

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*

21 – 24 октября 2015 г.
Саратов, Россия

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

Саратов 2015

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, 2015. –
150 с.: ил.

ISBN 978-5-9906918-1-0

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 № 15- 31-10436-мол_г)

УДК [53:57:61+004](082)

ББК 28.071я43

Работа издана в авторской редакции

ISBN 978-5-9906918-1-0

© Саратовский государственный
университет, 2015

РУКОВОДСТВО КОНФЕРЕНЦИИ

Председатель: **Л.Ю. Коссович**
Сопредседатель: В.М.Попков
Зам. председателя: И.В. Кириллова
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., Вильде М.В., Глухова О.Е., Глуховской Е.Г., Горин Д.А., Киреев С.И., Левченко К.К., Лепилин А.В., Манжиров А.В., Морозов Д.А., Морозов К.М., Островский Н.В., Скрипаль А.В., Усанов Д.А.

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

Голядкина А.А., Городков С.Ю., Иванов Д.В., Киселев А.Р., Коссович Е.Л., Норкин И.А., Пучиньян Д.М., Сафонов Р.А., Скапцов А.А., Смирнов Д.А., Суетенков Д.Е., Федонников А.С., 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

Br[♥]Meeting

БИОМЕХАНИКА ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РАСШИРЯЮЩИХСЯ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНЫХ СТЕРЖНЕЙ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ: ОБЗОР КЛИНИЧЕСКИХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Бескровная А.А.

*Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия
E-mail: alexandra.bloodless@gmail.com*

Аннотация: В работе рассматриваются аспекты использования расширяющихся стержней в лечении диафизарных переломов нижних конечностей. Проведён сравнительный анализ расширяющихся стержней «Fixion™» и «стандартных» блокируемых стержней. Исследования показывают, что стержень «Fixion™» устанавливается существенно быстрее блокируемого стержня, а общая частота несрастания перелома и других осложнений составляет 13% и 14% для бедренных и большеберцовых костей соответственно. К осложнениям можно отнести также появление трещин от раздувания стержня (в 2.5% случаев) и постоперационное сокращение конечности (в 3.3% случаев). Другие проблемы, связанные с отказом механизма расширения, отмечаются в 2.9% случаев. Результаты первых исследований расширяющихся стержней были многообещающими, однако серьёзных исследований, подтверждающих их преимущества по сравнению с блокируемыми, пока не было выполнено.

Ключевые слова: перелом большеберцовой кости, перелом бедренной кости, расширяющиеся стержни, блокируемые стержни, fixion

Keywords: tibia bone fracture, femur bone fracture, expandable nails, locked nails, Fixion nail.

Блокируемый интрамедуллярный стержень признан золотым стандартом лечения диафизарных переломов трубчатых костей нижних конечностей [1]. Такие стержни обеспечивают быструю стабилизацию при переломе с минимальным хирургическим вмешательством и позволяют быстро восстановить и вернуть к функционированию травмированную конечность.

Данная статья посвящена анализу клинических и радиологических результатов использования расширяющихся интрамедуллярных стержней в процессе лечения диафизарных переломов бедренной и большеберцовой костей. Вторичной целью было проведение сравнительного анализа таких стержней с блокируемыми интрамедуллярными стержнями и определение роли данных приспособлений в определенных ситуациях, например, при множественных переломах.

Расширяющиеся стержни, такие как стержни фирмы «Fixion™», являются относительно новой технологической разработкой. Данные интрамедуллярные стержни имплантируются без необходимости в направляющей спице и рассверливании

канала, заливаются изотоническим раствором, чтобы соответствовать анатомии кости. Установленный стержень упирается в эндостальную поверхность кости и обеспечивает натяжение, которое должно быть достаточно надёжным, чтобы закрепить перелом и избежать необходимости в крепежных винтах.

Ретроспективный сравнительный анализ показывает [1], что клинический эффект лечения диафизарных переломов с помощью расширяющегося стержня выше, чем при использовании стандартного блокируемого. Для расширяющегося стержня нет необходимости просверливать кость, а затем вставлять крепежные винты. Другими потенциальными преимуществами перед стандартными блокируемыми стержнями являются уменьшение кровопотери, времени операции и воздействия ионизирующего облучения. Расширяющийся стержень оказывается незаменимым для пациентов с множественными переломами трубчатых костей нижней конечности, при которых необходимо быстрое проведение операции с минимальными травмами.

В статье [1] приводится подробный обзор имеющихся на сегодняшний день результатов использования стержней «Fixion™». Для поиска подходящих работ была сделана выборка из баз данных (таких как: Cochrane Central Register of Controlled Trials, SIGLE (System for Information on Grey Literature in Europe), the National Research Register (UK), UKCRN Portfolio Database, National Technical Information Service, Current Controlled Trials database). При этом стратегия поиска статей модифицировалась для каждой из баз. В итоге было найдено 154 упоминания, 15 из которых были признаны подходящими и оценены программой Critical Appraisals Skills Programme. В рассмотренных статьях были опубликованы результаты 625 операций по установке стержня «Fixion™» у 620 пациентов: 279 бедренных и 346 большеберцовых стержней. Было обнаружено, что расширяющийся стержень вставляется значительно быстрее блокируемого стержня, а общая частота осложнений составляет 13% и 14% для бедренных и большеберцовых костей соответственно.

К числу основных осложнений при использовании расширяющихся стержней относятся распространение трещины от вздутия стержня и постоперационное сокращение конечности. Обобщенные клинические данные показывают, что частота несращения перелома или длительного заживления для стержня «Fixion™» находится на уровне 2.4% и 3.7% при переломах бедренных и большеберцовых костей соответственно, тогда как для блокируемых стержней эти показатели достигают примерно 5%.

Довольно частыми осложнениями при использовании стержня «Fixion™» являются сокращение конечности и распространение трещины от места перелома вдоль оси стержня. Явление укорочения конечности довольно часто упоминается в литературе и встречается в 3.3% случаев, при этом у некоторых пациентов величина сокращения конечности достигает 1 см по результатам обследования на 6 неделю после операции. Риск распространения продольной трещины также велик. Это связано с тем, что подобные трещины обычно незаметны на рентгеновских снимках. Стоит заметить, что приведенные показатели в реальности могут оказаться выше. Это связано с отсутствием систематических исследований и отсутствием точных измерений.

Серьёзной критике стержни «Fixion™» были подвержены из-за их невысокой стабильности при скручивающих воздействиях [2,3]. При проведении экспериментов по скручиванию системы удалось добиться зависимости величины скручивания от угла поворота верхней части по отношению к нижней. Полученные результаты показывают, что при незначительном угле кручения расширяемая часть начинает скользить в костномозговом канале. Чтобы достигнуть лучшей стабилизации системы, структура стержня должна быть изменена, например, за счёт увеличения площади контакта между стержнем и стенками костномозгового канала [4].

