

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского  
Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского  
Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии

РОССИЙСКИЙ ФОНД ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

# ПРАКТИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА

*Всероссийская конференция  
молодых ученых с международным участием  
материалы докладов*

19 – 22 октября 2016 г.  
Саратов, Россия

Под редакцией профессора **Л.Ю. Коссовича**

Саратов 2016

УДК [53:57:61+004](082)  
ББК 28.071я43  
Б63

**Практическая биомеханика:** Материалы докладов  
Б63 Всероссийской конференции молодых ученых с международным  
участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Буква, 2016. –  
136 с.: ил.  
ISBN 978-5-9909080-3-1

Всероссийская конференция молодых ученых с международным участием «Практическая биомеханика» адресована, в первую очередь, студентам, аспирантам, докторантам и молодым ученым, проводящим свои исследования в областях биомеханики и механики, биомедицинской инженерии, физики и биофизики, прикладной математики, физиологии и науке о материалах, а также всем ученым и инженерам, чьи интересы лежат в областях биомеханики и механобиологии.

Цель проведения конференции – представление современного состояния исследований в области биомеханики и математического моделирования в биомедицине.

All-Russian Conference of Young Scientists with international participation "Practical biomechanics" is addressed to students, graduate students, doctoral students and young scientists, conducting their research in the fields of biomechanics and mechanics, biomedical engineering, physics and biophysics, applied mathematics, physiology and materials science and to all the scientists and engineers, whose interests lie in the fields of biomechanics and mehanobiology.

The purpose of the conference is to present the current state of research in the field of biomechanics and mathematical modeling in biomedicine

Редакционная коллегия:

**Л.Ю. Коссович (отв. редактор),**  
*И.В. Кириллова* (зам. отв. редактора),  
*А.В. Доль* (отв. секретарь)

Конференция организована при финансовой поддержке РФФИ  
(проект № 16-31-10382 -мол\_г)

УДК [53:57:61+004](082)  
ББК 28.071я43

Работа издана в авторской редакции

ISBN 978-5-9909080-3-1

© Саратовский государственный  
университет, 2016

## РУКОВОДСТВО КОНФЕРЕНЦИИ

Председатель: **Л.Ю. Коссович**

Сопредседатель: В.М.Попков

Зам. председателя: И.В. Кириллова  
А.А. Голядкина  
Д.В. Иванов

Ученый секретарь: А.В. Доль

### ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ ВСЕРОССИЙСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ С МЕЖДУНАРОДНЫМ УЧАСТИЕМ «ПРАКТИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА»

Барабаш А.П., Барабаш Ю.А., Безручко Б.П., Ватульян А.О., Вениг С.Б., Глухова О.Е., Глуховской Е.Г., Горин Д.А., Киреев С.И., Левченко К.К., Лепилин А.В., Морозов К.М., Островский Н.В., Скрипаль А.В., Усанов Д.А.

### ОРГАНИЗАЦИОННЫЙ КОМИТЕТ ВСЕРОССИЙСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ С МЕЖДУНАРОДНЫМ УЧАСТИЕМ «ПРАКТИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА»

Городков С.Ю., Калинин А.А., Киселев А.Р., Колесникова А.С., Коссович Е.Л., Сафонов Р.А., Смирнов Д.А., Суетенков Д.Е., Челнокова Н.О.

**Адрес организационного комитета:**

410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем СГУ, директору И.В. Кирилловой

**Электронный адрес конференции:**

[www.biomeeting.ru](http://www.biomeeting.ru)

Br<sup>o</sup>Meeting<sup>g</sup>

# **БИОМЕХАНИКА ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ**

## **МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА МЕТОДОМ КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ**

**Доль Е.С.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: tusinaes@gmail.com*

**Аннотация:** Вопросам моделирования поясничного отдела позвоночника в последние десятилетия уделяется большое внимание. Это связано с большим количеством травм и заболеваний данного сегмента позвоночного столба и необходимостью изучения биомеханических факторов, оказывающих влияние на процесс восстановления или же на установленные фиксирующие конструкции и имплантаты. Прогнозировать поведение сегмента позвоночника при тех или иных нагрузках и способах фиксации позволяют расчеты методом конечных элементов. Целью данной работы является решение стационарной задачи о компрессионном нагружении позвоночно-двигательного сегмента позвоночника методом конечных элементов.

**Ключевые слова:** позвоночник, позвоночный столб, позвоночно-двигательный сегмент, метод конечных элементов, моделирование.

**Keywords:** spine, vertebral column, spinal functional unit, finite element method, modeling.

### **Введение**

Травмы позвоночника составляют до 17% травм опорно-двигательного аппарата. При этом на долю травм поясничного отдела приходится от 15 до 40 случаев на миллион населения, и этот показатель постоянно растет. Что же касается дегенеративных заболеваний позвонков и межпозвонковых дисков, то, по словам вертебрологов, они в той или иной степени наблюдаются у большинства взрослых людей вне зависимости от пола и возраста.

На сегодняшний день разработано множество методик лечения различных травм и заболеваний позвоночного столба. При этом часто возникает необходимость выбора того или иного метода, а также вида устанавливаемых фиксирующих конструкций или имплантатов. В этом случае могут быть учтены биомеханические факторы, влияющие на исследуемый объект, что, в свою очередь, позволит дать рекомендации по выбору наиболее оптимального с механической точки зрения варианта. Это может быть сделано с помощью численных расчетов методом конечных элементов, который на сегодняшний день применяется в различных научных областях [1-6, 9-11].

## **Постановка задачи**

Функциональный элемент позвоночника – анатомический комплекс, состоящий из двух смежных позвонков с соответствующими суставами и мышечно-связочным аппаратом на этом уровне, и одного межпозвонкового диска между этими позвонками.

Позвонки по строению относятся к губчатым костям и состоят из плотного наружного кортикального слоя и внутреннего губчатого слоя. Межпозвонковый диск имеет сложное строение. Он состоит из пульпозого ядра, представляющего собой гелеобразную массу, и окружающего его волокнистого фиброзного кольца. В поставленной задаче использована упрощённая модель межпозвонкового диска без деления его на фиброзное кольцо и пульпозное ядро.

С математической точки зрения решается статическая задача теории упругости о действии на функциональный элемент компрессионной (осевой) нагрузки.

## **Материалы и методы**

Моделирование функционального элемента проводилось методом конечных элементов в программном пакете ANSYS. Для этого на первом этапе работы в программном пакете SolidWorks была создана трехмерная геометрическая модель. В качестве базовой была взята твердотельная модель позвоночного столба человека, построенная на основе КТ-изображений. Затем из базовой модели был выделен необходимый функциональный элемент L4-L5.

Далее были созданы модели фасеточных суставов, межостистой и межпоперечных связок. Трёхмерные геометрии фасеточных суставов и связок были построены с помощью элементов сплайн, бобышка и посредством комбинирования объёмов. Далее объём тела позвонка был разделен на кортикальный и губчатый слой кости. Толщина кортикального слоя в среднем составила 0.6-0.8 мм. Итоговая геометрическая модель представлена на рисунке 1.

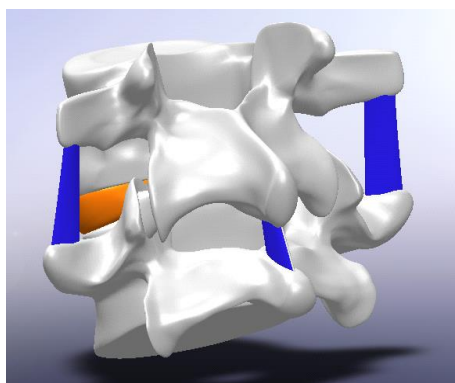


Рисунок 1 – Модель функционального элемента.

Помимо геометрической модели для конечно-элементного моделирования на основе анализа литературы [7, 8] были определены средние значения механических характеристик тканей функционального элемента позвоночника (таблица 1).

Таблица 1 – Механические свойства материалов

Материал	E, МПа	$\nu$
Кортикальная кость	12000	0.3
Губчатая кость	100	0.2
Межпозвоночный диск	2	0.49
Фасеточный сустав	16	0.45
Межостистая связка	12	0.4

Анализ литературы также позволил определить величину компрессионной нагрузки, действующей на функциональный элемент [7]. К верхним конечным пластинам позвонков L4 и L5 в направлении осей тел позвонка прикладывалась распределённая нагрузка в 200 Н. Нижняя концевая пластинка позвонка L5 жестко закреплялась.

Построенная геометрическая модель далее была импортирована в программный пакет ANSYS Workbench. Модель разбивалась конечно-элементной сеткой (анализ сеточной сходимости позволил определить размер ребра элемента равный 1 мм), задавались граничные условия в виде жесткой заделки и приложенных нагрузок, и задача запускалась на расчет.

В результате расчётов были получены диаграммы распределения перемещений и напряжений в модели (рисунок 2).

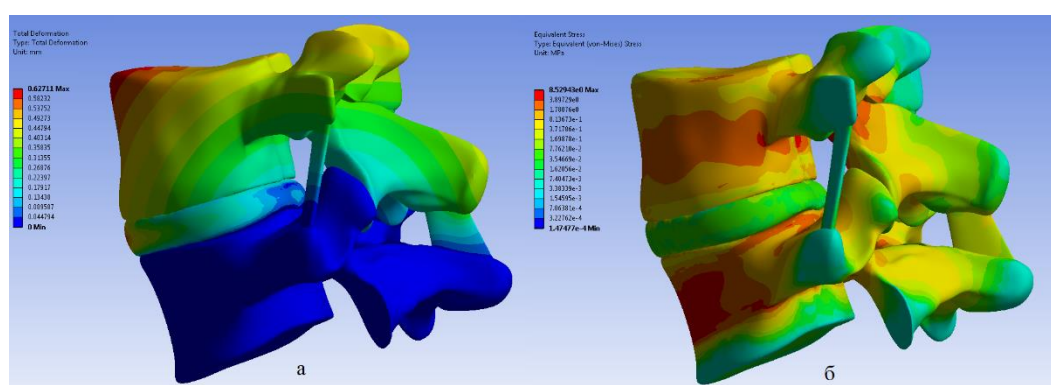


Рисунок 2 – Результаты расчётов: (а) – диаграмма перемещений; (б) – диаграмма напряжений.

Максимальное перемещение наблюдается на позвонке L4 в его верхней передней части и составляет 0.63 мм. Максимальное напряжение наблюдается на позвонке L5, значение максимального напряжения составляет 8.53 МПа.

## Заключение

Решена стационарная задача о деформировании осевой нагрузкой функционального элемента поясничного отдела позвоночника (L4 – L5).

В ходе работы на основе анализа литературы были определены основные механические характеристики тканей функционального элемента позвоночника, а также величины и характер приложения нагрузок, действующих на него. Это позволит в дальнейшем перейти к моделированию патологий и реконструктивных операций по замене межпозвонкового диска.

## Литература:

1. Иванов Д.В., Доль А.В., Павлова О.Е., Аристамбекова А.В. Моделирование виллизиевого круга человека в норме и при патологии // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17. – № 3 (61). – С. 49-63.
2. Глухова О.Е., Доль А.В., Колесникова А.С., Шунаев В.В. Новый подход к исследованию механических свойств многослойного графена с помощью метода конечных элементов // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2014. – Т. 14. – № 1. – С. 73-77.
3. Мельцер Р.И., Иванов Д.В., Лозовик И.П., Верховод А.Ю., Поченты Д.О. Послеоперационное ведение больных с неопорными переломами костей голени в условиях контролируемой осевой нагрузки // Ученые записки Петрозаводского государственного университета. Серия: Естественные и технические науки. – 2013. – № 8 (137). – С. 37-39.
4. Ivanov D., Dol A., Pavlova O., Aristambekova A. Modeling of human circle of willis with and without aneurisms. Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2014. Т. 16. № 2. С. 121-129.
5. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Доль А.В., Полиенко А.В. Практические задания по применению пакета Ansys mechanical apdl к задачам биомеханики сердечно-сосудистой системы: Учебно-методическое пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов: Изд-во Саратовского университета, 2015. – 56 с.
6. Ломакин М.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Биомеханическое изучение напряженно-деформированного состояния в области коротких дентальных имплантатов в системе костная ткань-имплантат-абатмент // Российская стоматология. – 2013. – Т. 6. – № 1. – С. 21-24.
7. Dreischarf M., Zander T., Shirazi-Adl A., Puttlitz C.M., Adam C.J., Chen C.S., Goel V.K., Kiarpour A., Kim Y.H., Labus K.M., Little J.P., Park W.M., Wang Y.H., Wilke H.J., Rohlmann A., Schmidt H. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together // J. Biomech. – 2014. – Vol. 47. – Iss. 8. – P. 1757-66.
8. Ben-Natira F., Saidane K., Mrabet A. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. // J. Biomedical Science and Engineering. – 2012. – Vol. 5. – P. 146-152.
9. Голядкина А.А., Кириллова И.В. Численное моделирование напряженно-деформированного состояния стенок желудочков сердца человека в норме и при патологии // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. 2011. № 4-2. С. 415-417.
10. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Гришина О.А., Албутов А.С. Компьютерное 3D пространственноориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. 2015. Т. 18. № 1 (52). С. 64-74.
11. Щучкина О.А., Голядкина А.А., Аристамбекова А.В., Потапов Д.Ю. Численный анализ патологий почечной артерии // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2012. Т. 12. № 4. С. 107-111.



## БИОМЕХАНИКА РАСШИРЯЮЩЕГОСЯ СТЕРЖНЯ FIXION

**Иванов Д.В.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского», Россия  
E-mail: ivanovdv@gmail.com*

**Аннотация:** В данной статье представлен обзор опубликованных исследований биомеханических свойств расширяющегося стержня Fixion при остеосинтезе переломов длинных трубчатых костей. Цель работы состояла в систематизации биомеханических исследований расширяющегося стержня. Всего было найдено 7 биомеханических работ, опубликованных в период с 2005 по 2008 годы. Среди них 6 посвящены натурным экспериментам и одна представляет собой комментарии к опубликованному исследованию. Расширяющийся стержень показал себя как высокоэффективное и технологичное средство фиксации переломов длинных трубчатых костей. Однако, при поперечных переломах Fixion оказался существенно менее стабильным, чем поперечно-блокируемые имплантаты. При скручивающих нагрузках жесткость системы кость-имплантат для расширяющегося стержня оказалась в 2 и более раза ниже, чем аналогичный параметр для поперечно-блокируемого имплантата. Расширяющийся стержень Fixion следует применять с большой осторожностью или отказаться от использования для остеосинтеза поперечных переломов диафиза длинных трубчатых костей.

**Ключевые слова:** биомеханика, расширяющийся стержень, Fixion, интрамедуллярный стержень, натуральный эксперимент, жесткость при скручивании, жесткость на изгиб.

**Keywords:** biomechanics, expandable nail, Fixion, intramedullary nail, mechanical experiment, torsion stiffness, bending stiffness.

Расширяющийся стержень Fixion является относительно новой разработкой и используется в медицинской практике с 1999 года [1]. Опубликовано множество клинических и ретроспективных работ, посвященных данному стержню. Большинство авторов отмечают преимущества нового стержня перед «стандартной» блокируемой системой фиксации. К преимуществам можно отнести такие свойства, как установка без необходимости рассверливания канала, наименьшая по сравнению с блокируемым стержнем длительность операции, простота установки и др. Важно отметить, что по мнению авторов клинической практики расширяющийся стержень обеспечивает достаточную стабильность остеосинтеза переломов длинных трубчатых костей. Несмотря на то, что при установке стержня рассверливание канала не требуется, авторы в [11] считают, что именно рассверливание канала позволило им получить стабильную фиксацию отломков и позволило избежать послеоперационных осложнений. В систематических обзорах авторы также отмечают преимущества стержня перед стандартной методикой, однако, делают вывод, что данная разработка требует дополнительного изучения [2, 3].

Удивляет тот факт, что биомеханика стержня Fixion изучалась достаточно скудно и в основном только с помощью натуральных экспериментов на разрывных машинах [4, 5, 7, 8, 9, 10]. Все эти работы вышли в короткий период с 2005 по 2008 гг. Это кажется странным еще и потому, что не во всех биомеханических работах стержень показал себя как устройство, обеспечивающее необходимую стабильность фиксации отломков при скручивающих нагрузках. Таким образом, существуют работы, посвященные биомеханическому сравнению расширяющегося стержня и поперечно-блокируемых имплантатов. Однако, эти данные разрозненны и, следовательно, неудобны для анализа.

Расширяющийся стержень показал высокую жесткость системы кость-имплантат при поперечных нагрузках [5, 9]. В обеих работах жесткость при поперечных нагрузках оказалась выше для системы с расширяющимся стержнем. На самом деле, способ закрепления стержня Fixion в кости продольными ребрами обеспечивает эту характеристику.

Однако, при скручивающих нагрузках расширяющийся стержень показал себя не с лучшей стороны. В трех работах [5, 9, 10] жесткость (прочность) при скручивающей нагрузке оказалась существенно ниже (в два и более раза), чем для поперечно-блокируемого стержня. При этом числовые значения жесткости на скручивание в работах [5] и [10] оказались очень схожими. Более того, 5 из 8 образцов в [5] позволяли проксимальному отломку, зафиксированному стержнем Fixion, довольно легко проворачиваться относительно дистального еще до выполнения экспериментов. Аналогичная ситуация была отмечена авторами и в работе [10]: 2 из 5 поперечных перелома большеберцовых костей были недостаточно зафиксированы после раздувания стержня и до выполнения экспериментов. В [4] авторы показали, что в случае поперечного перелома для здоровых и пораженных остеопорозом костей расширяющийся стержень в подавляющем большинстве экспериментов не обеспечил достаточную стабильность остеосинтеза при скручивающих нагрузках. Не более 20% образцов здоровых костей прошли испытания при циклическом нагружении в случае использования расширяющегося фиксатора. Авторы также отметили, что площадь контакта (*working length*) между ребрами стержня и стенкой медуллярного канала оказалась существенно выше для тех образцов, которые прошли испытания. Важно

отметить, что результаты, касающиеся стабильности расширяющегося стержня в случае поперечного перелома, были получены именно для поперечного перелома бедренных, плечевых и большеберцовых костей.

В случае косо́го перелома [10] диафиза плечевой кости расширяющийся стержень показал жесткость на скручивание, превосходящую данную характеристику у поперечно блокируемого стержня. При этом, как показали эксперименты, проксимальная блокировка расширяющегося стержня не повлияла на жесткость системы.

Отдельно необходимо отметить эксперимент [7] по измерению максимального усилия на проворачивание винта в головке бедра (hip peg torsion stability). Здесь проксимальный стержень Fixion превзошел стандартный фиксатор в 5 раз (128.9 против 25.6 Н). Максимальное усилие на вырывание винта из головки бедра (hip peg pull-out) оказалось сравнимым с показателем для стандартного проксимального фиксатора.

Таким образом, несмотря на то, что расширяющийся стержень показывает обнадеживающие результаты в клинических исследованиях, опубликован ряд биомеханических работ, в которых стержень Fixion показал «провальные» [4] и недостаточно высокие результаты [5, 9, 10] при оценке стабильности остеосинтеза поперечных переломов диафиза длинных трубчатых костей. Здесь можно возразить, как это делает Steinberg [6] в своих комментариях к статье [5], что стержень был установлен неправильно. Однако, в ответ Blum с соавторами пояснил, что установка проводилась в точности с рекомендациями производителя. Другие авторы также указали в своих работах, что расширяющийся стержень устанавливался в точности с требованиями производителя. При этом Blum считает, что Fixion показал меньшую по сравнению с поперечно-блокируемым жесткость при скручивании по той причине, что исследованные ими кости имели существенные различия в диаметре медуллярного канала в проксимальном и дистальном отделах. В то время как стержень может отлично работать в случае молодых пациентов, он может не показывать достаточную стабильность в случае пожилых пациентов и костей, пораженных остеопорозом. Здесь нужно понимать, что помимо выбора подходящего фиксатора, нужно его правильно установить в костный канал.

Кажется уместным и необходимым продолжать испытания стержня Fixion как с помощью биомеханических методов, так и с помощью методов компьютерного и математического моделирования. Важно выявить его все недостатки и слабые стороны, чтобы можно было их учитывать при проведении операций и минимизировать послеоперационные риски и осложнения.

#### **Литература:**

1. Lepore S., Capuano N., Lepore L., Romano G. Preliminary clinical and radiographic results with the Fixion intramedullary nail: an inflatable self-locking system for long bone fractures // *J Orthop Traumatol.* – 2000. – Vol. 1, No 3. – P. 135-140.
2. Rose D.M., Smith T.O., Nielsen D., Hing C.B. Expandable intramedullary nails in lower limb trauma: a systematic review of clinical and radiological outcomes // *Strategies Trauma Limb Reconstr.* – 2013. – Vol. 8, No. 1. – P. 1-12.
3. Rose D.M., Smith T.O., Nielsen D., Hing C.B. Expandable intramedullary nails for humeral fractures: a systematic review of clinical and radiological outcomes // *Eur J Orthop Surg Traumatol.* – 2013. – Vol. 23, No. 1. – P. 1-11.
4. Oliveira M.L., Lemon M.A., Mears S.C., Dinah A.F., Waites M.D., Knight T.A., Belkoff S.M. Biomechanical comparison of expandable and locked intramedullary femoral nails // *J Orthop Trauma.* – 2008. – Vol. 22, No. 7. – P. 446-450.
5. Blum J., Karagül G., Sternstein W., Rommens P.M. Bending and torsional stiffness in cadaver humeri fixed with a self-locking expandable or interlocking nail system: a mechanical study // *J Orthop Trauma.* – 2005. – Vol. 19, No. 8. – P. 535-542.
6. Steinberg E.L. Comment on Bending and torsional stiffness in cadaver humeri fixed with a self-locking expandable or interlocking nail system: a mechanical study // *J Orthop Trauma.* – 2006. – Vol. 20, No. 4. – P. 295.
7. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S.. The Fixion proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study // *J Biomech.* – 2005. – Vol. 38, No. 1. – P. 63-68.
8. Kummer F.J., Strauss E.J., Jaffe W.L. Evaluation of an expandable stem total hip replacement system // *Bull NYU HospJt Dis.* – 2007. – Vol. 65, No. 2. – P. 101-105.
9. Blomquist J., Lundberg O.J., Gjerdet N.R., Mølster A. Are inflatable nails an alternative to interlocked nails in tibial fractures? // *Clin Orthop Relat Res.* – 2008. – Vol. 466, No. 5. – P. 1225-1231.
10. Maher S.A., Meyers K., Borens O., Suk M., Grose A., Wright T.M., Helfet D. Biomechanical evaluation of an expandable nail for the fixation of midshaft fractures // *J Trauma.* – 2007. – Vol. 63, No. 1. – P. 103-107.
11. Zhou Z.T., Song Y.C., Zhou X.Z., Zhou H.B., Luo Z.P., Dong Q.R. Femoral midshaft fractures: expandable versus locked nailing // *Orthopedics.* – 2015. Vol. 38, No. 4. – P. e314-e318.

# БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ СТОПЫ

Киреев С.И.<sup>1</sup>, Курманов А.Г.<sup>1</sup>, Кучапин А.В.<sup>1</sup>, Голядкина А.А.<sup>2</sup>, Полиенко А.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия

<sup>2</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: nano-bio@sgu.ru

**Аннотация:** Проведено биомеханическое обоснование хирургического лечения первой плюсневой кости стопы. Исследование осуществлено методом конечных элементов. Построение персонафицированных 3D моделей осуществлялось по данным компьютерной томографии.

**Ключевые слова:** биомеханика, остеотомия, плюсневая кость, численное моделирование.

**Keywords:** biomechanics, osteotomy, metatarsal bone, numerical modeling.

Вальгусная деформация стопы – распространенное патологическое состояние стопы, встречающееся чаще всего у женщин в возрасте 30 лет и старше [1]. Большую роль в развитии вальгусной деформации играют наследственная предрасположенность, плоскостопие, остеопороз, эндокринные нарушения [2-5], а также ношение неправильно подобранной обуви [4]. В результате нарушаются функции сухожилий, связок и мышц стопы. Для восстановления нарушенных функций стопы выполняется хирургическое вмешательство – остеотомия, при котором прибегают к искусственному перелому кости с последующей ее фиксацией в правильном положении. Среди различных видов остеотомий наибольшую популярность приобрели Chevron и Scarf. В основе Chevron остеотомии лежит V-образное рассечение головки первой плюсневой кости, устранение патологического смещения и фиксация отломков одним самокомпрессирующим винтом. При Scarf остеотомии производится Z-образное рассечение кости, устранение деформации и фиксация двумя самокомпрессирующими винтами.

Для проведения биомеханического обоснования выбора остеотомии первой плюсневой кости стопы была создана конечно-элементная модель. Для создания трехмерной модели «кость-фиксатор» использовалось программное обеспечение 3D Slicer, с помощью которого проводится обработка данных компьютерной томографии. Дальнейшая обработка полученных изображений была проведена в системе автоматизированного проектирования SolidWorks [6]. В полученную

персонафицированную 3D модель первой плюсневой кости стопы были установлены системы фиксации для моделирования Chevron и Scarf остеотомий.

Численный анализ напряженно-деформированного состояния тканей кости после хирургического вмешательства проводился на базе расчетного комплекса Ansys Workbench. Были решены задачи о смещении дистального фрагмента первой плюсневой кости стопы на 2/3 при Chevron и Scarf остеотомий. Результаты показали, что максимальные значения деформаций при Chevron остеотомии составили значения менее 1 мм, а при выполнении Scarf остеотомии наблюдалось значительное смещение отломков относительно друг друга (1,48 мм). Максимальные эквивалентные напряжения концентрируются в зоне контакта фиксатора и тканей кости. Выявлено, что максимальные значения эквивалентных напряжений при Scarf остеотомии превосходят более чем в 6 раз по сравнению с Chevron остеотомией. Таким образом, при Scarf остеотомии система «кость-фиксатор» считается нестабильной. Для наглядности результаты расчетов были сведены в таблицу 1.

Таблица 1 – Максимальные значения напряженно-деформированного состояния

Модификация остеотомии	Максимальные значения деформации, мм	Максимальные значения эквивалентных напряжений, МПа
Scarf остеотомия	1,4814	1961,3
Chevron остеотомия	0,2771	280,16

При биомеханическом анализе модели Scarf остеотомии первой плюсневой кости можно сделать вывод, что при длительных нагрузках велика вероятность разрушения кости. Проведенное исследование позволило обосновать методом биомеханики выбор остеотомии первой плюсневой кости стопы и выявить, что при применении Chevron остеотомии для данного пациента позволит сократить сроки временной нетрудоспособности без риска ухудшения результатов речения [7, 8].

#### Литература:

1. Корнилов Н. В. Травматология и ортопедия // СПб.: Гиппократ, 2001. — С. 347–351.
2. Карданов А. А. Оперативное лечение деформаций и заболеваний костей и суставов первого луча стопы: автореф. на соискание ученой степени доктора мед. наук: 14.00.22 / Андрей Асланович Карданов; ГОУ ВПО «Российский университет дружбы народов». — М., 2009. — 31 с.
3. Травматология и ортопедия [под ред.] Н. В. Корнилова. — СПб.: Гиппократ, 2001. — С. 347–351.

4. Травматология и ортопедия. Руководство для врачей / [под ред.] Ю. Г. Шапошникова. — М.: Медицина, 1997. — Т. 2. — С. 335–356.
5. Черкес-Заде Д. И. Хирургия стопы / Д. И. Черкес-Заде, Ю. Ф. Каменев. — М.: Медицина, 2002. — 438 с.
6. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Кириллова И.В. и др. Практическое применение системы автоматизированного проектирования SOLIDWORKS в моделировании кровеносных сосудов: учеб. пособие. — Саратов, 2011. — 148 с.
7. Головаха М.Л., Шишка И.В., Банит О.В., Бабич Ю.А., Твердовский А.О., Забелин И.Н. Результаты лечения Hallux valgus с применением Chevron остеотомии // Ортопедия, травматология и протезирование. 2012. № 3: 42–46
8. Киреев С.И., Курманов А.Г., Кучапин А.В., Голядкина А.А., Полиенко А.В. Биомеханический подход к предоперационному планированию хирургической коррекции деформации стоп // Классика и инновации в травматологии и ортопедии: сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 75-летию профессора А.П. Барабаша. — Саратов: ФГБУ «Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии», Амирит, 2016. — 179-181 с.

# БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОСЬ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ КАК ФАКТОР, ВЛИЯЮЩИЙ НА ФОРМИРОВАНИЕ ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРВОГО ПАЛЬЦА СТОПЫ

**Коннова О.В., Алешкина О.Ю., Темяков А.Н.**

*Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия  
E-mail: kireevsi@rambler.ru*

**Аннотация:** Целью работы явилось определение вариантов изменчивости угла отклонения I пальца стопы при различных анатомических формах нижних конечностей у девушек 17-19 лет. *Материал и методы.* Объектом исследования явились 242 студентки Саратовского государственного медицинского университета 17-19 лет. Методами исследования послужили антропометрический и фотометрический. *Результаты.* Установлено, что величина угла отклонения I пальца стопы зависит от формы нижних конечностей. В одной трети случаев отмечено его вальгусное положение. *Заключение.* Полученные результаты позволят индивидуально подходить к прогнозированию и профилактике статических деформаций стоп.

**Ключевые слова:** угол отклонения первого пальца стопы, форма нижней конечности.

**Keywords:** the 1st toe deviation angle, the shape of the low limb.

## **Введение**

Деформации стоп являются одной из причин ухудшения качества жизни и обращаемости за медицинской помощью, в том числе хирургической [1-5]. Морфологическая изменчивость «здоровой» стопы приобретает важное значение, так как достаточно сложно провести четкую грань между всеми вариантами нормы стопы и начальными стадиями ее деформации [6]. Одним из наиболее часто встречающихся проявлений деформаций стоп является отклонение первого пальца кнаружи [1-6]. В литературе встречаются данные, посвященные изучению морфологии стопы, однако комплексного изучения ее индивидуально-типологической изменчивости в зависимости от формы нижних конечностей не проводилось. С точки зрения биомеханики анатомическая форма нижней конечности определяет ее биомеханическую ось, влияющую на положение общего центра массы тела и центра проекции опоры стопы.

**Цель:** определить варианты изменчивости угла отклонения I пальца стопы при различных формах нижней конечности у девушек 17-19 лет одной этно-территориальной группы.



## **Материал и методы**

Угол отклонения I пальца стоп изучали фотометрическим цифровым аппаратно-программным комплексом «Плантовизор» (2001) у 242 студенток Саратовского государственного медицинского университета 17-19 лет с соблюдением принципов, гарантированных статьями 21 и 22 Конституции РФ.

Для выделения форм нижних конечностей у обследованных добровольцев применяли антропометрический метод, предполагавший измерение расстояний между одноуровневыми точками: наиболее широкими частями бедер, медиальными мышечками бедра (внутренними коленными точками), медиальными лодыжками (внутренними нижеберцовыми точками).

Для определения достоверности разности средних величин использовали параметрические и непараметрические статистические критерии Стьюдента. Варьирование антропометрических показателей оценивали коэффициентом вариации (CV%). Варьирование считали слабыми, если CV не превосходил 10%, средними, когда CV составлял 11-25%, и значительными при CV>25%. При CV>50% распределение считали асимметричным.

## **Результаты**

Угол отклонения I пальца стопы у девушек с прямой формой ног не имеет статистически значимых билатеральных различий. Он выходит за границы нормы, что является показателем его вальгусного положения. Это отличает стопы при данной форме ног от стоп всей генеральной совокупности девушек юношеского онтогенеза. Изученный угол подвержен средней степени вариабельности (CV=24,7%).

Угол отклонения I пальца при прямой с межбедренным просветом форме нижних конечностей варьирует от 4,4° до 19,0°. Величина угла слева указывает на вальгусное отклонение I пальца ( $X=12,0\pm 1,5^\circ$ ), в то время как справа – I палец занимает нормальное положение ( $X=10,0\pm 1,0^\circ$ ). Выявленные билатеральные различия статистически значимы ( $P<0,05$ ). Это так же отличает стопы при данной форме ног от стоп всех обследованных девушек ( $P<0,05$ ). Параметр характеризуется средней вариабельностью (CV=12,3%).

Угол отклонения I пальца при прямой с межколенным просветом форме нижних конечностей находится в диапазоне -0,6-3,7°. Средние значения угла находятся в

диапазоне нормы, однако угол статистически значимо больше слева (на  $4,9^\circ$ ,  $P<0,05$ ). Угол отклонения I пальца у девушек с прямой с межколенным просветом формой нижних конечностей меньше угла всех обследованных (на  $2,8^\circ$  слева и  $7,0^\circ$  справа). Эти различия статистически значимы ( $P<0,05$ ). Угол характеризуется средней вариабельностью ( $CV=22,7\%$ ).

Угол отклонения I пальца стопы при вальгусной форме нижних конечностей указывает на его нормальное положение как слева ( $X=7,9\pm 0,5^\circ$ ), так и справа ( $X=6,8\pm 0,5^\circ$ ). Выявленные незначительные билатеральные различия не имеют статистически значимого подтверждения ( $P>0,05$ ). Наибольшая изменчивость параметра характерна для правой стопы ( $CV=13,0\%$ ).

Угол отклонения I пальца стопы при вальгусной с межбедренным просветом форме нижних конечностей статистически значимо ( $P<0,05$ ) больше слева ( $X=10,3\pm 1,1^\circ$ ), чем справа ( $X=8,2\pm 1,2^\circ$ ). Первый палец правой стопы занимает нормальное положение, левой стопы – вальгусное. Угол отклонения I пальца при данной форме ног больше угла у всех обследованных девушек 17-19 лет ( $P<0,05$ ). Параметр характеризуется незначительной изменчивостью ( $CV=9,8\%$ ).

Угол отклонения I пальца правой стопы при вальгусной с межколенным просветом форме нижних конечностей в норме ( $X=7,3\pm 1,9^\circ$ ), а на левой стопе – указывает на вальгусное отклонение первого пальца ( $X=12,2\pm 2,7^\circ$ ). Выявленное билатеральное различие статистически значимо ( $P<0,05$ ). Изученный угол при данной форме ног слева на  $3,0^\circ$  больше ( $P<0,05$ ), а справа – на  $0,6^\circ$  меньше параметра всей совокупности. Изученный угол характеризуется средней изменчивостью ( $CV=21,3\%$ ).

Угол отклонения первого пальца стопы при варусной ромбовидной форме ног, как и у всех обследованных девушек находится в диапазоне нормы как слева ( $X=7,0\pm 0,8^\circ$ ), так и справа ( $X=5,5\pm 1,1^\circ$ ). Выявленные билатеральные различия статистически значимы ( $P<0,05$ ). Наибольшая изменчивость угла характерна для правой стопы ( $CV=11,0\%$ ).

Угол отклонения первого пальца стопы при варусной трапецевидной форме ног слева ( $X=10,2\pm 2,1^\circ$ ) и справа ( $X=12,7\pm 0,7^\circ$ ) указывает на его вальгусное положение. Это принципиально отличает стопу при варусной трапецевидной форме нижних конечностей от усредненной стопы всей совокупности ( $P<0,05$ ). Выявленное

билатеральное различие статистически значимо ( $P < 0,05$ ). Изученный угол наиболее изменчив слева ( $CV = 29,9\%$ ).

### **Выводы**

Вероятность возникновения вальгусной деформации первого пальца зависит от формы нижней конечности, определяющей ее биомеханическую ось, положение общего центра массы тела и центра проекции опоры стопы.

Угол отклонения I пальца стопы у девушек с прямой с межколенным просветом формой нижних конечностей меньше аналогичного угла при других формах нижних конечностей.

Наибольшая вероятность формирования вальгусной деформации первого пальца стопы существует при варусной трапецевидной форме нижних конечностей.

### **Литература:**

1. Имамов А.М., Киреев С.И., Курманов А.Г., Эдиев М.С. Комплексная оценка качества жизни пациентов с деформациями переднего отдела стоп // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6; URL: [www.science-education.ru/130-22972](http://www.science-education.ru/130-22972) (дата обращения: 23.11.2015).
2. Киреев С.И., Имамов А.М., Белоногов В.Н., Киреев В.С., Имамова Д.А. Применение ТГЧ – терапии в комплексной послеоперационной реабилитации пациентов со статическими деформациями стоп // Вестник новых медицинских технологий. – 2015.- Т. 22, №1.- С. 67-74.
3. Киреев С.И., Имамов А.М., Курманов А.Г. Применение навигационной подкожной дистальной остеотомии плюсневых костей у пациентов с деформациями переднего отдела стопы // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4; URL: <http://www.science-education.ru/127-20507> (дата обращения: 13.07.2015).
4. Имамов А.М., Киреев С.И., Норкин И.А., Киреев В.С. Направитель бора для подкожной остеотомии плюсневых костей // Патент РФ № 133716. 2013. Бюл. №30.
5. Бейдик О.В., Киреев С.И., Левченко К.К., Цыплаков А.Ю. Способ хирургической реабилитации больных с эквино-льгусной и эквино-варусной деформациями стоп // Патент РФ № 2216289. – 17.07.2001.
6. Коннова О.В., Алешкина О.Ю., Николенко В.Н., Норкин И.А., Киреев С.И., Темяков А.Н. Варианты изменчивости угла отклонения первого пальца при различных формах стоп у девушек 17 – 19 лет // Современные проблемы науки и образования. - 2015. - № 4. - С. 474.

# БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ТАЗОБЕДРЕННЫХ СУСТАВОВ

Рзаев В.А.<sup>1</sup>, Зоткин В.В.<sup>2</sup>, Левченко К.К.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия

<sup>2</sup>Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия  
E-mail: nano-bio@sgu.ru

**Аннотация:** Был проведён биомеханический анализ тазобедренных суставов четырёх пациентов, причем три из них с дисплазией различного типа. Тип патологии определялся шеечно-диафизарным углом. По данным компьютерной томографии построены компьютерные 3D модели тазобедренных суставов, с использованием которых был проведён конечно-элементный анализ. Результаты позволили построить графики распределения напряжённо-деформированного состояния в тканях рассматриваемых биологических объектов.

**Ключевые слова:** тазобедренный сустав, биомеханика, моделирование.

**Keywords:** hip joint, biomechanics, modeling.

Одним из наиболее неблагоприятных заболеваний детей является дисплазия тазобедренного сустава (ТБС). Последствия такого заболевания: неправильная походка, ограничение подвижности, дальнейшее развитие коксартроза и сколиоза. Распространённость данной патологии обусловила исследования в этой области.

