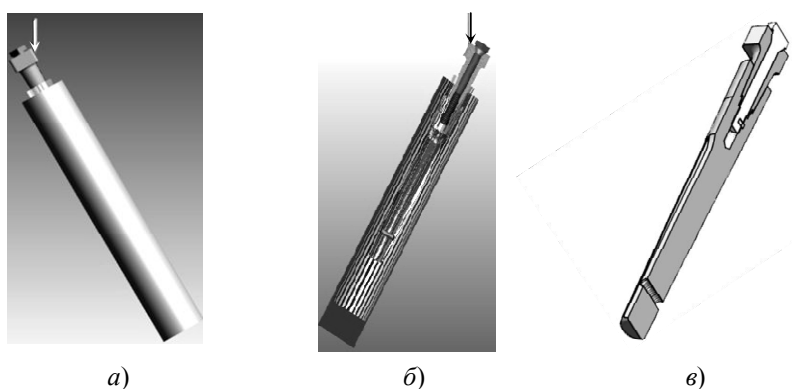
Принято считать, что оба вида фиксации имеют свои преимущества и недостатки, но в целом с точки зрения долговечности они приблизительно эквивалентны. Авторы данной статьи ставили перед собой задачу сопоставительного анализа этих способов в процессе динамического нагружения системы «имплантат – кость».

#### Описание и параметры системы.

Моделируемый имплантат, установленный в кости, схематично представлен на рис. 3. Размеры модели близки к реальным применяемым имплантатам. К имплантату с помощью болта крепится специальная деталь, которая является связующим звеном между имплантатом и протезом. Вертикальной стрелкой показана сила, моделирующая внешнее воздействие на систему.



**Рис. 2. Способы фиксации имплантата:**  
*а* – цементная; *б* – бесцементная;  
*1* – имплантат; *2* – кость;  
*3* – костный цемент



**Рис. 3. Схема установки имплантата:**  
*a* – общий вид системы «имплантат – кость»;  
*б* – продольное сечение; *в* – имплантат

Таблица 1

**Параметры материалов системы**

Параметр	Материал		
	Титан (Ti6Al4V)	Кость	Костный цемент
Плотность $\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	4510	2000	1960
Модуль Юнга $E$ , ГПа	115	15	2,78
Модуль сдвига $G$ , ГПа	42,2	5,52	1,05
Коэффициент Пуассона $\mu$	0,36	0,36	0,33

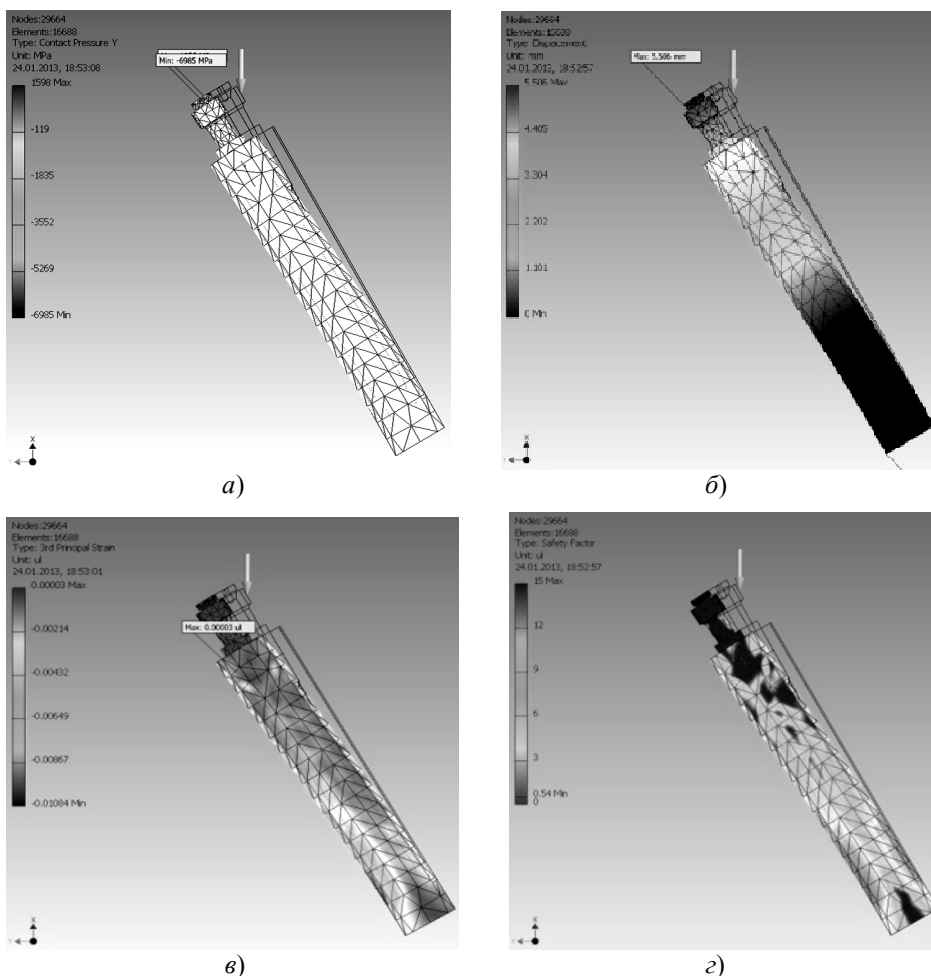
Информация о физико-механических свойствах материалов различных частей скелета человека весьма разнообразна, что объясняется многими факторами: различием структуры и функционального предназначения этих частей, методик определения и т.д. [7]. В таблице 1 приведены использованные в расчетах усредненные данные этих материалов.