В статье [5] сравниваются клинические результаты лечения диафизарного перелома большеберцовой кости с помощью расширяемого интрамедуллярного стержня и с помощью блокируемого интрамедуллярного стержня. В исследовании участвовали 46 пациентов (27 мужчин и 19 женщин, средний возраст = 38.4 лет) с диафизарными переломами большеберцовой кости. Согласно классификации АО/ASIF, перелом типа А был найден у 16 больных, типа В - у 11, типа С(1) в 5, и С(2) - в 2. С согласия пациентов, 24 пациентов лечили с помощью расширяемых интрамедуллярных стержней (группа А) и 22 с помощью блокируемого интрамедуллярного стержня (группа В). Были собраны следующие показатели: время работы, потеря крови во время операции, количество рентгеновских снимков во время операции, время госпитализации, время заживления переломов и частота осложнений. Клинические результаты были следующими: время работы, потеря крови, количество рентгеновских снимков во время операции, время госпитализации и время заживления перелома группы А значительно снизился по сравнению с переломами группы В, однако существенное отличие в клиническом эффекте и частоте осложнений между пациентами группы А и группы В отсутствует.

К преимуществам использования расширяемых стержней стоит также отнести значительное сокращение времени операции (до 30 минут). Причиной этому, по-видимому, является отсутствие необходимости каждый раз сверлить кость и вставлять крепежные винты. В итоге некоторые шаги стандартной процедуры установки блокируемого стержня пропускаются. Однако, использование механизма расширения требует определённой квалификации хирурга. Хочется также подчеркнуть, что стоимость расширяемых стержней заметно выше стоимости блокируемых стержней: первоначальная цена таких стержней превышала цену стандартных блокируемых стержней примерно в пять раз [6].

Заключение: Данные первоначальных исследований свидетельствуют о том, что расширяющиеся интрамедуллярные стержни сокращают время работы, уменьшают кровопотерю и минимизируют хирургическое вмешательство. Потому они могут служить надёжным и эффективным методом лечения диафизарных переломов трубчатых костей нижних конечностей и незаменимы в определённых ситуациях, например, при множественных переломах, когда временной фактор имеет решающее значение. Однако, в различной литературе описаны такие серьёзные проблемы, как отказ устройства расширения и укорочение конечностей. В связи с этим необходимо в дальнейшем провести серьёзные сравнительные исследования для того, чтобы оправдать возможность их регулярного использования вместо стандартных блокируемых стержней.

Литература:

1. 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 outcome // *Strat Traum Limb Recon.* – 2013. – №8. – P.1–12.
2. 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. – №63(1). – P.103–7.
3. 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. – №22(7). – P.446–50.
4. Kajzer A., Kajzer W., Marciniak J. Expandable intramedullary nail – experimental biomechanical evaluation // *Archives of Materials Science and Engineering.* – 2010. – №41(1). – P.45–52.
5. Bi Q., Zhu D.J., Qiu B.S., Hong J.F., Zhang S.J., Xia B. Comparative study on treatment of midshaft tibial fracture with expandable and interlocking intramedullary nails // *Chin J. Traumatol.* – 2007. – №10(4). – P.228–232.
6. Lepore L., Lepore S., Maffuli N. Intramedullary nailing of the femur with an inflatable self-locking nail: comparison with locked nailing // *J. Orthop Sci.* – 2003. – №8(6). – P.796–801.

ОБЗОР ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ МЕТОДОВ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ПОЗВОНОЧНИКА ЧЕЛОВЕКА

Бескровный А.С.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: beskrovnyas@gmail.com

Аннотация: В настоящее время в связи с ростом заболеваний опорно-двигательного аппарата вырос интерес к моделированию позвоночника. Для математического и численного моделирования нужны более точные механические характеристики тканей позвоночного столба. В данной работе приведен обзор методов и подходов биомеханического исследования позвоночника человека.

Ключевые слова: методы исследований в лабораторных условиях; биомеханика позвоночника; животный суррогат.

Keywords: Method for in vitro testing; spine biomechanics; animal surrogates.

Введение

Заболеваниям позвоночника уделяется большой интерес вследствие высокой заболеваемости населения и ростом затрат на здравоохранение [1]. 70 – 90% человек в течении жизни жалуются на боли в пояснице. Метастазы в костях и остеопороз являются наиболее распространенными заболеваниями, которые могут привести к тяжелым последствиям [2-4].

Методы

Механические эксперименты по исследованию тканей позвоночного столба направлены на оценку кинематики позвоночника, ориентируясь на отношения между движением и нагрузками; механических и структурных свойств позвонков и дисков (жесткость, деформация, прочность); сравнения между здоровым и патологическим состояниями позвоночника.

Объектами исследования в механических экспериментах являются позвоночно-двигательные сегменты, состоящие из трех и двух смежных позвонков, позвонок, тело позвонка, тело позвонка после удаления концевой пластины.

Окружающую позвонки мягкую ткань обычно удаляют при исследовании. Для того чтобы имитировать наличие межпозвоночных дисков, помещают жесткие резиновые диски между концевыми и нагруженными пластинами [5,6].

Для исследования позвоночно-двигательного сегмента, состоящего из трех или двух смежных позвонков, используют специальную установку. Осевое сжатие, растяжение и кручение измеряют с помощью тензометрических датчиков, которые

крепятся на исследуемое тело. Под углом сжатия экстензометром измеряют продольную и поперечную деформацию. Усилия и нагрузки измеряют датчиком силы.

В случае, когда механические свойства невральной дуги исследованы, исследуют весь позвонок. Часто применяемый метод – это удаление невральной дуги позвонка, в этом случае исследуют только тело позвонка. Более упрощенный метод – это исследование тела позвонка без концевых пластин. Для такого образца используется установка, в которой исследуемый образец зажимается между двумя металлическими пластинами, верхняя имеет шарнирное закрепление. Линейное перемещение и наклон верхней пластины измеряется тремя LVTD-датчиками, усилия и нагрузки датчиком силы.

Физиологические нагрузки позвоночника определяются с помощью электромиографии (ЭМГ). Этот метод определяет силу сжатия и момент при сгибании и разгибании позвоночника.

Использование животной модели дает преимущество при биомеханическом тестировании. Самое основное ее преимущество – это легкодоступность, человеческую кость более сложно получить для исследований.

Вывод: В статье рассмотрены методы исследования механических характеристик тканей позвоночника и физиологических нагрузок, возникающих в позвоночном столбе. Эти методы дают более точные механические характеристики для математического и численного моделирования.

Литература:

1. Bone & Joint Decade, The consensus document. The bone and joint decade 2000–2010 // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 1998. – Vol.69(suppl 281). – P. 67–86.
2. Ferrar L., Jiang G., Adams J., Eastell R. Identification of vertebral fractures: An update // *Osteoporosis Int.* – 2005. – Vol. 16, No. 7. – P. 717–728.
3. WHO Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO study group. WHO Technical Report Series, World Health Organization. – 1994. – Iss. 843. – P. 1–130.
4. Tancioni F., Lorenzetti M.A., Navarria P. Percutaneous vertebral augmentation in metastatic disease: State of the art // *Journal of Community an Supportive Oncology*. – 2011. – Vol. 9, No. 1. – P. 4–10.
5. Cheng X.G., Nicholson P.H., Boonen S. Prediction of vertebral strength in vitro by spinal bone densitometry and calcaneal ultrasound // *Journal of Bone and Mineral Research*. – 1997. – Vol. 12, No. 10. – P. 1721–1728.
6. Mirzaei M., Zeinali A., Razmjoo A., Nazemi M. On prediction of the strength levels and failure patterns of human vertebrae using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method // *Journal of Biomechanics*. – 2009. – Vol. 42, No. 11. – P. 1584–1591.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА МЕТОДОМ КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

Доль Е.С., Иванов Д.В.