Для решения сложных биомеханических задач используется современный эффективный численный метод – конечно-элементное моделирование. Чтобы воспользоваться этим методом, необходимо построить трёхмерную модель. Для начала проектирования трёхмерной модели были изучены данные компьютерной томографии реальных пациентов, предоставленные ФГБУ “СарНИИТО” Минздрава РФ, которые были импортированы в Mimics Innovation Suite, являющееся отраслевым стандартом программного обеспечения для обработки и редактирования анатомических компьютерных данных, получаемых с медицинских изображений [1].

Для измерения шеечно-диафизарных углов (ШДУ), чтобы определить тип патологии, были созданы механические оси вдоль диафиза бедренной кости (БК) и центра головки БК через шейку БК. В таблице 1 представлены результаты измерений.

Таблица 1 – Измерение ШДУ

Максимальный ШДУ	Тип патологии
124°	Модель ТБС в норме (до 130°)
136°	Модель ТБС с дисплазией I типа (133°-138°)
139°	Модель ТБС с дисплазией II типа (139°-145°)
146°	Модель ТБС с дисплазией III типа (более 145°)

Для описания движения системы таз-бедренная кость в конечно-элементном решателе ANSYS Workbench используется уравнение движения сплошной среды (Навье – Ламе) [2-4]. Модель материала тканей костей в данной задаче рассматривалась как линейная, изотропная и идеально упругая, с параметрами: коэффициент Пуассона  $\nu_1=0,33$ ; плотность  $\rho_1=2027 \text{ кг/м}^3$ ; модуль Юнга  $E_1=1,8*10^{10}\text{Па}$ . Модель материала тканей хрящей и лобкового симфиза в данной задаче рассматривалась также как линейная, изотропная и идеально упругая, с параметрами: коэффициент Пуассона  $\nu_2=0,35$ ; плотность  $\rho_2=1760 \text{ кг/м}^3$ ; модуль Юнга  $E_2=1,3*10^7\text{Па}$ .

Модели тазовых костей нагружались по 500Н каждая по оси Z в отрицательном направлении, а на торцевую поверхность диафиза бедренных костей было наложено условие жесткого закрепления. После выполнения численного эксперимента были получены графики распределения напряженно-деформированного состояния (значений эквивалентных напряжений (ЭН) и деформаций). Результаты, полученные при численных расчетах, отображены в таблицах 2 и 3, где представлены максимальные значения ЭН и деформации.

Таблица 2 – Максимальные значения эквивалентных напряжений

ТБС	Локализация максимальных значений ЭН	Максимальное значение ЭН, МПа
В норме	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	6,724
Дисплазия I типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне левой бедренной кости	8,561
Дисплазия II типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	9,077
Дисплазия III типа	Верхняя треть диафиза на внутренней стороне правой бедренной кости	11,768

Таблица 3 – Максимальные значения деформации

ТБС	Расположение максимальных значений деформации	Максимальное значение деформации, м
В норме	Левая тазовая кость	0,000471
Дисплазия I типа	Область лобкового симфиза	0,000289
Дисплазия II типа	Область лобкового симфиза ближе к правой тазовой кости	0,000378
Дисплазия III типа	Левая тазовая кость	0,001521

У всех моделей ТБС наибольшие значения ЭН наблюдаются в шейках бедренных костей и в области верхней трети диафиза на внутренней стороне. Следует отметить, что с увеличением ШДУ наблюдается пропорциональное увеличение максимальных значений ЭН. Значения деформации также увеличиваются в зависимости от величины ШДУ, однако кроме этого, зависят и от расположения тазовых костей относительно друг друга.

По результатам исследований можно сделать вывод, что биомеханическое моделирование имеет потенциал применения и является удобным инструментом исследования анатомических частей тела пациента. Создание виртуального образа позволяет исследовать биомеханические параметры объекта и его поведение в различных модельных ситуациях.

#### **Литература:**

1. Официальный сайт разработчика Materialise [Электронный ресурс]: – Режим доступа: <http://biomedical.materialise.com/mimics>(дата обращения 26.08.2016).
2. Иванов Д.В., Доль А.В., Голядкина А.А., Полиенко А.В. Практические задания по применению пакета ANSYS Mechanical APDL к задачам биомеханики сердечно-сосудистой системы: Учеб.-метод. пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов: Буква, 2015. – 56с.: ил.
3. Сусликов А.А., Кузят Т.Р., Полиенко А.В., Попов А.В., Челнокова Н.О. Биомеханическое моделирование большой берцовой кости. Прак. биомеханика: Материалы док. Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Буква, 2015. – с. 44–45.
4. Сусликов А.А., Суздальцев С.Е., Полиенко А.В. Компьютерное моделирование большой берцовой кости. Бюллетень медицинских интернет-конференций – Саратов: Наука и инновации, 2015. – т. 5, №11, с. 1417-1418.

# ИНТЕГРАЛЬНАЯ ОЦЕНКА СТАТО-ЛОКОМОТОРНОЙ ФУНКЦИИ ПРИ СОЧЕТАННОЙ ПАТОЛОГИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

**Ромакина Н.А., Курманов А.Г.**

*Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия*

*E-mail: kireevsi@rambler.ru*

**Аннотация:** Проведена комплексная биомеханическая оценка стато-локомоторной функции у 65 пациентов с сочетанной патологией нижних конечностей. С целью адаптации к клинической практике предложена методика определения интегрального биомеханического показателя, характеризующего степень выраженности нарушения функции опоры и движения. Полученные результаты позволили оценить влияние статических деформаций стоп, остеоартроза крупных суставов и варикозной болезни нижних конечностей на стато-локомоторную функцию.

**Ключевые слова:** биомеханическая оценка, стато-локомоторная функция, деформация стопы, сочетанная патология.

**Keywords:** biomechanical assessment, static and dynamic weight bearing function, foot deformity, complex pathology.

## **Введение**

Стопа представляет сложную биомеханическую систему, имеющую индивидуальные анатомо-функциональные особенности [1]. Деформации стоп являются распространенной патологией, влияющей на качество жизни и обращаемость за медицинской помощью, в том числе хирургической [2-5]. В литературе имеются результаты исследований, посвященных комплексной оценке качества жизни (КЖ) пациентов с сочетанной патологией нижних конечностей у пациентов с ДПОС [2]. В то же время, биомеханическая оценка стато-локомоторной функции является наиболее специфичной диагностической технологией в ортопедо-травматологической практике [6,7]. Однако, такой подход в комплексной оценке сочетанной патологии нижних конечностей ранее не применялся. Вероятнее всего, это связано со сложностью интерпретации многочисленных показателей стабิโลграммы и кинезиограммы. Вышеизложенное позволяет считать целесообразным проведение интегральной биомеханической оценки стато-локомоторной функции у пациентов с сочетанной патологией нижних конечностей.

**Цель исследования:** провести биомеханическую оценку стато-локомоторной функции у пациентов с сочетанной патологией нижних конечностей с использованием интегрального подхода к оценке показателей стабิโลграммы и кинезиограммы.

## **Материал и методы исследования**

Под нашим наблюдением находилось 90 пациентов в возрасте от 18 до 76 лет (средний возраст 57 лет), которым была выполнена хирургическая коррекция статических ДПОС. Лечение проводили с учетом известных алгоритмов предоперационного планирования, хирургической коррекции и послеоперационной реабилитации [3-5,8,9]. При обследовании дополнительное внимание обращали на наличие у пациентов сопутствующей патологии: остеоартроза (ОА) и варикозной болезни (ВБ) нижних конечностей. В зависимости от характера сочетанной патологии нижних конечностей было сформировано 4 группы пациентов: 1 группа (16 человек) - больные с ДПОС без сочетанного ОА крупных суставов и без ВБ нижних конечностей; 2 группа (13 человек) - больные с ДПОС с сочетанным ОА крупных суставов и без ВБ нижних конечностей; 3 группа (26 человек) - больные с ДПОС с сочетанной ВБ нижних конечностей и без ОА крупных суставов нижних конечностей; 4 группа (35 человек) – больные с ДПОС с сочетанным ОА крупных суставов и с ВБ нижних конечностей.

Для оценки локомоторных функций были выполнены следующие биомеханические исследования: электроподография, стабилметрия, динамометрия. Обработка данных осуществлялась программным пакетом комплекса «МБН Биомеханика». Статистический анализ произведен непараметрическими методами. Для интегральной оценки стато-локомоторной функции применяли авторскую методику. Значение интегрального показателя (ИП) в баллах получали по результатам оценки и сложения соответствующих значений 18-ти биомеханических параметров, имеющих значимую корреляционную зависимость, определенную ранее [6]. Значение показателя, соответствующее норме, оценивали в 1 балл. При отклонении от нормы в пределах одного доверительного интервала, показатель оценивали в 2 балла. В случае отклонения от нормы более чем на 2 доверительных интервала, показатель оценивали в 3 балла. Биомеханическую оценку проводили перед выполнением хирургической коррекции деформаций стоп и через 1 год после нее.



## Результаты и их обсуждение

Исходный интегральный показатель стато-локомоторной функции у пациентов всех групп имел достоверные отличия и составил соответственно 1- 4 группам: 32,3(27,2;34,1), 37,4(33,8; 40,2), 35,1(31,6;37,7), 43(35;46) баллов.

Также, было отмечено достоверное уменьшение (улучшение) данного показателя во всех группах через 1 год после хирургической коррекции ДПОС. Наилучшая динамика при этом была отмечена у пациентов 1 и 3 групп, относительное снижение ИП у которых составило соответственно 37% и 42%. Аналогичные значения у пациентов 2 и 4 групп составили соответственно 32% и 26%.

Таким образом, анализ полученных результатов, позволил нам сделать следующие **выводы**:

1. Стато-локомоторная функция пациентов с ДПОС зависит не только от анатомо-функциональных изменений стоп, но и от выраженности клинических проявления сочетанной патологии крупных суставов и варикозной болезни нижних конечностей.

2. Хирургическая коррекция ДПОС позволяет уменьшить степень выраженности стато-локомоторных нарушений в отдаленном послеоперационном периоде, что подтверждается результатами ее интегральной биомеханической оценки.

7. Применение интегрального балльного подхода к биомеханической оценке стато-локомоторной функции позволяет является удобным для использования в клинической практике и позволяет выявить статистически достоверные изменения данного показателя при хирургической коррекции ДПОС с учетом сочетанной патологии нижних конечностей.

### Литература:

1. Коннова О.В., Алешкина О.Ю., Николенко В.Н., Норкин И.А., Киреев С.И., Темяков А.Н. Варианты изменчивости угла отклонения первого пальца при различных формах стоп у девушек 17 – 19 лет//Современные проблемы науки и образования. - 2015. - № 4. - С. 474.
2. Имамов А.М., Киреев С.И., Курманов А.Г., Эдиев М.С. Комплексная оценка качества жизни пациентов с деформациями переднего отдела стоп // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6; URL: [www.science-education.ru/130-22972](http://www.science-education.ru/130-22972) (дата обращения: 23.11.2015).
3. Киреев С.И., Имамов А.М., Курманов А.Г. Применение навигационной подкожной дистальной остеотомии плюсневых костей у пациентов с деформациями переднего отдела стопы // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4; URL: <http://www.science-education.ru/127-20507> (дата обращения: 13.07.2015).

4. Киреев С.И., Имамов А.М., Белоногов В.Н., Киреев В.С., Имамова Д.А. Применение ТГЧ – терапии в комплексной послеоперационной реабилитации пациентов со статическими деформациями стоп // Вестник новых медицинских технологий. – 2015.- Т. 22, №1.- С. 67-74.
5. Киреев С.И. Биофизическая коррекция микроциркуляторных нарушений опорных тканей. – 2012. – Saarbrücken. – 83с.
6. Ромакина Н.А., Киреев С.И., Решетников А.Н., Фроленков А.В., Норкин И.А. Использование клинического анализа движений в оценке функционального состояния двигательной сферы у пациентов после эндопротезирования тазобедренных суставов // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2016. –Т.12, №2. – С. 185 – 190.
7. Ромакина Н.А., Федонников А.С., Киреев С.И. и др. Использование методов биомеханики в оценке состояния и коррекции патологии опорно-двигательной системы (обзор). // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015. - Т. 11, № 3.- С. 310-316.
8. Имамов А.М., Киреев С.И., Норкин И.А., Киреев В.С. Направитель бора для подкожной остеотомии плюсневых костей // Патент РФ № 133716. 2013. Бюл. №30.
9. Бейдик О.В., Киреев С.И., Левченко К.К., Цыплаков А.Ю. Способ хирургической реабилитации больных с эквино-вальгусной и эквино-варусной деформациями стоп // Патент РФ № 2216289. – 17.07.2001.

# БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ РЕЗЬБОВЫХ ФИКСАТОРОВ НА КОСТНУЮ ТКАНЬ В ПРОКСИМАЛЬНОМ ОТДЕЛЕ БЕДРА

**Шулятьев А.Ф., Акулич Ю.В.**

*Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия*

*E-mail: Shulyatev.af@gmail.com*

**Аннотация:** Работа посвящена медицинской проблеме совершенствования тактики индивидуального хирургического лечения перелома шейки бедра.

**Ключевые слова:** остеосинтез, перелом шейки бедра.

**Keywords:** osteosynthesis, hip fracture.

Наиболее распространённым методом лечения шейки бедра является остеосинтез 3 резьбовыми фиксаторами [1].

Технология стандартного остеосинтеза обладает рядом недостатков, заключается в том, что не учитывает индивидуальные свойства ткани пациента и форму проксимального отдела бедра, вид перелома, и при максимальном сжатии в ряде случаев приводит к резорбции костной ткани, и потери фиксации.

Данное исследование направлено на совершенствование биомеханической модели адаптации костной ткани проксимального отдела бедра к нагрузкам от фиксаторов [2]. Цель данной работы заключается, в нахождении индивидуальных моментов затяжки фиксаторов, с учетом пространственного распределения механических свойств костной ткани и формы проксимального отдела бедра.

С помощью программного пакета Ansys (Ansys, Inc, USA) произведен численный анализ пространственной модели проксимального отдела бедра. Исследовалось напряженно-деформированное состояние костной ткани при ходьбе в норме и после установки фиксаторов. Уровень напряжений в трабекулярной костной ткани достигает 2-3 МПа.

Результаты позволили определить начальные параметры для моделирования процесса адаптации.

## **Литература:**

1. Акулич А.Ю., Акулич Ю.В., Денисов А.С., Иванов Д.В., Шулятьев А.Ф. Анализ основных причин несращений и способов остеосинтеза переломов шейки бедра // Российский журнал биомеханики. – 2016. – Т. 20, № 2. – С. 168–176.
2. Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Денисов А.С. Индивидуальный остеосинтез шейки бедра резьбовыми фиксаторами // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 1. – С. 7–16.

## К ВОПРОСУ ПОВЫШЕНИЯ ИЗНОСОСТОЙКОСТИ ВКЛАДЫША КОЛЕННОГО ЭНДОПРОТЕЗА

**Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я.**

*Саратовский государственный университет имени Гагарина Ю.А., Россия*

*E-mail: serg5761@yandex.ru*

**Аннотация:** в работе показано, что в результате магнетронного напыления оксида алюминия на поверхность фторопласта износостойкость повышается на 8...12% при сохранении вязкой сердцевины.

**Ключевые слова:** коленный сустав, фторопласт, оксид алюминия.

**Keywords:** knee, Teflon, alumina.

Известно, что при тотальном эндопротезировании коленного сустава применяются различные материалы: металлы/полиэтилен/фторопласт. Непосредственно сами полимеры полиэтилен/ фторопласт используются в качестве вкладыша эндопротеза [1...2]. Ранее была установлена возможность улучшения механических и трибологических характеристик сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ) путем введения частиц оксида алюминия  $Al_2O_3$  [3].

**Цель работы:** усовершенствование конструкции эндопротеза коленного сустава, увеличение срока его эксплуатации и получение эмпирических выводов о полезности предложенной технологии.

Предлагается нанесение на рабочую поверхность вкладыша коленного сустава оксида алюминия  $Al_2O_3$  методом магнетронного напыления.

### **Методика эксперимента**

На образцы из фторопласта-4 (ПТФЭ) наносили  $Al_2O_3$  с помощью магнетронно-распылительной системы на основе вакуумного универсального поста ВУП-4 в среде аргон/кислород 50/50 в течение 20 мин. В качестве катода использовался алюминий, толщина нанесенного покрытия  $Al_2O_3$  составила 45нм. Исследование морфологии поверхности и состава образцов проводили методом РЭМ/ЭДРА (растровой электронной микроскопии/энергодисперсионного рентгеновского анализа) на дифрактометре ARL X'TRA "Thermo Fisher Scientific" и микроскопе Aspek Explorer при ускоряющем напряжении электронного пучка 20kV [4, 5].

При нанесении  $Al_2O_3$  происходит плотное укрывание поверхности ПТФЭ, рис.1в. По данным ЭДРА при модификации поверхности ПТФЭ возрастает концентрация  $Al_2O_3$ , рис.1в. В процессе модельного износа вкладыша на машине трения МТ-2 в течение одного часа при 60 обор/мин. происходит образование каверн

и разглаживание поверхности ПТФЭ, при уменьшении концентрации  $Al_2O_3$  в поверхностном слое, рис.1е...з. Износостойкость вкладыша повышается на 8...12%. Близкая картина реального износа наблюдается для вкладыша СВМПЭ фирмы «Zimmer» после эндопротезирования.

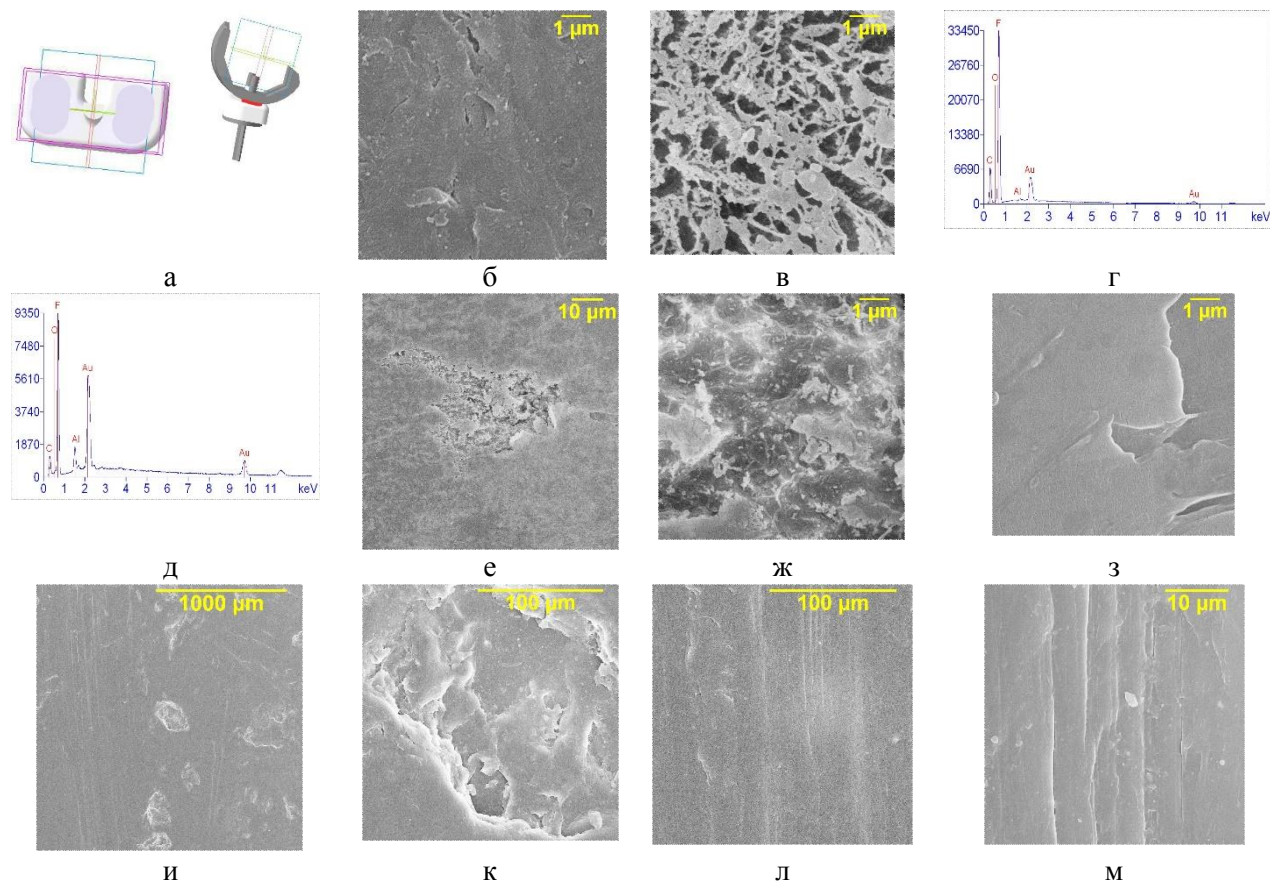


Рисунок 1 – Вкладыш ПТФЭ, где: а – области напыления  $Al_2O_3$ , б – ПТФЭ до напыления, в – ПТФЭ после напыления  $Al_2O_3$ , г – ЭДРА ПТФЭ, д – ЭДРА ПТФЭ +  $Al_2O_3$ , е – ПТФЭ +  $Al_2O_3$  после износа, ж – каверна; з – ПТФЭ; и...м – вкладыш СВМПЭ после износа: каверны + дорожки.

**Выводы:** показано, что в результате магнетронного напыления  $Al_2O_3$  на поверхность фторопласта износостойкость повышается на 8...12% при сохранении вязкой сердцевины. При этом нет ущерба пластичности вкладыша, позволяя ему переносить давление без образования трещин.

#### Литература:

1. Эндопротезы крупных суставов: каталог / Джонсон & Джонсон, 2012.–104 с.
2. Белякова О.В., Перинская И.В., Пичхидзе С.Я. Биосовместимое антимикробное покрытие эндопротеза коленного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 2с.
3. Сенатов Ф.С. Микроструктура и свойства композитов медицинского назначения на основе СВМПЭ. Автореф. ...канд. техн. наук, М.: МИСиС, 2013. – 24с.
4. Герасимов С.В., Мамбетова А.И., Шарыпова Е.А., Костин К.Б., Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я. Модернизация конструкции коленного эндопротеза. Самара: Л-Журнал, 2016. – 2с.
5. Костин К.Б., Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Кошуро В.А., Родионов И.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование конструкции коленного эндопротеза. Prospects of world science-2016. Materials of the XII international scientific and practical conference. Sheffield. 2016.-P.8-10.

# БИОМЕХАНИКА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

## АНАЛИТИЧЕСКОЕ И ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ КРОВЕНОСНОГО СОСУДА НА ВЫДЕЛЕННОМ ОТРЕЗКЕ

**Вильде М.В.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г.  
Чернышевского, Россия  
E-mail: mv\_wilde@mail.ru*

**Аннотация:** Исследуется влияние искусственных граничных условий, принимаемых при численном моделировании гемодинамики кровеносных сосудов на коротком отрезке. Пульсационная составляющая описывается линейной моделью, допускающей аналитическое решение контрольной задачи без искусственных граничных условий.

**Ключевые слова:** биомеханика, кровеносный сосуд, давление, объемный расход, пульсовая волна.

**Keywords:** biomechanics, blood vessel, pressure, flow rate, pulse wave.

При численном моделировании гемодинамики кровеносных сосудов с целью изучения влияния патологических факторов и предсказания результатов реконструктивных операций рассматривается выделенный отрезок сосуда небольшой длины. При этом ставятся искусственные граничные условия жесткого закрепления торцов и условия постоянства давления на выходных концах отрезка. Для исследования влияния искусственных граничных условий в данной работе рассматривается задача в упрощенной постановке, допускающей аналитическое решение как при наличии, так и при отсутствии искусственных граничных условий.

Исследование ведется на основе линейной математической модели, описывающей пульсационную составляющую [1]. Движение стенки сосуда описывается уравнениями безмоментной теории оболочек с учетом предварительного натяжения

$$\begin{aligned} \rho_1 h \frac{\partial^2 \hat{\xi}}{\partial \hat{t}^2} &= \frac{\hat{S} - \hat{T}}{b} \frac{\partial \hat{\eta}}{\partial \hat{x}} + \frac{\partial \hat{S}'}{\partial \hat{x}} - \mu \left[ \frac{\partial \hat{u}}{\partial \hat{r}} + \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{x}} \right]_{r=b}, \\ \rho_1 h \frac{\partial^2 \hat{\eta}}{\partial \hat{t}^2} &= \frac{\hat{T} \hat{\eta}}{b^2} - \frac{\hat{T}'}{b} + \hat{S} \frac{\partial^2 \hat{\eta}}{\partial \hat{x}^2} + \left[ \hat{p} - 2\mu \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{r}} \right]_{r=b}. \end{aligned} \quad (1)$$

Примем, что материал стенки сосуда является линейно упругим и ортотропным, тогда для величин  $\hat{S}'$ ,  $\hat{T}'$  имеем уравнения состояния, следующие из обобщенного закона Гука. К ним следует добавить линейризованные уравнения Навье-Стокса и граничные условия прилипания (полную постановку задачи в принятых нами обозначениях см. [2]). В уравнениях (1)  $\rho_1$  – плотность материала стенки,  $h$  – толщина стенки,  $b$  – радиус внутренней поверхности стенки,  $(\hat{\xi}, \hat{\eta}, 0)$  – вектор перемещения точек стенки,  $\hat{S}$ ,  $\hat{T}$  – силы предварительного натяжения в продольном и окружном направлениях,  $\hat{S}'$ ,  $\hat{T}'$  – возмущения сил натяжения в продольном и окружном направлениях, соответственно,  $\hat{p}$  – возмущение давления жидкости.

Рассмотрим отрезок  $\hat{x} \in [0, L]$ . На входе  $\hat{x} = 0$  будем задавать давление, изменяющееся по закону, зарегистрированному в восходящей аорте собаки [3] (рисунок 1,а). Для контроля корректности модели будем использовать кривую расхода крови, зарегистрированную вместе с давлением (рисунок 1,б).

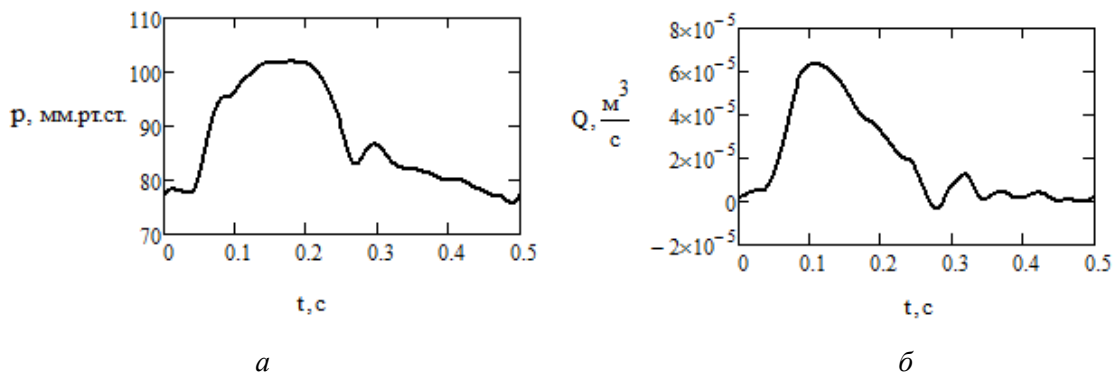


Рисунок 1 – Записи давления (а) и расхода крови (б) в восходящей аорте собаки (из монографии [3]).

Получим решение контрольной задачи для полубесконечного отрезка с граничными условиями на входе

$$\hat{p}|_{\hat{x}=0} = \sum_{k=1}^N (c_k e^{ik\omega_0 t} + \bar{c}_k e^{-ik\omega_0 t}), \quad \hat{\xi}|_{\hat{x}=0} = 0, \quad (2)$$

где  $c_k$  – коэффициенты разложения функции давления, изображенной на рисунке 1,а, в ряд Фурье,  $\omega_0$  – круговая частота основной гармоники. При  $\hat{x} \rightarrow \infty$  ставится условие отсутствия источников энергии, которое выполняется автоматически включением в

решение только волн, распространяющихся в положительном направлении оси  $\hat{x}$ . Для параметров стенки сосуда и жидкости приняты следующие значения [1]:

$$\begin{aligned} \hat{B}_{11} &= 0.908E_x h, \quad \hat{B}_{12} = 0.263E_x h, \quad \hat{B}_{21} = 0.317E_x h, \quad \hat{B}_{22} = 1.092E_x h, \\ E_x &= 5 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2, \quad E_x/E_0 = 1.2, \quad h = 0.16b, \quad b = 0.6 \text{ см}, \quad S = 0.1, \\ \rho &= 1000 \text{ кг/м}^3, \quad \rho_1 = 1300 \text{ кг/м}^3, \quad \mu = 4 \cdot 10^{-3} \text{ кг/(м} \cdot \text{с)}. \end{aligned} \quad (3)$$

Решая граничную задачу для каждого члена ряда и вычисляя объемный расход, получим закон изменения объемного расхода за период, изображенный сплошной линией на рисунке 2,а (для удобства сравнения к вычисленной пульсационной составляющей прибавлен средний объемный расход, вычисленный по рисунку 1,б). Штриховой линией на рисунке 2,а изображена экспериментальная кривая объемного расхода с рисунка 1,б.

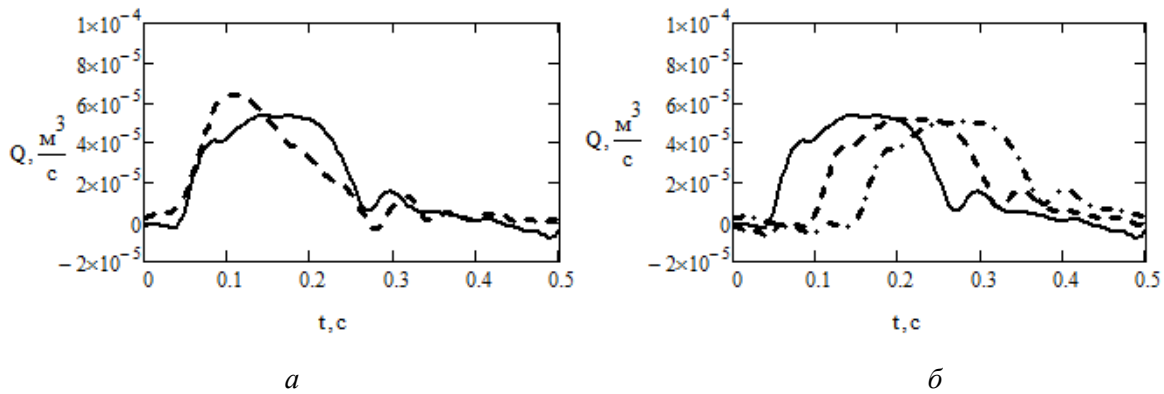


Рисунок 2 – Сравнение вычисленного (сплошная линия) и экспериментального (штриховая линия) объемного расхода (а); объемный расход при  $\hat{x} = 0$  (сплошная линия),  $\hat{x} = 50b$  (штриховая линия),  $\hat{x} = 100b$  (штрихпунктирная линия) (б).

Как видно из рисунка 2,а, выбранная модель позволяет с достаточной точностью описать амплитуду колебаний объемного расхода по заданному давлению. На рисунке 2,б изображено изменение объемного расхода во времени в различных точках отрезка  $\hat{x} \in [0, \infty]$ . Этот рисунок иллюстрирует распространение волны давления.

Рассмотрим теперь конечный отрезок  $\hat{x} = L$  (численные результаты, приведенные далее, получены при  $L = 20b = 0.12 \text{ м}$ ). Граничные условия на входе возьмем в виде (1.4), а на выходе поставим условия

$$\hat{p}|_{\hat{x}=L} = 0, \quad \hat{\xi}|_{\hat{x}=L} = 0, \quad (4)$$



соответствующие условию постоянства давления (пульсационная составляющая отсутствует). На рисунке 3 приведены результаты решения задачи с граничными условиями (1.6) для давления и объемного расхода в сравнении с решением контрольной задачи в точке  $\hat{x} = L/2$ .

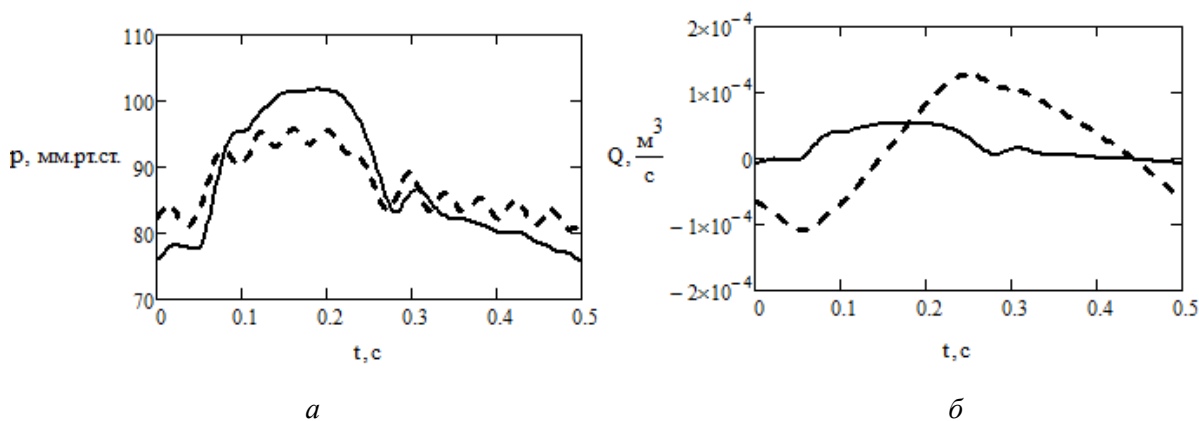


Рисунок 3 – Сравнение решения задачи с граничными условиями (4) (штриховая линия) с решением контрольной задачи (сплошная линия) для давления (а) и объемного расхода (б).

Рассмотрим теперь случай, когда на входе задается объемный расход, изменяющийся по закону, изображенному на рисунке 1,б. Разложение этой функции в ряд Фурье и определение пульсационных составляющих давления для бесконечного отрезка позволяет получить закон изменения давления, амплитуда колебаний в котором соответствует экспериментальной кривой 1,а. На рисунке 4 приведены объемный расход и напряжение сдвига на стенке в точке  $\hat{x} = L/2$  для конечного отрезка с граничными условиями (4) в сравнении с решением контрольной задачи для полубесконечного отрезка.

Из рисунков 3, 4 видно, что постановка искусственных граничных условий вида (4) на коротких участках крупных артерий приводит к существенному отклонению от закономерностей, наблюдаемых в эксперименте. Однако для тонкого и длинного отрезка сосуда такие условия не вносят значительных погрешностей и могут быть применены.

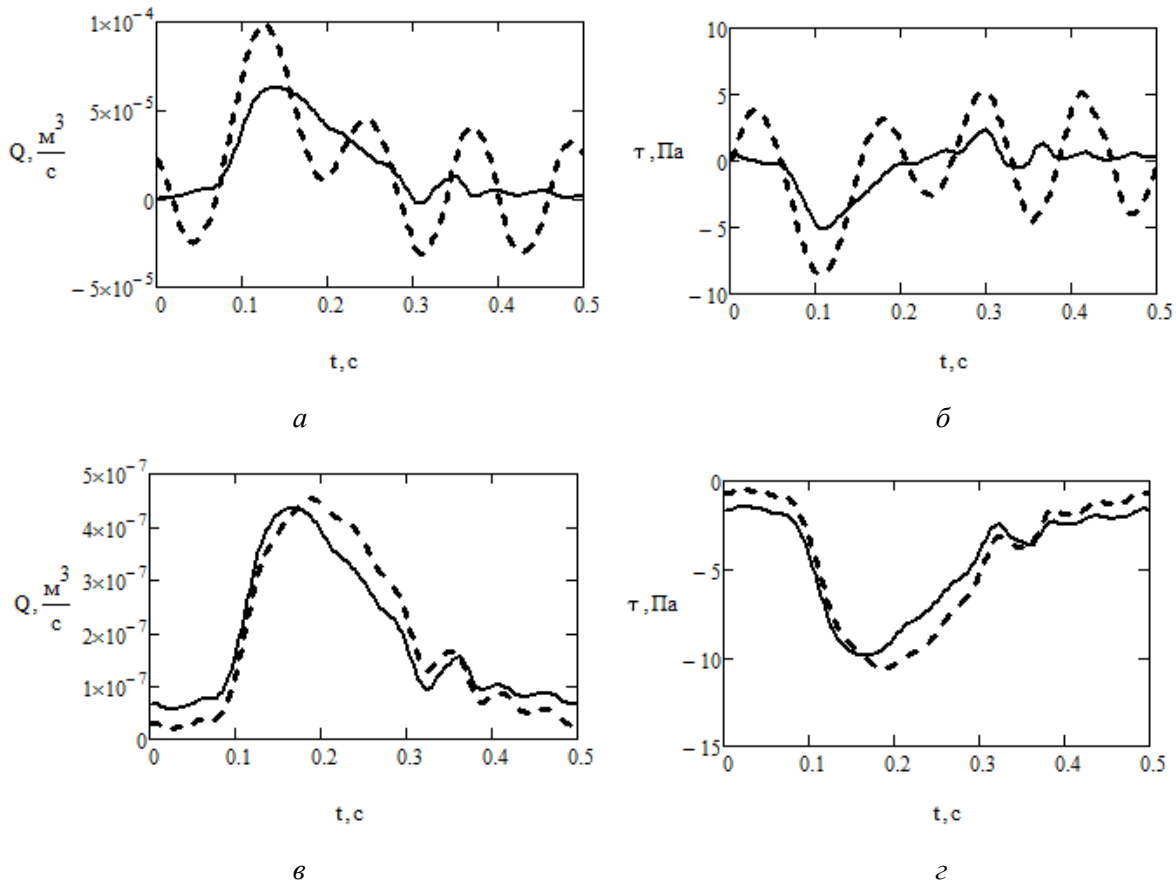


Рисунок 4 – То же, что рисунок 3, при заданном объемном расходе. Параметры отрезка:  $b = 0.6$  см,  $L = 30b$  (а,б),  $b = 0.06$  см,  $L = 500b$  (в,г). Показаны объемный расход (а,в) и напряжение сдвига на стенке (б,г).