**Параметры динамического нагружения системы «имплантат – кость».** В международном стандарте [10] предписываются условия испытаний системы «имплантат – кость»: синусоидальная нагрузка с частотой изменения в диапазоне 1...30 Гц, что соответствует ее эксплуатационному функциональному использованию. Предполагается наличие в системе резонансов, на которых возможны наиболее существенные напряжения в элементах системы. Амплитуду внешнего воздействия предлагается ограничить значениями порядка 3...4 кН.

Перед авторами стояла задача сравнительного анализа поведения имплантатов при двух способах фиксации в кости (цементном и бесцементном). Поскольку диапазоны возможных значений амплитуд и частот изменений внешней силы весьма широки, то в качестве расчетного варианта было принято нагружение системы внешней силой с амплитудой 3 кН, приложенной в точке соединения имплантата и протеза. Это максимальное значение силы учитывало возможную нагрузку системы в наиболее неблагоприятных резонансных условиях.

**Результаты моделирования.** На рисунке 4 и в таблице 2 представлены некоторые визуализированные и численные результаты, полученные с помощью расчетной программы Autodesk, моделирования поведения системы «имплантат – кость» в условиях внешнего нагружения.

На рисунке 4 различным по степени нагружения областям соответствует их различная окраска.



**Рис. 4. Распределение деформаций в компонентах системы (а), контактных давлений в поперечном направлении (б), радиальных напряжений (в) и коэффициента безопасности (г)**

В таблице 2 представлена основная часть расчетных результатов для параметров нагружения системы «имплантат – кость». Такими параметрами являются напряжения, деформации компонентов системы в различных направлениях и некоторые другие величины.

Символом  $\Delta$  обозначена степень различия значений параметров для двух видов фиксации имплантата, выраженная в процентах.

Анализ приведенных результатов показал следующее. Степень различия  $\Delta$  для напряжений составляет 14–19 %, для смещений – 2–23 %. Повышенные значения параметра  $\Delta$  относятся, в основном, к бесцементной фиксации имплантата. Следовательно, бесцементной фиксации соответствует большая нагруженность компонентов «имплантат – кость». С точки зрения взаимодействия элементов этой биомеханической системы особенность ситуации объясняется тем, что внешнее воздействие передается от имплантата на кость и обратно непосредственно, без каких-либо «посредников», то есть при максимальной интенсивности. Такое взаимодействие приводит к более интенсивному изнашиванию элементов системы. В случае цементной фиксации имплантата взаимодействие будет опосредованным, через *посредника* – костный цемент, который благодаря своим вязкоупругим свойствам будет рассеивать механическую энергию взаимодействия компонентов

Таблица 2

**Результаты расчета параметров нагружения системы**

Параметр	Фиксация имплантата		Δ, %
	цементная	бесцементная	
Напряжение по фон Мизесу, МПа	1010	1189	18
Главное напряжение 1 <sup>st</sup> , МПа	742	864	17
Главное напряжение 3 <sup>rd</sup> , МПа	1009	1196	19
Смещение, мм	5,51	5,65	3
Напряжения, МПа			
XX	631	682	8
XY	332	380	15
XZ	448	511	14
YY	850	1004	18
YZ	220	260	18
ZZ	316	367	16
Смещение, мм			
X	2,96	3,01	2
Y	4,81	4,96	3
Z	0,021	0,017	23

системы и в некоторой степени снижать силовое взаимодействие между ними. В результате этого посредник – костный цемент – будет аккумулировать и рассеивать в себе часть поступающей извне «излишней» энергии. Следствием этого будет достижение вполне понятной цели – увеличения долговечности системы «имплантат – кость».