Саратовский 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. Данная работа посвящена обзору подходов к постановке задач по конечно-элементному моделированию поясничного отдела позвоночника.

Ключевые слова: позвоночник, позвоночный столб, поясничный отдел позвоночника, метод конечных элементов, моделирование.

Keywords: spine, vertebral column, lumbar spine, 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 [1], 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 с помощью математических и численных расчетов (в частности расчетов методом конечных элементов) 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.

Материалы и методы

Расчетам поясничного отдела позвоночника методом конечных элементов (МКЭ) уделяли внимание многие научные группы из разных стран. При этом большинство исследователей при постановке задач используют различные модели и

свойства материалов, а также не всегда сходятся в значениях изгибающих моментов и компрессионных нагрузок.

В данной работе проведен сравнительный анализ десяти конечно-элементных моделей поясничного отдела позвоночника [2, 3, 4]. Такой подход позволяет получить представление о средних значениях нагрузок и свойств материалов, а также о корректной постановке задачи по численному моделированию участка позвоночного столба.

В основном авторами использовались программы конечно-элементного моделирования Ansys и Abaqus. Только одна научная группа использовала собственный решатель.

В большинстве рассмотренных моделей жёстко фиксировался нижний позвонок L5. В двух моделях, включающих также крестцовый отдел, фиксировался первый позвонок S1 (первый позвонок крестцового отдела). При постановке задачи использовались как чистые изгибающие моменты, действующие в трёх анатомических плоскостях, так и комбинированные нагрузки, включающие моменты и силы. Для приложения компрессионных усилий использовался метод сопутствующих нагрузок, то есть силы прикладывались в направлении оси симметрии тела каждого позвонка.

В таблице 1 приведены основные характеристики материалов тканей поясничного отдела позвоночника, использованные в рассмотренных моделях.

Таблица 1. Механические свойства различных конечно-элементных моделей

	Кортикальная кость	Губчатая кость	Костные отростки	Базовая субстанция объёма фиброзного кольца	Пульпозное ядро
Kim и Park	$E=12,000 \text{ МПа}$ $\nu=0.3$	$E=100 \text{ МПа}$ $\nu=0.2$	$E=3500 \text{ МПа}$ $\nu=0.25$	Гиперупругий материал Муни-Ривлина $c_1=0.18$ $c_2=0.045$	Несжимаемая жидкость
Puttlitz и Labus	$E_{11}=8000 \text{ МПа}$ $E_{22}=8000 \text{ МПа}$ $E_{33}=12,000 \text{ МПа}$ $\nu_1=0.4$, $\nu_2=0.35$ $\nu_3=0.3$	На основе изображений КТ	$E=3500 \text{ МПа}$ $\nu=0.3$	Гиперупругий материал Йоха $c_{10}=0.0146$ $c_{20}=-0.0189$ $c_{30}=0.041$	$E=1,0 \text{ МПа}$ $\nu=0.49$
Chen и Wang	$E_1=22,000 \text{ МПа}$ $E_2=11,300 \text{ МПа}$ $\nu_1=0.484$ $\nu_2=0.203$	$E_1=200 \text{ МПа}$ $E_2=140 \text{ МПа}$ $\nu_1=0.45$ $\nu_2=0.315$	$E=3500 \text{ МПа}$ $\nu=0.25$	Гиперупругий материал Муни-Ривлина $c_1=0.42$ $c_2=0.105$	Несжимаемая жидкость
Little и Adam	$E=11,300 \text{ МПа}$ $\nu=0.2$	$E=140 \text{ МПа}$ $\nu=0.2$	Жёсткие	Гиперупругий материал Муни-Ривлина $c_1=0.7$ $c_2=0.2$	Несжимаемая жидкость

Schmidt и Wilke	$E_1=22,000$ МПа $E_2=11,300$ МПа $\nu_1=0.484$ $\nu_2=0.203$	$E_1=200$ МПа $E_2=140$ МПа $\nu_1=0.45$ $\nu_2=0.315$	$E=3500$ МПа $\nu=0.25$	Гиперупругий материал Муни-Ривлина $c_1=0.56$ $c_2=0.14$	Несжимаемая жидкость
Shir azi-Adl	Жёсткая		Жёсткие, прикреплённые к телу позвонка двумя деформируемыми балками	Линейный гиперупругий материал $E=4.2$ МПа $\nu=0.45$	Несжимаемая жидкость
Rohlmann и Zander	$E=10,000$ МПа $\nu=0.3$	$E_1=200$ МПа $E_2=140$ МПа $\nu_1=0.45$ $\nu_2=0.315$	$E=3500$ МПа $\nu=0.25$	Гиперупругий материал Нео-Гука $c_1=0.3448$ $c_2=0.3$	Несжимаемая жидкость
Goel и Kiapour	$E=12,000$ МПа $\nu=0.2$	$E=100$ МПа $\nu=0.2$	$E=3500$ МПа $\nu=0.25$	Гиперупругий материал Нео-Гука $c_1=0.3448$ $c_2=0.3$	Несжимаемая жидкость
F.Ben-Hatira, K.Saidane, A.Mrabet	(минимальные и максимальные значения) $E_{11}=75-3475$ МПа $E_{22}=75-3475$ МПа $E_{33}=6-3280$ МПа $\nu_1=0.12-0.3$, $\nu_2=0.12-0.3$, $\nu_3=0.12-0.3$			$E=2$ МПа $\nu=0.4999$	$E=8$ МПа $\nu=0.45$
M.Dreischarf, H.Schmidt, M.Putzier, T.Zander	$E=10,000$ МПа, $\nu=0.3$	$E_1=200$ МПа $E_2=140$ МПа $\nu_1=0.45$ $\nu_2=0.315$	$E=3500$ МПа $\nu=0.25$	Гиперупругий материал Нео-Гука $c_1=0.3448$ $c_2=0.3$	Нет информации

Как видно из таблицы 1, авторы используют для расчетов различные модели материалов с отличающимися модулями упругости. При этом необходимо отметить, что для кортикальной и губчатой кости, а также для костных отростков большинство авторов использует модель изотропного материала; для базовой субстанции объёма фиброзного кольца используется модель гиперупругого материала Муни-Ривлина; пульпозное ядро в большинстве случаев моделируется несжимаемой жидкостью.

В таблице 2 приведены средние значения моментов и компрессионных нагрузок, которые задавались для моделирования того или иного положения позвоночника.

Таблица 2. Величина нагрузок для различных положений позвоночника

Положение тела	Компрессионная нагрузка (Н)	Момент (Нм)
Сгибание	1175	7.5
Разгибание	500	7.5
Латеральный изгиб	700	7.8
Осевое вращение	720	5.5

Средние значения результатов расчетов при указанных в таблице 2 нагрузках хорошо соответствуют данным, полученным экспериментально *in vivo* и *in vitro*.