Естественный способ постановки граничных условий на выходе при учете волнового характера движения крови состоит в задании отношения пропорциональности между давлением и расходом через т.н. адмиттанс (см. [1]). Однако при численном моделировании в программных пакетах реализация такого нестандартного граничного условия затруднительна. Более простой способ состоит в постановке давления, вычисленного по заданному расходу через адмиттанс и перенесенного в точку  $\hat{x} = L$  с учетом сдвига фазы, связанного с конечной скоростью распространения волны. В достаточно крупном сосуде можно пренебречь влиянием вязкости (см. [2]) и принять скорость распространения всех учитываемых гармоник равной скорости волны Моэнса–Кортевега  $c_0 = \sqrt{E_0 h / 2\rho b}$ . Адмиттанс в этом случае также можно считать постоянным и равным  $K_Q = \pi b^2 / \rho c_0$ . Рассмотрим решение задачи с граничными условиями

$$\hat{p}|_{\hat{x}=L} = \frac{1}{K_Q} \sum_{k=1}^N \left( q_k e^{ik\omega_0(t-L/c_0)} + \bar{q}_k e^{-ik\omega_0(t-L/c_0)} \right), \quad \hat{\xi}|_{\hat{x}=L} = 0, \quad (5)$$

где  $q_k$  – коэффициенты разложения в ряд Фурье заданного расхода.

На рисунке 5 приведено решение задачи с такими граничными условиями в сравнении с решением контрольной задачи.

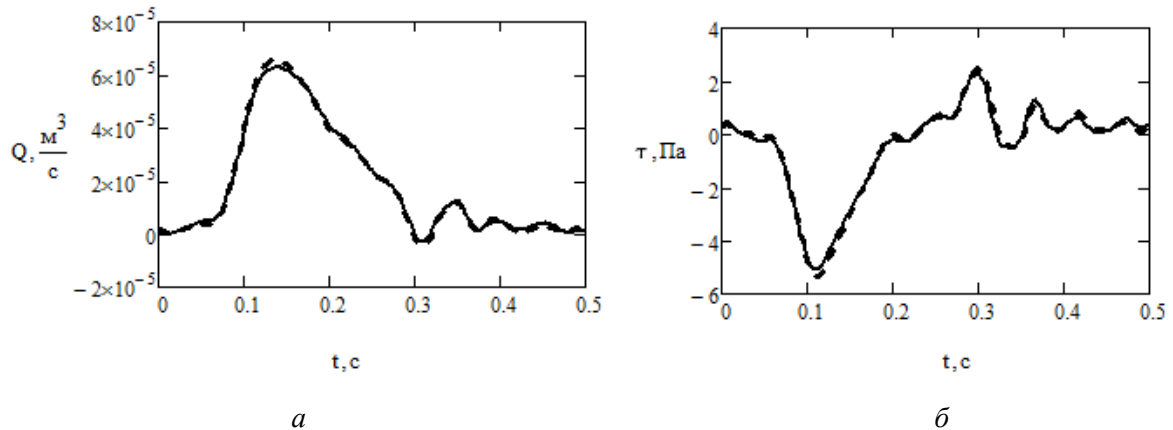


Рисунок 5 – Сравнение решения задачи с граничными условиями (5) (штриховая линия) с решением контрольной задачи (сплошная линия) для объемного расхода (а) и напряжения сдвига (б).

Параметры отрезка:  $b = 0.6$  см,  $L = 30b$ .

Рисунок 5 и вычисления для других параметров и при других значениях  $L$  показывают, что для крупного сосуда введение искусственных граничных условий вида (5) не оказывает существенного влияния на поведение давления, объемного расхода, напряжения сдвига на стенке и эквивалентного напряжения по Мизесу. На рисунке 6 приведены графики перемещений при условиях (5) в сравнении с решением контрольной задачи.

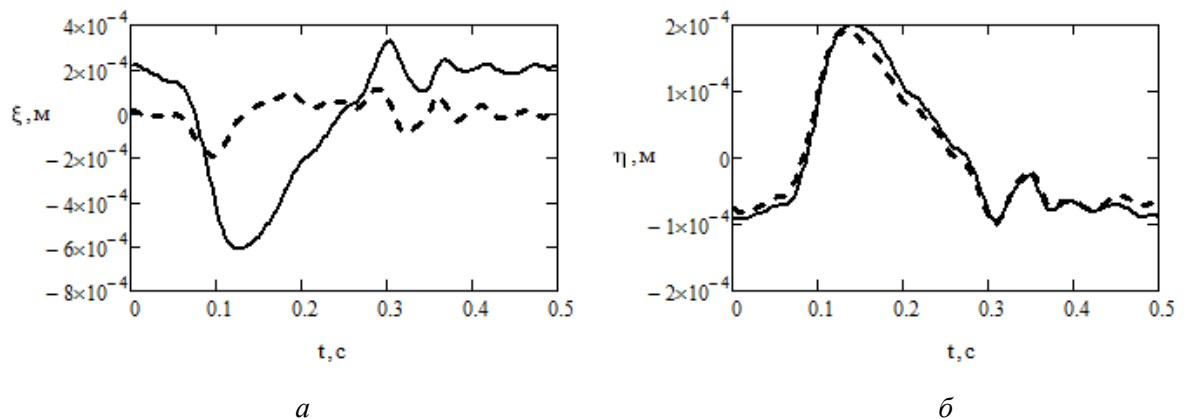


Рисунок 6 – То же, что рисунок 5, для продольного перемещения частиц стенки (а) и поперечного перемещения (б).

Как видно из рисунков 5,6, второе граничное условие в (4), (5) приводит к существенному изменению поведения продольного перемещения, но не оказывает значительного влияния на другие величины. Это подтверждается расчетами при других значениях параметров. Таким образом, применение искусственного граничного условия торца, закрепленного в продольном направлении, можно считать оправданным.

*Работа поддержана Минобрнауки РФ, госзадание № 2014/203.*

**Литература:**

1. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов. – М.: Мир, 1983. – 400 с.
2. Вильде М. В., Гуляев Ю. П. Низкочастотные осесимметричные волны в кровеносных сосудах постоянного сечения: асимптотический подход // МТТ. – 2009. – № 4. – С. 136 – 151.
3. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. – М.: Мир, 1981. С. 288 – 336.

## БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПРОТЕЗА АРТЕРИАЛЬНОГО СОСУДА ИЗ ХИТОЗАНА

**Гегель Н.О., Бабичева Т.С., Голядкина А.А., Папкина В.Ю.**  
*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: gegelno@yandex.ru*

**Аннотация:** Разработан протез артериального сосуда в виде полой цилиндрической структуры (микротрубка) из аминополисахарида хитозана. Для определения механических параметров, на тестовых образцах микротрубок, проведены натурные эксперименты. С использованием полученных параметров проведено конечно-элементное моделирование, которое позволило спрогнозировать поведение исследуемого материала в организме человека при различных нагрузках.

**Ключевые слова:** хитозан, микротрубки, протезы кровеносных сосудов, натурный эксперимент, конечно-элементное моделирование.

**Keywords:** chitosan, microtubes, analog blood vessels, natural experiment, finite-element modeling.

В настоящее время, одним из наиболее востребованных направлений сердечно-сосудистой хирургии является создание и внедрение в практическую медицину трансплантатов из биodeградируемых полимеров для замещения дефектов кровеносных сосудов: артерий, вен, капилляров. Особенно актуальным это является в детской хирургии, поскольку современные синтетические протезы неспособны подстраиваться под постоянно растущий, развивающийся организм. В связи выше изложенным, поиск новых биodeградируемых полимеров и разработка способов получения из них аналогов кровеносных сосудов является весьма актуальной задачей. Одним из перспективных полимеров для создания биodeградируемых материалов медико-биологического назначения является аминополисахарид хитозана.

В работах [1, 2] нами были описаны способы получения и физико-химические свойства полых цилиндрических структур с шириной стенок в микронном диапазоне (микротрубок) на основе хитозана. Ранее в работе [3] было проведено конечно-элементное моделирование полученных микротрубок. Проведенные расчеты показали, что образцы микротрубок обладают недостаточной эластичностью. Для улучшения механических свойств в формовочный раствор был введен модификатор – полиэтиленоксид. Известно, что введение в раствор хитозана добавок полиэтиленоксида усиливает межмолекулярные взаимодействия, вследствие чего формируется более прочная флуктуационная сетка зацеплений [4].

В данной работе проведены натурные эксперименты по определению механических параметров разработанных микротрубок. С использованием

полученных параметров проведено конечно-элементное моделирование для прогнозирования их биомеханического поведения в организме человека.

Натурные эксперименты проводили на разрывной машине Instron 5944 в режиме одноосного растяжения с ячейкой нагружения 50 Н. Скорость нагружения составляла 10 мм/мин. Разрывное напряжение микротрубок в среднем составило 3 – 5 МПа, относительное удлинение – 35%. Полученные механические характеристики были использованы при конечно-элементном моделировании (КЭМ).

Для прогнозирования поведения микротрубки в организме человека проводили КЭМ системы «артериальный сосуд – микротрубка» в программном комплексе Ansys WorkBench. Материал артериальной стенки предполагался гиперупругим, изотропным; материал микротрубки – идеально-упругим, изотропным. Кровь рассматривалась однородной, несжимаемой и ньютоновской жидкостью с заданными динамической вязкостью  $\mu=1050(\text{м}^2/\text{с})$  и плотностью  $\rho=0.0037(\text{кг}/\text{м}^3)$ . Торцы сосуда были жестко закреплены. На стенках артерии и микротрубки установлено условие равенства скоростей частиц жидкости, прилегающих к соответствующим элементам стенки. На выходе из артерии ставилось нулевое давление. На входе была задана функция скорости по времени, изменяющаяся по физиологическому закону.

В результате КЭМ были получены картины гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния стенки сосуда сопряженного с трансплантатом. Анализ результатов позволил выявить зоны высоких эквивалентных напряжений и деформаций, локализованных в области контакта стенок сосуда и микротрубки. Данный фактор, возможно при определенных условиях, может приводить к разрушению трансплантата.

*Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проект № 16-33-00953).*

#### **Литература:**

1. Бабичева Т.С., Гегель Н.О., Шиповская А.Б. Физико-механические свойства хитозановых микротрубок – аналогов кровеносных сосудов // «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2014»: матер. Всероссийск. шк.-семинара. Саратов, 2014. – С. 226-229.
2. Гегель Н.О., Бабичева Т.С., Шиповская А.Б. Особенности получения микротрубок хитозана межфазной реакцией полимераналогичного превращения // Бутлеровские сообщения. – 2015. – Т. 41, – № 3. – С. 44-53.
3. Гегель Н.О., Бабичева Т.С., Шиповская А.Б., Голядкина А.А., Полиенко А.В. Комплексное моделирование сосудистого протеза из хитозана // Практическая биомеханика: матер. докл. Всероссийск. конф. мол. уч. с международ. уч. Саратов: Изд-во Буква. 2015. С. 117-118.
4. Колсанова Е.В., Шмаков С.Л., Шиповская А.Б. Система хитозан-уксусная кислота-вода с добавкой полиэтиленоксида и нетканые материалы на ее основе // LAP Lambert Academic Publishing. 2014. 236 с. ISBN 978-3-659-19126-8.

# ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ БИФУРКАЦИИ АРТЕРИИ НА ЗАКОН ИЗМЕНЕНИЯ ОБЪЕМНОГО РАСХОДА В РАМКАХ ОДНОМЕРНОЙ МОДЕЛИ

**Гуляев С.С., Вильде М.В.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г.  
Чернышевского, Россия  
E-mail: s.s.g.3@yandex.ru*

**Аннотация:** Рассматривается влияние бифуркации кровеносного сосуда на поведение объемного расхода на участке сосуда до бифуркации. Для описания пульсационных составляющих давления и объемного расхода используется одномерная модель, допускающая аналитическое решение.

**Ключевые слова:** биомеханика, кровеносный сосуд, бифуркация, давление, объемный расход, пульсовая волна.

**Keywords:** biomechanics, blood vessel, bifurcation, pressure, flow rate, pulse wave.

Исследуется влияние разветвления кровеносного сосуда на распространение пульсовых волн. Сосуд моделируется круговой цилиндрической оболочкой. Для описания пульсации кровотока на  $j$ -том участке ( $j = \overline{1,3}$ , участок 1 соответствует сосуду перед бифуркацией, участки 2 и 3 – после бифуркации) используем одномерную модель [1,2]:

$$\frac{\partial^2 Q_1^{(j)}}{\partial x^2} = -\frac{2\kappa\omega^2 a_i}{\varepsilon B_{11}} \frac{Q_1^{(j)}}{1 - 2F(\beta_j)}, \quad (1)$$

$$Q_1^{(j)} = \frac{2\pi a_i^2}{i\kappa\omega} \left( F(\beta_j) - \frac{1}{2} \right) \frac{\partial p_1^{(j)}}{\partial x}, \quad (2)$$

где  $F(\beta_j) = \frac{J_1(i\beta_j)}{i\beta_j J_0(i\beta_j)}$ ,  $\beta_j = a_j \sqrt{i\omega\kappa/\gamma}$ ,  $Q^{(j)} = Q_1^{(j)} e^{i\omega t}$  – объемный расход,  $p^{(j)} = p_1^{(j)} e^{i\omega t}$  – возмущение давления,  $a_j = b_j/b_1$ ,  $b_j$  – внутренний радиус сосуда, безразмерные переменные введены как в работе [2].

На входе участка 1  $x=0$  задается давление, изменяющееся по времени по периодическому закону  $p_0(t)$ , который был измерен экспериментально [3]. Для изучения пульсации представим функцию  $p_0(t)$  рядом Фурье (в расчетах учитывалось

20 гармоник) и отбросим нулевой член. В узле бифуркации  $x = l$  граничные условия имеют вид [1]

$$p^{(1)}(l, t) = p^{(2)}(l, t) = p^{(3)}(l, t), \quad Q^{(1)}(l, t) = Q^{(2)}(l, t) + Q^{(3)}(l, t). \quad (3)$$

Участки 2 и 3 считаются полубесконечными.

Положим  $Q_1^{(j)} = Q_0^{(j)} e^{-i\chi^{(j)} x}$ . Из (1) находим  $\chi^{(j)} = \sqrt{\frac{2\kappa\omega^2 a_j}{\varepsilon B_{11}(1-2F(\beta_j))}}$ .

Неизвестные величины будем искать в виде:

$$p^{(1)}(x, t) = \sum_{k=1}^n [A_k^{(1)} e^{i(k\omega - \chi_k^{(1)} x)} + \overline{A}_k^{(2)} e^{-i(k\omega - \chi_k^{(1)} x)} + B_k^{(1)} e^{i(k\omega + \chi_k^{(1)} x)} + \overline{B}_k^{(1)} e^{-i(k\omega + \chi_k^{(1)} x)}], \quad (4)$$

$$p^{(j)}(x, t) = \sum_{k=1}^n [A_k^{(j)} e^{i(k\omega - \chi_k^{(j)} x)} + \overline{A}_k^{(j)} e^{-i(k\omega - \chi_k^{(j)} x)}], \quad j = 2, 3.$$

Подставим (4) в формулу (2). Используя граничные условия, находим неизвестные коэффициенты и формулу для объемного расхода

$$Q^{(1)} = \sum_{k=1}^n \frac{2\pi a_1^2}{\kappa k \omega} \left[ -\frac{c_k F_1 \chi_k^{(1)}}{1+K} e^{i(k\omega t - \chi_k^{(1)} x)} + \frac{c_k K F_1 \chi_k^{(1)}}{1+K} e^{i(k\omega t + \chi_k^{(1)} x)} - \frac{c_k F_1 \chi_k^{(1)}}{1+K} e^{-i(k\omega t - \chi_k^{(1)} x)} + \frac{c_k K F_1 \chi_k^{(1)}}{1+K} e^{-i(k\omega t + \chi_k^{(1)} x)} \right]. \quad (5)$$

Здесь  $c_k$  – коэффициенты разложения заданной функции,  $F_j = F(\beta_j) - \frac{1}{2}$ ,

$$K = \frac{a_1^2 \chi_k^{(1)} F_1 - a_2^2 \chi_k^{(2)} F_2 - a_3^2 \chi_k^{(3)} F_3}{a_1^2 \chi_k^{(1)} F_1 + a_2^2 \chi_k^{(2)} F_2 + a_3^2 \chi_k^{(1)} F_3} e^{-2i\chi_k^{(1)} l}.$$

Решение для участка 1 без учета бифуркации определяется коэффициентами  $A_k^{(1)} = c_k$ ,  $B_k^{(1)} = 0$ . С целью исследования влияния бифуркации были выполнены численные расчеты по формуле (5) при различных соотношениях внутренних радиусов на участках 2 и 3.



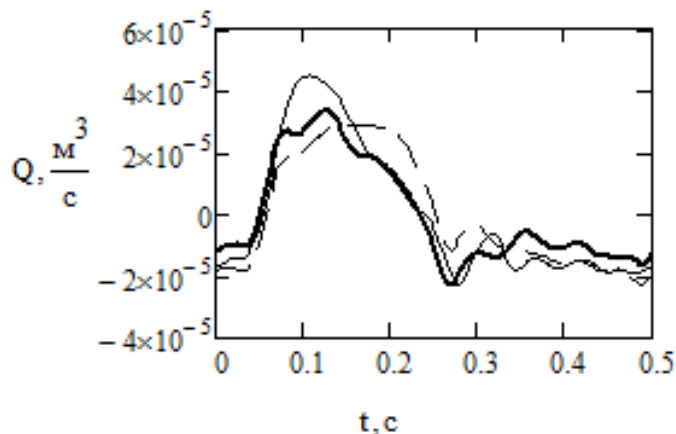


Рисунок 1 – Сравнение объемных расходов (сплошная жирная линия – расчет по формуле (5), сплошная тонкая – экспериментальные данные из [3], пунктирная – объемный расход без учета бифуркации).

На рисунке 1 приведены графики объемного расхода при следующих значениях параметров [4]:  $\mu = 4 \cdot 10^{-3}$  Па·с,  $\rho = 10^3$  кг/м<sup>3</sup>,  $\rho_1 = 1.3 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>,  $E_x = 7 \cdot 10^5$  Н/м<sup>2</sup>,  $E_\theta = 5.833 \cdot 10^5$  Н/м<sup>2</sup>,  $b_1 = 0.6 \cdot 10^{-2}$  м,  $h = 9.6 \cdot 10^{-4}$  м,  $l = 50b_1$ , и при следующих соотношениях радиусов:  $a_2 = 0,8$ ,  $a_3 = 0,2$ .

Рисунок 1 показывает, что одной из причин расхождения решения по данной модели для полубесконечного отрезка с экспериментом может быть влияние волн, отражающихся от узлов разветвления сосуда.

*Работа поддержана Минобрнауки РФ, госзадание № 2014/203.*

#### **Литература:**

1. Гуляев Ю. П., Коссович Л. Ю. Математические модели биомеханики в медицине. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2001. – 49 с.
2. Вильде М. В., Гуляев Ю. П. Низкочастотные осесимметричные волны в кровеносных сосудах постоянного сечения: асимптотический подход // МТТ. – 2009. – № 4. – С. 136 – 151.
3. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. – М.: Мир, 1981. С. 288 – 336.
4. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов. – М.: Мир, 1983. – 400 с.

# МЕТОД КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ В РЕШЕНИИ ЗАДАЧ ХИРУРГИИ МИТРАЛЬНОГО КЛАПАНА

Каравайкин П.А.<sup>1</sup>, Комаров Р.Н.<sup>1</sup>, Белов Ю.В.<sup>2</sup>, Челнокова Н.О.<sup>3</sup>, Мурылёв В.В.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Клиника аортальной и сердечно-сосудистой хирургии, ФГБОУ ПО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России», Москва, Россия

<sup>2</sup>ФГБУ «Российский научный центр хирургии им. Акад. Б.В. Петровского», Москва, Россия

<sup>3</sup>Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия  
E-mail: karavaykin.pa@gmail.com

**Аннотация:** Реконструктивная хирургия митрального клапана – бурно развивающийся раздел сердечно-сосудистой хирургии. Совершенствование методов пластики митрального клапана идёт в разных направлениях, в том числе с применением конечно-элементного анализа, позволяющего моделировать биомеханику клапана и различные виды реконструктивных вмешательств. Продолжается совершенствование методов построения трёхмерной геометрии на основании медицинской визуализации, изучение биомеханических свойств нативных клапанов, расширение области применения численных методов в биомедицинских исследованиях.

**Ключевые слова:** митральный клапан, сердечно-сосудистая хирургия, реконструктивная хирургия клапанов, конечно-элементное моделирование.

**Keywords:** mitral valve, cardiovascular surgery, reconstructive valve surgery, finite-element modeling.

Проблема хирургии митрального клапана – одна из самых разрабатываемых в современной сердечно-сосудистой хирургии. В общей популяции самым частым поражением клапанного аппарата сердца человека является недостаточность митрального клапана. С возрастом частота встречаемости митральной регургитации возрастает на 1,84% за каждые 10 лет [1]. С середины 50-х годов, когда впервые было выполнено протезирование митрального клапана механическим протезом, разработано множество хирургических методов коррекции митрального порока. Наиболее выдающимся прорывом являлось внедрение в практику с середины 80-х годов реконструктивных клапан-сохраняющих вмешательств. Пластика митрального клапана по сравнению с его протезированием имеет лучшие ранние и отдалённые результаты [2]. Современный этап развития митральной хирургии – это внедрение миниинвазивных эндоскопических и эндоваскулярных технологий [3].

При всех преимуществах реконструктивных вмешательств относительно высоким является рецидив митральной регургитации в отдалённом периоде. Обусловлено это в первую очередь отсутствием чётких критериев «реконструктабельности» митрального клапана и наличием множества методик

реконструкции клапана без чётких показаний к каждой – чаще выбор методики остаётся за оперирующим хирургом. В последние десятилетия числовые методы, распространившиеся из инженерии в сферу биомедицинских исследований, помогают в разработке биомеханических критериев возможности сохранения митрального клапана и в выборе того или иного вида реконструкции. Одним из таких методов является конечно-элементное моделирование [4].

Для создания адекватной модели необходимо решить ряд сложных задач.

Для построения трёхмерной геометрии клапана и подклапанных структур в настоящее время ведётся поиск лучшего метода медицинской визуализации. Сейчас используются трансторакальная и чреспищеводная эхокардиография, магнитно-резонансная и компьютерная томография, однако, не один из методов не позволяет воссоздать форму клапана идеально [5].

Изначально модели митрального клапана строились упрощённо: условно створки клапана считались симметричными, опускались анатомические подробности: фестончатый край, вырезки, – кольцо клапана моделировалось плоским, хорды представляли собой прямые соединения точечной папиллярной мышцы и края створки. Постепенно модели становились сложнее: появилась возможность точно повторять геометрию индивидуального клапана, кольцо принимало седловидную форму, хорды моделировались в виде разветвлённой сети с различным прикреплением к мышцам и створкам [6].

Ограничивающим моментом также является отсутствие данных об упруго-деформативных свойствах структур митрального клапана. Ситуация осложняется гетерогенностью тканей, входящих в состав клапана: кольцо клапана представлено в разных участках как фиброзной, так и мышечной тканью, створки имеют многослойное строение и также содержат мышечные волокна, хорды преимущественно имеют волокнистую структуру, а папиллярные мышцы состоят преимущественно из ткани миокарда [7].

Более сложные модели подразумевают моделирование митрального клапана неотрывно от левого желудочка сердца [8].

Прикладное значение для реконструктивной хирургии имеет моделирование различных видов реконструктивных вмешательств с установлением наиболее адекватной тактики для конкретного пациента [4].

Таким образом, требуется дальнейшее изучение биомеханических свойств нативного клапана, совершенствование методов моделирования для решения задач хирургического лечения патологии митрального клапана.

#### **Литература:**

1. Nkomo V.T. et al. Burden of valvular heart diseases: a population-based study // *Lancet*. – 2006. – Vol. 368, № 9540. – P. 1005–1011.
2. Vassileva C.M. et al. Meta-analysis of short-term and long-term survival following repair versus replacement for ischemic mitral regurgitation. // *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* – 2011. – Vol. 39, № 3. – P. 295–303.
3. Bergsland J. et al. Review of the endovascular approach to mitral valve disease. // *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.* – 2015. – Vol. 24, № 5. – P. 282–288.
4. Morgan A.E. et al. Finite element modeling of mitral valve repair // *J. Biomech. Eng.* – 2016. – Vol. 138, № 2. – P. 21009.
5. Sun W., Martin C., Pham T. Computational modeling of cardiac valve function and intervention // *Annu. Rev. Biomed. Eng.* – 2014. – Vol. 16, № 1. – P. 53–76.
6. Toma M. et al. Fluid–structure interaction analysis of papillary muscle forces using a comprehensive mitral valve model with 3D chordal structure // *Ann. Biomed. Eng.* – 2016. – Vol. 44, № 4. – P. 942–953.
7. Rabbah J.-P.M. et al. Mechanics of healthy and functionally diseased mitral valves: A critical review // *J. Biomech. Eng.* – 2013. – Vol. 135, № 2. – P. 21007.
8. Rausch M.K. et al. A virtual sizing tool for mitral valve annuloplasty // *Int. J. Numer. Method. Biomed. Eng.* – 2016. – P. e02788.

# УТОЧНЕНИЕ МЕТОДИКИ ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ КРОВОТОКА В ИЗВИТОМ СОСУДЕ С ПОМОЩЬЮ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ДОПЛЕРОВСКОГО МЕТОДА

**Радченко Я.Ф., Гатаулин Я.А.**

*Санкт-Петербургский Политехнический Университет Петра Великого, Россия*

*E-mail:radfn94@mail.ru*

**Аннотация:** В работе получены с помощью ультразвукового доплеровского метода распределения максимальной осевой и окружной скорости вдоль модели извитого сосуда. Предложена уточненная методика измерений максимальной осевой скорости, позволяющая сократить погрешность измерений с 35 до 15%.

**Ключевые слова:** извитые сосуды, ультразвуковой доплеровский метод, осевая скорость, окружная скорость.

**Keywords:** tortuous vessels, ultrasonic Doppler method, axial velocity, circumferential velocity.

Большая часть кровеносных сосудов в организме являются извитыми. В случае сильных извитостей сосудов происходит нарушение кровотока (такие извитости называют патологическими), и это требует терапевтического или хирургического лечения [1]. Диагностика патологических извитостей является актуальной задачей для современной медицины. Необходимо уточнение стандартной методики измерения кровотока ультразвуковым доплеровским методом для случая извитых сосудов.

Цель исследования: измерить максимальную осевую и окружную скорости кровотока в модели извитого сосуда с помощью ультразвукового доплеровского метода, провести оценку точности и уточнить методику измерений максимальной осевой скорости.

Для измерения максимальной осевой скорости кровотока была собрана экспериментальная установка, представляющая собой замкнутый гидравлический контур, по которому прокачивается жидкость под действием центробежного насоса. В контуре находится модель извитого сосуда. Эксперимент проводился для трех течений с постоянным расходом, среднерасходные скорости  $V$  в которых задавались равными 20, 35, 55 см/с. Измерение максимальной осевой и окружной скорости осуществлялось с помощью ультразвукового сканера в режиме дуплексного сканирования по методике, описанной в работе [2]. В результате были построены распределения максимальной осевой и окружной скорости вдоль модели сосуда и выполнено сравнение с

расчетными данными, полученными в программном пакете ANSYS для таких же геометрических и физических условий, как в эксперименте.

Измеренные значения максимальной осевой скорости превышали расчетные примерно на 30-40% для исследованного диапазона среднерасходных скоростей (рис.1). Неточность измерений данной скорости связана с тем, что вектор скорости течения направлен не по оси модели сосуда, а под некоторым углом  $\alpha$  к ней (рис. 2).

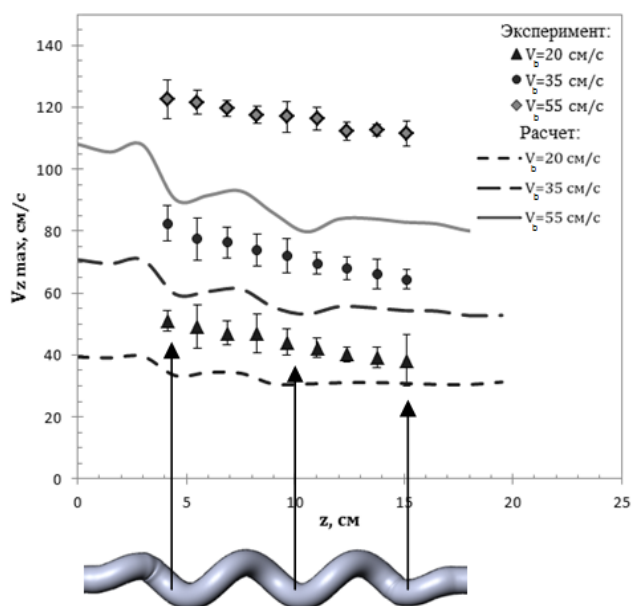


Рисунок 1 – Сравнение измеренной максимальной осевой скорости с расчетной.

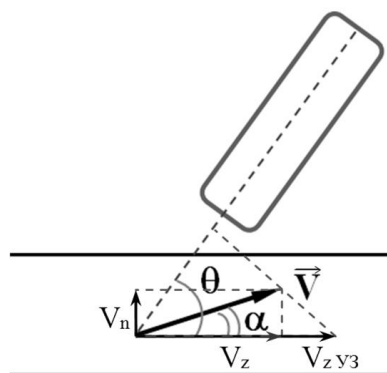


Рисунок 2 – Расположение ультразвукового датчика при измерении максимальной осевой скорости:  $\theta$  – доплеровский угол,  $\alpha$  – угол между направлением вектора скорости  $\vec{V}$  и осью модели сосуда,  $V_z$  – осевая скорость,  $V_n$  – поперечная скорость,  $V_{z y3}$  – осевая скорость, измеряемая ультразвуковым датчиком.

Предложено уточнение методики измерений максимальной осевой скорости с учетом ошибки, вызванной наличием в потоке поперечной (окружной) скорости, по следующей формуле:  $\hat{V}_{z y3 \max} = V_{z y3 \max} - \text{tg} \theta \cdot V_{\varphi y3 \max}$ , где  $V_{z y3 \max}$  и  $V_{\varphi y3 \max}$  – измеренные максимальная осевая и окружная скорости по стандартной методике.

Уточненная методика позволяет сократить погрешность измерений максимальной осевой скорости в среднем с 35 до 15% (рис. 3).

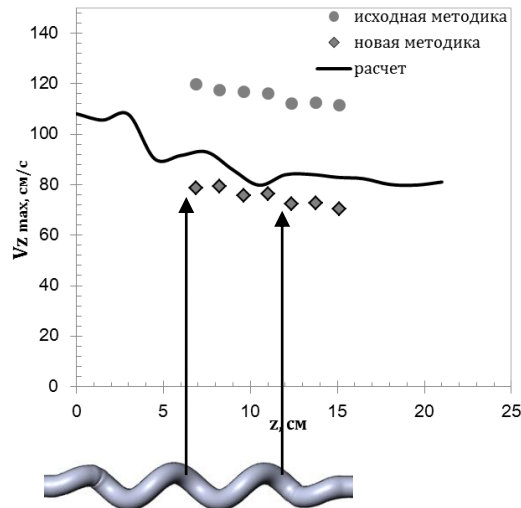


Рисунок 3 – Сравнение измеренной максимальной осевой скорости (по стандартной и по уточненной методике) с расчетной ( $V_b = 55 \text{ см/с}$ ).

Таким образом, предложенная уточненная методика измерений позволит проводить более точную ультразвуковую диагностику извитых сосудов.

#### Литература:

1. Павлова О. Е., Иванов Д. В., Грамакова А. А., Морозов К. М., Суслов И. И. Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью // Изв. Саратовского университета. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика. 2010. Т. 10, № 2. С. 66–73.
2. Yukhnev A.D., Smirnov E.M., Chumakov Y.S., Gataulin Y.A., Kulikov V.P., Kirsanov R.I. Swirling flow visualization in blood vessels and its hydrodynamic models / 15th International Symposium on Flow Visualization. Proceedings CD. June 25-28, 2012, Minsk, Belarus. 10 p.

# КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ТРАНСМИОКАРДИАЛЬНОЙ ЛАЗЕРНОЙ РЕВАСКУЛЯРИЗАЦИИ МИОКАРДА

**Родионов Е.А.<sup>1</sup>, Челнокова Н.О.<sup>2</sup>, Зинина А.И.<sup>1</sup>, Полиенко А.В.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>*Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

<sup>2</sup>*Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия*  
E-mail: Sublake@yandex.ru

**Аннотация:** Статья знакомит с проблемой ишемической болезни сердца и методом ее решения. Построена 3D модель левого желудочка сердца человека. Конечно-элементные расчеты, произведенные с использованием построенной модели, позволяют оценить гемодинамическую картину с учетом напряженно-деформированного состояния стенки левого желудочка после проведенной операции.

**Ключевые слова:** конечно-элементное моделирование; трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация миокарда; ишемическая болезнь сердца.

**Keywords:** finite- element modeling; transmyocardial laser revascularization; coronary heart disease.

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) занимает ведущее место среди причин инвалидизации и смерти людей трудоспособного возраста во всем мире [1 – 4]. По данным Всемирной Организации здравоохранения именно это заболевание является причиной смерти более 7 миллионов пациентов каждый год и предполагается, что к 2020 году этот показатель увеличится вдвое. Поиск наилучшего метода лечения этой болезни является актуальным в наше время. В настоящее время, все чаще применяют трансмиокардиальную лазерную реваскуляризацию миокарда (ТМЛР). Она основана на том, что каналы, образованные в стенке желудочка при помощи лазера, соединяют миокард и его афферентные (т.е. несущие к органу) сосуды таким образом, чтобы кровь напрямую поступала из полости желудочка в миокард.

Построение 3D модели левого желудочка сердца было выполнено в системе автоматизированного проектирования SolidWorks [5]. Численный анализ проводился в конечно-элементном пакете ANSYS [6, 8]. Кровь предполагалась однородной, несжимаемой ньютоновской жидкостью с заданной динамической вязкостью  $\eta = 0,0037$  (м<sup>2</sup>/с) и плотностью  $\rho_1 = 1050$  (кг/м<sup>3</sup>). Материал стенок – однородным, изотропным и идеально-упругим плотностью  $\rho_2 = 850$  (кг/м<sup>3</sup>), модулем Юнга  $2 \cdot 10^6$  (Па) и коэффициентом Пуассона 0.499.



По результатам численного эксперимента проводился анализ гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния стенки левого желудочка после проведенной трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда [7]. Выявлено, что значение давления крови распределено равномерно в полости левого желудочка за исключением каналов, образованных ТМЛР, в которых локализуется максимальное значение давления  $2 \cdot 10^4$  Па. Максимальное значение векторов скорости ( $3.405 \cdot 10^{-3} \frac{м}{с}$ ) также достигается в каналах миокарда. Максимальное значение напряжения ( $1.345 \cdot 10^5$  Па) достигается в устьях каналов. Максимальные значения поля перемещения ( $4.974 \cdot 10^{-4}$  Па) достигаются в центральной зоне ЛЖ.

Таким образом, можно сделать вывод, что результаты численного эксперимента позволили провести оценку гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния стенки левого желудочка сердца.

#### **Литература:**

1. Бокерия Л.А., Бузиашвили Ю.И., Ключникова И.В. Ишемическое ремоделирование левого желудочка (методологические аспекты, вопросы диагностики и лечения). – М.: изд-во НЦССХ ИМ. А.Н. Бакулева РАМН, 2002. – 152С.
2. Кранин Д.Л. Хирургическое лечение больных с осложненными формами постинфарктных аневризм сердца. – М, 2003. – 154 С.
3. Голядкина А.А., Кириллова И.В., Щучкина О.А., Маслякова Г.Н., Островский Н.В., Челнокова Н.О. Конечно-элементное моделирование ишемической болезни сердца исходя из картины морфофункциональных изменений венечных артерий и сердечной мышцы человека // Российский Журнал Биомеханики. 2011. Т. 15, № 4. С. 33-46.
4. Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Щучкина О.А. Клинико-морфологические основы моделирования гемодинамики в системе венечных артерий с учетом их взаимодействия с миокардом (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. 2011. Т. 7, № 4. С. 762-768.
5. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Каменский А.В., Кириллова И.В., Сальковский Ю.Е., Сафонов Р.А., Щучкина О.А. Практическое применение системы автоматизированного проектирования Solidworks в моделировании кровеносных сосудов. Учебное пособие для студентов естественных дисциплин. – Саратов, 2011. Сер. Биомеханика. – 148С.
6. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Доль А.В., Полиенко А.В. Практические задания по применению пакета Ansys mechanical apdl к задачам биомеханики сердечно-сосудистой системы. Учебно-методическое пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов, 2015. Сер. Биомеханика. – 56С.
7. Голядкина А.А., Кириллова И.В. Численное моделирование напряженно-деформированного состояния стенок желудочков сердца человека в норме и при патологии // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. 2011. № 4, ч.2. С. 415-417.
8. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Гришина О.А., Албутов А.С. Компьютерное 3D пространственноориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. 2015. Т. 18. № 1 (52). С. 64-74.

# О ПРИМЕНЕНИИ ПРИНЦИПА ВИРТУАЛЬНОЙ ОПЕРАЦИОННОЙ В СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ ХИРУРГИИ

**Сафонов Р.А., Калинин А.А., Шевцова Ю.В., Голядкина А.А.**  
*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: safonovra@gmail.com*

**Аннотация:** Рассмотрены вопросы внедрения принципа виртуальной операционной в планирование хирургического лечения на сердечно-сосудистой системе. Изучены подходы к автоматизации создания твердотельных моделей и исследованию механических свойств тканей элементов сердечно-сосудистой системы человека.

**Ключевые слова:** твердотельные модели, сердечно-сосудистая хирургия, механические свойства тканей, томография, оттенки серого.

**Keywords:** solid models, vascular surgery, mechanical properties of tissues, tomography, grayscale values.

## Введение

Планирование операций на сердечно-сосудистой системе, предсказание развития ее патологий и профилактика заболеваний представляет собой сложную комплексную задачу, общее решение которой до сих пор неизвестно. Для исследования причин возникновения наиболее распространенных заболеваний сердечно-сосудистой системы, в частности, атеросклероза, необходимо проводить исследования структуры и особенностей функционирования ее элементов на различных уровнях (макро-, микро- и наноуровни).

**Цель исследования:** выработка подходов к разработке системы типа «виртуальная операционная», которая позволит проводить биомеханическое моделирование элементов сердечно-сосудистой системы с учетом персонафицированных особенностей организма.

## Результаты

Рассмотрены методики исследования геометрии элементов сердечно-сосудистой системы. Рассмотрены существующие математические методы по созданию геометрических, твердотельных и биомеханических моделей элементов сердечно-сосудистой системы [1-4]. Созданы тестовые программы для апробации математических методов создания моделей элементов сердечно-сосудистой системы.