**Заключение**

Полученные результаты свидетельствуют о том, что цементная фиксация имплантата является предпочтительной с точки зрения возникающих в системе «имплантат – кость» изменений в процессе ее нагружения. Однако мнение о том, что цементная и бесцементная фиксации имплантата имеют преимущества или недостатки в отношении друг друга можно считать спорным, по крайней мере, до тех пор, пока не решится вопрос о том, что важнее – эксплуатационный ресурс системы «имплантат – кость» или возможность ее корректировки в процессе эксплуатации.

*Список литературы*

1. Hagberg, K. and R. Branemark. Consequences of Non-Vascular Trans-Femoral Amputation: a Survey of Quality of Life, Prosthetic Use and Problems / K. Hagberg, and R. Branemark // Prosthetic Orthotherapy International 25 (December 2001). – P. 186–194.
2. Rehabilitation of the Trans-Femoral Amputee with an Osseointegrated Prosthesis: The United Kingdom Experience / J. Sullivan [at al.] // Prosthetics and Orthotics International. – 2003. – Vol. 27, No. 2. – P. 114–120.
3. Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Rehabilitation / R. Branemark [at al.] // Journal of Rehabilitation Research and Development. – 2001. – Vol. 38, No. 2. – P. 175–181.
4. Osseoperception and Osseointegrated Prosthetics Limbs / K. Hagberg [at al.] // Psychoprosthetics / P. Gallagher, D. Desmond, M. MacLachlan (Eds.). – London, 2008.

5. Глазер, Р. Очерк основ биомеханики / Р. Глазер. – М. : Мир, 1988. – 128 с.
6. Карлов, А.В. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики / А.В. Карлов, В.П. Шахов. – Томск : Стт, 2001. – 480 с.
7. Применение метода подвижных клеточные автоматов для оптимизации внутренней структуры эндопротеза тазобедренного сустава человека / И.С. Коноваленко [и др.] // Изв. Том. политехн. ун-та. – 2004. – Т. 307, № 6. – С. 116–121.
8. Влияние параметров имплантата на напряженно-деформированное состояние костной ткани зоны имплантации / Р.Ш. Гветадзе [и др.] // Стоматология. – 2010. – № 1. – С. 54–55.
9. Неверов, В.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава : монография / В.А. Неверов, С.М. Закари. – СПб. : Образование, 1997. – 112 с.
10. ГОСТ Р ИСО 7206-4-2005. Имплантаты для хирургии. Эндопротезы тазобедренного сустава частичные и тотальные. Часть 4. Определение прочности ножек бедренных компонентов. – Введ. 2006-7-01. – М. : Стандартинформ, 2005. – 14 с.

---

### **Modeling of Physical Processes in Biomechanical System “Implant – Bone” of a Living Organism**

**O.I. Gaynutdinov<sup>1</sup>, O.O. Gaynutdinov<sup>2</sup>, Ya.I. Kuchko<sup>2</sup>**

*Department “Physics”, TSTU (1), gainutdin49@mail.ru;  
Department “Orthopedy”, Riga University named after P. Stradynya, Latvia (2)*

**Key words and phrases:** biomechanical system “implant – bone”; implant; implant fixation methods: stress and deformation.

**Abstract:** By computer simulation of dynamic loading of biomechanical system “implant – human bone” is investigated. It is shown that cement fixation of the implant in the bone loading options is more preferable in comparison with fixation without cement.

---

### **Modellierung der physikalischen Prozesse im biomechanischen System „Implantat – Knochen“ des lebendigen Organismus**

**Zusammenfassung:** Mittels der Computermodellierung ist die dynamische Belastung des biomechanischen Systems „Implantat – Knochen“ des Menschen untersucht. Es ist gezeigt, dass die Zementfixierung des Implantates im Knochen nach den Parametern der Belastung im Vergleich zu der zementlosen Fixierung bevorzugter ist.

---

### **Modélage des processus physiques dans un système biomécanique “implant – os” d’un organisme vivant**

**Résumé:** Par la voie du modélage d’ordinateur est étudié le chargement du système biomécanique “implant – os” d’un homme. Est montré que la fixation de l’implant au ciment est préférable en comparaison avec celle sans ciment.

---

**Авторы:** *Гайнутдинов Олег Инсафович* – доктор технических наук, профессор кафедры «Физика», ФГБОУ ВПО «ТГТУ»; *Гайнутдинов Оскар Олегович* – магистр технических наук, преподаватель кафедры «Ортопедия»; *Кучко Ярослав Иванович* – магистр технических наук, преподаватель кафедры «Ортопедия», Рижский университет им. П. Страдыня, г. Рига.

**Рецензент:** *Молотков Николай Яковлевич* – доктор педагогических наук, профессор кафедры «Физика», ФГБОУ ВПО «ТГТУ».