Заключение

Анализ существующих на сегодняшний день моделей поясничного отдела позвоночника и сравнение их между собой может позволить более корректно с точки зрения биомеханики поставить задачу о расчете напряженно-деформированного состояния рассматриваемого сегмента.

Большинство авторов при моделировании используют различные свойства материалов тканей позвоночника (таблица 1). При таком подходе существует вероятность недостоверности результатов расчётов отдельно взятой модели. При этом усреднённые значения рассчитанных величин (силы в фасеточных суставах, внутридисковое давление, межпозвонковые вращения), полученные из анализа рассмотренных моделей, хорошо согласуются с экспериментальными данными и могут быть использованы для исследования поведения сегмента позвоночного столба.

В дальнейшем для расчёта поясничного отдела позвоночника авторами планируется использовать средние значения нагрузок (таблица 2), а также наиболее часто используемые модели материалов тканей позвоночного столба.

Литература:

1. Михайловский М.В., Рамих Э.А., Рерих В.В., Садовой М.А., Сизиков М.Ю., Фомичев Н.Г. Повреждения позвоночника // Травматология: национальное руководство /под ред. Г.П.Котельникова, С.П.Миронова. – 2-изд., перераб. и доп. – 2011.- Гл. 17.- С. 799–874.
2. Dreischarf M., Zander T., Shirazi-Adl A., Puttlitz C.M., Adam C.J., Chen C.S., Goel V.K., Kiapour 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.
3. Ben-Hatira 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.
4. Dreischarf M., Schmidt H., Putzier M., Zander T. Biomechanics of the L5-S1 motion segment after total disc replacement - Influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints // J. Biomech. – 2015.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПОЯСНИЧНО-КРЕСТЦОВОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

Донник А.М., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: mathandon@mail.ru

Аннотация: Проведена реконструкция трехмерной геометрии пояснично-крестцового отдела позвоночника по данным компьютерной томограммы. С использованием метода конечных элементов выполнен анализ напряженно-деформированного состояния тканей исследуемого отдела позвоночника. Выявлены области высоких эквивалентных напряжений – зоны контакта позвонков и межпозвонковых дисков. Результаты позволят провести оценку влияния патологии на общую работу пояснично-крестцового отдела позвоночника.

Ключевые слова: биомеханика, пояснично-крестцовый отдел позвоночника, трехмерная геометрия, напряженно-деформированное состояние.

Keywords: biomechanics, lumbosacral spine, three-dimensional geometry, stress-strain state.

В настоящее время патологии позвоночника встречаются практически у каждого человека. Ежедневно позвоночник подвержен большим нагрузкам. Межпозвонковый диск выполняет роль соединительного уплотнения, а также служит для смягчения и амортизирования регулярно возникающих при физической активности нагрузок на позвоночник. Со временем упругие и эластичные свойства межпозвонкового диска ослабевают, за счет чего возникают дегенеративно-дистрофические изменения сегментов позвоночника, в том числе пояснично-крестцового отдела. Пояснично-крестцовый отдел позвоночника состоит из поясничного и крестцового отделов. Большая часть нагрузок приходится на поясничный отдел. Возникающие патологии можно диагностировать с помощью рентгенологического исследования, магнитно-резонансной и компьютерной томографии. Консервативное лечение не всегда является эффективным и требуется хирургическое вмешательство. Для определения метода лечения и выбора необходимого инструментария для проведения операции врач руководствуется своими знаниями и накопленным опытом. Однако иногда возникают спорные ситуации, когда нельзя сразу однозначно определить метод лечения. Для выбора наиболее эффективного хирургического лечения и минимизации случаев послеоперационных осложнений необходимо исследовать свойства указанного отдела позвоночника.

Первым этапом исследования необходимо выполнить восстановление трехмерной геометрической модели выделенного сегмента позвоночника, пригодной

для дальнейших расчетов[1-3]. Реконструкция проводится на основе данных компьютерной томограммы в программных пакетах [4, 5], применяемых для построения 3D-геометрии объектов биомеханической системы.

Второй этап — по полученной геометрической модели формулируется постановка механической задачи. Выбором граничных условий моделируется влияние положения всего позвоночника на выделенный его сегмент. Механические свойства мягкой и костной биологических тканей получают путем натурных экспериментов на сжатие, растяжение, кручение и изгиб, проводимых на экспериментальных машинах. Для расчета напряженно-деформированного состояния костных и мягких тканей пояснично-крестцового отдела применяется метод конечных элементов[6], поскольку в поставленной задаче имеет место сложная геометрическая структура. Полученные результаты позволяют провести биомеханический анализ заданного отдела позвоночника.

Предлагаемая методика позволит получить новые знания механических свойств пояснично-крестцового отдела позвоночника, моделировать новые инструментари для хирургического лечения и прогнозировать результаты их применения. Также данный метод может использоваться для обучения студентов медицинских специальностей.

Литература:

1. M. del Fresno, Venere M., Clausse M. A combined region growing and deformable model method for extraction of closed surface in 3D CT and MRI scans // Computerized Medical Imaging and Graphics. - 2009. - №33. - P. 369-376.
2. Adams R., Bischof L. Seeded region growing // Transactions on pattern analysis and machine intelligence. -June 1994. - Vol.16, № 6. - P. 641-647.
3. Kass M., Witkin A., Terzopoulos D. Snakes: Active contour models // International Journal of Computer Vision. - 1988. - P. 321-331.
4. SolidWorks — Russia [Офиц. сайт]. URL: <http://www.solidworks.ru/>
5. ANSYS — Simulation Driven Product Development [Офиц. Сайт]. URL: <http://www.ansys.com/>
6. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов.- Москва.: Мир, 1979. -392 с.

ПРИМЕНЕНИЕ СПИРАЛЬНОГО КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА ДЛЯ ЗАДАЧ БИОМЕХАНИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Зайцева Т.А, Жарков О.А.*, Митряйкин В.И.

*Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева-КАИ,
Россия*

**Казанское Суворовское Училище, Россия
E-mail: tanechkaga@mail.ru*

Аннотация: Приводится методика исследований плотности и пористости биомеханических структур с применением спиральной компьютерной томографии. Приведена методика оценки стабильности чашки эндопротеза при его частичном покрытии в вертлужной впадины и локальной патологии костной ткани.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, костная ткань, механические характеристики.

Keywords: hip, bone tissue, the mechanical characteristics.

В настоящее время при моделировании биомеханических процессов актуальной остается задача построения геометрии биологических объектов и определения характеристик для механических моделей тканей в индивидуальном порядке. В связи с этим особое значение имеет разработка методов неразрушающей диагностики, позволяющих контролировать изменения в биологических структурах, в связи с чем популярным решением является использование спиральных компьютерных томографов (СКТ) [1, 4].

В настоящее время известно, что между структурой и механическими свойствами материалов имеется определенная взаимосвязь, которая позволяет судить о механических характеристиках материала по результатам исследования структуры, не прибегая к непосредственным испытаниям. Прогнозирование механических характеристик с использованием современных методов неразрушающего контроля связано в основном с оценкой косвенной статистической взаимосвязи физических параметров, измеренных на одних и тех же образцах. После установления эмпирических корреляций на образцах, определяют физические параметры биомеханической структуры, по которым оценивают материал. Коэффициенты корреляции и точность оценки существенно повышаются при использовании нескольких физических параметров.