Выработаны подходы к исследованию механических свойств тканей сердечно-сосудистой системы по данным *in vivo*. Были проведены эксперименты по

определению механических параметров биологических тканей, с использованием: компьютерного томографа; магнитно-резонансного томографа; денситометра; компьютерного рентгена; ультразвукового исследования. Для верификации результатов исследования была проведена серия натуральных экспериментов по данным *in vitro* на универсальной испытательной машине.

*Работа выполнена при финансовой поддержке Государственного задания Минобрнауки РФ № 2014/203, код проекта 1617.*

**Литература:**

1. . Cressie, N. The origins of kriging // Mathematical Geology. – 1990. – Vol.22. – Iss.3. – P. 239-252.
2. Adams R., Bischof L. Seeded region growing // IEEE Transactions on pattern analytics and machine intelligence. – 1994. – Vol.16. – Iss.6. – P. 641-647.
3. Newman T.S., Yi H. A survey of the marching cubes algorithm // Computers & Graphics. – 2006. – Vol.30. – P. 854-879.
4. Kaas M., Witkin A. Terzopoulos. Snakes: active countours models // International Journal of Computer Vision. – 1987. – Vol.1. – Iss.4. – P. 312-331. – Doi: [dx.doi.org/10.1007/BF00133570](https://doi.org/10.1007/BF00133570)

# КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГРУДНОГО ОТДЕЛА АОРТЫ

**Скрипаченко К.К., Кириллова И.В.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: kseniya.skripachenko@mail.ru*

**Аннотация:** в данном исследовании приведены результаты конечно-элементного моделирования грудного отдела аорты с патологическими изменениями. Построение виртуальной модели проводилось на основе данных компьютерной томографии реального пациента. Анализ результатов расчета позволил выявить и оценить влияние патологий аорты, а также различных моделей материала стенки сосуда на гемодинамическую картину.

**Ключевые слова:** биомеханика, метод конечных элементов, грудной отдел аорты, гемодинамическая картина, патология.

**Keywords:** biomechanics, finite element method, thoracic aorta, hemodynamic picture, pathology.

Аорта – самый большой артериальный сосуд в организме человека, она является проводником крови ко всем тканям и органам. Поэтому различные патологии данного сосуда влияют на гемодинамику всей сердечно-сосудистой системы (ССС). Наиболее распространенными заболеваниями являются: аневризма, коарктации аорты, атеросклероз, расслоение стенки и многое другое [1]. Современные методы исследования позволяют изучать патологии аорты, одним из таких методов является численный анализ виртуальных моделей с помощью метода конечных элементов.

При исследовании были изучены данные компьютерной томографии реального пациента, на основе которых с использованием возможностей программного продукта Mimics и системы автоматического проектирования SolidWorks была построена трехмерная виртуальная модель грудного отдела аорты [2, 6].

Построенная модель импортировалась в ANSYS Workbench для численного расчета движения крови и изучения поведения стенок сосуда. Моделирование проводилось для трех вариантов моделей стенок сосуда:

- абсолютно жесткая;
- линейная изотропная идеально-упругая (Модуль Юнга =  $2 \cdot 10^7$  Па, коэффициент Пуассона = 0,499, плотность =  $1200 \text{ кг/мм}^3$ );
- нелинейная гиперупругая – 3-х параметрическая модель Mooney-Rivlin (константы рассчитывались на основе кривой напряжение/деформация, полученной при одноосном растяжении).

При расчете с первым вариантом модели стенки использовался решатель Fluid Flow (CFX), решение для второго и третьего варианта заключалось в численном расчете связанной упругой гидродинамической задачи. Последние осуществлялись с использованием решателей Transient Structural и Fluid Flow (CFX), расчет напряженно-деформированного состояния стенки и течения жидкости соответственно. Граничные условия были определены физиологическими показателями ССС в норме [3, 4].

Результаты численного моделирования позволили определить зоны образования закрученного потока жидкости, которое наблюдалось в дистальной области перегиба аорты, а также в нисходящей ее части. В проксимальном отделе патологически измененной аорты выявлен застой жидкости. При численной реализации первых двух вариантов моделей стенки наблюдалось резкое падение скорости кровотока до 35%. Данные изменения течения жидкости могут являться одной из возможных причин развития тромбоза и, как следствие, увеличить риск развития инфаркта и инсульта [5].

Анализ результатов трех различных задач показал, что модель материала стенок сосуда существенно влияет на значения скорости потока жидкости и на напряженно-деформированное состояние стенки сосуда. При этом в трех вариантах модели материала наблюдаются схожие зоны распределения максимального и минимального значения напряжения и деформации стенки сосуда.

#### **Литература:**

1. Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Голядкина А.А., Челнокова Н.О., Шевцова М.С., Сафонов Р.А., Калинин А.А. Биомеханика, гистоморфометрия и топология тканей артериальных сосудов человека // сборник докладов XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики. Казань, 20–24 августа 2015 года. С. 2011–2013.
2. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Каменский А.В., Кириллова И.В., Сальковский Ю.Е., Сафонов Р.А., Щучкина О.А. Практическое применение системы автоматизированного проектирования SolidWorks в моделировании кровеносных сосудов. Учеб.-метод. пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов: ООО Издательский Центр "Наука", 2011. – 148 с.: ил.
3. Иванов Д.В., Доль А.В., Голядкина А.А., Полиенко А.В. Практические применения по применению пакета ANSYS Mechanical APDL к задачам биомеханики сердечно-сосудистой системы: Учеб.-метод. пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов: Буква, 2015. – 56 с.
4. Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Голядкина А.А., Полиенко А.В., Морозов К.М. Применение методов компьютерного моделирования в задачах сердечно-сосудистой хирургии // Материалы Международной научной конференции: «КОМПЬЮТЕРНЫЕ НАУКИ И ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ», Саратов, 30 июня-03 июля 2014 г. С. 174-175.
5. Гольдина И.М. Ультразвуковая диагностика и оценка результатов лечения пациентов с тромбозом в системе нижней полой вены: автореф. дис. док. мед. наук – Москва, 2011. – 29 с.
6. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Гришина О.А., Албутов А.С. Компьютерное 3D пространственноориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. 2015. Т. 18. № 1 (52). С. 64-74.

# БИОМЕХАНИКА ОРГАНОВ И СИСТЕМ

## ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛАСТОТОНОМЕТРИИ ГЛАЗА

**Бауэр С.М., Боденкова Е.О.**

*Санкт-Петербургский государственный университет, Россия*

*E-mail: s\_bauer@mail.ru, bodenkova23@mail.ru*

**Аннотация:** Проводится анализ влияния различных параметров на поведение эластокривой. Особое внимание уделяется анализу причин, по которым эластокривая может быть не монотонной. Полученные результаты показывают, что изломы эластокривой могут быть связаны с патологией склеры, например, при развитии глаукомы, а также с патологией роговицы, например, в случае развития краевой эктатической дистрофии.

**Ключевые слова:** эластотонометрия, биомеханика глаза, моделирование, тонометр Маклакова.

**Keyword:** Elastotonometry of a human eye, biomechanics of the eye, mathematical modeling, the Maklakoff tonometer.

Исследование внутриглазного давления (ВГД) важно, так как уровень ВГД является основным показателем при диагностировании ряда глазных болезней [1,2].

В настоящее время существует много способов измерения ВГД, появилось много различных портативных и бесконтактных тонометров, показатели которых предполагают, что роговица имеет средние стандартные радиус кривизны и толщину. Однако, после кераторефракционных операций, меняющих кривизну и толщину роговицы, применяют аппланационный тонометр Маклакова, который был разработан еще в 1884 году, и показатели которого наименее чувствительны к параметрам роговицы.

При измерении ВГД тонометром Маклакова на глаз опускают окрашенные грузики разного веса. После этого измеряется площадь соприкосновения грузика и роговицы глаза. Чем больше эта площадь, тем меньше давление внутри глазного яблока.

Для эластотонометрии применяют набор тонометров Маклакова весом 5; 7,5; 10 и 15 г. С помощью этих тонометров в порядке возрастания их веса производят подряд четыре измерения внутриглазного давления. На основе этих данных строят кривую, которая называется эластокривой. При нормальном состоянии глаза форма кривой близка к прямой линии. Ее начало не превышает 21 мм рт.ст., а максимальное

значение не должно превышать 30 мм рт.ст. Однако, в некоторых случаях кривая имеет изломы и начинается выше 21 мм рт.ст., что свидетельствует о патологии глаза.

Проводится анализ влияния геометрических и механических параметров роговицы и склеры на поведение эластокривой. Особое внимание уделяется анализу причин, по которым данные эластотонометрии могут иметь патологию.

В работе рассматриваются математические модели измерения тонометрического давления тонометром Маклакова. В первой аналитической модели корнеосклеральная оболочка глаза представляется как сопряженные сферические сегменты роговицы и склеры [3]. До нагружения глаз заполнен несжимаемой жидкостью с давлением  $p_0$ . Роговица глаза рассматривается как мягкая однородная сферическая оболочка, т.е. неоднородность материала и жесткость роговицы на изгиб не учитываются. Однако, известно, что роговица реального глаза неоднородна и обладает небольшой жесткостью на изгиб [1,4].

Поэтому измерение ВГД тонометром Маклакова моделируется контактными задачами в программном пакете Ansys. Глаз представлен двумя сферическими сегментами с разными упругими свойствами. Материалы склеры и роговицы задаются как трансверсально-изотропные, но роговица рассматривается как неоднородная оболочка.

Получены результаты, показывающие, что изломы эластокривой могут быть связаны с патологиями склеры. Например, при развитии глаукомы, когда жесткость склеры становится больше. Также на тонометрическое давление влияют патологии роговицы, например, когда неоднородная роговица становится особенно слабой в окрестности склеры.

#### **Литература:**

1. Иомдина Е.Н., Бауэр С.М., Котляр К.Е. Биомеханика глаза: теоретические аспекты и клинические приложения / Под редакцией В.В. Нероева. М.: Реал Тайм, 2015. –208 с.: ил.
2. Нестеров А.П., Бунин Ф.Я., Канцельсон Л.А. Внутриглазное давление. Физиология и патология. М.: Наука, 1974. 381 с.
3. Бауэр С.М., Любимов Г.А., Товстик П.Е. Математическое моделирование метода Маклакова измерения внутриглазного давления // Изв. РАН. Механика жидкости и газа. 2005. №1, С. 24 – 39.
4. Ljubimova D. Biomechanics of the Human Eye and Intraocular Pressure Measurements. Doctoral Thesis in Mechanics. Stockholm: Royal Institute of Technology; 2009; 200 p.

## ОБ ИДЕНТИФИКАЦИИ СВОЙСТВ КОЖНОГО ПОКРОВА

**Богачев И.В.**

*Южный федеральный университет, Россия  
E-mail: bogachev89@yandex.ru*

**Аннотация:** Представлен метод идентификации неоднородных свойств кожного покрова на основе модели стандартного вязкоупругого тела с учетом многослойной структуры при анализе сдвиговых колебаний. С использованием осреднения двумерная задача сведена к одномерной коэффициентной обратной задаче, решение которой осуществлено с привлечением итерационного процесса, на каждом этапе которого решаются интегральные уравнения Фредгольма первого и второго рода. Приведены вычислительные эксперименты восстановления неоднородных по толщине свойств кожного покрова.

**Ключевые слова:** биомеханика кожи, вязкоупругость, идентификация.

**Keywords:** skin, viscoelasticity, identification.

Исследование состояния кожного покрова пациента является одним из важнейших методов современной диагностики состояния здоровья пациента. Анизотропия и гетерогенность механических свойств кожи определяются ее многослойной (эпидермис, дерма и подкожный жир) структурой и влекут за собой различное поглощение механической энергии в каждом из слоев, что проявляется в особенностях распространения механических волн на границе раздела этих слоев, обладающих разными вязкоупругими свойствами. Исследование современных методов анализа характеристик кожного покрова показывает, что для объективной их оценки использование только одного метода малоэффективно и для более полного изучения свойств кожи необходимо применять совокупность различных методов.

Рассмотрим установившиеся сдвиговые колебания неоднородного по толщине вязкоупругого слоя. Нижняя грань слоя жестко закреплена, на части верхней границы приложены нагрузки, определяемые вектором  $pe^{-i\omega t}$ , где  $p = (p_1, 0, 0)$ .

Предполагается, что вязкоупругий слой в свою очередь состоит из трех слоев (моделирующих эпидермис, дерму и подкожный жир), толщины которых известны. Для удобства анализа задачи проведена операция осреднения функций и характеристик по толщине слоя  $h$ , а также обезразмеривание величин. В итоге соответствующая обратная задача идентификации имеет вид:



Определить функции  $g(x)$ ,  $h(x)$  и  $u(x, \kappa)$ , удовлетворяющие

$$\begin{aligned} (G(x, i\kappa)u'(x, \kappa))' + \kappa^2 r(x)u(x, \kappa) &= 0, \\ u(0, \kappa) &= 0, G(1, i\kappa)u'(1, \kappa) = 1, \end{aligned} \quad (1)$$

по дополнительной информации

$$u(1, \kappa) = f(\kappa), \quad \kappa \in [\kappa_1, \kappa_2]. \quad (2)$$

В данной работе использована модель стандартного вязкоупругого тела, согласно которой безразмерный комплексный модуль имеет вид  $G(x, i\kappa) = \frac{i\tau\kappa g(x) + h(x)}{1 + i\tau\kappa}$ , где безразмерные функции  $g(x)$ ,  $h(x)$  характеризуют мгновенный и длительный модули соответственно,  $\tau$  – безразмерное время релаксации.

Ввиду существенной нелинейности сформулированной обратной задачи (1)-(2) для ее решения построен итерационный процесс. Ниже представлена его схема.

**1.** На первом этапе решается прямая задача, в которой из интегрального уравнения Фредгольма 2-ого рода (3) по известным  $n-1$  приближениям неизвестных функций  $h_{n-1}(x)$ ,  $g_{n-1}(x)$ ,  $G_{n-1}(x, i\kappa)$  определяется соответствующая функция  $u_{n-1}(x, \kappa)$

$$u_{n-1}(x) = \int_0^1 K_{n-1}(\xi, x)u_{n-1}(\xi)d\xi + \int_0^x \frac{d\eta}{G_{n-1}(\eta, i\kappa)}, \quad (3)$$

$$\text{где, } K_{n-1}(\xi, x) = \kappa^2 \int_0^{\min\{\xi, x\}} r(\eta) \frac{d\eta}{G_{n-1}(\eta, i\kappa)}, \quad \xi \in [0, 1].$$

Интегральное уравнение (3) решается с помощью метода коллокаций с использованием квадратурной формулы Симпсона.

**2.** На втором этапе строятся следующие приближения неизвестных функций  $h_n(x) = h_{n-1}(x) + \delta h(x)$  и  $g_n(x) = g_{n-1}(x) + \delta g(x)$ , где  $\delta h(x)$  и  $\delta g(x)$  – поправки для длительного и мгновенного модуля, входящие в функцию  $\delta G(x, \kappa)$  поправки комплексного модуля, удовлетворяющие системе интегральных уравнений Фредгольма 1-ого рода:

$$\begin{cases} \int_0^1 (\delta g(x)z_2(\kappa) + \delta h(x)z_1(\kappa))u'_{n-1}(x, \kappa)\overline{u'_{n-1}(x, \kappa)}dx = \text{Re}(u_{n-1}(h, \kappa) - f(\kappa)), \\ \int_0^1 (\delta g(x) - \delta h(x))z_3(\kappa)u'_{n-1}(x, \kappa)\overline{u'_{n-1}(x, \kappa)}dx = \text{Im}(u_{n-1}(h, \kappa) - f(\kappa)). \end{cases} \quad (4)$$

Решение системы интегральных уравнений Фредгольма 1-го рода (4) является некорректной задачей и требует использования регуляризационных методов, например, метода регуляризации А.Н.Тихонова.

3. В результате получим функции  $h_n(x)$  и  $g_n(x)$ , которые дают приближенное решение обратной коэффициентной задачи. Выход из итерационного процесса производится при выполнении условия:

$$\|u_{n-1}(1, \kappa) - f(\kappa)\|_{C[\kappa_1, \kappa_2]} < \varepsilon. \quad (5)$$

### Вычислительные эксперименты

Начальное приближение в экспериментах выбиралось из условия минимума функционала невязки на построенном из априорной информации компактном множестве.

Параметр, соответствующий времени релаксации полагался равным  $\tau = 0.1$ . Рассматривались значения параметров, соответствующие участку кожного покрова в районе предплечья. В качестве примера рассмотрена идентификация квадратичных законов неизвестных функций:

$$h(x) = \begin{cases} 0.075 + 0.4x^2, & x \leq 0.5895 \\ 0.5 + 0.2x^2, & x \leq 0.8655 \\ 0.78 + 0.2x^2, & x \leq 1 \end{cases} \quad g(x) = \begin{cases} 0.09 + 0.4x^2, & x \leq 0.5895 \\ 0.55 + 0.2x^2, & x \leq 0.8655 \\ 0.8 + 0.2x^2, & x \leq 1 \end{cases}$$

Начальные приближения найдены в виде:

$$h^0(x) = \begin{cases} 0.1, & x \leq 0.5895 \\ 0.6, & x \leq 0.8655 \\ 0.95, & x \leq 1 \end{cases} \quad g^0(x) = \begin{cases} 0.15, & x \leq 0.5895 \\ 0.65, & x \leq 0.8655 \\ 1, & x \leq 1 \end{cases}$$

Далее приведены результаты восстановления (рис. 1):

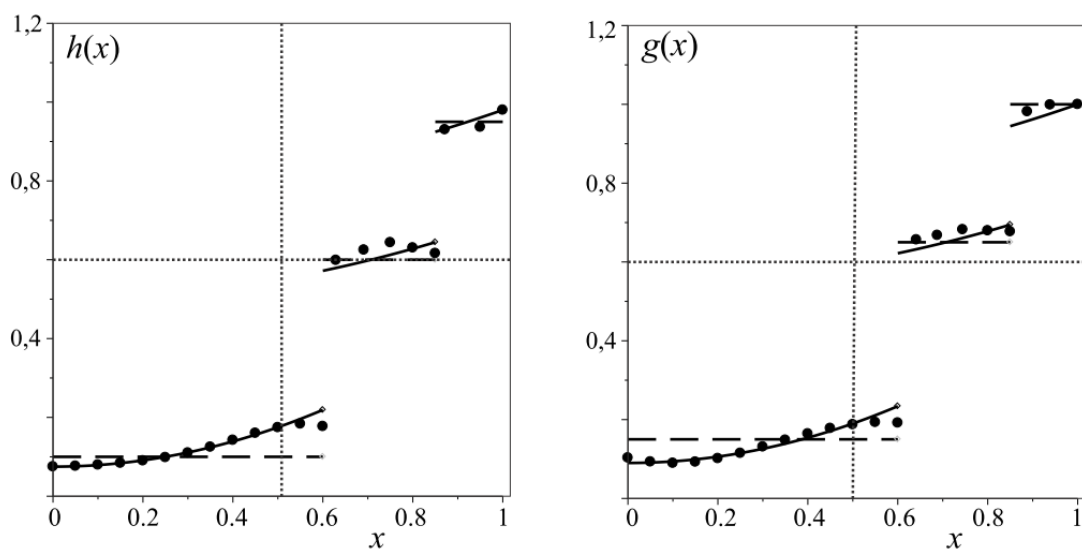


Рисунок 1 – Восстановление длительного и короткого модулей для квадратичных законов изменения.

Для восстановления частотный диапазон также выбирался в между первым и вторым экстремумами амплитудно-частотной характеристики. Погрешность реконструкции не превосходит 7% в окрестностях точек разрыва и 4% остальных точках. Данные результаты свидетельствуют о достаточной эффективности предложенного подхода для решения подобных задач.

*Работа выполнена при финансовой поддержке грантов РФФИ (проекты 16-31-00144\_мол-а, 16-38-60157\_мол-а-дк и 16-01-00354\_а).*

# ВЛИЯНИЕ РАДИУСА КРИВИЗНЫ РОГОВИЦЫ И ДЛИНЫ ПЕРЕДНЕЗАДНЕЙ ОСИ ГЛАЗА НА ПОКАЗАТЕЛИ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ

**Еременко А.А.<sup>1</sup>, Бауэр С.М.<sup>1</sup>, Корников В.В.<sup>1</sup>, Качанов А.Б.<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>*Санкт-Петербургский государственный университет, Россия*

<sup>2</sup>*Санкт-Петербургский филиал ГУ МНТК «Микрохирургия глаза», Россия*

E-mail: ammalgama@rambler.ru, s\_bauer@mail.ru, vkornikov@mail.ru

**Аннотация:** Проводится статистический анализ влияния параметров глаза на величину внутриглазного давления, измеряемого различными методами. Полученные результаты показывают, что на измерение ВГД тонометром Маклакова оказывает влияние длина глаза и кривизна роговицы, и это необходимо учитывать при проведении медицинских исследований [1].

**Ключевые слова:** биомеханика глаза, моделирование, тонометр Маклакова.

**Keyword:** biomechanics of the eye, mathematical modeling, the Maklakoff tonometer.

Внутриглазное давление является важнейшей характеристикой глаза. В настоящее время все большее клиническое значение приобретают исследования свойств роговицы и самого глаза, а также их влияние на результаты измерения внутриглазного давления различными методами, поскольку адекватная оценка уровня внутриглазного давления позволяет вовремя диагностировать многие заболевания.

Целью данной работы является определение влияния толщины роговицы в центральной зоне, длины переднезадней оси и кривизны роговицы на показатели ВГД, измеренного двумя различными тонометрами: тонометром Маклакова и пневмотонометром. Данные для работы были получены в Санкт-Петербургском филиале ФГАУ "МНТК "Микрохирургия глаза" им. академика С.Н. Федорова". Анализу подверглись 385 глаз. Рассчитаны средние значения, среднеквадратическое отклонение, минимальное и максимальное значения внутриглазного давления, полученного двумя способами, а также параметров, влияние которых на показатели давления исследовались в данной работе.

Выявлена статистически значимая прямая зависимость между уровнем ВГД, измеренным пневмотонометром и тонометром Маклакова, и толщиной роговицы ( $p < 0,0001$ ). Между ВГД, измеренным по Маклакову, и ПЗО была выявлена статистически значимая обратная зависимость ( $p < 0,01$ ), как и между кривизной роговицы и ВГД по Маклакову ( $p < 0,001$ ). Корреляция между ВГД, измеренным пневмотонометром, и

длиной переднезадней оси, а также между тем же показателем ВГД и кривизной роговицы не является статистически значимой ( $p > 0,1$ ).

Поскольку вопрос о наличии зависимости величины измерения внутриглазного давления от толщины роговицы наиболее изучен, в данной работе большее внимание уделялось влиянию длины переднезадней оси и кривизны роговицы на результаты тонометрии. Следует отметить, что зависимость между последними двумя показателями статистически значима ( $p < 0,001$ ).

С помощью метода k-средних все глаза были разделены на 4 кластера по двум параметрам: ПЗО и центральная толщина роговицы.

В результате в первых двух кластерах, численностью 122 и 89 глаз, зависимость между переднезадней осью и ВГД, измеренным тонометром Маклакова, оказалась статистически значимой при уровне значимости  $\alpha = 0,01$ . В двух оставшихся, численностью 95 и 79 глаз, зависимость между ПЗО и ВГД-М была выявлена при уровне значимости  $\alpha = 0,05$ . Между показателями ВГД, вычисленными с помощью пневмотонометра, и длиной переднезадней оси зависимости выявлено не было ни в одном из кластеров ( $p > 0,5$ ).

Также была проведена кластеризация всех глаз на три группы по значениям толщины роговицы и ее кривизны. В результате в каждом кластере была выявлена статистически значимая зависимость между внутриглазным давлением, измеренным тонометром Маклакова, и кривизной роговицы ( $p < 0,05$ ). Зависимость между ВГД, полученным с помощью пневмотонометра, и кривизной роговицы не является статистически значимой ни в одном из кластеров ( $p > 0,1$ ).

**Выводы.** На измерение ВГД тонометром Маклакова оказывает влияние длина глаза и кривизна роговицы, и это необходимо учитывать при проведении медицинских исследований. Показатели ВГД статистически достоверно уменьшаются при увеличении кривизны роговицы или переднезадней оси глаза, что подтверждается корреляционным анализом.

#### **Литература:**

1. "Исследование влияния биомеханических свойств роговицы на показатели тонометрии". С.Э. Аветисов, И.А. Бубнова, А.А. Антонов. Патология роговицы, №4(138), с.30-33 - 2009г.

# О МОДЕЛИРОВАНИИ ДЕФОРМИРОВАНИЯ РЕШЕТЧАТОЙ ПЛАСТИНЫ

Потетюнко О.А.

Южный Федеральный Университет, Россия

E-mail: potetyunko@sfnedu.ru

**Аннотация:** В работе рассматривается деформирование решетчатой пластины (РП), которая моделируется неоднородной круглой пластиной переменной жесткости с упругим закреплением на границе. Закрепление характеризуется двумя коэффициентами в граничных условиях. Поставлена задача реконструкции этих коэффициентов на основе известного прогиба в наборе точек. Для решения задачи сформулированы вспомогательные задачи, не содержащие коэффициентов граничных условий, выяснена структура для прогиба в виде дробно-рациональной функции от искомых коэффициентов, построена система нелинейных алгебраических уравнений для нахождения коэффициентов граничных условий. Решена задача по восстановлению нагрузки, изучено влияние упругости заделки на процедуру реконструкции.

**Ключевые слова:** решетчатая пластина, внутриглазное давление, неоднородность, упругое закрепление, метод Ритца, реконструкция.

**Keywords:** lamina cribrosa, intraocular pressure, heterogeneity, elastic binding, Ritz method, reconstruction.

Рассмотрено равновесие РП, которая моделируется круглой неоднородной пластиной радиуса  $a$  переменной жесткости, на которую действует распределенная нагрузка  $q$ . Пластина упруго оперта по краю, что моделируется двумя упругими связями на краю (коэффициенты  $g_1$  и  $g_2$ ). Безразмерный функционал Лагранжа имеет вид

$$F^*[w] = \frac{1}{2} \int_0^1 f(r) \{ [w''(r)]^2 + \left[ \frac{w'(r)}{r} \right]^2 + 2\nu \left[ \frac{w'(r)w''(r)}{r} \right] \} r dr - \int_0^1 q w(r) r dr + \frac{g_1}{2} w^2(1) + \frac{g_2}{2} (w'(1))^2, \quad (1)$$

где  $w(r)$  – безразмерный прогиб пластины,  $f(r)$  – безразмерная жесткость.

Из (1) получаем уравнение равновесия

$$Lw = (fw''r)'' - (fr^{-1}w')' + \nu [(fw')'' - (fw'')'] = qr$$

и соответствующие граничные условия

$$M_1 w = \{ -(fw''r)' + fr^{-1}w' - \nu (fw')' + \nu fw'' + g_1 w \}_{r=1} = M_1^0 w + g_1 w|_{r=1} = 0,$$

$$M_2 w = \{ fw''r + \nu fw' + g_2 w \}_{r=1} = M_2^0 w + g_2 w|_{r=1} = 0.$$

Для определения параметров  $g_1$  и  $g_2$  по известному прогибу  $w(r_k) = \lambda_k$ ,  $k = 1, 2, \dots, m$  сформулируем три вспомогательные задачи:

$$\begin{array}{lll}
1^0.Lw_0 = rq, & 2^0.Lw_1 = 0, & 3^0.Lw_2 = 0, \\
M_1^0 w_0|_{r=1} = 0, & M_1^0 w_1|_{r=1} = 0, & M_1^0 w_2|_{r=1} = 1, \\
M_2^0 w_0|_{r=1} = 0. & M_2^0 w_1|_{r=1} = 1. & M_2^0 w_2|_{r=1} = 0.
\end{array}$$

Прогиб представляется в виде линейной комбинации описанных выше вспомогательных задач

$$w = w_0 + C_1 w_1 + C_2 w_2.$$

Получено, что прогиб в точках  $r_i$  есть дробно-рациональная функция вида  $w(r_i) = \frac{a_0^i g_1 g_2 + a_1^i g_1 + a_2^i g_2 + a_3^i}{a_0 g_1 g_2 + a_1 g_1 + a_2 g_2 + 1}$ , где  $a_0, a_1, a_2, a_0^i, a_1^i, a_2^i, a_3^i$  – известные числовые коэффициенты. Построена система для нахождения  $g_1, g_2$

$$\begin{aligned}
b_0^1 g_1 g_2 + b_1^1 g_1 + b_2^1 g_2 + b_3^1 &= 0, \\
b_0^2 g_1 g_2 + b_1^2 g_1 + b_2^2 g_2 + b_3^2 &= 0.
\end{aligned} \tag{2}$$

Задача имеет неединственное решение, что разрешается требованием положительности искомым параметров. Реконструкция имеет погрешность, не более тысячных долей процента, причем при восстановлении  $g_2$  погрешность на порядок выше, чем при восстановлении  $g_1$ .

Также можно поставить задачу об определении параметров  $g_1, g_2$  и нагрузки  $q$ , моделирующей ВГД. Тогда по известному прогибу в трех точках  $w(r_k)q = \lambda_k, k = 1, 2, 3$  можно получить систему трех уравнений, которая приводится к системе вида (2). При решении такой задачи погрешность восстановления  $g_1, q$  в пределах тысячных долей процента,  $g_2$  – около 6%.

Описанная модель позволяет сформулировать задачу об оценке ошибки при определении давления, которую влечет за собой неучет упругости заделки, то есть если РП считается жестко заземленной ( $g_1, g_2 \rightarrow \infty$ ). Для моделирования такой ситуации сначала заделка считается упругой, фиксируются значения  $g_1, g_2, q$ , находится прогиб  $w(r)$ . Далее заделка полагалась жесткой и по найденному  $w(r)$  восстанавливалось значение  $q_*$ . Сравнение изначально заданного  $q$  и восстановленного  $q_*$  и позволяет оценить степень влияния коэффициентов  $g_1, g_2$  на определение давления. Неучёт влияния упругости при небольших значениях параметров  $g_1, g_2$  приводит к значительной погрешности при реконструкции давления.

*Автор выражает благодарность научному руководителю – профессору Ватульяну А.О.*

# ИЗМЕНЕНИЕ НАПРЯЖЁННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОРНЕОСКЛЕРАЛЬНОЙ ОБОЛОЧКИ ГЛАЗА ПОСЛЕ ВВЕДЕНИЯ ИНТРАСКЛЕРАЛЬНЫХ ИНЪЕКЦИЙ

**Франус Д.В.**

*Санкт-Петербургский государственный университет, Россия*

*E-mail: franus@mavis.ru*

**Аннотация:** В программном пакете ANSYS моделируется изменение напряжённно-деформированного состояния многослойной корнеосклеральной оболочки глаза человека после введения интрасклеральной инъекции. Рассматриваются эллипсоидальные оболочки, соответствующие эметропии, миопии, и гиперметропии глаза. Проводится сравнение изменения напряжённно-деформированного состояния в различных случаях. Корнеосклеральная оболочка моделируется трансверсально-изотропными многослойной роговичной и однослойной склеральной оболочками с переменными толщинами, в которых все слои имеют различные биомеханические свойства.

**Ключевые слова:** интрасклеральная инъекция, корнеосклеральная оболочка, внутриглазное давление (ВГД).

**Keywords:** intrascleral injection, corneoscleral shell, intraocular pressure (IOP).

Последнее время все чаще интрасклеральные инъекции используются при лечении глазных заболеваний [1]. Можно отметить, что инъекции чаще всего вводятся пациентам, имеющим аномалии рефракции. Введение одинакового объёма инъекций в различные по объёму глаза вызывает различное увеличение ВГД, то есть при ведении инъекции в глаз с укороченной переднезадней осью увеличение ВГД выше, а при удлинённой – ниже.

В данной работе проводится конечно-элементное моделирование многослойной корнеосклеральной оболочки глаза в математическом программном пакете ANSYS, исследуется влияние повышения внутриглазного давления вследствие введения интрасклеральной инъекции объёмом 0,05 мл на напряжённно-деформированное состояние оболочки. В работе рассматривается три варианта корнеосклеральной оболочки соответствующие трём вариантам рефракции – эметропическая, миопическая, и гиперметропическая. Оболочка в случае эметропии моделируется двумя сферическими сегментами (роговица и склера), а в случаях миопии и гиперметропии двумя сферическими (роговица и часть склеры от роговицы до экваториальной зоны) и одним эллипсоидальным сегментом (вторая часть склеры от экваториальной зоны до зрительного нерва) [2].



После построения ряда конечно-элементных моделей и проведения серии расчётов с последующей аппроксимацией полученных данных для всех трёх случаев рефракции можно получить соотношения изменения внутреннего объёма от увеличения давления в диапазоне от 0 до 10 000 Па на внутреннюю поверхность корнеосклеральной оболочки:

$$\Delta V_{28} = 1,92P - 0,13; \Delta V_{27} = 1,86P + 0,09; \Delta V_{26} = 1,78P - 0,12;$$

$$\Delta V_{25} = 1,72P + 0,13; \Delta V_{24} = 1,65P + 0,13; \Delta V_{23} = 1,57P - 0,1;$$

$$\Delta V_{22} = 1,5P - 0,10; \Delta V_{21} = 1,43P - 0,2; \Delta V_{20} = 1,35P - 0,6;$$

$$\Delta V_{19} = 1,28P - 0,24.$$

где  $P$  – величина изменения внутриглазного давления (от 0 до 75 мм рт.ст.),  $\Delta V$  – величина изменения внутреннего объёма (в мм<sup>3</sup>), а нижний индекс соответствует длине передне-задней оси в диапазоне от 19 до 28 мм.

Из полученных данных видно, что изменение объёма происходит по линейной зависимости от значения длины передне-задней оси. Изменение внутриглазного давления на одинаковую величину требует различного изменения внутреннего объёма, причём, чем больше длина передне-задней оси оболочки, тем больше необходимо увеличить внутренний объём. И соответственно, наоборот: при изменении объёма оболочки на одинаковую величину давление будет выше в более короткой оболочке. Данный факт соответствует клиническим наблюдениям [3].

Для практического применения также интересно определить изменение внутриглазного давления при введении дополнительного объёма жидкости в зависимости от длины передне-задней оси глаза для различных «стандартных» по объёму инъекций – это 0.02 мл, 0.05 мл, и 0.1 мл.

Аппроксимируя представленные результаты, можно получить следующие соотношения изменения внутриглазного давления при введении дополнительного объёма жидкости:

$$\Delta P_{0,02} = 0.04l^2 - 2.33l + 46.91$$

$$\Delta P_{0,05} = 0.08l^2 - 5.19l + 109.26$$

$$\Delta P_{0,1} = 0.15l^2 - 9.97l + 213.18$$

где  $l$  – длина передне-задней оси глаза в диапазоне от 19 до 28 мм.

В итоге можно сформулировать вывод о том, что при введении дополнительного объема жидкости в корнеосклеральную оболочку в случае миопии внутреннее давление увеличится на меньшую величину, чем в случае нормальной оболочки, и, наоборот, в случае гиперметропии увеличится на большую величину, чем при эметропии; данный результат логичен и ожидаем в виду различного начального объема оболочек.

**Литература:**

1. Avery R.L., Bakri S.J., Blumenkranz M.S., Brucker A.J., Cunningham E.T., D'amico D.J., Dugel P.U., Flynn H.W., Freund K.B., Haller J.A., Jumper J.M., Liebmann J.M., McCannel C.A., Mieler W.F., Ta C.N., Williams G.A. Intravitreal injection technique and monitoring // The Journal of retinal and vitreous diseases. 2014. Volume 34. Number 12. pp 1-18.
2. Вит В.В. Строение зрительной системы человека // Одесса. Астропринт. 2003 С.664
3. Kotliar K. E, Maier M., Bauer S. M., Feucht N., Lohmann C., Lanzl I. Effect of intravitreal injections and volume changes on intraocular pressure: clinical results and biomechanical model // Acta Ophthalmologica Scandinavica. 2007, No. 85(7). P. 777-781.

# МОЛЕКУЛЯРНАЯ И КЛЕТОЧНАЯ БИОМЕХАНИКА

## REORIENTATION ALIGNMENT OF LIQUID CRYSTAL AND FORMATION OF NANOCOMPOSITE LANGMUIR-BLODGETT FILMS AT THE AIR-WATER INTERFACE

Al-Alwani Ammar J.K.<sup>1,2</sup>, Chumakov A.S.<sup>1</sup>, Gorbachev I.A.<sup>1</sup>, Glukhovskoy E.G.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Saratov State University, Russian Federation

<sup>2</sup>Babylon University, Babylon – Hilla, Iraq

E-mail: Ammarhamlet2013@yahoo.com

**Abstract:** New stable states of liquid crystal 4-octyl-4'-cyanobiphenyl (8cb) could be induced by applied electric field. With electric field can change the orientation of liquid crystal, the alignment is achieved by langmuir-blodgett monolayers. The dispersion of quantum dots in liquid crystal solution lead to change the surface structure and changing the surface pressure of liquid crystal at air-water interface, and this help us to control the formation multilayers of liquid crystal by langmuir blodgett technique.

**Keywords:** liquid crystal, quantum dots, langmuir-blodgett.

Liquid crystal has a wide interesting application in electro-optical devices and liquid crystal displays (LCDs) [1]. Some studies focus on the interfacial structure of liquid crystal and nanocomposite materials with nanoparticles due to the structure has interesting in photovoltaic and model biological applications [2]. In this paper studying the interfacial properties liquid crystal 8CB at interface at air-water with different conditions to help as for understanding basic phenomena. This study carried out by Langmuir-Blodgett technique (LB). The alignment of liquid crystal depends on its boundary surface. By applying different effects on liquid crystal can induce alignment. The electric filed can change the arrangement of liquid crystal molecule [3].

The 8CB solution was prepared in chloroform with concentration about  $10^{-3}$  M. We used separated CdSe/CdS/ZnS Quantum Dots (QDs) solution from Oleic acid which already prepared by ultra-filtration membrane with concentration about  $10^{-6}$  M. The surface pressure measurements and LB monolayer formation were carried out by using a commercially available Langmuir trough (KSV NIMA 2000). The solution in each case was spread drop by drop on surface of deionized water to form the Langmuir monolayer and was left 6 min for chloroform evaporation. All the experiments were performed at room

temperature 25 °C. The experiments were done with volume 40 $\mu$ l for 8CB, QDs and QDs:8CB mixtures with different ratio (1:4), (1:2), (1:1) respectively and were sonicated for 10 min. The barriers were moving with the rate of 5 mm/min at the monolayer compression. For the transfer of LB monolayers on the solid substrate they were compressed by barriers up to position equal 145 mm. Fig. 1 shows the changing of LB isotherm for different ratio of QDs:8CB, and the figure has shown that 8CB monolayer at air-water interface exhibits a transition from the monolayer phase to the trilayer phase. The collapse pressures of 8CB and QDs/8CB with different ratio (1:4), (1:2), (1:1) are 5.1, 6.1, 7.2 and 8.5 mN/m respectively.

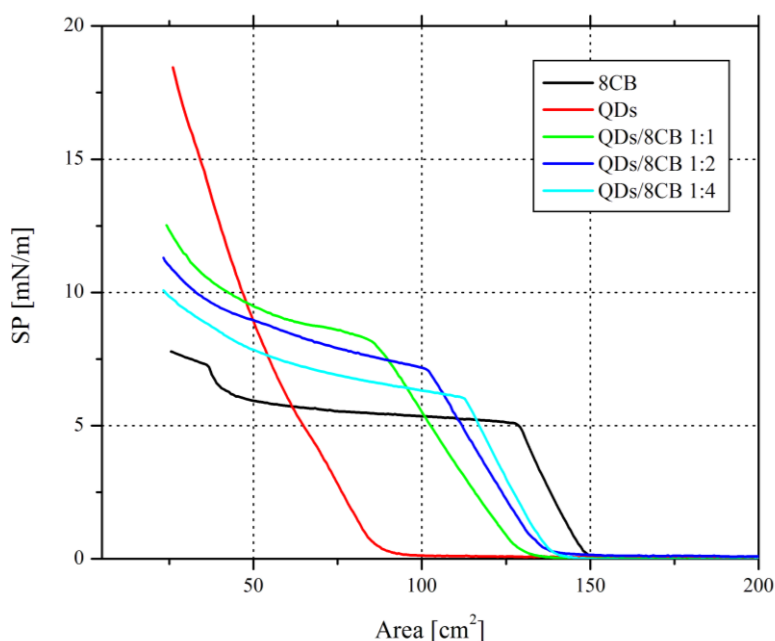


Figure 1 – Surface pressure – area isotherms obtained for 8CB, QD, QDs:8CB with different ratio (1:4), (1:2), (1:1).

Figure 2 shows the isotherm for LC at air water interface under the effect electric field, there is a little change in in isotherm due to changing in the orientation of liquid and this can change the optical properties such polarization on light and this useful in optoelectronic application such LCDs.

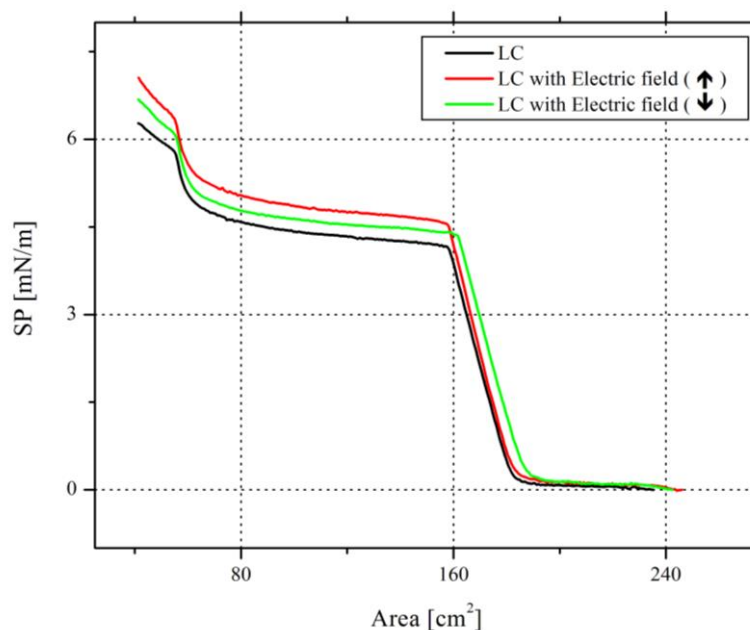


Figure 2 – Surface pressure - area isotherms of liquid crystal 8CB with applying electric field.

*The work is supported by grant № 14-12-00275 of Russian Science Foundation and Saratov State University.*

**References:**

1. Kelly S. M. Liquid crystals for electro-optic applications // Handbook of advanced electronic and photonic materials and devices, Edited by H.S. Nalwa, 2000.
2. Martínez-Miranda L.J., Traister Kaitlin M. Liquid crystal-zno nanoparticle photovoltaics: role of nanoparticles in ordering the liquid crystal // Applied Physics Letters 97(22):3301-223301 November 2010 DOI: 10.1063/1.3511736.
3. Bahr Ch., Heppke G. Influence of electric field on a first-order smectic-a–ferroelectric-smectic-c liquid-crystal phase transition: a field-induced critical point // Phys. Rev. A 41, 4335 – published 1 April, 1990.

# СИНТЕЗ НАНОЧАСТИЦ МЕДИ В МИЦЕЛЛАХ ПОВЕРХНОСТНО-АКТИВНОГО ВЕЩЕСТВА

**Беглецова Н.Н., Шинкаренко О.А., Селифонова Е.И., Цветкова О.Ю.,  
Захаревич А.М., Терин Д.В., Чернова Р.К., Глуховской Е.Г.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: nadya-beg98@yandex.ru*

**Аннотация:** Был проведен синтез наночастиц меди методом химического восстановления с использованием в качестве восстановителя гидразин гидрата (ГГ). Полученные наночастицы меди стабилизировали катионногенным поверхностно-активным веществом (ПАВ) цетилтриметиламмония бромидом (ЦТАБ).

**Ключевые слова:** наночастицы меди, гидразин гидрат, цетилтриметиламмония бромид, поверхностно-активное вещество.

**Keywords:** copper nanoparticles, hydrazine hydrate, hexadecyltrimethylammonium bromide, surfactant.

## **Введение**

Существуют различные методы синтеза наночастиц меди, такие как восстановление соли металла [1], термическое разложение [2], лазерная абляция [3] и др. При этом получение наночастиц меди затруднено возможностью окисления их поверхности, что можно предотвратить, используя в качестве защитной наружной оболочки подходящее поверхностно-активное вещество (ПАВ).

## **Результаты и обсуждения**

Для получения наночастиц металлов используют мицеллярные растворы ПАВ, мицеллы в которых можно рассматривать как нанореакторы, позволяющие регулировать размер и форму наночастиц. При концентрациях близких к ККМ мицеллы представляют собой сферические образования (рис. 1(а) и (б)), в которых полярные группы обращены в сторону водной среды, а гидрофобные радикалы находятся внутри, образуя неполярное ядро. Такие мицеллы ионных ПАВ электрически заряжены вследствие диссоциации полярных групп и имеют до 80 % противоионов, связанных с поверхностью мицеллы, и составляют с ней единое целое с кинетической точки зрения.

Оценивая механизм стабилизации наночастиц меди в мицеллах ЦТАБ следует учитывать, что аммиакаты меди и ГГ хорошо растворимы в воде. Можно полагать, что процесс восстановления ионов меди до наночастиц в мицеллярном нанореакторе ЦТАБ возможен при наличии в гидрофобном ядре мицеллы микрофаз воды с растворенными в них аммиаком меди и ГГ. В этом случае наночастицы меди образуются гидрофобное ядро мицеллы, ограниченное по объему микрофазами воды и

защищенное от окисления кислородом внешними (поверхностность) и внутренними (ядро) слоями мицеллы. В сферической гидрофобной части мицеллы ЦТАБ находятся конгломераты наночастиц меди с размерами от 100-210 нм (рис.1(б)).

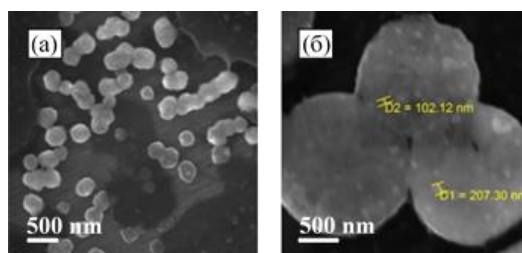
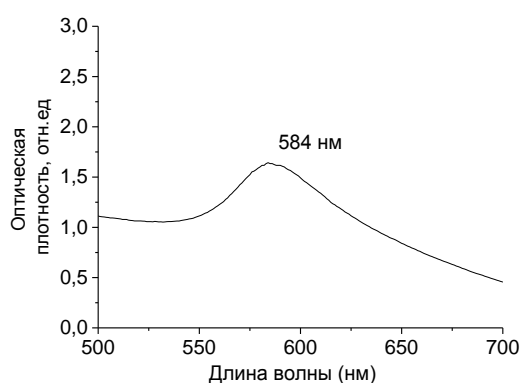


Рисунок 1 – (а) и (б) СЭМ изображения наночастиц меди в мицеллах ЦТАБ.

Присутствие наночастиц меди в растворе подтверждено наличием характерного максимума при 584 нм на спектре поглощения продукта синтеза (рис.2).



Рисинок 2 – УФ-спектр поглощения раствора с наночастицами меди.

### Заклучение

Проведенная методика показала возможность получения наночастиц меди защищенных от окисления кислородом внешней оболочкой ПАВа. Данный метод является экономически выгодным, простым и протекает при обычных условиях без использования дорогостоящего оборудования, поэтому он может широко применяться при синтезе наночастиц меди.

*Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №14-12-00275) и Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского.*

### Литература:

1. Авчинникова Е.А., Воробьева С.А. Синтез и свойства наночастиц меди, стабилизированных полиэтиленгликолем // Вестн. Белорусского государственного университета. – 2013. – Сер. 2, №3. – С. 12–16.
2. Казанцев И.В., Ильясов С.Г., Зайковский В.И. Синтез наноразмерного оксида меди // Ползуновский вестник. – 2010. № 4-1. – С. 20–23.
3. Fan G.; Ren S.; Qu S.; Wang Q.; Gao R. Stability and nonlinear optical properties of Cu nanoparticles prepared by femtosecond laser ablation of Cu target in alcohol and water // Optics Communications. – 2014. – P. 1–8.

# EFFECT OF VACANCIES ON EDGE STATES IN GRAPHENE

Glebov A.A.<sup>1,2</sup>, Katkov V.L.<sup>2</sup>, Osipov V.A.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Moscow Institute of Physics and Technology, Russia

<sup>2</sup>Joint Institute for Nuclear Research, Russia

E-mail: glebov.atth@gmail.com

**Abstract:** The effect of vacancies on the stability of edge electronic states in zigzag-type graphene layer is studied at different concentrations and distributions of defects. All calculations were performed by using the Green's function method and the tight-binding approximation. It is found that the arrangement of defects plays a crucial role in the destruction of the edge states.

**Key words:** edge states, graphene, vacancies, Green's function method.

The localized edge electronic states were observed in graphene ribbons with the zigzag type termination. Edge states are characterized by high density of the electronic states at the Fermi level and play an important role in the manifestation of the magnetic properties of nanoscale graphene pieces as well as in specific tunneling current in graphene-based tunnel junctions [1,2]. Generally, structural defects appear during the synthesis of graphene. They affect the electronic properties of graphene, including the edge state. The aim of this work is to study the influence of both the concentration and distribution of vacancy defects on the stability of edge states in graphene ribbons of zigzag type (Fig. 1).

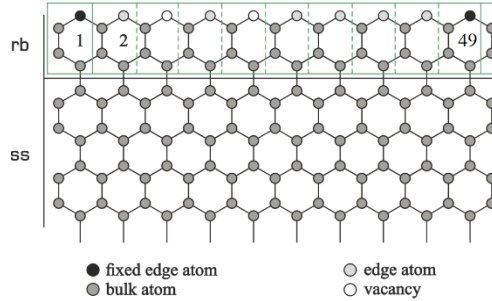


Figure 1 – Graphene lattice is divided into two blocks. The pictured cells are numbered from 1 to 49.

Graphene lattice can be divided into two parts: a semi-infinite sheet (*ss*) and a ribbon (*rb*) containing the vacancies. The first and the last edge atoms are suggested to be fixed to avoid geometric deformation through the replacement of regular atoms by vacancies. Any other edge position contains either a regular atom or a vacancy. Our calculations are performed using the tight binding approximation and the Green's functions method. This structure is described by the Hamiltonian consisting of two parts. Vacancy defects are modeled by changing the value in the diagonal cell of the matrix  $H$  for *rb* the corresponding edge atom from zero to infinity. Based on these data we calculate the density of states by formula  $\text{DOS}(\varepsilon) = (-1/\pi)\text{Im} \sum_n (G_{n,n})/L$ , where  $G$  is an element of the Green's function for



the ribbon,  $L$  is the number of edge atoms and  $\varepsilon$  is the energy. The Green's function for the ribbon is calculated by the formula  $G(\varepsilon) = [(\varepsilon + i0^+)\mathbf{1} - H_{rb} - Tg_{ss}T^\dagger]^{-1}$ , where  $T$  is the interaction matrix between the  $ss$  and  $rb$ ,  $g$  is an element of the Green's function for the sheet,  $\mathbf{1}$  is the identity matrix. The energy is normalized by the value of the interaction parameter  $t$ . We used iterative algorithm described in articles [3,4] to calculate the TDOS (only for edge atoms). Consider the case where the vacancy concentration is equal to 30, 50 and 70%. Defects are distributed via a random number generator. Each of atomic positions be paired with the atomic weight which calculated from a normal distribution. Two cases are shown: 1) the dispersion is about of 1/4 sheet - red line 2) the dispersion is about of 1/2 sheet - blue line. In the first case, the reduction of the peak near the Fermi level takes place and one can see the emergence of an additional subpeak, but the edge state remains unbroken. In the second case, the edge states disappear at 70 % concentration due to the high dispersion of defects along the ribbon (Fig. 2).

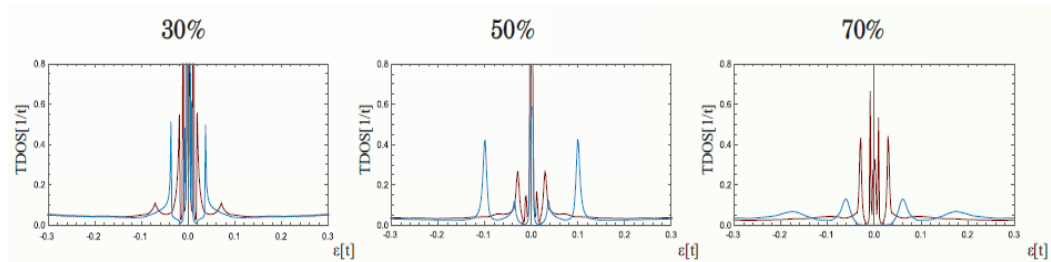


Figure 2 – TDOS at different vacancy concentration for a normal distribution with the two parameters of dispersion. The peak at the Fermi level decreases at high dispersion.

In this work, we have analyzed the influence of vacancy defects on the stability of edge state in graphene. We found that the stability of the edge states depends critically on the relative positions of defects. The influence of the defect concentration is significant only when vacancies displace more than 3/4 of edge atoms in the ribbon.

#### Reference:

1. Katkov V. L., Osipov V. A. Planar graphene tunnel field-effect transistor //Applied Physics Letters. – 2014. – T. 104. – No. 5. – C. 053102.
2. Huang B. et al. Suppression of spin polarization in graphene nanoribbons by edge defects and impurities //Physical Review B. – 2008. – T. 77. – No. 15. – C. 153411.
3. Sancho M. P. L., Sancho J. M. L., Rubio J. Quick iterative scheme for the calculation of transfer matrices: application to Mo (100) //Journal of Physics F: Metal Physics. – 1984. – T. 14. – No. 5. – C.1205.
4. Sancho M. P. L. et al. Highly convergent schemes for the calculation of bulk and surface Green functions //Journal of Physics F: Metal Physics. – 1985. – T. 15. – No. 4. – C. 851.

# МОДЕЛИРОВАНИЕ ГИБРИДНЫХ СИСТЕМ УГЛЕРОДНЫЕ НАНОСТРУКТУРЫ-ФОСФОЛИПИДЫ

**Глухова О.Е., Шмыгин Д.С., Савостьянов Г.В.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: shmygin.dmitriy@gmail.com*

**Аннотация:** В целях проведения молекулярно-динамического моделирования структур, состоящих из углеродных наноструктур и биологических молекул была разработана методика расчёта, позволяющая комбинировать различные полноатомные потенциалы. С использованием данной методики было проведено моделирование гибридной структуры, состоящей из графеновых слоев и молекул фосфолипидов между ними, включая индентирование структуры закрытой углеродной нанотрубкой.

**Ключевые слова:** молекулярная динамика, гибридные методы, фосфолипиды, графен, углеродные нанотрубки.

**Keywords:** molecular dynamic, hybrid methods, phospholipids, graphene, carbon nanotubes.

В настоящее время является актуальным исследование взаимодействия биологических молекул и углеродных наноструктур, что обусловливается возможностью применения последних в области биотехнологий [1]. В целях транспортировки лекарств в разные части организма и их проникновения внутрь клеток изучается поведение клеточных мембран, представляющих собой фосфолипидный бислой, и их взаимодействие с различными структурами, в том числе и углеродными [2, 3].

Для описания системы, состоящей из фосфолипидов и углеродных структур, можно воспользоваться различными методами и подходами. Так, к примеру, потенциал AMBER [4] может описать взаимодействие между атомами такой гибридной системы, но, во-первых, параметры, используемые в данном методе для описания взаимодействия между атомами углеродных нанотрубок и графеновых листов, не позволяют удовлетворительно моделировать механические свойства углеродных наноструктур, а во-вторых — сам вид потенциала не позволяет моделировать ситуации, в которых должны произойти образования или разрывы химических связей. В свою очередь, потенциал Бреннера [5, 6] позволяет моделировать углеродные наноструктуры с необходимой достоверностью, включая и ситуации с разрывом и образованием химических связей в этих системах, но имеет другое ограничение - в

известных реализациях метода возможно рассчитывать системы, состоящие не более чем из трех типов атомов – углерода, водорода и кислорода.

Возможным решением данной проблемы может являться комбинация различных методов. Для этого была реализована гибридная методика расчёта, позволяющая комбинировать различные полноатомные потенциалы и объединяющая их при помощи дополнительного потенциала, используемого для расчёта несвязанных химически атомов – например, потенциал Леннарда-Джонса.

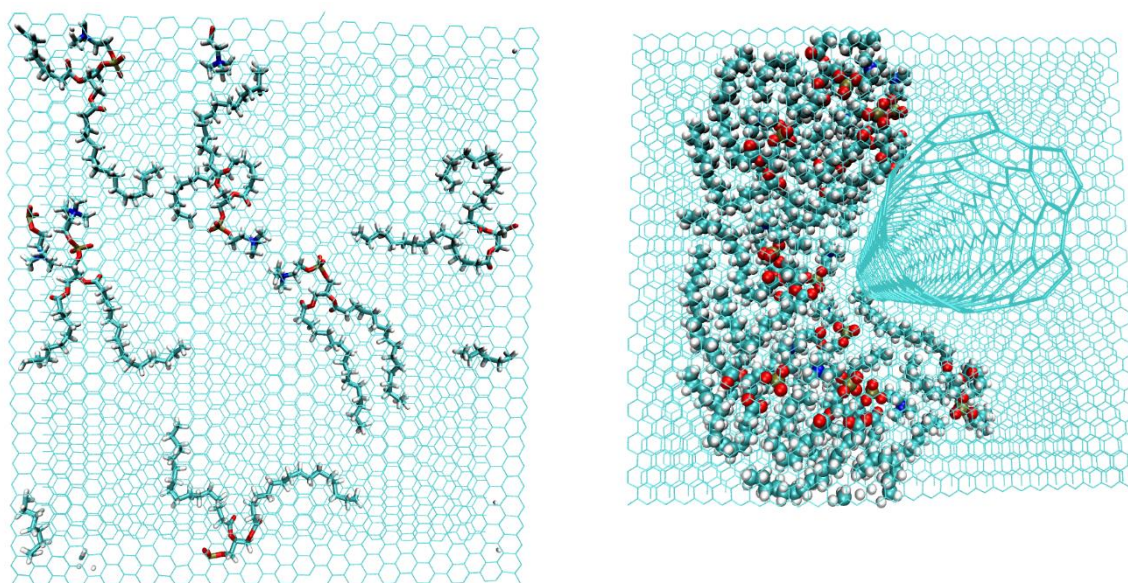


Рисунок 1 – Примеры композитных систем, состоящих из углеродных наноструктур и биологических молекул.

*Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ-офи\_м №15-29-01025.*

#### **Литература:**

1. Ren J., Shen S., and etc. The Targeted Delivery of Anticancer Drugs to Brain Glioma by Pegylated Oxidized Multi-Walled Carbon Nanotubes Modified with Angiopep-2 // *Biomaterials*. **2012**. V. 33. P. 3324–3333.
2. Lelimosin M., Sansom M.S. Membrane Perturbation by Carbon Nanotube Insertion: Pathways to Internalization // *Small*. **2013**. V. 9. P. 3639–3646.
3. Wallace E.J., Sansom M.S. Blocking of Carbon Nanotube Based Nanoinjectors by Lipids // *Nano Lett*. **2008**. V. 8. P. 2751-2756.
4. Dickson, C.J., and etc. GAFFlipid: a General Amber Force Field for the accurate molecular dynamics simulation of phospholipid. // *Soft Matter*. 2012. V. 8. P. 9617-9627.
5. Brenner D. W. Empirical potential for hydrocarbons for use in simulating the chemical vapor deposition of diamond films // *Phys. Rev. B*. 1990. V. 42. No. 15. P. 9458-9471.
6. Stuart J. S., Tutein A. B., Harrison J. A., A reactive potential for hydrocarbons with intermolecular interactions // *Journal of Chem. Phys.* 2000. V. 112. No. 14. P. 6472-6486.

# ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЗМА ПРОНИКНОВЕНИЯ ЛИПОПРОТЕИНА НИЗКОЙ ПЛОТНОСТИ В ИНТИМУ СОСУДОВ

Зыктин А.А.<sup>1</sup>, Глухова О.Е.<sup>1</sup>, Маслякова Г.Н.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

<sup>2</sup>*Саратовский государственный медицинский университет им. В. И. Разумовского, Россия  
E-mail: zyklin.a.a@gmail.com*

**Аннотация:** В работе исследуется механизм проникновения липопротеина низкой плотности в интиму сосудов по средствам численного моделирования в рамках крупнозернистой молекулярно-механической модели в рамках потенциала MRTINI. По результатам исследования была построена молекулярная крупнозернистая модель липопротеина низкой плотности, а так же модель фрагмента межклеточной щели.

**Ключевые слова:** атеросклероз, ЛПНП, молекулярное моделирование, крупнозернистая модель, межклеточная щель.

**Keywords:** atherosclerosis, LDL, molecular modeling, coars-grained, coarse-grained model, intercellular gap.

В настоящее время в медицине остро стоит вопрос о заболеваниях сердечно-сосудистой системы, вызванных, прежде всего, атеросклеротическими изменениями стенки сосудов. Основным элементом атеросклеротического поражения является атеросклеротическая бляшка, которая, выступая в просвет сосуда, вызывает его сужение и затрудняет нормальный кровоток. Бляшка состоит из внутри- и внеклеточных липидов, фибрина, гладкомышечных клеток, соединительной ткани, промежуточного вещества и кальция [1]. Главенствующую роль в развитии атеросклероза приписывают инфильтрации различных видов липопротеинов в интиму артерии [2].

На практике очень сложно детально и наглядно проанализировать процесс инфильтрации липопротеинов в стенку артерии в виду наноразмеров исследуемых объектов, однако, оценка протекающих процессов играет чрезвычайно важную роль в разработке механизмов предупреждения и лечения атеросклероза. Решить указанную проблему можно с помощью методов компьютерного моделирования. Существуют работы по моделированию данного процесса с точки зрения динамики сплошных сред [3]. В данной работе *in silico* исследуется динамика проникновения липопротеина низкой плотности (ЛПНП) через межклеточную щель с использованием методов и подходов молекулярного моделирования, которые позволят более точно учесть свойства исследуемых структур, а так же исследовать динамику процесса на наномасштабе. Моделирование проводилось в программном пакете GROMACS с

использованием хорошо апробированного силового поля для крупнозернистого моделирования MARTINI [4-7].

На первом этапе моделирования необходимо было осуществить сборку ЛПНП. Количественный и химический составы, а так же строение составных компонентов биомакромолекулы были взяты из работы [8]. Для ускорения процесса моделирования было решено частично отказаться от самосборки липопротейна в пользу поэтапной сборки:

1. Сборка холестерольного ядра из молекул глицерил триолеата [9], холестерина [10] и холестерилолеата [11] (TOG, CHOL и CHYO соответственно).
2. Формирования фосфолипидной оболочки липопротейна из молекул фосфатидилхолина [12] и лизофосфатидилхолина [13] (POPC и LPC соответственно).
3. Присоединение аполипипротейна апоВ-100 [14].

Общее время моделирования составило 24 нс, шаг интегрирования 40 фс. Уравнения движения решались при помощи алгоритма Верле. Таким образом, была получена крупнозернистая молекулярная модель ЛПНП, представленная на рисунке 1. Из рисунка видно, что без учёта молекулы апоВ-100 полученная структурная конфигурация близка к вытянутому сфероиду, что так же подтверждает валидность построенной модели.

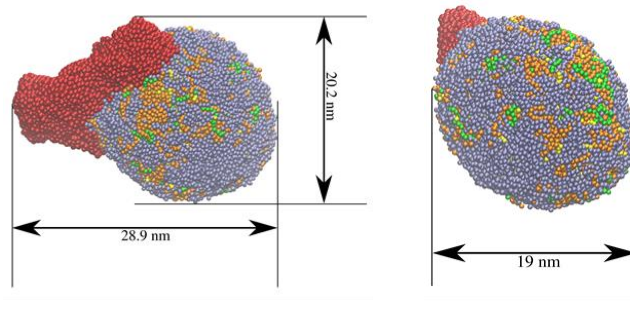


Рисунок 1 – Полученная крупнозернистая модель ЛПНП. Цветами выделены типы молекул: зелёный – глицерил триолеат, оранжевым – холестерилолеата, жёлтым – холестерина, голубым – фосфатидилхолина и лизофосфатидилхолин, красным – молекула апоВ-100. а) геометрические размеры модели по осям  $Ox$  и  $Oy$ . б) геометрические размеры модели по оси  $Oz$ .

Следующим этапом исследования является построение модели межклеточной эндотелиальной щели. На рисунке 2 представлен фрагмент клеточной стенки, который в дальнейшем будет оптимизирован. На основе двух таких фрагментов будет построена межклеточная щель (рис. 3).

Таким образом, в ходе выполнения работы была совершена подготовка к осуществлению компьютерного моделирования динамики поведения ЛПНП с целью выявления механизма его инфильтрации в интиму сосуда через межклеточную щель эндотелия. Подготовлены модели составных элементов крупнозернистой модели.

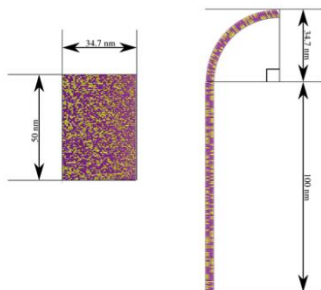


Рисунок 2 – Фрагмент построенной клеточной стенки и её геометрические размеры: слева — вид сверху, справа — вид спереди.



Рисунок 3 – Модель межклеточной щели эндотелия сосуда.

*Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ (проект №15-29-01025 - офи\_м).*

#### Литература:

1. Аронов Д. М., Лупанова В. П. Некоторые аспекты патогенеза атеросклероза // Атеросклероз и дислипидемии, 2011, №1, С.48-56
2. Карпов Р. С., Дудко В. А. Атеросклероз: патогенез, клиника, функциональная диагностика, лечение. - Томск :СТТ, 1998, С.31-35
3. Yang N., Vafai K. Modeling of low-density lipoprotein (LDL) transport in the artery -effects of hypertension // International journal of heat and mass transfer, 2006, V.49, P. 850-867.
4. van der Spoel D., Lindahl E., at all. GROMACS: Fast, Flexible and Free // Journal of Computational Chemistry, 2005, V.26, N.16, P.1701-1718.
5. Banum S., Hoopes M. Coarse-grained modeling of lipids // Chemistry and Physics of Lipids, 2009, №159, P.59-66.
6. Takada S. Coarse-grained molecular simulations of large biomolecules // Current Opinion in Structural Biology, 2012, №22, P.130-137.
7. Marrink S., Risselada H. at all. The MARTINI Force Field: Coarse Grained Model for Biomolecular Simulations // The Journal of Physical Chemistry B, 2007, V.111., N.27, P.7812-7824.
8. Нувönen М. Т., Marrink S., Low density lipoprotein: Structure, dynamics, and interaction of apoB-100 with lipids // Soft Matter, 2011, N.7, P.8135-8141.
9. <http://md.chem.rug.nl/index.php/force-field-parameters/lipids2/351-lipid.html?dir=Glycerols&lipid=TOG>. Martini Coarse Grain Force Field for Biomolecular Simulations. Обращение к ресурсу 20.04.2016.
10. <http://md.chem.rug.nl/index.php/force-field-parameters/lipids2/351-lipid.html?dir=Sterols&lipid=CHOL>. Martini Coarse Grain Force Field for Biomolecular Simulations. Обращение к ресурсу 20.04.2016.
11. <http://md.chem.rug.nl/index.php/force-field-parameters/lipids2/351-lipid.html?dir=Sterols&lipid=CHYO>. Martini Coarse Grain Force Field for Biomolecular Simulations. Обращение к ресурсу 20.04.2016.
12. <http://md.chem.rug.nl/index.php/force-field-parameters/lipids2/351-lipid.html?dir=PC&lipid=POPC>. Martini Coarse Grain Force Field for Biomolecular Simulations. Обращение к ресурсу 20.04.2016.
13. <http://md.chem.rug.nl/index.php/force-field-parameters/lipids2/351-lipid.html?dir=LPC&lipid=LPC>. Martini Coarse Grain Force Field for Biomolecular Simulations. Обращение к ресурсу 20.04.2016.
14. Глухова О.Е., Колесникова А.С., Савостьянов Г.В., Слепченков М.М. ПО «KVAZAR» - платформа для прогностического моделирования в области нано- и биомедицинских технологий - Саратов: Изд-во «Саратовский источник», 2015. 247 с.

## ПРОИСХОЖДЕНИЕ ЖИЗНИ И ГЕОЛОГО-ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ УСЛОВИЯ НА ЗЕМЛЕ В КАТАРХЕЙСКИЙ ЭОН

**Клецов А.А., Панкратов А.Н., Видяшева И.В., Абалымов А., Глуховской Е.Г.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: kletsov@gmail.com*

**Аннотация:** Проводится анализ палеогеологических данных, имеющихся о катархейском эоне и делается вывод по совместимости условий на древней Земле с появлением первой жизни. Покрытость поверхности древней Земли слоем пористого материала – реголита – позволяет сделать вывод о наличии “форм” для сборки первых биологических молекул. Наличие жидкой воды 4,4 млрд. лет назад делает вероятным реализацию гипотезы “высыхающей” лагуны Миллера.

**Ключевые слова:** происхождение жизни, катархейский эон, физико-химические условия на древней Земле.

**Keywords:** Origin of life, hadean eon, physical and chemical conditions on the ancient Earth.

Вопрос появления первой жизни до сих пор остается открытым. Это не в последнюю очередь связано с недостаточным знанием геологических и физико-химических условий на древней Земле. Недавно палеобиологи сдвинули момент появления первой жизни (прокариот) в катархейский эон (4,6 – 4,0 млрд лет назад), а конкретнее, к моменту около 4,0 млрд лет назад.

Для появления живых организмов необходима генетическая информация, основа которой – азотистые основания (буквы генетического алфавита). Ферус и др. [1] предложили сценарий предбиологического появления азотистых оснований РНК, базирующийся на гипотезе “высыхающей” лагуны Миллера [2], Согласно данному сценарию, в лагуне древнего океана вследствие испарения воды повысилась концентрация мочевины (или формамида), которая под воздействием различных неорганических катализаторов и упавшего метеорита превратилась в азотистые основания РНК [3].

Мы проводим анализ имеющихся (неоднозначных) данных палеогеологов по геологическим и физико-химическим условиям на Земле в катархейский эон и делаем выводы по их совместимости с появлением первой жизни на Земле в этот период. Согласно гипотезе российских ученых Сорохтина и Ушакова, в катархейский эон Земля была холодным космическим телом. Поверхность Земли была покрыта слоем реголита – пористого материала ортосиликатного состава, возможно послужившего

“формой” для сборки первых биологических молекул. Наличие жидкой воды 4,3 – 4,1 млрд. лет назад (что следует из анализа минералов, сохранившихся внутри цирконовых кристаллов) делает вероятным реализацию гипотезы “высыхающей” лагуны Миллера.

*Работа выполнена при поддержке гранта РФФ № 14-12-00275.*

**Литература:**

1. Fergus M., Nesvorný D., Šponer J., Kubelík P., Michalčhiková R., Shestivská V., Šponer J.E., Civiš S. High-energy chemistry of formamide: A unified mechanism of nucleobase formation // Proc. Natl Acad. Sci. U.S.A., 2015, Vol. 112, № 3. с. 657-662.
2. Robertson M.P., Miller S.L. An efficient prebiotic synthesis of cytosine and uracil // Nature. 1995. Vol. 375, № 6534. с. 772-774.
3. Клецов А.А., Панкратов А.Н., Овсянников Д.С., Видяшева И.В., Глуховской Е.Г. От простой органической молекулы к буквам генетического кода: квантово-химическое моделирование реакций предбиологического синтеза нуклеотидных оснований РНК в условиях древней Земли // Современная химическая физика: XXVII Симпозиум. Туапсе, 20 сентября - 1 октября, 2015: Сборник тезисов. М. 2015.



# СПОСОБ УПРАВЛЕНИЯ ПРОВОДЯЩИМИ СВОЙСТВАМИ КВАНТОВОЙ ТОЧКИ ZnS

**Колесникова А.С., Глуховской Е.Г.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: Kolesnikova.88@mail.ru*

**Аннотация:** Представлено исследование проводящих и эмиссионных свойств квантовой точки ZnS за счет присоединения к ней электродов из атомов хрома. Установлено, что эмиссионных характеристики молекулы не меняются после присоединения атомов хрома, но меняется перераспределение электронов в квантовой точке.

**Ключевые слова:** квантовая точка, эмиссионные характеристики, энергетическая щель, потенциал ионизации.

**Keywords:** quantum dot, emission characteristics, energy gap, ionization potential.

Квантовые точки – полупроводниковые нанокристаллы, являющиеся перспективными объектами для биологических и медицинских применений благодаря своим уникальным оптическим, химическим и физическим свойствам. Известно, что одна квантовая точка может состоять из нескольких сотен атомов, поэтому квантовые точки занимают промежуточное место между твердыми телами и отдельными атомами.

Особый интерес вызывают полупроводниковые нанокристаллы (квантовые точки), в которых квантово-размерный эффект выражается в зависимости от электронных и оптических свойств линейных размеров квантовой точки. Например, полупроводник ZnS имеет непрерывную зону проводимости и валентную зоны [1,2]. Управлять проводящими и эмиссионными свойствами данной квантовой точки можно путем легирования, т.е. за счет добавления к ней, например, атомов золота или хрома.

В связи с этим целью данной работы является поиск способа управления проводящими и эмиссионными свойствами данной квантовой точки ZnS за счет присоединения к ней электродов.

Объектом исследования является симметричная молекула ZnS (рис.1). Поиск равновесной конфигурации данной молекулы осуществлялся полуэмпирическим методом с базисом PM6 [3]. В качестве электродов были использованы атомы хрома, присоединенные с двух сторон к молекуле ZnS.

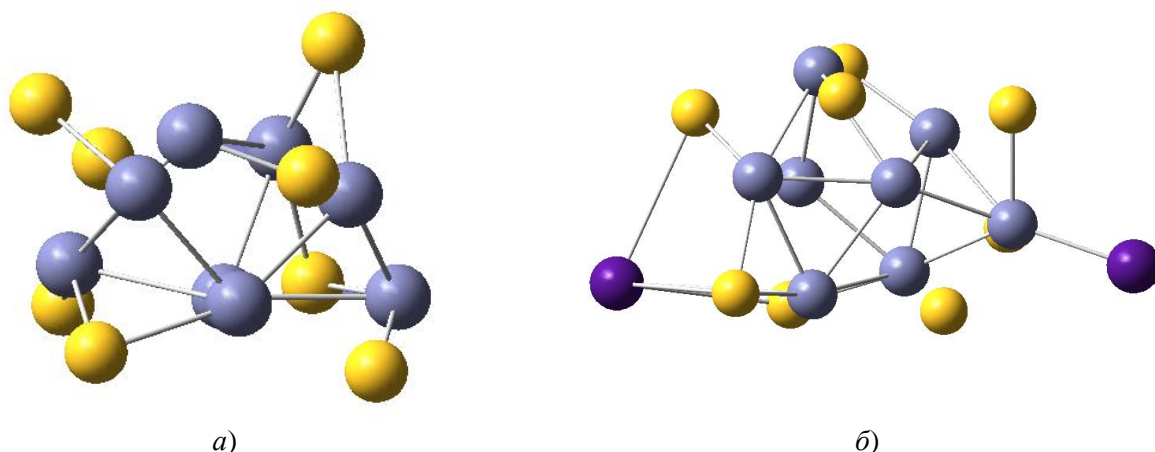


Рисунок 1 – Квантовая точка ZnS до (а) и после (б) присоединения атомов хрома.

В процессе исследования установлено, что значение потенциала ионизации и энергетической щели не меняется после присоединения к молекуле электродов. Однако, наблюдается уменьшение электронной плотности на квантовой точке ZnS при присоединении атомов хрома.

*Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №14-12-00275) и Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского.*

#### **Литературы:**

1. Морозова Н.К., Каретников И.А., Блинов В.В., Гавришук Е.М. Исследование центров люминесценции, обязанных присутствию меди и кислорода в ZnSe Физика и техника полупроводников, 2001; 35 (1): С. 25.
2. Мидерос Д.А., Галстян В.Г., Гавришук Е.М. Особенности спектров люминесценции кристаллов ZnS(O) и ZnS · Cu(O) с позиций теории непересекающихся зон// Физика и техника полупроводников, 2008, 42(9): С. 1039-1045.
3. Stewart, J. J. P. Optimization of parameters for semiempirical methods V: modification of NDDO approximations and application to 70 elements. J. Mol. Model. 2007, 13, P. 1173-1213.