На основе проведенных, с помощью СКТ, исследований бедренных костей и костей таза были определены зависимости для определения количественных значений модуля Юнга и предела прочности от числа Хаунсфилда. В рамках настоящего

исследования была произведена оценка влияния локального падения жесткости и прочности костной ткани на биомеханическое состояние тазобедренного сустава. Для построенной модели протезированного тазобедренного сустава [2,3,5] были проведены расчеты с учетом локализации повреждения костной ткани в области вертлужной впадины. Оценены, возникающие при этом напряжения и деформации.

Литература:

1. Гайсин Р.Р, Закиров Р.Х., Зарипов Р.А., Никифорова А.В., Саченков О.А. Трехмерная реконструкция внутренних органов с одним характерным размером на основе компьютерной томографии. // Практическая медицина. Актуальные проблемы медицины. – 2013. – том 1. – №1-2 (69). – С.22–24.
2. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием // Научно-технический вестник Поволжья. – 2014. – № 4. – С. 22–25.
3. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование вывиха имплантат в тазобедренном суставе // Вестник КГТУ им. А.Н.Туполева. – 2013. – №1. – С. 99–104.
4. Коноплев Ю.Г., Митряйкин В. И., Саченков О.А. Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // Ученые записки казанского университета. Серия: физико-математические науки: К(П)ФУ Казань Т.153 №4 С. 76-83, 2011
5. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Кузин А.К., Денисов А.О., Плиев Д.Г., Бояров А.А., Коваленко А.Н. Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // Травматология и ортопедия России. –2013. – №4(70). – С.42–51.

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ СТЕРЖНЕЙ ДЛЯ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А., Иванов Д.В.*, Зуев П.П.

Саратовский НИИ травматологии и ортопедии» Минздрава России

** Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

E-mail: sarniito@yandex.ru, ivanovdv@gmail.com

Аннотация. Для решения доклинических задач при разработке новой технологии остеосинтеза мы привлекли методику компьютерного моделирования систем «кость-фиксатор». Результаты численных расчетов показывают, что наилучшие показатели эффективных напряжений показывает трехлопастной стержень BNB, которые на 25-150% лучше, чем со стержнем поперечного блокирования (ChM) при трех типах переломов модели бедра в средней трети.

Ключевые слова: длинные кости, интрамедуллярный остеосинтез, биомеханика, компьютерное моделирование, эффективные напряжения по Мизесу, система «кость-фиксатор».

Keywords: long bones, intramedullary osteosynthesis, biomechanics, computer modeling, effective stress, “bone-nail” system.

Оптимизация хирургического лечения диафизарных переломов длинных костей с учетом инженерно-биологических факторов – единственный путь к профилактике компрометации остеогенеза и снижению процента выхода пациентов на инвалидность. Сегодня компьютерное моделирование все чаще используется для биомеханического исследования интрамедуллярного остеосинтеза переломов бедра [1, 2, 3].

Целью данного исследования явилось построение 3D модели «бедренной кости–фиксатор» и доклиническая сравнительная оценка биомеханических свойств интрамедуллярных стержней (ChM, СарНИИТО, BNB) при разных типах смоделированных переломов.

Материалы и методы исследования. Объектом исследования служили компьютерные томограммы и рентгенограммы бедренной кости человека в возрасте от 30 до 40 лет (20 условно здоровых пациентов), а также интрамедуллярные стержни – ChM, СарНИИТО, трехлопастного BNB (патенты РФ № 115646 и № 2526242 / Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А.).

Для создания трехмерных моделей бедренной кости использовались компьютерные томограммы и рентгеновские снимки. Трехмерная модель бедра была создана при помощи системы автоматизированного проектирования SolidWorks. Численные расчеты проводились в системе Ansys Workbench.

Результаты исследования. По результатам численных расчетов анализировались максимальные перемещения головки кости, наибольшие эффективные напряжения в костных отломках и стержнях, блокирующих винтах, а также распределение контактного давления на стыке отломков для каждого рассмотренного фиксатора, перелома (A1, A3, B2 по АО/ASIF) и вида нагружения. Новые стержни по сравнению со стандартным блокируемым показывают схожие перемещения головки бедра. Это может служить доказательством того, что они обеспечивают необходимую стабильность рассмотренных переломов. Исследуя напряжения в системе «стержень ChM — кость» при поперечном переломе разными видами нагрузок, наиболее нагруженными являются область перелома и дистальная часть стержня с блокировочными винтами. В стержне нового дизайна концентрации напряжений на блокирующих винтах отсутствуют, следовательно, существенно снижается вероятность их деформации и возможного разрушения. При осевом нагружении в системе «бедренная кость — интрамедуллярный гвоздь нового дизайна» наибольшие напряжения возникают в стержне у места перелома и несколько ниже. При нагружении поперечной силой (100 Н), основная нагрузка приходится на сам стержень (СарНИИТО) в месте перелома кости, а также на область крепления лопастей. Поля напряжений для стержня BNB в исследованных нагрузках распределены по всей длине стержня, а наибольшие концентрируются на ребрах стержня, особенно в зоне перелома. Но численные значения далеки от предела разрушения металла (до 294 МПа, что в 1,5-4 раза ниже значений со стержнем ChM).

Заключение. Трехмерное компьютерное моделирование бедренной кости, построение системы «кость-фиксатор» и численное исследование напряженно-деформированного состояния в этой системе при трех типах нагружения трех видах перелома диафиза бедра показало обнадеживающие результаты доклинического испытания по надежности стержней нового дизайна — СарНИИТО и трехлопастного стержня BNB.

Литература:

1. Cheung G., Zalzal P. et al. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading // *Med. Eng. Phys.* — 2004/ — № 26(2). — P. 93–108.
2. Helwig P., Faust G. et al. Schneider R. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture // *Injury.* — 2009. — №40(3). — P. 288–295.
3. Rodrigues L.B., Las Casas E.B. et al. A finite element model to simulate femoral fractures in calves: testing different polymers for intramedullary interlocking nails // *Vet. Surg.* — 2012. — №41(7). P. 838–844.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЖЕСТКОСТИ ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ СТЕРЖНЯМИ FIXION И CHM

Иванов Д.В., Барабаш А.П.*, Барабаш Ю.А.*

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

** Саратовский НИИ травматологии и ортопедии» Минздрава России*

E-mail: ivanovdv@gmail.com

Аннотация: В данной работе исследованы геометрические характеристики расширяющегося интрамедуллярного фиксатора Fixion. Численно исследованы системы кость-фиксатор под действием трех типов нагрузок. Изучено два вида перелома диафиза бедра (тип А и В в соответствии с классификацией АО/ASIF). Проведено сравнение со стержнем ChM. Интрамедуллярный фиксатор Fixion показал высокую устойчивость ко всем трем исследованным нагрузкам.

Ключевые слова: интрамедуллярный остеосинтез, численное моделирование, контактное давление, диафизарный перелом, стержень Fixion, стержень ChM.