# ЭФФЕКТ РАЗНЫХ МАСШТАБОВ ПРИ ОЦЕНКЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ НЕОДНОРОДНЫХ ОРГАНИЧЕСКИХ КОМПОЗИТОВ ПРИРОДНОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ МЕТОДОМ ИНДЕНТИРОВАНИЯ

**Коссович Е.Л., Эпштейн С.А., Шкуратник В.Л., Гаврилова Д.И.**  
*Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС», Россия*  
*E-mail: e.kossovich@misis.ru*

**Аннотация:** Проведена оценка влияния размеров инденторов и диапазона нагрузений при оценке локальных механических характеристик микрокомпонентов неоднородных органических материалов на примере композита естественного происхождения – каменного угля. Для этих целей было проведено сравнение измеренных величин модуля упругости и твердости микрокомпонента витринита, полученных методами микро- и наноиндентирования. Результаты позволили сделать вывод не только о различии указанных величин, но и о чувствительности методов к наличию неоднородностей внутри исследованного микрокомпонента.

**Ключевые слова:** уголь, витринит, модуль упругости, твердость, микроиндентирование, наноиндентирование.

**Key words:** coal, vitrinite, elastic modulus, hardness, microindentation, nanoindentation.

## Введение

Изучение механических свойств искусственных композитных материалов представляет интерес в том числе и для целей их использования в медицине [1]. В случае, когда неоднородности в таких материалах измеряются в микро- и наномасштабах, классические методы оценки механических характеристик оказываются неэффективными, так как размеры и распределение включений оказывает значительное влияние на свойства композита в целом [1]. Методы инструментального индентирования позволяют оценить локальные механические свойства включений. Это дает возможность оценить разницу между свойствами вмещающего вещества (матрикса) и включениями, охарактеризовать их взаимное влияние и наличие зон аномальных напряжений, которые могут являться причиной разрушения композита. Изучение локальных механических свойств высоконеоднородных композитов с включениями, размеры которых изменялись в микро- и нанодиапазоне, проводили на основе методов наноиндентирования на материалах естественного происхождения – углях [2,3]. Данная работа является продолжением цикла и заключается в оценке влияния размера инденторов и диапазона нагрузений на результаты измерения модулей упругости и твердости микрокомпонентов группы витринита.

**Цель исследования:** оценить масштабный эффект при оценке локальных механических свойств микрокомпонентов витринита углей, получаемых методами микро- и наноиндентирования.

### Материал и методы исследования

В качестве объекта исследования был выбран каменный уголь средней стадии метаморфизма (показатель отражения витринита 0.65%). В качестве образца был изготовлен аншлиф-штуф с гладко отполированной и отшлифованной поверхностью для индентирования. Размеры образца составили 1.5 см в высоту и 2 см по ширине и длине. Измерения проводили на микротвердомере MicroHardness Tester (CSM Instruments, Швейцария) с алмазной четырехгранной пирамидой Виккерса в качестве индентора, а также на нанотрибоинденторе Hysitron TI700 UBI с трехгранной алмазной пирамидой Берковича в качестве индентора. Определение модуля упругости и твердости материала в рамках непрерывного индентирования [4] проводили на основе анализа кривых нагружения-разгрузки [5,6].

На микрокомпоненте витрините образца на каждом из приборов проводили не менее 10 измерений. Величина нагрузки при микроиндентировании составила 500 мН, а при наноиндентировании – 4 мН.

### Результаты и их обсуждение

Результаты измерений модуля упругости  $E$  и твердости  $H$  микрокомпонента витринита исследованного угля представлены в Таблице 1.

Таблица 1 – Значения модуля упругости и твердости микрокомпонента витринита образца угля, полученные методами микро- и наноиндентирования

Метод измерений	$E$ , ГПа	СКО $E$ , ГПа	$H$ , МПа	СКО $H$ , МПа
микроиндентирование	3.66	0.08	407.60	0.78
наноиндентирование	5.58	0.09	608.23	21.26

Примечание: СКО – среднеквадратическое отклонение

Из таблицы 1 видно, что величины модуля упругости и твердости микрокомпонента витринита угля, измеренные методом наноиндентирования выше, чем таковые, измеренные методом микроиндентирования. При этом величины среднеквадратических отклонений для модулей упругости сравнимы для двух использованных методов индентирования, и значительно меньше, чем различие между

измеренными величинами. Сравнительно более высокое значение СКО твердости микрокомпонента витринита, полученное для экспериментов по наноиндентированию, может говорить о наличии наномасштабных неоднородностей внутри микрокомпонента. При этом эксперименты по микроиндентированию таких неоднородностей не выявили, о чем свидетельствует значительно более низкое значение СКО. Вышеописанные результаты демонстрируют наличие размерного эффекта при применении различных методик оценок локальных механических характеристик микровключений композитных материалов.

Таким образом, можно сделать следующие **выводы**:

1. Методы инструментального индентирования позволяют оценить локальные механические характеристики различных включений микрокомпонентов.
2. При интерпретации результатов необходимо учитывать наличие размерного эффекта.
3. Размерный эффект заключается не только в значениях измеряемых величин модулей упругости и твердости микрокомпонентов композитов, но и в чувствительности методов к наличию включений и неоднородностей внутри самих микрокомпонентов.

*Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №16-17-10217).*

#### **Литература:**

1. Al-mosawi A.I., H.Al-Maamori M., A.Wetwet Z. Mechanical properties of composite material reinforcing by natural-synthetic fibers// Academic Research International – 2012 – Vol. 3 - №3 – P. 108–112.
2. Epshtein S.A., Borodich F.M., Bull S.J. Evaluation of elastic modulus and hardness of highly inhomogeneous materials by nanoindentation// Applied Physics A. – 2015 – Vol. 119- №1 - P. 325-335.
3. Borodich F.M., Bull S.J., Epshtein S.A. Nanoindentation in studying mechanical properties of heterogeneous materials// Journal of Mining Science. – 2016 – Vol. 51 - №3 - P. 470-476.
4. Калей Г.Н. Некоторые результаты испытаний на микротвердость по глубине отпечатка // Машиноведение – 1968 - № 3 - С.105 - 107.
5. Булычев С.И., Алехин В.П., Шоршоров М.Х, Терновский А.П., Шнырев Г.Д. Определение модуля Юнга по диаграмме вдавливания // Заводская лаборатория – 1975 -Т. 9 – С. 1137 - 1140.
6. Oliver C., Pharr M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments // Journal of Materials Research – 1992 – Vol. 7 - №11 – P. 1564–1583.

# ФОРМИРОВАНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ ТОНКИХ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПЛЕНОК НА ГРАНИЦЕ РАЗДЕЛА ВОДА-ВОЗДУХ

**Макарова Н.Б., Селифонова Е.И., Цветкова О.Ю., Глуховской Е.Г.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет*

*имени Н. Г. Чернышевского, Россия*

*E-mail: glukhovskoy@gmail.com*

**Аннотация:** Был проведен анализ веществ для получения металлических пленок методом магнетронного напыления покрытий. Были протестированы вещества для создания водорастворимых удаляемых слоев с целью микрообработки поверхности при переносе металлических пленок.

**Ключевые слова:** поверхностное натяжение, границы раздела, поверхностно-активное вещество, металлическая пленка, проводящий слой, контактный слой, технология Ленгмюра-Блоджетт, планарная технология.

**Keywords:** surface tension, interface, surface-active substance, a metal film, a conductive layer, contact layer, Langmuir-Blodgett technology, planar technology.

С развитием нанотехнологий и уменьшением размеров микроэлектронных и микромеханических устройств все более актуальной становится проблема получение тонких металлических плёнок и их стабильности на подложке.

Технологии, связанные с нанесением тонкопленочных покрытий, являются одними из наиболее приоритетным направлением получения новых материалов, в том числе наноструктурных. Хорошим примером важности применения тонкопленочных покрытий являются полупроводниковая, оптическая промышленности и водородные технологии в энергетике.

В данной работе представлены новые экспериментальные данные, демонстрирующие развитие технологических приемов работы с тонкими металлическими пленками.

Опытным путем было установлено, что для получения металлических пленок (используемых для дальнейшего переноса) методом магнетронного напыления покрытий существуют следующие предпочтения по выбору мишени - катода распылительной системы:

- Использование однокомпонентного металла. В случае многокомпонентности металла – мишени, поверхность полученной металлической пленки имеет не однородную, сетчатую структуру. При переносе на поверхность воды металлическая пленка рассыпается на отдельные составляющие.

- Использование металла с невысокими значениями модуля упругости: модуля Юнга (до  $15 \times 10^{10}$  Па), обусловлено напряжением материала.

Также был рассмотрен и протестирован ряд веществ для создания водорастворимых удаляемых слоев с целью микрообработки поверхности при переносе металлических пленок. [1] Вещества протестированные опытным путем: мыло (ГОСТ 30266-95), додецилсульфат натрия, крахмал, сахара. Наиболее удачными веществами оказались мыло, додецилсульфат натрия и сахара. Вещества, которые предполагают дальнейшее рассмотрение: декстран, амфотерный сополимер.

В работе изучены возможность использования и преимущества различных способов переноса тонкой металлической пленки. Наиболее приемлемыми оказались следующие:

— Отделение пленок путем контакта с водной поверхностью края подложки, расположенной под углом 10 градусов. При этом край хорошо смачивался (о чем свидетельствовал малый угол смачивания) и возникало расклинивающее действие слоя воды взаимодействующего с молекулами ПАВ (патент RU 2329875).

— Отделение пленок с поверхности образцов, полученных путем среза с подложки с использованием специальных установок микротомов. Толщина среза на микротоме может варьироваться в диапазоне 1–50 мкм.

— Отделение пленки путем полного или частичного растворения подложки, с последующим всплыванием металлической пленки оставления на поверхности раствора до окончательного выравнивания металлической пленки силами поверхностного натяжения.

Такое предпочтение выбора веществ и методов обусловлено простотой реализации процесса и его воспроизводимостью.

*Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №14-12-00275) и Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского.*

#### **Литература:**

1. Пат. 2 329 875 С2 РФ. Способ получения тонких металлических пленок / Е.Г. Глуховской // 27.07.2008 Бюл. № 21.

# МЕХАНИЗМЫ ПРОВОДИМОСТИ В ОРГАНИЧЕСКОЙ МАТРИЦЕ С КВАНТОВЫМИ ТОЧКАМИ

Переверзев Я.Е.<sup>1</sup>, Hassoон О.А. Hassoон<sup>1,2</sup>, Кабанов В.Ф.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Saratov State University, Russia*

<sup>2</sup>*University of Technology, Baghdad, Iraq*

*E-mail: glukhovskoy@gmail.com*

**Abstract:** The manifestation of the specifics of current transport through the QD is interesting for studying and keeping – important for practical applications. Therefore, in this study the electrical properties of these systems have been investigated. QD monolayer's composed of the organic matrix formed on the surface of water and transferred to a solid substrate using a Langmuir-Blodgett technology.

**Keywords:** quantum dot, emission, current-voltage characteristics, conductivity

The studies were conducted using scanning probe microscopy modes – Atomic Force Microscopy (AFM) and Scanning Tunneling Microscopy (STM). Images of the surface were obtained, current-altitude curves, current-voltage characteristics as a function of distance "probe-to-surface", absorption and transmission spectra in the visible and infrared ranges.

In current-height characteristics change when you change the height of observed current spikes during approach and repulsion of the probe is likely related to the expression of surface and quantum effects.

Depending on the distance of the tip-surface were recorded current-voltage characteristics (CVC) series, whose form changed and witnessed the change of current mechanisms in the tip-sample system.

At the initial stage of the CVC measurements we saw the changing nature of current that can be associated with the modification of the samples (e.g. evaporation or burning of the organic matrix due to local heating when current flows). To confirm this fact CVC were obtained depending on the annealing temperature and duration of exposure to ultraviolet radiation.

Nanotechnology arises from the exploitation of new properties, phenomena, processes, and functionalities that matter exhibits at intermediate sizes between isolated atoms or molecules (~ 1 nm) and bulk materials more than (100 nm). As opposed to the microscale, the nanoscale is not just another step towards miniaturization, but is a qualitatively new scale. Here quantum and size phenomena are allowed to manifest themselves either at a purely quantum level or in a certain "admixture" of quantum and classical components. At the foundation of nanosystems lie the quantum manifestations of matter that become relevant and



measurable. Consequently, instead of being a limitation or an elusive frontier, quantum phenomena have become the crucial enabling tool for nanotechnology.

In experimental part we formed monolayers with quantum dots and transfer monolayer at glass with Indium Tin Oxide (ITO) in method of Langmuir-Blodgett. Then we used objects in AFM and STM and explore morphology of surface, and CVC (Fig. 1).

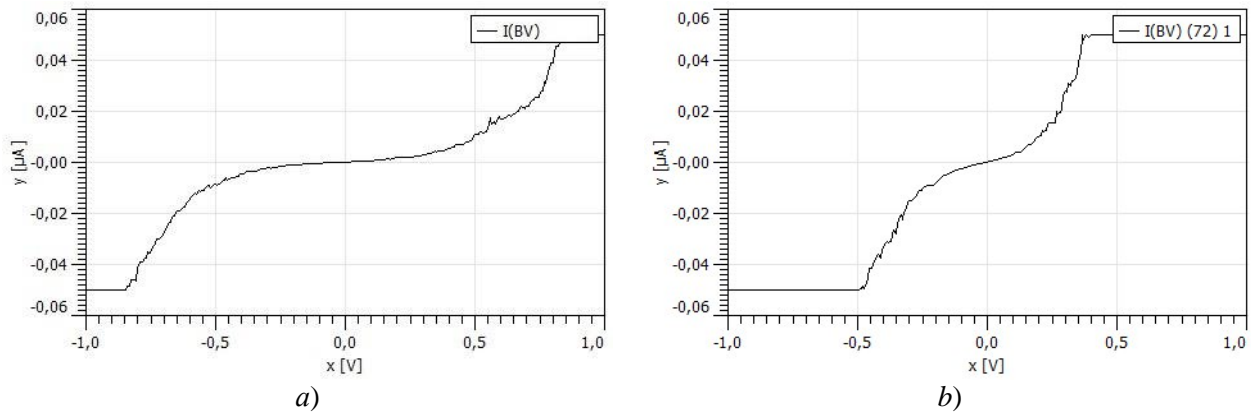


Figure 1 – Typical CV- characteristics for different distance between tip and object:  
(a) 7-10 nm; (b) 2-4 nm.

It was shown that the formation of a monolayer of nanoparticles composed of the organic matrix of the water surface, its migration to the surface of the solid support and the study of its properties change.

*The study was supported by a grant from the Russian Science Foundation (project №14-12-00275) and the National Research Saratov State University.*

#### References:

1. Gust J. R. et al. Measurement electric characteristics of a quantum dots layers. Phys. Rev. B 65, 241310(R) (2002).
2. Bennett A. J. et al. Electric-field conductivity of quantum dots objects. Nature Phys. 6, 947–950 (2010).
3. Glukhovskoy E. et. al. Investigation of multilayer structures containing quantum dots CdSe / News Saratov University, Saratov, Russia, 2013 (in rus)

## SURFACE MODIFICATION OF BACTERIAL CELLS BY POLYELECTROLYTE DEPOSITION

**Rybkin Iaroslav<sup>1</sup>, Gorin Dmitry<sup>1</sup>, Sukhorukov Gleb<sup>2,1</sup>, Lapanje Aleš<sup>1,3</sup>**

<sup>1</sup>*Saratov State University, Russian Federation*

<sup>2</sup>*Queen Mary University of London, United Kingdom*

<sup>3</sup>*Institute "Jozef Stefan", Ljubljana, Slovenia*

*E-mail: lapanje.ales@gmail.com*

**Abstract:** Here we demonstrated difference in electrostatic properties between bacterial species and we determined the most appropriate growth stage of bacterial cells that the polyelectrolyte deposition can be done in the most efficient manner. Then we also determined how such deposition can modify the basic physiological properties of individual cells such as growth and division as well as protein production.

**Keywords:** bacteria, immobilization, polyelectrolyte, biophysics.

We can describe bacterial cells either as physical or biological object. One of the very important physical property of bacterial cells is negative surface charges due to the negatively charged molecules within bacterial cell wall. This surface property enables modification of bacterial cells by method of polyelectrolyte deposition. However, from another side bacterial cells are alive; they are growing; rapidly dividing, and responding by metabolic response on environmental changes. Besides, composition of bacterial cell wall is complex; cell wall is involved in respiration and transportation of different molecules through membrane. Cell wall itself can be intrinsically modified at different growth stages that can result in constantly changing electrostatic properties of surface of bacterial cells.

To have high efficiency of polyelectrolyte deposition it is needed to keep in mind three facts: (i) cells are alive, are dividing, modifying their surface in the time; (ii) membrane composition presented not only phospholipid bilayer (iii) cells are mechanically soft, that complicates straight forward approach of polyelectrolyte deposition. In addition this surface property is also very different between different species.

Here we demonstrated difference in electrostatic properties between bacterial species and we determined the most appropriate growth stage of bacterial cells that the polyelectrolyte deposition can be done in the most efficient manner. Then we also determined how such deposition can modify the basic physiological properties of individual cells such as growth and division as well as protein production.

*Project "Remote controllable nanostructured systems for site specific delivery and diagnostics" supported by the Government of the Russian Federation (grant number 14.Z50.31.0004 to support scientific research projects implemented under the supervision of leading scientists at Russian institutions and Russian institutions of higher education), support of Saratov State University, program U.M.N.I.K. (№0007), European FP7 projects: BIOCORIN (Grant No:282881) and BIOTREAT (Grant No:266039).*

# DENSITY-FUNCTIONAL THEORY MODELING OF INTERACTIONS IN DNA BASE PAIRS

**Tsim N. T., Martsinovich N.**  
*University of Sheffield, UK*  
*E-mail: n.martsinovich@sheffield.ac.uk*

**Abstract:** The strength of hydrogen bonding in DNA base pairs adenine-thymine and guanine-cytosine was studied using density-functional theory (DFT) calculations. The binding energies given by several DFT methods, with and without empirical dispersion correction, were compared to published high-level quantum chemistry calculations. DFT was found to be accurate in describing the hydrogen bonding in the DNA base pairs, with the dispersion correction having a weak effect (2-6 kcal mol<sup>-1</sup>) on the binding energies.

**Keywords:** density-functional theory, dispersion correction, DNA base pairs, adenine, thymine, cytosine, guanine.

The biological function of molecules, such as proteins and DNA, is defined by their molecular structure. Quantum chemistry calculations, in particular density-functional theory (DFT), are an essential tool which can provide information on molecular structures, reaction mechanisms and electron transfer properties. The drawback of DFT, however, is its inaccurate description of non-bonded interactions. This is often improved by adding an empirical dispersion correction (DFT-D) [1]. Here, we compared several DFT methods, with and without empirical dispersion correction, applied to hydrogen-bonded DNA base pairs: adenine-thymine (AT) and guanine-cytosine (CG) (see Fig. 1).

Calculations were performed using Gaussian09 software [2], using the 6-31G(d,p) basis set and a series of DFT functionals: local spin density approximation (LSDA), generalized gradient approximation (PBE, BLYP and B97-D functionals) and hybrid functionals (B3LYP and HSE06). B97-D has an in-built empirical dispersion correction [1]. The same dispersion correction (D2) was applied in PBE, BLYP and B3LYP calculations. All binding energies were corrected for the basis set superposition error (BSSE).

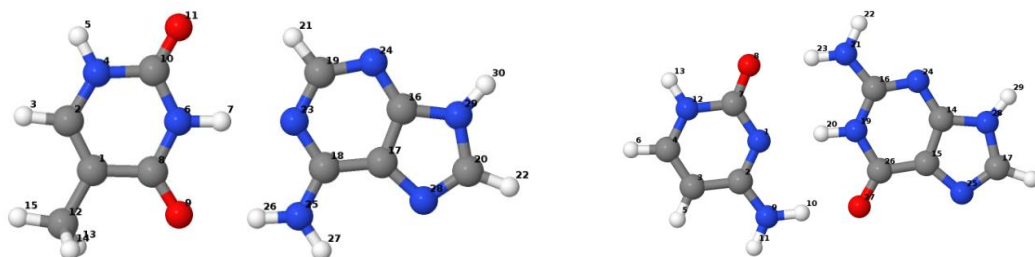


Figure 1 – The structures for the nucleic acid base pairs, Adenine-Thymine (left) and Guanine-Cytosine (right), optimized using B3LYP with the 6-31G(d,p) basis set.

Figures 2 and 3 show dimerization energies of the AT and CG base pairs calculated with and without the dispersion correction.

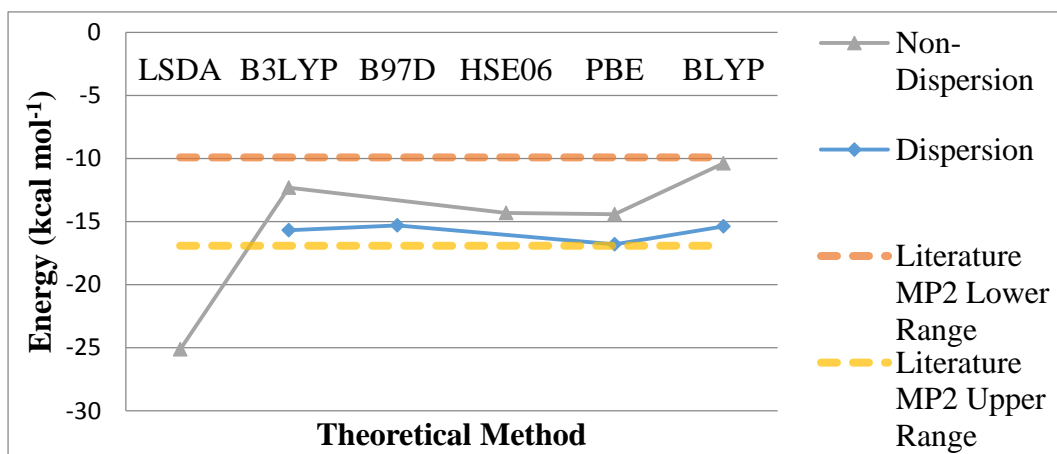


Figure 2 – Calculated dimerization energies of the AT base pair.

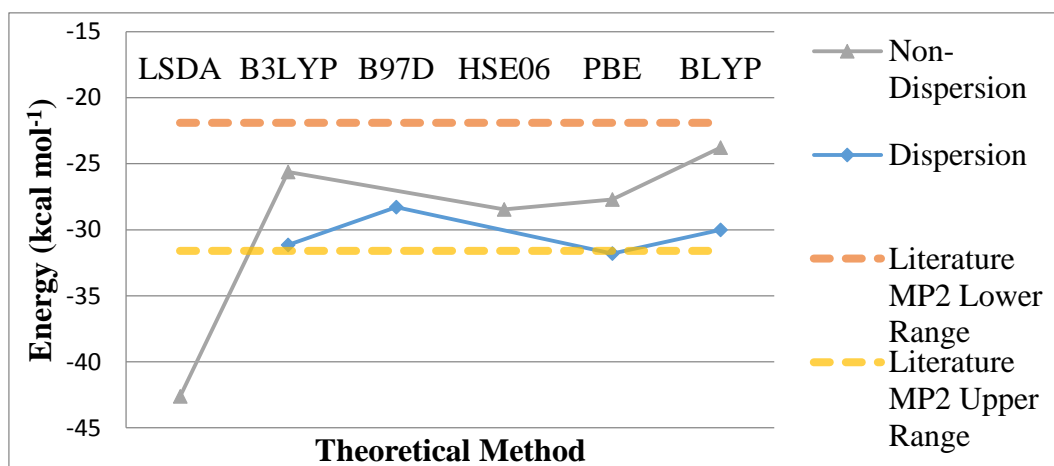


Figure 3 – Calculated dimerization energies of the GC base pair.

The results are very consistent across both base pairs. Without the dispersion correction, the dimerization energies fall within  $-10$  to  $-15$  kcal mol<sup>-1</sup> for AT and  $-23$  to  $-29$  kcal mol<sup>-1</sup> for GC, with the exception of LSDA calculations, which give twice as large binding energy values. The dispersion correction was applied to the PBE, BLYP and B3LYP functionals; this increased the dimerization energies by  $2 - 5$  kcal mol<sup>-1</sup> for the AT dimer and by  $4 - 6$  kcal mol<sup>-1</sup> for the GC dimer, giving the binding energies of  $-15 - -17$  kcal mol<sup>-1</sup> for AT and  $-28 - -31$  kcal mol<sup>-1</sup> for GC.

These results can be compared to published values calculated using the high-accuracy MP2 method:  $-9.9$  to  $-16.9$  kcal mol<sup>-1</sup> for the AT dimer and  $-21.9$  to  $-31.6$  kcal mol<sup>-1</sup> for the GC dimer [3]. Another high-level quantum chemistry method, CCSD(T), gives the

dimerization energies of  $-16.9 \text{ kcal mol}^{-1}$  for AT and  $-32.1 \text{ kcal mol}^{-1}$  for GC [3]. The results found in this work (except LSDA) are very close to these literature ranges for the nucleic base pairs.

Given the large spread of the literature MP2 values, it is impossible to identify one best DFT method which best agrees with the literature. However, it is clear that all GGA and hybrid functionals give binding energies very similar to the MP2 energies. DFT-D results are particularly close to the highest-accuracy CCSD(T) values. Therefore, dispersion-corrected DFT can be recommended as a reliable method for modeling hydrogen-bonding interactions.

#### **References:**

1. Grimme S. Semiempirical GGA-Type Density Functional Constructed with a Long-Range Dispersion Correction // *J. Comput. Chem.* – 2006. – vol. 27. – p. 1787–1799.
2. Frisch M. J. et al., *Gaussian 09*. – Gaussian Inc., Wallingford CT, 2009.
3. Jurečka P., Šponer J., Černý J., Hobza, P. Benchmark database of accurate (MP2 and CCSD(T) complete basis set limit) interaction energies of small model complexes, DNA base pairs, and amino acid pairs // *Phys. Chem. Chem. Phys.* – 2006. – vol. 8. – p. 1985-1993.

# ИССЛЕДОВАНИЕ ФОРМИРОВАНИЯ МОНОСЛОЕВ СМЕСЕЙ КВАНТОВЫХ ТОЧЕК И ЖИДКОГО КРИСТАЛЛА

Чумаков А.С.<sup>1</sup>, Ammar J.K. Al-Alwani<sup>1,2</sup>, Горбачев И.А.<sup>1</sup>, Ермаков А.В.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Saratov State University, Russian Federation*

<sup>2</sup>*Babylon University, Babylon – Hilla, Iraq*

<sup>3</sup>*Institute of Materials Research and Engineering, Singapore*

*E-mail: glukhovskoy@gmail.com*

**Аннотация.** В данной работе показаны особенности формирования монослоев смесей жидкого кристалла и квантовых точек. Варьируемыми факторами в экспериментах были температура и соотношение исходных компонент. После формирования монослоев производился их перенос на твердые стеклянные подложки и изучение методами зондовой микроскопии. Показано, что при определенных параметрах в системе возможно получение сплошных монослоев квантовых точек в матрице из жидкого кристалла.

**Ключевые слова:** монослои, квантовые точки, технология Ленгмюра-Блоджетт, фотовольтаика

**Keywords:** monolayers, quantum dots, Langmuir-Blodgett method, photovoltaic

В настоящее время активно ведется поиск и разрабатываются новые материалы для создания эффективных устройств фотовольтаики. Одними из них являются композитные материалы, включающие в свой состав квантовые точки. Однако, несмотря на уникальную композицию свойств, существует проблема получения упорядоченных тонких слоев квантовых точек. Одним из подходов для ее решения является использование технологии Ленгмюра-Блоджетт – она позволяет с помощью простой установки при нормальных условиях создавать пленки с толщиной, начиная от одного молекулярного слоя.

В наших экспериментах мы использовали смесь раствора жидкого кристалла 8CB в хлороформе с концентрацией  $10^{-3}$ М и квантовых точек состава CdSe/CdS/ZnS. Варьировалось соотношение компонент и температура субфазы. При небольших концентрациях квантовых точек наблюдалась классическая изотерма ЖК, с изломом и формированием трехслойной структуры в процессе сжатия [1]. Однако при изменении соотношения и увеличении температуры удается сместить точку излома и даже полностью исключить ее (рис. 1).

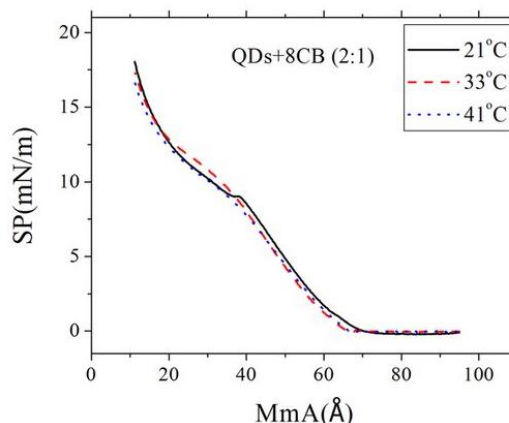


Рисунок 1 – Изотермы сжатия МС QD:8CB 2:1 при повышении температуры.

В данном случае мы имеем структуру, в которой не происходит перестроение МС в более сложную структуру. Полученные пленки были перенесены на твердые подложки. Изображения, полученные в ходе АСМ исследований, показаны на рисунках 2 и 3. Можно видеть, что в обоих случаях монослой является сплошным, однако в случае большей концентрации квантовых точек можно видеть их агрегаты большего размера, но при этом сама структура монослоя является более совершенной и в ней отсутствуют разрывы, которые можно видеть на рисунке 3.

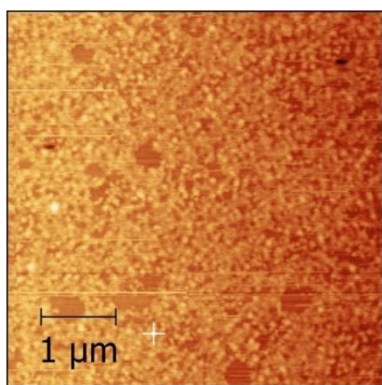


Рисунок 2 – АСМ изображение пленки ЛБ состава QD:8CB 2:1.

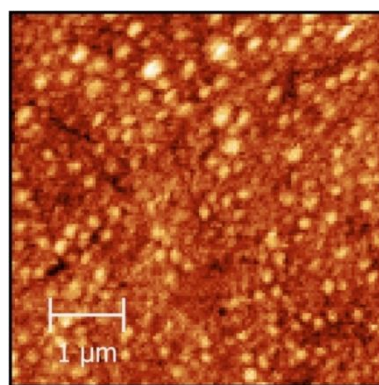


Рисунок 3 – АСМ изображение пленки ЛБ состава QD:8CB 4:1.

Таким образом, в ходе исследований были получены сплошные пленки квантовых точек на поверхности твердых подложек и были определены оптимальные условия для их формирования и переноса.

*Исследования проведены при поддержке гранта №14-12-00275 Российского Научного Фонда и Национального Исследовательского Саратовского Государственного университета*

#### **Литература:**

1. Collins, J. Langmuir Blodgett films of arachidic acid and a nematic liquid crystal: Characterization and use in homeotropic alignment. / J. Collins // Thin Solid Films. – 2006. Vol. 496, № 2. - P. 601-605.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ СИНТЕЗА ГРАФЕНА ИЗ МОЛЕКУЛ НАФТАЛИНА

Шинкаренко О.А.<sup>1</sup>, Пожаров М.В.<sup>1</sup>, Сафонов Р.А.<sup>1</sup>, Колесникова А.С.<sup>1</sup>,  
Ammar J.K. Al-Alwani<sup>2</sup>, Глуховской Е. Г.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Saratov State University, Russia*

<sup>2</sup>*University of Technology, Baghdad, Iraq*

*E-mail: oksana.shinkarenko.ru@mail.ru*

**Аннотация:** В этой работе проведено исследование влияния ориентации молекул основного вещества друг относительно друга, на обеспечения благоприятной сшивки и изучение пути реакции конденсации нафталина для того, чтобы выбрать наиболее перспективный катализатор (например (Pt, Pd, Ni, PdCl<sub>4</sub> или AlCl<sub>3</sub>)) для дальнейшего синтеза.

**Ключевые слова:** графен, нафталин, моделирование, реакция конденсации.

**Keywords:** graphene, naphthalene, modeling, condensation reaction.

За последние десятилетия интерес к углеродным наноструктурам постоянно растет. Из их числа в настоящее время наибольший интерес получил графен (GR), так как этот материал обладает уникальными свойствами, очень интересными с точки зрения практических реализаций в виде уникальных приборов и устройств нанoeлектроники. Уже сейчас есть ряд направлений, где мог бы использоваться GR [1,2]. Несмотря на высокую привлекательность этого материала, существует много проблем, препятствующих применению GR в различных областях. В основном это проблемы синтеза и получения бездефектных структур большой площади.

Целью исследования является нахождения оптимального расположения молекул нафталина друг относительно друга, исследование влияния катализаторов на реакцию дегидрирования и выбор наиболее перспективного из них.

Теоретический поиск условий образования химических связей между молекулами нафталина осуществлялся путем нахождения высоты потенциального барьера, образованного при переходе от физического взаимодействия к химическому, который необходимо преодолеть для образования химических связей между молекулами. Исследования осуществлялись с помощью программного комплекса Gaussian 09. С помощью потенциала Леннарда-Джонса, а также с помощью метода функционала плотности с базисным набором B3LYP/STO-3g\* была найдена энергия взаимодействия между молекулами нафталинами и построена зависимость найденной энергии от расстояния между молекулами.



В серии численных экспериментов было установлено, что наиболее оптимальным расположением является то, при котором молекулы лежат в одной плоскости параллельно друг другу, примыкая длинными сторонами. Именно для такого расположения глубина потенциальной ямы максимальна. Кроме того, минимум энергии достигается при расстояниях между молекулами  $1,4 \text{ \AA}$ , что близко к значению постоянной решетки GR (рис.1).

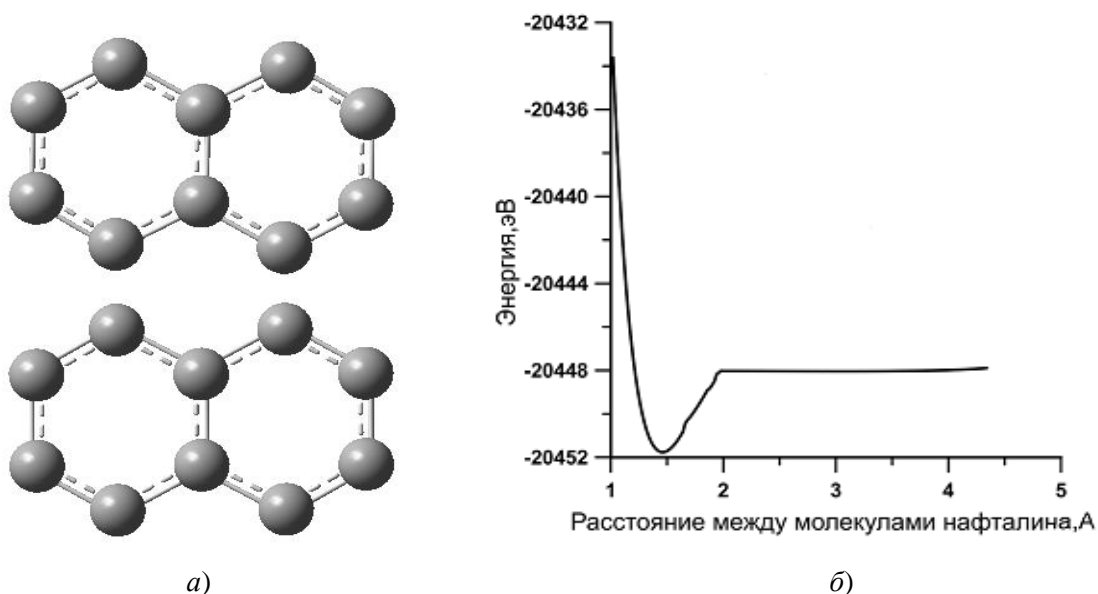


Рисунок 1 – Ориентация молекул нафталина друг относительно друга и график зависимости энергии от расстояния между молекулами.

Изучения пути реакции конденсации нафталина для выбора наиболее перспективного катализатора (например (Pt, Pd, Ni, PdCl<sub>4</sub> или AlCl<sub>3</sub>)) для дальнейшего синтеза проводилось с использованием полуэмпирических (PM7) методов. Полуэмпирические расчеты были проведены с использованием программного обеспечения MORAC 2016.

Для каждого катализатора были рассчитаны энергия Гиббса, затем сравнивая эти значения, выбирался наиболее подходящий катализатор. Рассчитанные данные для катализаторов представлены в таблице 1.

По результатам расчетов можно видеть, что в качестве катализатора наиболее предпочтительно использование Ni или Pd (так как они имеют самые низкие значения энергии Гиббса). А учитывая стоимость материалов, предпочтение может быть отдано никелю.

Таблица 1 – Результаты расчетов энергии Гиббса для выбранных катализаторов

Соединение	$\Delta G_f \cdot 10^3$ , кДж/моль	$\Delta G_r$ , кДж/моль
Ni	-169,5	-
Pt	-119,9	-
AlCl <sub>3</sub>	-47,97	-
Pd	-127,2	-
PdCl <sub>4</sub>	-187	-
Нафталин	-117,3	-
Ni - Нафталин	-766	-655
Pt - Нафталин	-635	132
Pd - Нафталин	-655	-656
AlCl <sub>3</sub> -Нафталин	-444	2130

В работе была создана модель, состоящая из двух молекул нафталина, с использованием функционала плотности было найдено оптимальное расположение молекул друг относительно друга (когда молекулы лежат в одной плоскости параллельно друг под другом и взаимодействуют длинными сторонами). Было проведено исследование влияния природы катализаторов на реакцию дегидрирования молекул нафталина. Путем молекулярного моделирования были найдены наиболее оптимальные материалы для катализаторов – Ni и Pd.

*Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №14-12-00275) и Саратовского национального исследовательского государственного университета.*

**Литература:**

1. Rummeli M.H., Bachmatiuk A. Direct Low-Temperature Nanographene CVD Synthesis over a Dielectric Insulator // ACS Nano.- 2010.- No. 4.- P. 4206-4210.
2. Губин С.П. Графен. - М.: Научн.кн., 2011.- 105 с.

# БИОМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ

## ПРОГРАММНЫЕ ПРОДУКТЫ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ (ОБЗОР)

**Донник А.М., Калинин А.А., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю.**  
*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: mathandon@mail.ru*

**Аннотация:** Проведен обзор программных продуктов медицинского назначения для планирования хирургического лечения. Отмечена важность внедрения биомеханических подходов с целью получения новых возможностей при работе специалистов с системами планирования хирургического лечения.

**Ключевые слова:** биомеханика, предоперационное планирование хирургического лечения, программное обеспечение, программный продукт медицинского назначения, биомеханическое моделирование.

**Keywords:** biomechanics, preoperative planning of surgical treatment, software, software medical purpose, biomechanical modeling.