Keywords: intramedullary osteosynthesis, numerical modeling, contact pressure, diaphyseal fracture, Fixion nail, ChM nail.

Введение

На сегодняшний день остеосинтез блокируемыми интрамедуллярными стержнями является широко распространенным методом лечения диафизарных переломов длинных костей нижней конечности человека [18]. Эта методика позволяет быстро стабилизировать перелом с помощью относительно малоинвазивной процедуры по установке и вернуть поврежденную конечность к полноценному функционированию [1, 9]. Расширяющиеся стержни являются относительно новой технологической разработкой и устанавливаются без помощи проводника и рассверливания канала. По мнению авторов [11] они обеспечивают необходимую стабильность перелома, что позволяет не закреплять стержень при помощи блокирующих винтов.

Ретроспективное сравнительное исследование показало преимущества расширяющегося стержня перед блокируемым при остеосинтезе диафизарных переломов бедренных костей [11]. Не смотря на то, что расширяющиеся стержни на сегодняшний день являются очень перспективными, многие исследования по этой тематике показывают методологические недоработки и требуют дополнительного осмысления [18]. Более того, такие стержни могут не обеспечивать необходимую жесткость системы кость-имплантат [12, 16, 17].

Опубликовано довольно много работ, посвященных клиническим [12, 13, 14] и биомеханическим [2, 10] исследованиям расширяющихся стержней и стержня Fixion при его применении для остеосинтеза переломов длинных трубчатых костей. Тем не менее, в современной литературе не найдено ни одной работы, где для стержня Fixion применялось бы компьютерное моделирование и, в частности, метод конечных элементов (МКЭ). При этом поперечно блокируемым стержням посвящено множество работ [3, 6, 8, 19].

В данной работе представлены результаты численного исследования систем бедренная кость-интрамедуллярный стержень для двух типов имплантатов: расширяющийся Fixion и поперечно блокируемый ChM. Результаты представлены с целью сравнения стабильности двух систем при действии внешних нагрузок в случае остеосинтеза переломов диафизарной части бедра.

Материалы и методы

Построение трехмерной модели стержня Fixion

Для построения трехмерной геометрической модели стержня Fixion использовался оригинальный бедренный стержень IL d10-16 длиной 340 мм. Стержень был распилен на три части.

Были измерены толщина стенки, толщина продольных ребер, а также характерные диаметры стержня в проксимальном, медиальном и дистальном отделах. Измеренные геометрические характеристики занесены в таблицу 1.

Таблица 1. Основные измеренные геометрические параметры удаленного через 10 месяцев из кости стержня Fixion

	Параметр	Значение, мм
1	Длина стержня	340
2	Толщина стенки	0.45
3	Толщина продольных ребер	3
4	Диаметр стержня в дистальном отделе	8
5	Диаметр стержня в проксимальном отделе	5
6	Диаметр стержня в медиальном отделе	7

На основе снятых данных была построена трехмерная компьютерная геометрическая модель стержня. Трехмерная модель стержня ChM строилась на основе реальной модели стержня диаметром 11 мм и длиной 340 мм.

Построение трехмерной модели бедренной кости

Трехмерная модель бедра была восстановлена при помощи системы автоматизированного проектирования SolidWorks на основе данных компьютерной томографии пациентов, проходивших лечение в ФГБУ «СарНИИТО» МЗ РФ.

Использовались данные здоровых пациентов. Срезы томограммы обрабатывались в полуавтоматическом режиме [6].

Механические параметры бедренной кости и имплантатов

При моделировании предполагалось, что имплантаты изготовлены из нержавеющей стали с модулем Юнга $1.93 \cdot 10^{11}$ Па и коэффициентом Пуассона 0.33. Механические параметры трабекулярного и кортикального слоев были взяты из литературы [7].

Конечно-элементное моделирование статических задач о нагружении систем кость-фиксатор

Численные расчеты проводились в системе Ansys (ANSYS, Inc) 15.0 с использованием среды Workbench. Решались статические задачи о нагружении систем кость-фиксатор тремя типами нагрузок, прикладываемых к головке кости: осевая, поперечная и скручивающая. При постановке и решении задач о взаимодействии костных отломков и фиксаторов между ними учитывалось контактное взаимодействие без трения.

Результаты

Эффективные напряжения в стержнях

Результаты численных расчетов для стержня ChM показывают, что наибольшие напряжения достигаются на блокирующих винтах, удерживающих интрамедуллярный гвоздь во всех трех случаях нагружения, а также в области контакта винтов и стержня. Высокие (по сравнению с другими участками) напряжения возникают и в самом стержне в области перелома кости. Это вполне объяснимо – два отломка удерживаются за счет стержня, который при такой постановке задачи работает на излом. При этом в кости в местах установки блокирующих винтов также обнаруживаются концентрации напряжений.

Что касается величины напряжений, то при нагружении осевой силой, максимальные эффективные напряжения (напряжения по Мизесу) превышают предел упругости нержавеющей стали. В случае скручивающей нагрузки напряжения принимают максимальные значения до 400 МПа, что практически в два раза выше предела упругости нержавеющей стали. Такие напряжения могут привести к критическому деформированию и возможному разрушению стержня и блокирующих винтов.

Если анализировать эффективные напряжения, возникающие в расширяющемся стержне, то можно отметить, что их величина превысила модуль упругости материала только в случае поперечной нагрузки и составила 260 МПа. Для остальных вариантов нагружения эффективные напряжения составили не более 205 МПа. Наибольшие напряжения были сосредоточены в области перелома. Рисунок 7 показывает типичную картину распределения напряжений для трех рассмотренных нагрузок.

Сведем эффективные напряжения в МПа, возникающие в исследованных стержнях, в таблицу 2.

Таблица 2. Эффективные напряжения в стержнях

№	Вид и величина нагрузки	Стержень (ChM)		Стержень Fixion	
		Тип перелома (по АО\ASIF)			
		A1	B2	A1	B2
1	Осевая 700 Н	340	250	170	180
2	Поперечная 100 Н	220	200	260	250
3	Скручивающая 10 Нм	400	380	205	200

Перемещения головки бедра

Результаты расчетов для расширяющегося стержня показали его достаточную стабильность при всех трех исследованных нагрузках. Величины перемещений головки бедра оказались несколько большими, чем перемещения в случае установки блокируемого стержня (1.53 и 1.43 мм против 1.10 и 1.05 мм для переломов A1 и B2). Более того, в случае приложения скручивающего момента расширяющийся стержень показал более чем вдвое меньшие перемещения по сравнению с блокируемым стержнем (0.44 и 0.5 мм против 1.10 и 0.99 мм для переломов A1 и B2). Последний факт свидетельствует о высокой стабильности системы кость-расширяющийся стержень при скручивающих нагрузках. В таблице 3 приведены величины перемещений головки бедра для обоих исследованных стержней, трех видов нагрузок и двух типов переломов бедренной кости.