В настоящее время широко развиваются программные продукты медицинского назначения (ППМН). Существующие на современном рынке ППМН можно разделить по типу применимости следующим образом: медицинские информационные системы, системы просмотра файлов стандарта DICOM, системы планирования хирургического лечения, автоматизированные системы. В данном исследовании рассмотрим подробнее системы планирования хирургического лечения.

Системы планирования хирургического лечения – это системы, позволяющие проводить геометрическое планирование хирургического лечения. Их задача исключить или уменьшить риск послеоперационных осложнений. Наиболее известными системами предоперационного планирования являются MediCAD, TraumaCad, OrthoView [1, 2, 3]. Они позволяют отображать файлы стандарта DICOM, на их основе проводить геометрическое моделирование объекта исследования и морфологические измерения на полученном изображении или модели объекта, а также манипулировать шаблонами имплантатов. Все это дает возможность врачу оценить необходимые параметры для верного исхода лечения.

При этом, стоит отметить, что при внедрении биомеханических подходов в системы планирования хирургического лечения у специалистов появится возможность проводить персонифицированное компьютерное моделирование объекта исследования для оценки состоятельности выбора варианта хирургического реконструктивного лечения на стадии предоперационного планирования. Данное направление является весьма актуальным. Подтверждением этому является большое количество научных публикаций [4-9]. Таким образом, возникает необходимость развития ППМН, добавляющего новые возможности при планировании хирургического лечения, чтобы учитывать индивидуальные биомеханические параметры.

#### **Литература:**

1. MediCAD. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.hectec.de/>. – Дата обращения: 10.09.2016г.
2. TraumaCad. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.traumacad.com/>. – Дата обращения: 10.09.2016г.
3. OrthoView. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.orthoview.com/>. – Дата обращения: 10.09.2016г.
4. Киреев, С.И., Курманов, А.Г., Кучапин, А.В., Голядкина, А.А., Полиенко А.В. Биомеханический подход к предоперационному планированию хирургической коррекции деформаций стоп // Классика и инновации в травматологии и ортопедии: сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 75-летию профессора А.П. Барабаша. 2016. С. 179-181.
5. Барабаш, Ю.А., Барабаш, А.П., Норкин, И.А., Иванов, Д.В., Зуев, П.П. Биомеханические особенности интрамедуллярных блокированных фиксаторов для остеосинтеза диафизарных переломов бедренной кости // Классика и инновации в травматологии и ортопедии: сборник материалов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной 75-летию профессора А.П. Барабаша. 2016. С. 39-42.
6. Коссович, Л.Ю., Кириллова, И.В., Голядкина, А.А., Полиенко, А.В., Морозов К.М. Применение методов компьютерного моделирования в задачах сердечно-сосудистой хирургии // Компьютерные науки и информационные технологии. Материалы Международной научной конференции. Ответственные за выпуск: Т.В. Семенова, А.Г. Федорова. 2014. С. 174-175.
7. Челнокова, Н.О., Островский, Н.В., Голядкина, А.А., Кириллова, И.В., Гришина, О.А., Албутов, А.С. Компьютерное 3D пространственноориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. 2015. Т. 18. № 1 (52). С. 64-74.
8. Kossovich L., Golyadkina A., Kirillova I., Kalinin A., Polienko A., Menishova L., Kossovich E., Morozov K. Patient-specific modeling of pathologically tortuous carotid artery // В сборнике: CARDIOTECHNIX 2014 - Proceedings of the 2nd International Congress on Cardiovascular Technologies 2. 2014. С. 31-35.
9. Golyadkina A.A., Kalinin A.A., Kirillova I.V., Kossovich E.L., Kossovich L.Y., Menishova L.R., Polienko A.V. Patient-specific system for prognosis of surgical treatment outcomes of human cardiovascular system // В сборнике: Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE Optical Technologies in Biophysics and Medicine XVI; Laser Physics and Photonics XVI; and Computational Biophysics. 2014. С. 94481F.

## РАЗРАБОТКА НОВОЙ КОНСТРУКЦИИ ПРОКТОСКОПА

**Ероклinceв В.Н., Пичхидзе С.Я.**

*Саратовский государственный университет имени Гагарина Ю.А., Россия*

*E-mail: serg5761@yandex.ru*

**Аннотация:** разработана конструкция проктоскопа, который может быть использован для диагностического обследования и проведения лечебных манипуляций в проктологии.

**Ключевые слова:** проктоскоп, отражатель, световод, тубус.

**Keywords:** proctoscope, a reflector, a light guide, tube.

В настоящее время известны устройства для аноскопии и проктоскопии различных производителей [1...2], состоящие из тубуса, световодной ручки и obturator. Недостатками этих устройств являются ограничение возможностей при диагностике и проведении манипуляций, невозможность крепления ручки в удобном для врача положении при необходимости поворота проктоскопа относительно оси тубуса - единственное место крепления ручки.

Целью разработанного устройства является упрощение конструкции при расширении возможностей при диагностике и проведении манипуляций. Сущность устройства заключается в том, что в проктоскопе световодная ручка выполнена съемной с возможностью ее крепления на отражателе тубуса по всей его окружности посредством захвата в виде Г-образного крючка, фиксируемого подвижной втулкой с гайкой.

Разработанный проктоскоп поясняется с помощью рисунков 1 и 2, где: 1 – световодная ручка, 2 – световод, 3 – тубус, 4 – obturator, 5 – Г-образный крючок, 6 – отражатель, 7 – подвижная втулка, 8 – гайка. Проктоскоп содержит световодную ручку 1 с закрепленным внутри нее световодом 2 и тубуса 3, внутри которого установлен obturator 4. Съемная световодная ручка проктоскопа позволяет легко закрепиться на отражателе тубуса в удобном месте по кругу  $0...360^\circ$  относительно П-образного выреза или конусного среза самого тубуса. Отражатель расположен под углом  $110 - 130^\circ$  к осевой линии тубуса.

Надежная фиксация ручки к отражателю тубуса достигается Г-образной формой крючка и подвижной втулкой. Втулка поджимается гайкой вращением на  $0,5...1$  оборот. Целесообразность решения заключается в том, что в процессе осмотра пациент

может располагаться на столе либо лёжа на спине, либо лежа на левом боку, поджав ноги, либо в коленно-локтевом положении. Часто возникает необходимость повернуть ручку для удобства работы, оставив при этом положение тубуса без изменения, так как тубус в это время фиксирует геморроидальный узел. Предлагаемая конструкция проктоскопа позволяет решить эту проблему. Необходимо ослабить гайку, с помощью которой ручка крепится на тубусе, переместить ручку в нужное место по окружности отражателя и закрутить гайку. Световой пучок из ручки направлен в рабочее поле, а не в противоположную внутреннюю стенку тубуса, что улучшает освещенность.

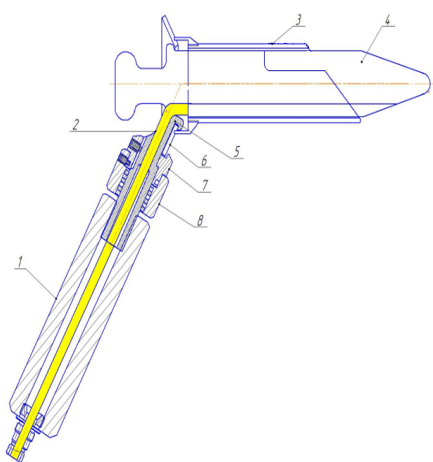


Рисунок 1 – Проктоскоп в сборе.

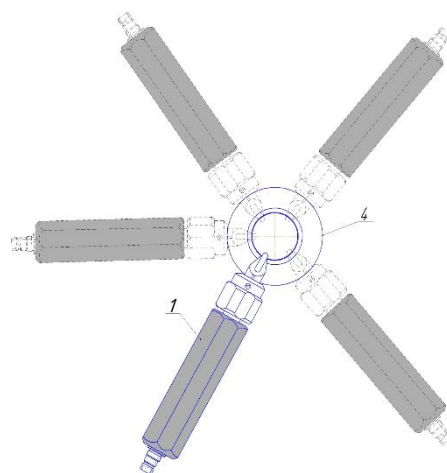


Рисунок 2 – Положение съемной ручки.

Предлагаемый проктоскоп удобен в работе при лигировании, склеротерапии и коагуляции внутренних геморроидальных узлов и трещин. Режим стерилизации тубуса является стандартным для медицинских инструментов (автоклавирование, химическая или газовая стерилизация, сухожаровой шкаф). Предлагаемая конструкция проктоскопа реализована на предприятии «Кварц» и в данный момент проходит испытания в медицинских учреждениях.

#### Литература:

1. Патент РФ на полезную модель №132698 от 27.03.2013. Аноскоп. Авторы: Ахмадуллин Р.А., Юсупов Б.Н., Кириллова Л.И. Оpubл. 27.09.2013.
2. Патент РФ на полезную модель №105571 от 22.12.2010. Аноскоп. Авторы: Титов А.Ю., Костарев И.В. Оpubл. 20.06.2011.

# ВОСТРЕБОВАННОСТЬ ПРОГРАММНО-АНАЛИТИЧЕСКИХ СИСТЕМ ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО ПЛАНИРОВАНИЯ В ОБЛАСТИ СПИНАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ

**Колесникова А.С., Сафонов Р.А., Донник А.М.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: Kolesnikova.88@mail.ru*

**Аннотация:** Представлены результаты анализа функциональных возможностей современных программно-аналитических систем предоперационного планирования в области спинальной хирургии. Проведено изучение мнений врачей-вертебрологов о необходимости использования данных систем во врачебной практике.

**Ключевые слова:** система предоперационного планирования, вертебрология, позвоночник, геометрическое планирование.

**Keywords:** preoperative planning system, vertebrology, spine, geometric planning.

Актуальной задачей в области спинальной хирургии является коррекция сложных анатомических нарушений позвоночника, а также необходимость быстрого принятия решения в сложных клинических случаях. В настоящее время для решения данной задачи в мире все больше используются программно-аналитические системы предоперационного планирования.

Целью данной работы является анализ функциональных возможностей современных программно-аналитических систем предоперационного планирования в области спинальной хирургии.

В результате проведенного анализа функциональных возможностей современных программно-аналитических систем предоперационного планирования в области спинальной хирургии стоит отметить, что к наиболее известным и многофункциональным программно-аналитическим системам предоперационного планирования относятся TraumaCAD [1], MediCAD (<https://www.hectec.de/content/index.php/us/>), OrthoView [2], Implant Assistant (<http://www.implant-assistant.ru/>), Simplant [3]. Среди этих систем стоит отметить две системы, TraumaCAD и MediCAD, которые имеют возможность устанавливать имплантаты и системы фиксации при планировании операции на элементах позвоночника. Данные программные продукты позволяют осуществлять только

геометрическое планирование, а именно врач-вертебролог может вручную воссоздать «нормальное» состояние позвоночника, нормализовать сагиттальный баланс, восстановить дуги лордоза, кифоза.

В настоящее время отсутствуют отечественные системы планирования хирургического вмешательства, что является одной из главных причин сложности внедрения данных систем во врачебную практику. Подтверждением данного утверждения являются результаты социологического опроса делегатов VII Съезда Ассоциации хирургов-вертебрологов (Москва, 2016 год), а также сотрудников одного из профильных научно-практических центров страны – ФГБУ «СарНИИТО» Минздрава России.

На основе результатов исследования функциональных возможностей программно-аналитических систем предоперационного планирования было установлено, что современные исследования и разработки направлены на решение следующих основных задач:

- повышение точности диагностики;
- исключение необходимости повторных оперативных вмешательств;
- помощь хирургу в быстром принятии решения в сложных клинических случаях.

#### **Литература:**

1. Steinberg E.L., Shasha N., Menahem A., Dekel S. Preoperative planning of total hip replacement using the TraumaCad™ system. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 2010; 130(12):1429-32. DOI: 10.1007/s00402-010-1046-y.
2. Hsu A.R., Kim J. D., Bhatia S., Levine B. R. Effect of Training Level on Accuracy of Digital Templating in Primary Total Hip and Knee Arthroplasty. Orthopedics 2012; 35 (2): e179- e183. doi: 10.3928/01477447-20120123-15.
3. Nikzad S., Azari A. A Novel Stereolithographic Surgical Guide Template for Planning Treatment Involving a Mandibular Dental Implant. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 2008; 66:1446-1454. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2008.03.004>.



# МАТЕРИАЛЫ НА ОСНОВЕ ПОЛИМЕРНЫХ МАТРИЦ, ПОКРЫТЫХ ПОРИСТЫМ КАРБОНАТОМ КАЛЬЦИЯ, ДЛЯ БИМЕДИЦИНСКИХ ПРИМЕНЕНИЙ

Савельева М.С.<sup>1</sup>, Абалымов А.А.<sup>1</sup>, Иванов А.Н.<sup>2</sup>, Любунь Г.П.<sup>1</sup>,  
Голядкина А.А.<sup>1</sup>, Горин Д.А.<sup>1</sup>, Парахонский Б. В.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия

<sup>2</sup>Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, Россия

<sup>3</sup>Гентский университет, Гент, Бельгия

E-mail: mssaveleva@yandex.ru

**Аннотация:** В данной работе был разработан и охарактеризован новый функциональный материал на основе полимерных волокон, покрытых оболочкой пористого карбоната кальция. Представленные результаты будут использованы для разработки тканеинженерных конструкций и функциональных имплантов.

**Ключевые слова:** карбонат кальция, нетканый материал, тканевая инженерия

**Keywords:** calcium carbonate, electrospun scaffold, tissue engineering

Разработка новых материалов для восстановления дефектов тканей и органов, и создания тканеинженерных конструкций является актуальной проблемой современной медицины. Одно из перспективных решений данной проблемы - создание композитных материалов на основе биополимеров в сочетании с солями кальция. В данной работе был получен новый материал на основе тонких волокон поликапролактона, покрытых оболочкой пористого  $\text{CaCO}_3$  в полиморфной модификации ватерита (рис.1).

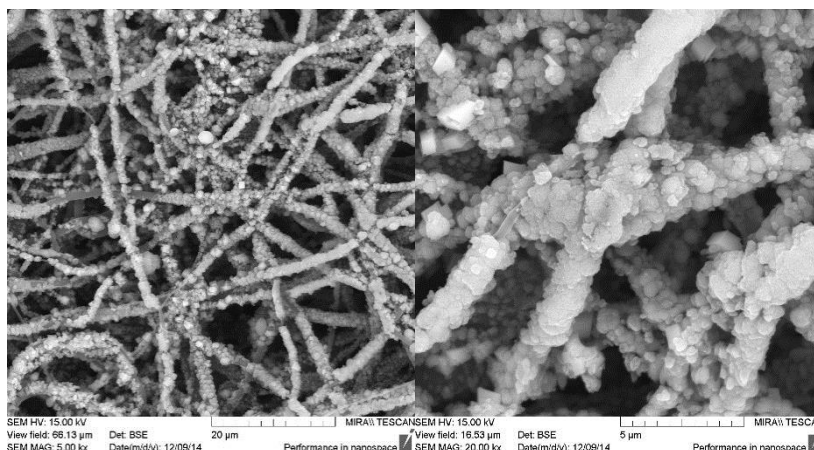


Рисунок 1 – СЭМ изображения полимерных волокон, покрытых пористым  $\text{CaCO}_3$ .

Структура и свойства используемых компонентов определяют функциональные возможности данного материала, предлагаемого для биомедицинских применений, в особенности для тканевой инженерии и восстановления костной ткани. Пористая

морфология CaCO<sub>3</sub> оболочек позволяет проводить загрузку биоактивных веществ (лекарственных препаратов, факторов роста) в их структуру, и таким образом использовать их в качестве систем для адресной доставки, и позволяет осуществлять контроль роста клеток в каркасе.

Культивирование фибробластов в матрицах ПКЛ/ CaCO<sub>3</sub> показало, что данные материалы не токсичны, и, кроме того, CaCO<sub>3</sub> покрытия способствуют хорошей адгезии клеток в матрице. Была исследована биосовместимость матриц ПКЛ/CaCO<sub>3</sub> с использованием метода подкожной имплантации крысам, в ходе которых были отмечены активное заселение матрицы клетками и интенсивная васкуляризации матрицы. Таким образом, проведенные исследования позволяют сделать вывод о перспективности использования матриц ПКЛ/CaCO<sub>3</sub> для разработки тканеинженерных конструкций и имплантов.

Также были проведены испытания на растяжение образцов материала ПКЛ/CaCO<sub>3</sub>. Результаты испытаний приведены в Таблице 1.

Таблица 1 – Результаты испытаний на растяжение образцов ПКЛ/CaCO<sub>3</sub>

№ образца	Длина образца, мм	Модуль упругости, МПа	Деформация при максимальном напряжении, мм/мм	Максимальное напряжение при растяжении, МПа
1	15	5,88	1,27	2,78
2	14	5,76	0,98	2,45
3	19	4,31	1,05	1,75
4	35	10,94	0,69	3,38
5	36	7,53	0,61	2,05

*Исследование проведено при поддержке гранта Правительства РФ (договор №14.Z50.31.0004 от 4 марта 2014).*

# МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ТКАНЕЙ IN VIVO

**Сафонов Р.А., Голядкина А.А.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет*

*имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

*E-mail: safonovra@gmail.com*

**Аннотация:** Рассмотрены методы медицинской диагностики, позволяющие получить механические свойства тканей in vivo. Проведены эксперименты по определению механических свойств тканей. Выработан подход по определению персонафицированных механических свойств тканей человека.

**Ключевые слова:** механические свойства тканей, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, шкала Хаунсфилда, оттенки серого.

**Keywords:** mechanical properties of tissues, computed tomography, magnetic resonance tomography, Haunsfield scale, grayscale values,.

## **Введение**

Эффективное планирование хирургических операций невозможно без учета персонафицированных особенностей строения костных систем человека и их механических свойств. Очевидно, что классические методы исследования механических свойств материала, такие как проведение одноосного растяжения-сжатия на разрывных испытательных машинах, в данной ситуации неприменимы. В связи с этим, возникает проблема получения механических свойств тканей костной системы человека по данным медицинского диагностического оборудования.

**Цель исследования:** выработка подхода, который позволит получать данные о механических свойствах тканей костной системы человека по данным медицинского диагностического оборудования.

## **Методы исследования**

Основными методами медицинской диагностики в настоящее время являются ультразвуковое исследование (УЗИ), магнитно-резонансная томография (МРТ) и компьютерная томография (КТ) [1].

УЗИ основано на исследовании распространения волн внутри тела. Известно, в твердом теле возможны волны продольного и поперечного типов. Скорости распространения этих волн разные. Зная скорости распространения продольных и поперечных волн, можно найти модуль Юнга (жесткость) и коэффициент Пуассона тканей. На практике такой метод исследования механических свойств осложняется

сложной формой биологических объектов, наличием мягких тканей и сложностью возбуждения и регистрации волн обоих типов в одном и той и той же ткани.

КТ позволяет получить внутреннюю структуру в виде оттенков серого шкалы Хаунсфилда, связывающей оптическую плотность тканей с плотностью воздуха и воды. Известны эмпирические формулы, которые переводят значения оптической плотности в массовую плотность, модуль Юнга и предел прочности [2,3]. К сожалению, данные формулы не учитывают нозологию пациентов, их возраст и прочие особенности.

МРТ получает распределение оттенков серого, соответствующее концентрации атомных ядер водорода в ткани. Данный параметр не имеет прямой связи с классическими макроскопическими свойствами тканей (плотность, жесткость, прочность и т.д.), однако не исключено наличие некоторой взаимосвязи между ними.

Для исследования возможности получения механических свойств тканей по данным *in vivo* была проведена серия экспериментов с образцами костной ткани. Для одного и того же образца были проведены исследования методами компьютерной томографии, магнитно-резонансной томографии и эксперименты на разрывной испытательной машине. Полученные результаты были подвергнуты математической обработке.

Для обработки результатов экспериментов была написана программа, реализующая наложение друг на друга соответствующих снимков КТ и МРТ и получения значений оттенков серого в одних и тех же точках этих томограмм. По компьютерной томограмме также были получены значения жесткости (модуль Юнга) и предела прочности по эмпирическим формулам.

### **Результаты и их обсуждение**

В ходе проведенных экспериментов установлено, что существующие эмпирические формулы для определения жесткости и предела прочности тканей дают значения, отличающиеся от полученных с использованием разрывных испытательных машин. Данные отличия объясняются, во-первых, сложной структурой биологических тканей, обуславливающей образование в образцах трещин при проведении одноосного сжатия, и, во-вторых, несовершенством этих формул, не учитывающих индивидуальные свойства тканей. Очевидно, что для получения более точных формул

необходимо проведение серии экспериментов, учитывающих половозрастные данные доноров и их нозологию. Вид эмпирических формул будет различным внутри каждой половозрастной и нозологической группы.

Сравнение оттенков серого при наложении компьютерной и магнитно-резонансной томограмм позволило установить наличие некоторой взаимосвязи этих величин. Данная связь имеет сложный нелинейный характер и для ее изучения требуется проведение дальнейших исследований. Установление точного вида этой взаимосвязи позволит получить более совершенный метод определения механических свойств тканей по данным обследований *in vivo*.

**Литература:**

1. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига: Зинатне, 1980. — 319 с.
2. Чуйко А.Н., Драгомирецкая М.С., Мирза Р.А. Первичная (упругая) и вторичная (остаточная) деформация нижней челюсти и ее влияние на окклюзионное соотношение зубов // Украинський стоматологічний альманах. — 2011. — №5. — С. 1-34.
3. Чуйко, А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии: монография — Х.: Изд-во «Форт», 2010. — 516 с.

# АВТОМАТИЗАЦИЯ ПОСТРОЕНИЯ ТВЕРДОТЕЛЬНЫХ ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫХ МОДЕЛЕЙ КОСТНЫХ СИСТЕМ

**Сафонов Р.А., Калинин А.А., Ву Х.А.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: safonovra@gmail.com*

**Аннотация:** Проведен обзор математических методов, которые могут применяться для построения твердотельных моделей элементов костных систем человека. Выполнено изучение методов, позволяющих получить геометрические параметры костных систем человека *in vivo*. Проведено сравнение рассмотренных методов и возможности их использования для автоматизации построения твердотельных моделей костных систем. Проведен ряд вычислительных экспериментов по использованию выбранных методов.

**Ключевые слова:** твердотельная модель, геометрическая модель, элементы костных систем.

**Keywords:** solid model, geometric model, bone system element.

## **Введение**

В настоящее время планирование операции как правило проводится хирургом на основании собственного опыта и знаний. Зачастую предугадать постоперационное развитие патологии не представляется возможным. Зачастую грамотно спланированная и успешно проведенная операция приводит к осложнениям и необходимости проведения реоперации в краткосрочной перспективе. Повышение эффективности планирования операции можно добиться путем применения на этапе планирования биомеханического моделирования рассматриваемой части организма [1-3].

Для проведения биомеханического моделирования необходимо построение твердотельной персонифицированной модели оперируемого элемента. В настоящее время получение таких моделей представляет собой достаточно сложную задачу, требующую значительных затрат ручного труда специалиста. Для эффективного внедрения биомеханического моделирования в планирование операций необходимо автоматизировать процесс построения твердотельных моделей по данным медицинского диагностического оборудования.

**Цель исследования:** изучение методов автоматизации построения твердотельных моделей элементов костных систем человека по данным *in vivo*.

## **Методы исследования геометрии элементов костной системы**

Среди наиболее распространенных методов медицинской диагностики можно выделить следующие методы, пригодные для исследования геометрии внутренних органов [4]:

1. Ультразвуковое исследование (УЗИ) основано на исследовании распространения ультразвуковых волн в теле. На границе органов, где свойства тканей претерпевают скачок, происходит отражение волны. Измеряя время, за которое отраженная волна вернулась к излучателю, можно определить расстояние до границы. Таким образом, можно получить картину внутренних границ тела.

2. Магнитно-резонансная томография (МРТ) использует явление ядерного магнитного резонанса, т.е. получения отклика от ядер элементов, возбужденных магнитным полем. Мощность сигнала пропорциональна количеству ядер в единице объема. В связи с этим, МРТ не связано напрямую с макроскопическими свойствами тканей.

3. Компьютерная томография (КТ) использует рентгеновские лучи, которые регистрируются системой датчиков после прохождения через тело. По полученной информации строится система уравнений, решение которой соответствует оптической плотности тканей тела в рентгеновском диапазоне. Решение этой задачи проводится в численном виде с использованием компьютерной техники, что обусловило название метода.

С точки зрения создания персонифицированных геометрических и твердотельных моделей элементов костной системы наиболее предпочтителен метод компьютерной томографии, поскольку он обеспечивает хороший контраст между твердыми и мягкими тканями. Кроме этого, оптическая плотность хорошо коррелирует с массовой плотностью, что позволяет получить представление о механических свойствах тканей.

### **Математические методы автоматизации построения твердотельных моделей**

Автоматизация построения твердотельных моделей тесно связана с такими областями знаний, как компьютерное зрение, сегментация изображений и т.д. Среди методов, используемых в указанных областях, которые могут применяться для твердотельного моделирования, стоит отметить методы статистического моделирования и кригинг [5], метод пороговых значений, метод растущих объемов [6], метод шагающих кубов [7], метод клеточных автоматов, метод полигонального поля, метод моделей с активным контуром [8]. Каждый из упомянутых методов обладает своими достоинствами и недостатками.

Среди приведенных выше методов следует отметить метод моделей с активным контуром, который обладает рядом достоинств, таких как гладкость и замкнутость полученной модели, а также относительной простотой реализации.

Для анализа применимости метода моделей с активным контуром к построению твердотельных моделей в полуавтоматическом режиме была написана программа, реализующая этот метод. Были проведены вычислительные эксперименты, которые показали, что с помощью выбора значений силовых масштабирующих коэффициентов можно получить модель, соответствующую геометрической форме элементов костной системы на томограмме.

### **Результаты и их обсуждение**

Таким образом, в работы проведен анализ существующих методов медицинского исследования геометрии элементов костных систем с точки зрения их применимости для создания твердотельных моделей. Изучены математические методы сегментации изображений и возможности их использования для автоматизации построения твердотельных моделей. Подробно рассмотрен метод моделей с активным контуром и проведена серия вычислительных экспериментов по его использованию.

### **Литература:**

1. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Гришина О.А., Албутов А.С. Компьютерное 3D пространственноориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. 2015. Т. 18. № 1 (52). С. 64-74.
2. Kossovich L., Golyadkina A., Kirillova I., Kalinin A., Polienko A., Menishova L., Kossovich E., Morozov K. Patient-specific modeling of pathologically tortuous carotid artery // В сборнике: CARDIOTECHNIX 2014 - Proceedings of the 2nd International Congress on Cardiovascular Technologies 2. 2014. С. 31-35.
3. Golyadkina A.A., Kalinin A.A., Kirillova I.V., Kossovich E.L., Kossovich L.Y., Menishova L.R., Polienko A.V. Patient-specific system for prognosis of surgical treatment outcomes of human cardiovascular system // В сборнике: Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE Optical Technologies in Biophysics and Medicine XVI; Laser Physics and Photonics XVI; and Computational Biophysics. 2014. С. 94481F.
4. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига: Зинатне, 1980. — 319 с.
5. Cressie, N. The origins of kriging // Mathematical Geology. — 1990. — Vol.22. — Iss.3. — P. 239-252.
6. Adams R., Bischof L. Seeded region growing // IEEE Transactions on pattern analytics and machine intelligence. — 1994. — Vol.16. — Iss.6. — P. 641-647.
7. Newman T.S., Yi H. A survey of the marching cubes algorithm // Computers & Graphics. — 2006. — Vol.30. — P. 854-879.
8. Kaas M., Witkin A. Terzopoulos. Snakes: active countours models // International Journal of Computer Vision. — 1987. — Vol.1. — Iss.4. — P. 312-331. — Doi: dx.doi.org/10.1007/BF00133570.



# БИОМЕХАНИКА В СТОМАТОЛОГИИ

## ПОСТРОЕНИЕ ТРЕХМЕРНЫХ ТВЕРДОТЕЛЬНЫХ МОДЕЛЕЙ ЗУБОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ЧЕЛОВЕКА

**Белова В. А.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: valerabelova216@gmail.com*

**Аннотация:** Срок функционирования установленных стоматологических имплантатов зависит от ряда факторов, включающих здоровье пациента, состояние тканей полости рта, правильность проведения хирургического и ортопедического этапов лечения. Как правило, осложнения при проведении имплантологического лечения связаны с невозможностью точного прогнозирования состояния и локализации внутрикостных структур, что влечет за собой неверный подбор типа имплантата и места его установки. Более того, в 10% случаев из-за неправильной установки имплантатов требуется повторное хирургическое вмешательство. Дополнительные операции зачастую требуются и на этапе подготовки костной ткани к имплантации, что повышает травматичность метода и приводит к существенному увеличению времени, требующемуся для полного завершения лечения.

**Ключевые слова:** стоматология, планирование имплантологического лечения, САПР.

**Keywords:** dentistry, implant treatment planning, CAD.

Рациональными конструкциями зубных протезов являются такие, которые предусматривают действие силы жевательной нагрузки вдоль осей корней. Для этого во время планирования имплантологического лечения определяются углы наклонов осей корней и скатов для каждого пациента. При этом важно не только правильно и точно измерить углы наклонов, но и соблюсти их при установке имплантатов. Последнее возможно лишь при условии использования стоматологических шаблонов.

Очевидно, что существует необходимость оптимизации всего процесса имплантации для сокращения количества осложнений и минимизации хирургического этапа. Избежать большинства неудачных операций можно при помощи современных методов биомеханики, математического моделирования, трехмерного компьютерного проектирования и высокоточных численных расчетов. В этом случае на этапе планирования лечения производится учет особенностей строения костной ткани пациента и осуществляется моделирование операции по установке имплантатов. Прогнозирование результата операции с точки зрения биомеханики предполагает анализ напряженно-деформированного состояния системы кость-имплантат-протез, который позволит подобрать оптимальный имплантат, локализацию его установки, а

также выбрать подходящий протез. Завершающим этапом становится изготовление одноразового индивидуального шаблона для сверления отверстий в кости и установки имплантатов.

Такой подход позволит значительно ускорить весь процесс лечения с момента обращения пациента до изготовления и установки ортопедических конструкций и их функционирования, а также снизить затраты пациента.

Планирование хирургической операции по установке стоматологических имплантатов должно проводиться не только с медицинской, но и с механической точки зрения [2, 3, 5]. Такой подход позволит исключить целый ряд факторов, влияющих на преждевременный износ установленных конструкций или возникновение осложнений в процессе их эксплуатации.

Положение имплантата должно полностью повторять положение корня отсутствующего зуба и ошибки на этом этапе могут привести к неправильному протезированию. Также необходимо учитывать, что имплантат не является зубом и в отличие от него имеет максимально плотный контакт с костной тканью челюсти (зуб же имеет связочный аппарат – периодонт, одной из функций которого является амортизация окклюзионной нагрузки). При установке имплантата причиной резорбции кости в области инфраструктуры может являться функциональная перегрузка.

Очевидно, что многих послеоперационных осложнений и трудностей во время установки можно было бы избежать, если повысить точность определения единственно верного положения имплантата в кости. Решение этой задачи возможно при помощи индивидуальных шаблонов. Такие шаблоны можно моделировать в системах автоматизированного проектирования, например, SolidWorks [1, 4], основываясь на данных компьютерной томографии челюсти пациента и 3D-сканирования полости рта, то есть выполнять работы на подготовительном этапе планирования операции.

В данной работе выполнено построение трехмерных геометрических моделей зубов нижнего зубного ряда конкретного пациента в системе автоматизированного проектирования SolidWorks 2008 [1, 6]. Модели зубов выполнены в параметризованном виде, что позволяет менять их геометрические характеристики без повторения всего алгоритма, реализованного при моделировании.

Модели зубов построены в твердотельном исполнении, что позволяет их использовать при конечно-элементном моделировании, планировании имплантологического лечения и разработке стоматологических шаблонов.

Построенные твердотельные модели покрыты малым числом гладких поверхностей, что делает их удобными для построения вычислительной сетки. Стыки поверхностей выполнены без "ступенек" гладким переходом. При построении моделей использовались простые методы создания трехмерных объектов вытягиваем по траектории, по нормали и т.д., которые могут быть реализованы практически в любой системе автоматизированного проектирования и входят в базовый функционал таких систем.

В дальнейшем построенные модели будут применяться при биомеханическом моделировании жевательных нагрузок, а также при компьютерном планировании имплантологического лечения.

#### **Литература:**

1. Иванов Д.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Доль А.В. Возможности различных САД-комплексов при построении математической модели костной ткани // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9, № 3. – С. 403-405.
2. Ломакин М.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Биомеханическое изучение напряженно-деформированного состояния в области коротких дентальных имплантатов в системе костная ткань-имплантат-абатмент // Российская стоматология. – 2013. –Т. 6, № 1. – С. 21-24.
3. Доль А.В., Иванов Д.В., Смирнов Д.А. Оптимизация процесса дентальной имплантации // В сборнике: Практическая биомеханика Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. Ответственный редактор Л.Ю. Коссович. – 2015. – С. 129-130.
4. Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Применение систем автоматизированного проектирования к построению 3d модели челюсти // В сборнике: Практическая биомеханика Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. Ответственный редактор Л.Ю. Коссович. – 2015. – С. 138-141.
5. Доль А.В., Иванов Д.В., Смирнов Д.А. Оптимизация процесса стоматологического протезирования // В сборнике: XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики сборник докладов. Составители: Д.Ю. Ахметов, А.Н. Герасимов, Ш.М. Хайдаров; ответственные редакторы: Д.А. Губайдуллин, А.И. Елизаров, Е.К. Липачев. – 2015. – С. 1220-1222.
6. Голядкина А.А., Иванов Д.В., Каменский А.В., Кириллова И.В., Сальковский Ю.Е., Сафонов Р.А., Щучкина О.А. Практическое применение системы автоматизированного проектирования SOLIDWORKS в моделировании кровеносных сосудов. – Учебное пособие для студентов естественных дисциплин / Саратов, 2011. Сер. Биомеханика. 148 с.

## СРАВНЕНИЕ ДВУХ ТИПОВ МИКРОИМПЛАНТАТОВ

Бескровный А.С.<sup>1</sup>, Суетенков Д.Е.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, Россия

<sup>2</sup>Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия  
E-mail: beskrovnyas@gmail.com

**Аннотация:** В работе проведен сравнительный анализ двух типов микроимплантатов, применяемых в ортодонтии. Методом конечно-элементного моделирования были рассчитаны напряжения и перемещения в кости челюсти и самих имплантатах, что позволило выделить более оптимальную конструкцию с точки зрения биомеханики.

**Ключевые слова:** биомеханика, напряженно-деформируемое состояние, микроимплантат.

**Keywords:** biomechanics, mode of deformation, miniscrew.

### Введение

Применение длинных или коротких микроимплантатов обусловлено во многом состоянием костной ткани пациента [6]. При этом численные расчеты позволяют заранее определить, целесообразно ли в данном конкретном случае использовать короткий микроимплантат или же необходима установка длинного. В современной стоматологии все чаще применяются методы компьютерного моделирования и конечно-элементных расчетов [1, 2, 3].

### Материалы и методы

На основе компьютерной томограммы с помощью программного комплекса SolidWorks строилась точная трехмерная модель верхней челюсти (рисунок 1) и определялось место установки микровинтов [4, 5].

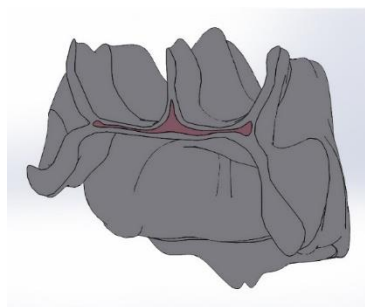


Рисунок 1 – 3D модель верхней челюсти.

Выбраны два типа микроимплантатов, изготовленных из титана, которые устанавливались под углом 20° к горизонтальной плоскости. Первый тип (рисунок 2, а) имеет диаметр внутрикостной части 1,17 мм и длину 5,63 мм. Второй, с отверстием для

непрямого лигирования – диаметр внутрикостной части 0,78 мм и длину 7,88 мм (рисунок 2, б).

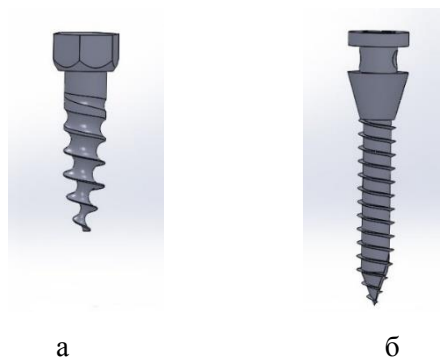


Рисунок 2 – 3D модель микровинтов.

Биомеханические характеристики материалов представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Биомеханические характеристики материалов

Материал	Модуль Юнга, Па	Коэффициент Пуассона
Титан	$1,2 \cdot 10^{11}$	0,32
Кортикальный слой	$1,2379 \cdot 10^{10}$	0,3
Губчатый слой	$7,261 \cdot 10^9$	0,3

Для исследований распределения напряжений и перемещений в костной ткани и самом микроимплантате при ортодонтической нагрузке на микроимплантат использовалась программная система конечно-элементного анализа ANSYS. При рассмотрении взаимодействия микроимплантата и челюстной кости решалась задача статики. Модель фиксировалась от перемещений по наружным поверхностям кортикального и губчатого слоев костной ткани. Нагрузка в 50 Н задавалась на верхней части головки имплантата и направлена в сторону моляров.

Распределение напряжений и перемещений для микроимплантатов первого типа показано на рисунке 3. Для микроимплантатов с отверстием для непрямого лигирования на рисунке 4.

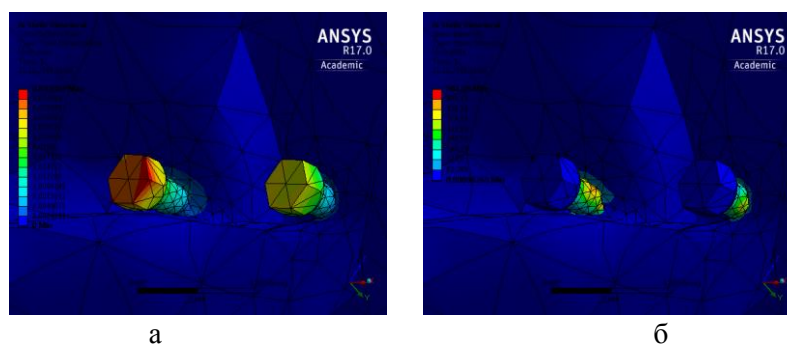


Рисунок 3 – Распределение значений: а – перемещений, б – напряжений.

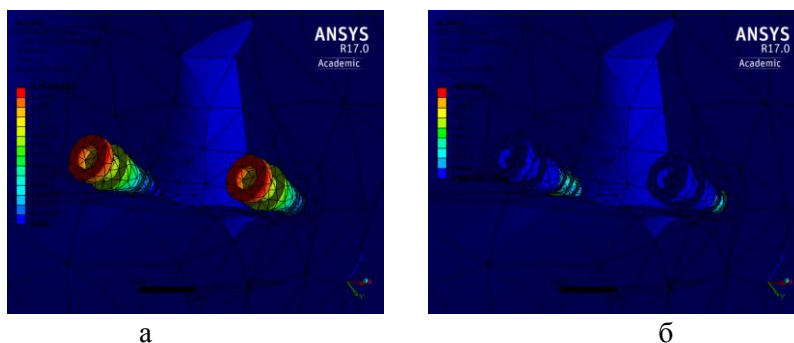


Рисунок 4 – Распределение значений: а – перемещений, б – напряжений.

## Заключение

Расчеты показали, что лучший с точки зрения механики результат показывают микроимплантаты первого типа, но второй тип обладает меньшим напряжением в области кортикального слоя. Наибольшие перемещения под действием нагрузки наблюдаются в области головки. Величина минимального напряжения в микроимплантате стремится к нулю, а максимальное напряжение определяется в месте перехода внутрикостной части микроимплантата в головку, что соответствует области кортикального слоя.

## Литература:

1. Иванов Д.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Доль А.В. Возможности различных САD-комплексов при построении математической костной ткани // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9, № 3. – С. 403–405.
2. Ломакин М.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Биомеханическое изучение напряженно-деформированного состояния в области коротких дентальных имплантатов в системе костная ткань-имплантат-абатмент // Российская стоматология. – 2013. – Т. 6, № 1. – С. 21–24.
3. Ivanov D. V., Dol A.V., Smirnov D.A. Optimization of dental implant treatment // Russian Open Medical Journal. – 2016. – Т. 5, № 1. – С. 0102.
4. Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Применение систем автоматизированного проектирования к построению 3D модели челюсти // В сборнике: Практическая биомеханика. Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. – 2015. – С. 138–141.
5. Иванов Д.В., Доль А.В. Применение томографических изображений для создания трехмерных индивидуальных реалистичных моделей биологических объектов // Кардио-ИТ. – 2015. – Т. 69. – С. 0402.
6. Суетенков Д.Е., Лясникова А.В. Перспективы ортодонтической коррекции у пациентов с высоким риском пародонтита с помощью микроимплантатов с модифицированным покрытием // Пародонтология. – 2009. – № 3. – С. 45-50.

## ЛАЗЕРЫ В СТОМАТОЛОГИИ

**Гариевская А.В.**

*Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия  
E-mail: garievskie@mail.ru*

**Аннотация:** В данной статье рассмотрены следующие лазеры, используемые в стоматологии – диодный, эрбиевый. Проведено исследование их свойств, преимуществ и недостатков.

**Ключевые слова:** диодный лазер, эрбиевый лазер.

**Keywords:** diode laser, erbium laser.

### **Актуальность**

Лазерные технологии давно покинули страницы научно-фантастических романов и стены исследовательских лабораторий, завоевав прочные позиции в медицинской отрасли. Стоматология включила лазер в свой арсенал, вооружив врачей мощным инструментом борьбы с различными патологиями. Применение лазеров в стоматологии открывает новые возможности, позволяя врачу-стоматологу предложить пациенту широкий спектр минимально инвазивных и фактически безболезненных процедур, отвечающих высочайшим клиническим стандартам оказания стоматологической помощи [1].

**Цель:** определить обоснованность применения лазеров в стоматологии.

### **Задачи:**

1. изучить виды лазеров, наиболее часто используемых в стоматологии;
2. сравнить их свойства;
3. выявить их преимущества и недостатки.

### **Материалы и методы**

Был проведен анализ научных статей на русском и английском языках, библиотечных источников, кандидатских диссертаций по теме использования лазеров в стоматологии.

### **Результаты и обсуждение**

Основным физическим процессом, определяющим действие лазерных аппаратов, является вынужденное испускание излучения, которое образуется при тесном взаимодействии фотона с возбужденным атомом в момент совпадения энергии фотона с энергией возбужденного атома. В конечном итоге этого взаимодействия, атом переходит из возбужденного состояния в невозбужденное, а излишек энергии

излучается в виде нового фотона с абсолютно такой же энергией, поляризацией и направлением распространения, как и у первичного фотона. Принцип работы стоматологического лазера заключается в колебании луча света между оптическими зеркалами и линзами, набирающим силу с каждым циклом. При достижении достаточной мощности, луч испускается [2].

Воздействие лазерного излучения на биологические структуры зависит от длины волны излучаемой лазером энергии, плотности энергии луча и временных характеристик энергии луча. Лазеры делятся на: непрерывные - лазерное излучение постоянно по времени, такие лазеры используют в хирургии для рассечения тканей и удаления новообразований; импульсные – излучение происходит короткими вспышками, в результате чего клетки в области воздействия уничтожаются и испаряются, передача тепла тканям вокруг области излучения не осуществляется, они не нагреваются, сохраняют свою жизнеспособность [1].

В стоматологии наиболее часто используются диодный и эрбиевый лазеры.

Диодный лазер (полупроводниковый, длина волны 792–1030 нм): излучение хорошо поглощается в пигментированной ткани, имеет хороший гемостатический эффект, обладает противовоспалительным и стимулирующим репарацию эффектами. Лазерный аппарат имеет компактные габариты и прост в обращении и обслуживании. Имеет хороший гемостатический эффект, обладает противовоспалительным и стимулирующим репарацию эффектами. Еще одним преимуществом является очень маленькая область некроза после контурирования тканей [3].

Эрбиевый лазер. Широкое применение Er:YAG лазера в медицине обусловлено тем, что его длина волны очень хорошо поглощается любой биологической структурой, содержащей группу OH-. Попадание луча лазера на объект воздействия приводит к мгновенной абляции последнего. Применяется как на твердых тканях (кариес, клиновидный дефект), так и на мягких (удаление папиллом, гингивэктомия гипертрофированных сосочков). Механизм действия эрбиевого лазера на твердые ткани основан на “микровзрывах” воды, входящей в состав эмали и дентина, при воздействии на них лучом лазера. Процесс поглощения и нагревания приводит к мгновенному испарению воды, микроразрушению твердых тканей и выносу твердых фрагментов из зоны воздействия водяным паром. Различное содержание воды в



здоровых и больных тканях позволяет селективно удалять пораженную кариесом эмаль и/или дентин [5].

Эффект воздействия лазеров на нервную ткань обычно выражается в уменьшении послеоперационной боли в сравнении с другими типами лечения, могут использоваться для хирургии мягких или твердых тканей без необходимости прибегать к местной анестезии. [4] Запечатывание лимфатической системы и минимальная травма тканей приводят к незначительному или вовсе отсутствию постоперационного отека. Благодаря минимизации повреждения тканей и снижению числа миофибробластов в ранах, сведено к минимуму образование постоперационных рубцов и контрактур.

Но, в недостатки использования лазеров включают обычно высокую стоимость приобретения и обслуживания лазера, утрату тактильно чувствительности с бесконтактными лазерами, специфичность некоторых длин волн лазеров, что влечет за собой периодическую необходимость в более, чем одном лазере для проведения процедур. [6] Хотя заживление после лазерной хирургии, как правило, превосходно, обычно гораздо лучше чем в случае других инструментов, таких, как скальпель или электрохирургический инструмент, оно также, как правило, медленнее, вследствие запечатывания сосудов. Процедуры обработки мягких тканей включают иссечение избытка ткани, нормальной или патологической. Имеется немного случаев хирургии мягких тканей, где не может быть использован лазер. Зубы или кость, близко связанные с целевой тканью или повреждением, необходимо защитить от луча лазера, что увеличивает трудность процедуры, но при разумных мерах предосторожности и внимательности, обычно это не представляет затруднений [7].

### **Выводы**

1. Было изучено 2 вида лазеров, наиболее часто используемых в стоматологии: диодный, эрбиевый.

2. Диодный лазер является универсальным для различных типов тканей и имеет более широкие показания для применения, имеет малую длину волны и воздействует на меланин, гемоглобин и воду в тканях. Использование других лазеров ограничено типом ткани из-за длины волны. Эрбиевый лазер воздействует на воду и гидроксипатит, находящиеся в твердых тканях.

3. Преимущества лечения лазером: быстрое заживление, гемостаз, коагуляция тканей, меньшая травматизация, биостимулирующий эффект, стерильность, сокращение периода реабилитации пациента, уменьшение послеоперационных болей и отеков, снижение риска инфицирования, минимальные рубцы.

4. Недостатки лечения лазером: высокая стоимость приобретения и обслуживания лазера, утрата тактильно чувствительности с бесконтактными лазерами, специфичность некоторых длин волн лазеров, иссечение избытка ткани, необходимость качественного обучения специалистов.

5. Таким образом, применение лазеров в стоматологии оправдано и является современной альтернативой существующим методам лечения.

#### **Литература:**

1. Амирханян А.Н., Буйлин В.А., Москвин С.В. Лазерная терапия в стоматологии. – М. 2007.
2. Воложин А.И. Особенности заживления слизистой оболочки полости рта после применения скальпеля, лазера и радиножа // Российский стоматологический журнал. – 2009.
3. Каспаров А.С. Клинико-морфологическое обоснование применения диодного лазерного скальпеля в амбулаторной хирургической стоматологии: автореф. дисс. ... канд. мед. наук. М., 2006.
4. Рисованный С.И., Рисованная О.Н. Лазерная стоматология // Dental Market, 2009. Шульган С.В. Применение эрбиевого лазера в стоматологической практике // Современная стоматология. 2006.
5. Тарасенко И.В. Клинико-экспериментальное обоснование применения эрбиевого лазера в хирургической стоматологии: автореф. дисс. ... канд. мед. наук. М., 2012.
6. He W.L., Yu F.Y., Li C.J., Pan J., Zhuang R., Duan P.J. A systematic review and meta-analysis on the efficacy of low-level laser therapy in the management of complication after mandibular third molar surgery // Lasers Med Sci. 2014.
7. Wigdor H.A., Walsh J.T. Jr, Featherstone J.D., Visuri S.R., Fried D., Waldvogel J.L. Lasers in dentistry // Lasers Surg Med. 1995.

# БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ РАЗНОЙ ДЛИНЫ

Доль А.В.<sup>1</sup>, Смирнов Д.А.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия*

<sup>2</sup>*Стоматологическая клиника «Ваш доктор», Россия  
E-mail: nerevishl@gmail.com*

**Аннотация:** Дентальная имплантация на сегодняшний день является одним из наиболее распространенных и востребованных видов хирургического вмешательства в области стоматологии. Однако планирование операции осуществляется, как правило, лишь на основе личного опыта врача, в то время как оптимизация процесса установки с точки зрения биомеханики не производится. В данной работе рассмотрен вопрос выбора оптимальной с точки зрения биомеханики длины имплантата.

**Ключевые слова:** стоматологический протез, имплантат, кость, моделирование, 3D-модель.

**Keywords:** dental prosthesis, implant, bone, modeling, 3D-model.

## Введение

Согласно статистике, в России люди старше 40 лет в 90% случаев имеют 1 и более утраченных зубов, что обуславливает широкую потребность в дентальной имплантации. На сегодняшний день в стоматологии применяются имплантаты различной длины. Во многих случаях хирург использует те имплантаты, которые имеются в наличии. Однако такой подход, не подразумевающий планирование операции с точки зрения механического анализа конструкции, в ряде случаев приводит к преждевременному выходу из строя всей системы «имплантат-протез» из-за эффекта усталости металла при циклическом нагружении.

## Материалы и методы

Анализ напряженно-деформированного состояния имплантатов разной длины может позволить выбрать оптимальный с механической точки зрения вариант, что, в свою очередь, даст возможность продлить срок службы установленных конструкций [2]. На сегодняшний день в стоматологии применяются имплантаты стандартной длины (свыше 10 мм) и так называемые короткие имплантаты (менее 10 мм). Последние необходимы при дефиците костной ткани на участке имплантации, но могут быть установлены и в случаях, когда костной ткани достаточно для установки стандартной конструкции.

Выбор оптимального с точки зрения биомеханики имплантата может быть проведен с помощью метода конечных элементов, который позволяет рассчитать всю систему «кость-имплантат-протез» при действии на нее жевательных нагрузок и подобрать конструкцию таким образом, чтобы ни в кости, ни в устанавливаемых элементах не возникали зоны концентрации высоких напряжений, которые могут приводить к разрушению в процессе эксплуатации.

В данной работе на основе данных компьютерной томографии конкретного пациента был построен участок челюсти [1, 3], в котором размещались стандартный и короткий имплантаты. На рисунке 1 представлена модель участка челюсти с размещенным в ней стандартным имплантатом с абатментом круглого поперечного сечения.

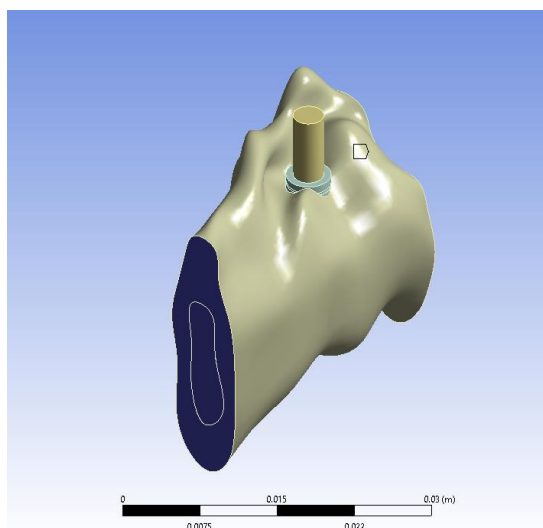


Рисунок 1 – Модель участка челюсти и установленного имплантата.

Далее построенные модели импортировались в программный пакет конечно-элементного моделирования, где разбивались вычислительной сеткой. После этого задавались граничные и контактные условия (жевательная нагрузка в 100 Н под углом 30 градусов к оси имплантата и полный контакт конструкции с челюстью). Результаты расчетов показали, что максимальные напряжения в кости при установке стандартного имплантата составили  $4.73 \cdot 10^7$  Па, в то время как при установке короткого имплантата максимум составил  $7.05 \cdot 10^7$  Па. При этом перемещения и напряжения в самих имплантатах оказались близки по значениям (около  $5 \cdot 10^{-2}$  мм и  $4 \cdot 10^8$  Па соответственно).

## **Заключение**

В работе проведено сравнение стоматологических имплантатов разной длины. В результате сравнения было получено, что стандартные имплантаты осуществляют меньшие воздействия на кость. Однако короткие имплантаты испытывают близкие к ним напряжения и деформации. Таким образом, установка коротких имплантатов с точки зрения биомеханики нецелесообразна при достаточном объеме костной ткани.

## **Литература:**

1. Иванов Д.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Доль А.В. Возможности различных САD-комплексов при построении математической модели костной ткани // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9. – № 3. – С. 403–405.
2. Смирнов Д.А., Ломакин М.В., Лепилин А.В., Иванов Д.В., Доль А.В. Биомеханическое изучение напряженно-деформированного состояния в области коротких дентальных имплантатов в системе костная ткань-имплантат-протез // Российская стоматология. – 2013.– Т. 1. – С. 21-24.
3. Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Применение систем автоматизированного проектирования к построению 3D модели челюсти // Практическая биомеханика. Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием. – 2015. – С. 138-141.

# АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ШАГА РЕЗЬБЫ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА НА НДС ВОССТАНОВЛЕННОГО ЗУБА ПРИ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ

**Бодягина К.С., Пичхидзе С.Я.**

*Саратовский государственный университет имени Гагарина Ю.А., Россия*

*E-mail: bodksen@mail.ru*

**Аннотация:** В работе исследовано деформированное состояние восстановленного с помощью винтового и цилиндрического имплантата зуба при жевательной нагрузке, а также произведен анализ зависимости напряженно-деформированного состояния восстановленного зуба от шага резьбы.

**Ключевые слова:** дентальный имплантат, напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов.

**Keywords:** dental implant, the stress-strain state, finite element method.

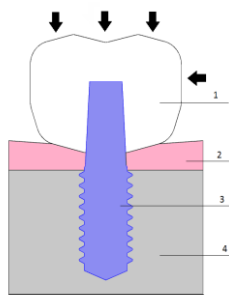
Восстановление утраченного зуба при помощи внутрикостного имплантата - перспективный и широко применяемый метод восстановления зубного ряда. Исследование механического состояния восстановленного зуба является важной составляющей планирования хирургического вмешательства. Наличие скоплений больших напряжений в конструкции может привести к разрушению, как восстанавливающей конструкции, так и естественных тканей, окружающих имплантат.

В последнее время разработано большое количество конструкций внутрикостных имплантатов, но наиболее часто применимыми на сегодняшний день являются цилиндрические и винтовые имплантаты, отличающиеся наличием резьбы на внутрикостной части.

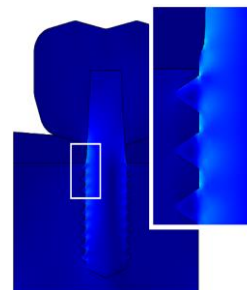
В работе исследовано деформированное состояние восстановленного с помощью винтового и цилиндрического имплантата зуба при вертикальной, сдвигающей и комплексной жевательной нагрузке. Расчеты производились методом конечных элементов на расчетной модели, приведенной на рис. 1а. В данной расчетной модели длина внутрикостной части имплантата была равна 10 мм, диаметр - 3,6 мм.

В ходе работы были исследованы имплантаты трех различных форм: без резьбы (цилиндрический), винтовые с резьбовым шагом 0,3 и 0,6 мм. Нижняя граница модели принята фиксированной. Имплантат изготовлен из титана марки ВТ1-00 ( $E=200\text{ГПа}$ ,  $\nu=0,33$ ). Механические модули естественных материалов расчетной модели взяты из [1]. Вертикальная нагрузка прикладывалась по всей верхней поверхности расчетной модели зуба, сдвигающая – по правой боковой границе, рисунок 1,а. Значение для вертикальной нагрузки – 180 Н, для сдвигающей – 90 Н, что соответствует нагрузкам, возникающим при естественном жевательном процессе. На рисунке 1,б приведено

НДС модели при комплексной нагрузке, шаг резьбы 0,3 мм. Видно, что при приложении комплексной нагрузки максимальные напряжения концентрируются в пришеечной области с правой стороны модели. Эта область была выбрана для дальнейшего исследования.



а) 1 – коронка, 2 – десна, 3 – имплантат, 4 – кость



б) НДС конструкции

Рисунок 1 – Расчетная модель.

В таблице 1 приведены значения напряжений в области их максимальной концентрации при разных видах резьбы и нагрузок.

Таблица 1 – Значения напряжений Мизеса (Н/см<sup>2</sup>)

Шаг/нагрузка	вертикальная	сдвигающая	комплексная
Без резьбы	42,19	209,98	252,15
0,6 мм	44,76	236,89	281,34
0,3 мм	48,87	250,99	299,82

Как видно из таблицы 1 наличие резьбы увеличивает скопление напряжений в области шейки зуба. Наиболее опасной для возникновения концентраторов напряжений является сдвиговая нагрузка.

**Выводы:** при восстановлении зубного ряда при помощи винтовых имплантатов для уменьшения напряжений в пришеечной области на верхней внутрикостной части имплантата необходима резьба с большим шагом. Для нижней части наличие резьбы влияет на скопление напряжений в меньшей степени и позволяет надёжно закрепить имплантат в костной ткани.

#### Литература:

1. А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский Биомеханика в стоматологии: монография. – Харьков: Изд-во Форт, 2010. – 468 с.
2. Бодягина К.С. Влияние формы и свойств материала реставрационной пломбы на концентрацию напряжений в зубе // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии// - Саратов, 2013. – 613 с. – С. 538 – 546.

# МЕТОДИКА КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПО ДАННЫМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

**Рзаев В.А.**

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н. Г. Чернышевского, Россия  
E-mail: nano-bio@sgu.ru*

**Аннотация:** Описана методика построения компьютерной 3D модели по данным компьютерной томографии. На основе модели для определения биомеханических параметров и получения графиков распределения напряжённо-деформированного состояния могут проводиться численные эксперименты, такие как конечно-элементный анализ.

**Ключевые слова:** биомеханика, моделирование, ортодонтия.

**Keywords:** biomechanics, modeling. orthodontics.

## **Введение**

В настоящее время хирургические операции в области ортодонтии являются одними из наиболее востребованных и распространённых. Чтобы иметь достаточное представление о возможностях лечения и предупреждения заболеваний строятся компьютерные 3D модели, с помощью которых возможно изучение костей и тканей пациента и их биомеханический анализ [1-3].

## **Материалы и методы**

Одним из возможных способов построения компьютерной 3D модели челюсти человека является обработка данных компьютерной томографии (КТ). Для этой цели используется Mimics Innovation Suite – программа, которая содержит полный набор инструментов, специально разработанных для биомедицинской отрасли [4]. В данной статье рассматривается построение нижней челюсти.

Первым этапом работы в Mimics являлось создание маски (Create New Mask) и определение её границ (Thresholding) (рисунок 1). Например, если исследуется только нижняя челюсть, как в данном примере, то верхняя удаляется с помощью команды обрезки маски (Crop Mask).

Из-за плохого качества КТ могут не отображаться некоторые элементы, следовательно, модель требует тщательной доработки. Подобные недостатки модели устранялись с помощью команды редактирования срезов (Multiple Slice Edit). Здесь использовалась команда добавления элементов маски (Add on active mask) в случае их



недостатка или команда удаления элементов маски (Remove on active mask) для разделения зубов от мягких тканей, а также для удаления так называемых “шумов”.

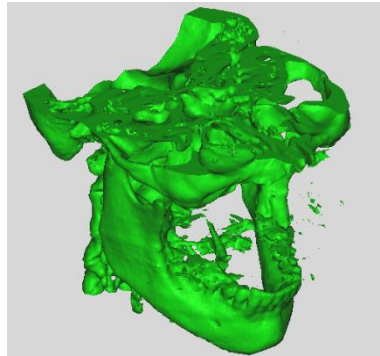


Рисунок 1 – 3D модель по созданной маске в Mimics Innovation Suite.

После того, как работа с добавлением и удалением элементов закончена, на маску накладывалась метка сборки (Assembly) для того, чтобы можно было рассчитать модель из набора наполненных элементами рабочих плоскостей вдоль каждого среза (Calculate Non-Manifold). Для расчёта с помощью метода конечных элементов модель разбивалась с помощью команды разделения тел (Split) – в данном примере 14 зубов и челюсть (рисунок 2). Далее с помощью команды разбиения на сетку (Remesh) модель экспортировалась в дополнительный с Mimics Innovation Suite модуль 3-matic Medical для дальнейшей корректировки.

Первым этапом работы в 3-matic Medical стала проверка модели на возможные ошибки с помощью команды мастера исправления (Fix Wizard). Здесь модель проверялась на перевернутые нормали, плоские отверстия, возможные “шумы”, пересекающиеся и накладывающиеся друг на друга элементы (треугольники), “неправильные” кромки, грани, рёбра и контуры. Если возникали ошибки, следуя советам (Follow advice), автоматическим методом (Automatic) исправляли их. Если этот метод не срабатывал, требовалось вручную (Manual) работать с элементами.

После этого модель разбивалась на сетку (Auto Remesh). Здесь указывались способ измерения элементов сетки, качество разбиения, максимальная геометрическая ошибка, максимальная длина элемента и количество итераций. Элементы, не подлежащие разбиению по заданным параметрам, удалялись, и модель стала точнее.

Далее трёхмерная модель сглаживалась (Smooth), где указывался коэффициент сглаживания и количество итераций. Затем снова повторялась команда разбиения на сетку (Auto Remesh), так как после сглаживания некоторые элементы меняли свои

размеры. Затем создавалась объемная сетка (Create Volume Mesh), где указывалась максимальная длина кромки элемента. Следующим шагом модель экспортировалась в формате STEP (Export to STEP) (рисунок 3). Работая в данном CAD-формате, возможна доработка модели в Solid Works, а далее – конечно-элементный анализ в ANSYS Workbench [5].

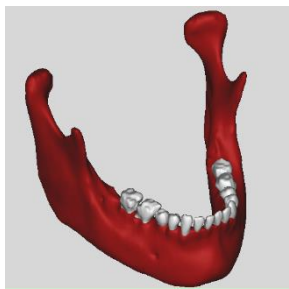


Рисунок 2 – 3D модель нижней челюсти в Mimics Innovation Suite.

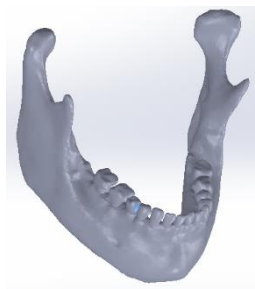


Рисунок 3 – 3D модель нижней челюсти в Solid Works.

## Заключение

Рассмотрена и описана методика построения компьютерной модели нижней челюсти по данным КТ. Создание компьютерной модели позволит исследовать биомеханические параметры объекта и его поведение в различных модельных ситуациях. Биомеханическое моделирование является удобным инструментом исследования анатомических частей тела пациента.

## Литература:

1. Доль А.В., Иванов Д.В., Смирнов Д.А. Оптимизация процесса дентальной имплантации. Прак. биомеханика: Материалы док. Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Буква, 2015. – С. 129–130.
2. Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Применение систем автоматизированного проектирования к построению 3D модели челюсти. Прак. биомеханика: Материалы док. Всероссийской конференции молодых ученых с международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Буква, 2015. – С. 138–141.
3. Ivanov D.V., Dol A.V., Smirnov D.A. Optimization of dental implant treatment. Russian Open Medical Journal. – Саратов: Наука и инновации, 2015. – Т. 5, № 1, С. 102.
4. Официальный сайт разработчика Materialise [Электронный ресурс]: – Режим доступа: <http://biomedical.materialise.com/mimics> (дата обращения 26.09.2016).
5. Иванов Д.В., Лепилин А.В., Смирнов Д.А., Доль А.В. Возможности различных САД-комплексов при построении математической модели костной ткани // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9. – № 3. – С. 403–405.

## ИМЕННОЙ УКАЗАТЕЛЬ

Ammar J.K. Al-Alwani	67, 94, 96	Гаврилова Д.И.	83
Chumakov A.S.	67	Гариевская А.В.	119
Glebov A.A.	72	Гатаулин Я.А.	45
Glukhovskoy E.G.	67	Гегель Н.О.	37
Gorbachev I.A.	67	Глухова О.Е.	74, 76
Gorin Dmitry	90	Глуховской Е.Г.	70, 79, 81, 86, 96
Hassoon O.A. Hassoon	88	Голядкина А.А.	13, 37, 50, 105, 107
Katkov V.L.	72	Горбачев И.А.	94
Lapanje Aleš	90	Горин Д.А.	105
Martsinovich N.	91	Гуляев С.С.	39
Osipov V.A.	72	Доль А.В.	123
Rybkin Iaroslav	90	Доль Е.С.	5
Sukhorukov Gleb		Донник А.М.	99, 103
Tsim N.T.	91	Еременко А.А.	60
Абалымов А.А.	79, 105	Ермаков А.В.	94
Акулич Ю.В.	27	Ероклинцев В.Н.	101
Алешкина О.Ю.	16	Захаревич А.М.	70
Бабичева Т.С.	37	Зинина А.И.	48
Бауэр С.М.	54, 60	Зоткин В.В.	20
Беглецова Н.Н.	70	Зыктин А.А.	76
Белов Ю.В.	42	Иванов А.Н.	105
Белова В.А.	113	Иванов Д.В.	9
Бескровный А.С.	116	Кабанов В.Ф.	88
Богачев И.В.	56	Калинин А.А.	50, 99, 110
Боденкова Е.О.	54	Каравайкин П.А.	42
Бодягина К.С.	126	Качанов А.Б.	60
Видяшева И.В.	79	Киреев С.И.	13
Вильде М.В.	30, 39	Кириллова И.В.	52, 99
Ву Х.А.	110	Клецов А.А.	79
		Колесникова А.С.	81, 96, 103
		Комаров Р.Н.	42
		Коннова О.В.	16
		Корников В.В.	60
		Коссович Е.Л.	83
		Коссович Л.Ю.	99
		Курманов А.Г.	13, 23
		Кучапин А.В.	13

Левченко К.К.	20	Темяков А.Н.	16
Любунь Г.П.	105	Терин Д.В.	70
Макарова Н.Б.	86	Франус Д.В.	64
Маслякова Г.Н.	76	Цветкова О.Ю.	70, 86
Мурылёв В.В.	42	Челнокова Н.О.	42, 48
Панкратов А.Н.	79	Чернова Р.К.	70
Папкина В.Ю.	37	Чумаков А.С.	94
Парахонский Б.В.	105	Шевцова Ю.В.	50
Переверзев Я.Е.	88	Шинкаренко О.А.	70, 96
Пичхидзе С.Я.	28, 101, 126	Шкуратник В.Л.	83
Пожаров М.В.	96	Шмыгин Д.С.	74
Полиенко А.В.	13, 48	Шпиняк С.П.	28
Потетюнко О.А.	62	Шулятьев А.Ф.	27
Радченко Я.Ф.	45	Шумилин А.И.	28
Рзаев В.А.	20, 128	Эпштейн С.А.	83
Родионов Е.А.	48		
Ромакина Н.А.	23		
Савельева М.С.	105		
Савостьянов Г.В.	74		
Сафонов Р.А.	50, 96, 103, 107, 110		
Селифонова Е.И.	70, 86		
Скрипаченко К.К.	52		
Смирнов Д.А.	123		
Суетенков Д.Е.	116		

## СОДЕРЖАНИЕ

### БИОМЕХАНИКА ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

<b>Доль Е.С.</b> Моделирование позвоночно-двигательного сегмента методом конечных элементов .....	5
<b>Иванов Д.В.</b> Биомеханика расширяющегося стержня FIXION .....	9
<b>Киреев С.И., Курманов А.Г., Кучапин А.В., Голядкина А.А., Полиенко А.В.</b> Биомеханическое обоснование хирургического лечения первой плюсневой кости стопы .....	13
<b>Коннова О.В., Алешкина О.Ю., Темяков А.Н.</b> Биомеханическая ось нижней конечности как фактор, влияющий на формирование вальгусной деформации первого пальца стопы .....	16
<b>Рзаев В.А., Зоткин В.В., Левченко К.К.</b> Биомеханическое моделирование тазобедренных суставов .....	20
<b>Ромакина Н.А., Курманов А.Г.</b> Интегральная оценка стато-локомоторной функции при сочетанной патологии нижних конечностей .....	23
<b>Шулятьев А.Ф., Акулич Ю.В.</b> Биомеханический анализ влияния резьбовых фиксаторов на костную ткань в проксимальном отделе бедра .....	27
<b>Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я.</b> К вопросу повышения износостойкости вкладыша коленного эндопротеза .....	28

### БИОМЕХАНИКА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

<b>Вильде М.В.</b> Аналитическое и численное моделирование гемодинамики кровеносного сосуда на выделенном отрезке .....	30
<b>Гегель Н.О., Бабичева Т.С., Голядкина А.А., Папкина В.Ю.</b> Биомеханический анализ протеза артериального сосуда из хитозана .....	37
<b>Гуляев С.С., Вильде М.В.</b> Исследование влияния бифуркации артерии на закон изменения объемного расхода в рамках одномерной модели .....	39
<b>Каравайкин П.А., Комаров Р.Н., Белов Ю.В., Челнокова Н.О., Мурылёв В.В.</b> Метод конечных элементов в решении задач хирургии митрального клапана .....	42
<b>Радченко Я.Ф., Гатаулин Я.А.</b> Уточнение методики измерения скорости кровотока в извитом сосуде с помощью ультразвукового доплеровского метода .....	45
<b>Родионов Е.А., Челнокова Н.О., Зинина А.И., Полиенко А.В.</b> Конечно-элементное моделирование трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда .....	48
<b>Сафонов Р.А., Калинин А.А., Шевцова Ю.В., Голядкина А.А.</b> О применении принципа виртуальной операционной в сердечно-сосудистой хирургии .....	50
<b>Скрипаченко К.К., Кириллова И.В.</b> Конечно-элементное моделирование грудного отдела аорты .....	52

## БИОМЕХАНИКА ОРГАНОВ И СИСТЕМ

<b>Бауэр С.М., Боденкова Е.О.</b> Исследование эластотонометрии глаза .....	<b>54</b>
<b>Богачев И.В.</b> Об идентификации свойств кожного покрова .....	<b>56</b>
<b>Еременко А.А., Бауэр С.М., Корников В.В., Качанов А.Б.</b> Влияние радиуса кривизны роговицы и длины переднезадней оси глаза на показатели внутриглазного давления .....	<b>60</b>
<b>Потетюнко О.А.</b> О моделировании деформирования решетчатой пластины ....	<b>62</b>
<b>Франус Д.В.</b> Изменение напряжённо-деформированного состояния корнеосклеральной оболочки глаза после введения интрасклеральных инъекций .....	<b>4</b>

## МОЛЕКУЛЯРНАЯ И КЛЕТОЧНАЯ БИОМЕХАНИКА

<b>Al-Alwani Ammar J.K., Chumakov A.S., Gorbachev I.A., Glukhovskoy E.G.</b> Reorientation alignment of liquid crystal and formation of nanocomposite langmuir-blodgett films at the air-water interface .....	<b>67</b>
<b>Беглецова Н.Н., Шинкаренко О.А., Селифонова Е.И., Цветкова О.Ю., Захаревич А.М., Терин Д.В., Чернова Р.К., Глуховской Е.Г.</b> Синтез наночастиц меди в мицеллах поверхностно-активного вещества .....	<b>70</b>
<b>Glebov A.A., Katkov V.L., Osipov V.A.</b> Effect of vacancies on edge states in grapheme .....	<b>72</b>
<b>Глухова О.Е., Шмыгин Д.С., Савостьянов Г.В.</b> Моделирование гибридных систем углеродные наноструктуры-фосфолипиды .....	<b>74</b>
<b>Зыктин А.А., Глухова О.Е., Маслякова Г.Н.</b> Исследование механизма проникновения липопротеина низкой плотности в интиму сосудов .....	<b>76</b>
<b>Клецов А.А., Панкратов А.Н., Видяшева И.В., Абалымов А., Глуховской Е.Г.</b> Происхождение жизни и геолого-физико-химические условия на земле в катархейский эон .....	<b>79</b>
<b>Колесникова А.С., Глуховской Е.Г.</b> Способ управления проводящими свойствами квантовой точки ZnS .....	<b>81</b>
<b>Коссович Е.Л., Эпштейн С.А., Шкуратник В.Л., Гаврилова Д.И.</b> Эффект разных масштабов при оценке механических свойств неоднородных органических композитов природного происхождения методом индентирования .....	<b>83</b>
<b>Макарова Н.Б., Селифонова Е.И., Цветкова О.Ю., Глуховской Е.Г.</b> Формирование и исследование тонких металлических пленок на границе раздела вода-воздух .....	<b>86</b>
<b>Переверзев Я.Е., Hassoon O.A. Hassoon, Кабанов В.Ф.</b> Механизмы проводимости в органической матрице с квантовыми точками .....	<b>88</b>
<b>Rybkin Iaroslav, Gorin Dmitry, Sukhorukov Gleb, Lapanje Aleš.</b> Surface modicfication of bacterial cells by polyelectrolyte deposition .....	<b>90</b>
<b>Tsim N. T., Martsinovich N.</b> Density-functional theory modeling of interactions in dna base pairs .....	<b>91</b>

<b>Чумаков А.С., Ammar J.K. Al-Alwani, Горбачев И.А., Ермаков А.В.</b> Исследование формирования монослоев смесей квантовых точек и жидкого кристалла .....	<b>94</b>
<b>Шинкаренко О.А., Пожаров М.В., Сафонов Р.А., Колесникова А.С., Ammar J.K. Al-Alwani, Глуховской Е. Г.</b> Моделирование синтеза графена из молекул нафталина .....	<b>96</b>

### **БИОМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ**

<b>Донник А.М., Калинин А.А., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю.</b> Программные продукты медицинского назначения для планирования хирургического лечения (обзор) .....	<b>99</b>
<b>Ероклинцев В.Н., Пичхидзе С.Я.</b> Разработка новой конструкции проктоскопа	<b>101</b>
<b>Колесникова А.С., Сафонов Р.А., Донник А.М.</b> Востребованность программно-аналитических систем предоперационного планирования в области спинальной хирургии .....	<b>103</b>
<b>Савельева М.С., Абалымов А.А., Иванов А.Н., Любунь Г.П., Голядкина А.А., Горин Д.А., Парохонский Б. В.</b> Материалы на основе полимерных матриц, покрытых пористым карбонатом кальция, для биомедицинских применений .....	<b>105</b>
<b>Сафонов Р.А., Голядкина А.А.</b> Методы исследования механических свойств тканей <i>in vivo</i> .....	<b>107</b>
<b>Сафонов Р.А., Калинин А.А., Ву Х.А.</b> Автоматизация построения твердотельных персонафицированных моделей костных систем .....	<b>110</b>

### **БИОМЕХАНИКА В СТОМАТОЛОГИИ**

<b>Белова В.А.</b> Построение трехмерных твердотельных моделей зубов нижней челюсти человека .....	<b>113</b>
<b>Бескровный А.С., Суетенков Д.Е.</b> Сравнение двух типов микроимплантатов	<b>116</b>
<b>Гариевская А.В.</b> Лазеры в стоматологии .....	<b>119</b>
<b>Доль А.В., Смирнов Д.А.</b> Биомеханический анализ стоматологических имплантатов разной длины .....	<b>123</b>
<b>Бодягина К.С., Пичхидзе С.Я.</b> Анализ влияния шага резьбы дентального имплантата на НДС восстановленного зуба при жевательной нагрузке .....	<b>126</b>
<b>Рзаев В.А.</b> Методика компьютерного моделирования нижней челюсти по данным компьютерной томографии .....	<b>128</b>

Научное издание

**Практическая биомеханика**

*Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых  
с международным участием*

Под редакцией профессора **Л.Ю. Коссовича**

Сдано в набор 16.10.2016. Подписано в печать 16.10.2016.  
Формат 60x84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура Times New Roman.  
Печ.л. 7,9. Уч.-изд. л. 7,89. Тираж 100. Зак. №10/14105.

Отпечатано в соответствии с предоставленными материалами в ООО «Амирит»,  
410004, г. Саратов, ул. Чернышевского, 88.  
Тел.: 8-800-700-86-33 | (845-2) 24-86-33  
E-mail: zakaz@amirit.ru  
Сайт: amirit.ru