Таблица 3. Величины перемещений головки бедра

№	Вид и величина нагрузки	Стержень ChM		Стержень Fixion	
		Тип перелома (по АО\ASIF)			
	Нагрузка	A1	B2	A1	B2
1	Осевая 700 Н	1.10	1.05	1.53	1.43
2	Поперечная 100 Н	3.30	2.89	2.48	2.40
3	Скручивающая 10Нм	1.10	0.99	0.44	0.5

Таким образом, осевая жесткость системы с установленным стержнем Fixion оказалась в 1.4 раза ниже осевой жесткости в случае установки блокируемого стержня ChM.

Контактное давление между костными отломками

Было проанализировано распределение контактного давления между костными отломками. Расчеты показали существенную неравномерность контактного давления для стержня ChM, обоих переломов и трех исследованных нагрузок. В случае стержня Fixion ситуация оказалась несколько лучше. Давление распределено более равномерно, при этом значения давления имеют одинаковый знак на всей поверхности перелома. В большинстве случаев при установке стержня Fixion контактное давление оказывается выше, чем в случае установки стержня ChM (таблица 4).

Таблица 4. Наибольшие значения контактного давления в МПа

№	Вид и величина нагрузки	Стержень (ChM)		Стержень Fixion	
		Тип перелома (по АО\ASIF)			
		A1	B2	A1	B2
1	Осевая 700 Н	250	43	270	130
2	Поперечная 100 Н	60	115	50	350
3	Скручивающая 10 Нм	20	45	12	90

Осуждение

Результаты моделирования показали, что осевая жесткость (до 489 Н/мм) системы кость-имплантат в случае фиксатора Fixion оказалась в 1.4 раза меньшей, чем для поперечно блокируемого стержня (до 667 Н/мм). Эти результаты кажутся нам предсказуемыми.

В случае скручивающих нагрузок Fixion оказался стабильным и показал практически вдвое большую жесткость по сравнению со стержнем ChM. Эти данные несколько расходятся с результатами других работ [16].

Наибольшие напряжения в стержне ChM были обнаружены на винтах и на отверстиях в стержне, а также в теле стержня в месте перелома. Аналогичные выводы делают и другие авторы [6, 8]. При скручивающих нагрузках напряжения в винтах и стержне оказались наибольшими и достигали 400 МПа. В реальности напряжения на винтах за счет наличия резьбы могут быть еще выше [6].

В случае стержня Fixion напряжения распределены более равномерно, а наибольшие значения сосредоточены в области перелома. Их величина не превышала 260 МПа.

Предел выносливости нержавеющей стали, из которой изготавливаются стержни, составляет до половины предела прочности и достигает значений порядка 240-270 МПа, что оказывается выше максимальных эффективных напряжений, возникающих в стержне Fixion, и ниже наибольших эффективных напряжений в стержне ChM. Это означает, что при циклическом нагружении исследованными силами стержень Fixion не будет разрушаться в течение 10^7 циклов нагружения, а, следовательно, и не разрушится при более длительных испытаниях [20]. Возникает проблема усталостного разрушения блокирующих винтов и/или стержня ChM.

Наиболее неравномерное давление с наличием областей разнонаправленного давления. Разнонаправленность давления говорит о том, что на части поверхности контакта давление направлено по нормали, а на другой части поверхности – против нормали. Следовательно, можно предположить, что при установке стержня ChM между осколками не создается компрессии на всей поверхности перелома.

Литература:

1. Alho A., Benterud J.G., Høgevold H.E., Ekeland A., Strømsøe K. Comparison of functional bracing and locked intramedullary nailing in the treatment of displaced tibial shaft fractures // Clin Orthop Relat Res. – 1992. – Vol. 277. – P. 243–250.
2. 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. – P. 1225–1231.
3. Bougherara H., Zdero R., Mahboob Z., Dubov A., Shah S., Schemitsch E.H. The biomechanics of a validated finite element model of stress shielding in a novel hybrid total knee replacement // Proc Inst Mech Eng H. – 2010. – Vol. 224. Iss. 10. – P. 1209–1219.
4. Bougherara H., Zdero R., Miric M., Shah S., Hardisty M., Zalzal P., Schemitsch E.H. The biomechanics of the T2 femoral nailing system: a comparison of synthetic femurs with finite element analysis // Proc Inst Mech Eng H. – 2009. – Vol. 223. Iss. 3. – P. 303–314.
5. Celik A., Kovac H., Saka G., Kaymaz I. Numerical investigation of mechanical effects caused by various fixation positions on a new radius intramedullary nail // Comput Methods Biomech Biomed Engin. – 2015. – Vol. 18. Iss. 3. – P. 316–324.
6. Cheung G., Zalzal P., Bhandari M., Spelt J.K., Papini M. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading // Med Eng Phys. – 2004. – Vol. 26. Iss. 2. – P. 93–108.
7. Cowin S.C. Bone Mechanics Handbook. 2nd Edition. CRC Press. 2001.
8. Efstathopoulos N., Nikolaou V.S., Xypnitos F.N., Korres D., Lazaretos I., Panousis K., Kasselouris E.N., Venetsanos D.T., Provatidis C.G. Investigation on the distal screw of a trochanteric intramedullary implant (Fi-nail) using a simplified finite element model // Injury. – 2010. – Vol. 41. Iss. 3. – P. 259–265.
9. Hooper G.J., Keddell R.G., Penny I.D. Conservative management or closed nailing for tibial shaft fractures. A randomized prospective trial // J Bone Joint Surg (Br). – 1991. – Vol. 73. Iss. 1. – P.:83–85.
10. Ingrassia T., Mancuso A. Virtual prototyping of a new intramedullary nail for tibial fractures // Int J Interact Des Manuf. – 2012. – Vol. 7. Iss. 3. – P. 159–169.
11. Lepore L., Lepore S., Maffuli N. Intramedullary nailing of the femur with an inflatable self-locking nail: comparison with locked nailing // J Orthop Sci. – 2003. – Vol. 8. Iss. 6. – P. 796–801.
12. 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. Iss. 1. – P. 103–107.
13. Mallick E., Hazarika S., Assad S., Scott M. The Fixion nailing system for stabilising diaphyseal fractures of the humerus: A two-year clinical experience // Acta Orthop Belg. – 2008. – Vol. 74. – P. 308–316.

14. Narain S., Dave P.K., Shah S.N., Ganai M., Singh S., Singh A. A Comparative Study of Intramedullary Expandable Nail and Interlocking Nail in Tibial, Femoral & Humeral Shaft Fractures: A Prospective and Retrospective Study // JIMSA. – 2011. – Vol. 24. Iss. 1. – P. 15-16.
15. Nikodem A., Scigala K. Impact of some external factors on the values of mechanical parameters determined in tests on bone tissue // Acta Bioeng Biomech. – 2010. – Vol. 12. Iss. 3. – P. 85-93.
16. 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. Iss. 7. – P. 446-450.
17. Papini M., Zdero R., Schemitsch E.H., Zalzal P. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs // J Biomech Eng. – 2007. – Vol. 129. Iss. 1. – P. 12-19.
18. 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 // Strat Traum Limb Recon. – 2013. – Vol. 8. – P. 1–12.
19. Samiezadeh S., Tavakkoli Avval P., Fawaz Z., Bougherara H. Biomechanical assessment of composite versus metallic intramedullary nailing system in femoral shaft fractures: A finite element study // Clin Biomech. – 2014. – Vol. 29. Iss. 7. – P. 803-810.
20. Stephens R.I., Fatemi A., Stephens R.R., Fuchs H.O. Metal Fatigue in Engineering. – 2000. – Wiley. – 496 p.

МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ УСЛОВИЙ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ДЕФОРМАЦИЙ СТОП

Киреев С.И., Голядкина А.А.*, Полиенко А.В.*, Кучапин А.В., Курманов А.Г.

Саратовский Государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Россия

**Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

E-mail: nano-bio@sgu.ru

Аннотация: Для проведения сравнительного биомеханического анализа условий остеосинтеза после остеотомии первой плюсневой кости нами была создана конечно-элементная модель. Построение осуществлялось в системе автоматизированного проектирования SolidWorks, расчеты проводились в программном комплексе Ansys Workbench. Выявлено, что характеристики напряженно-деформированного состояния системы кость-фиксаторы после выполнения остеотомии первой плюсневой кости меняются в зависимости от степени взаимного перемещения костных фрагментов, а также от геометрических параметров расположения винтов.

Ключевые слова: биомеханический анализ, остеотомия, кость, конечно-элементное моделирование.

Keywords: biomechanical analysis, osteotomy, bone, finite element modeling.

Статические деформации стоп занимают особое место в структуре заболеваемости взрослого населения. При этом клинические проявления указанной патологии в значительной степени обусловлены нарушением анатомических взаимоотношений и функции переднего отдела стопы. С целью восстановления отмеченных нарушений выполняются различные хирургические вмешательства, как на мягких тканях, так и на костях. Наиболее эффективное и распространенное вмешательство на костях – «osteotomy», предполагающая «распиливание» кости на два фрагмента, изменение взаимного расположения этих фрагментов с последующим их соединением («osteosynthesis») при помощи различных фиксаторов.

С целью проведения сравнительного биомеханического анализа условий остеосинтеза после остеотомии первой плюсневой кости нами была создана специальная математическая модель. В работе мы использовали программное обеспечение Mimics или 3D Sliser, которое применяется для обработки данных компьютерной и магнитно-резонансной томографий и последующего их преобразования в 3D-модели. Далее сохраненные изображения импортируются в SolidWorks, где в каждом сечении обрисовываются сплайнами контуры необходимой геометрии модели первой плюсневой кости. Построение модели бикортикального винта, применяемого для остеосинтеза после выполнения остеотомии плюсневой кости, осуществлялось также в системе автоматизированного проектирования

SolidWorks. Итогом построения всех выше перечисленных моделей стало создание сборки моделей остеосинтеза после остеотомии первой плюсневой кости и их экспорт в конечно-элементный пакет программного комплекса Ansys Workbench.

Для импортированных моделей, для каждого материала, были заданы механические свойства, представленные в таблице 1.

Таблица 1. Механические свойства материалов

Тип материала	Модуль Юнга, Па	Плотность, кг/м ³	Коэффициент Пуассона
Компактное костное вещество	$1,8 \cdot 10^{10}$	2027	0,4
Сталь	$1,93 \cdot 10^{11}$	7750	0,3

Модели были разбиты на тетраэдрическую нерегулярную сетку с ребром 0,001м для кости и для металлоконструкций. В среднем общее количество элементов составило 19716, а общее количество узлов 35727. К поверхностям сесамовидных костей была приложена нагрузка в 300 Н.

Были рассмотрены 6 задач: первые 3 при смещении костных отломков на 1/3 от исходного состояния, следующие 3 при смещении на 2/3.

В результате численного эксперимента была проведена оценка напряженно-деформированного состояния (распределение значений деформации и эквивалентных напряжений) тканей первой плюсневой кости при остеотомии различной модификации. Для наглядности результаты расчетов были сведены в таблицу 2.

Таблица 2. Максимальные значения напряженно-деформированного состояния

Тип материала	Модуль Юнга, Па	Плотность, кг/м ³	Коэффициент Пуассона
Компактное костное вещество	$1,8 \cdot 10^{10}$	2027	0,4
Сталь	$1,93 \cdot 10^{11}$	7750	0,3

Характеристики напряженно-деформированного состояния системы кость-фиксаторы после выполнения остеотомии первой плюсневой кости меняются в зависимости от степени взаимного перемещения костных фрагментов, а также от геометрических параметров расположения винтов. Построение индивидуальной биомеханической модели с использованием предложенной технологии позволяет определить безопасные параметры нагрузки в ближайшем послеоперационном периоде и повысить эффективность предоперационного планирования у пациентов с деформациями стоп.

РОЛЬ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ В ОЦЕНКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СТАТУСА ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ КРУПНЫХ СУСТАВОВ

Киреев В.С., Ромакина Н.А*, Погорелова Ю.С.

Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, Россия

**Саратовский НИИ травматологии и ортопедии» Минздрава России, Россия*

E-mail: kireevsi@rambler.ru, ab2009sar@list.ru

Аннотация: Проведен анализ биомеханического статуса пациентов с двусторонним деформирующим остеоартрозом тазобедренных суставов, до и после тотального эндопротезирования суставов, оценена их способность к восприятию механической нагрузки при стоянии и ходьбе. После выполненного оперативного вмешательства в целом отмечается положительная динамика (уменьшение асимметрии левого и правого шага, улучшение способности поддерживать равновесие, повышение толчковых реакций), но сохраняющиеся отклонения параметров свидетельствует о дефиците локомоторной функции.

Ключевые слова: тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, биомеханические параметры, локомоторная функция.

Keywords: Total hip replacement, biomechanical parameters, locomotor function.

В настоящее время отмечается большая распространенность среди населения деформирующего остеоартроза (ДОА) крупных суставов [1,2]. Медицинская реабилитация данной категории пациентов весьма сложна, особенно при тяжелых двусторонних поражениях суставов и длительном существовании патологического двигательного стереотипа [3,4,5,6].

Цель исследования. Изучить состояние биомеханического статуса пациентов с ДОА крупных суставов нижних конечностей, нуждающихся в операции тотального эндопротезирования, и оценить их способность к восприятию механической нагрузки при стоянии и ходьбе на различных этапах лечебного процесса.

Материалы и методы. Под наблюдением находилось 45 пациентов с первичным двусторонним ДОА тазобедренных суставов. Возраст пациентов – от 51 до 68 лет. Обследованные пациенты разделены на 3 группы. Первая группа – до оперативного лечения, вторая группа – после эндопротезирования одного тазобедренного сустава, третья группа – после эндопротезирования обоих тазобедренных суставов. Биомеханическое обследование выполнено в сроки от 6 месяцев до 2 лет после операции. Обследование и обработка данных проводились с

помощью клинического стабилметрического программно-аппаратного комплекса «МБН Биомеханика» (г. Москва).

Результаты исследования. По данным подографии у пациентов до операции ритм ходьбы нарушен из-за значительной асимметрии фаз опорного и переносного времени шага. Показатель асимметрии: 15%. Коэффициент ритмичности ходьбы снижен 0,85 (0,63; 0,98). Во второй группе пациентов отмечены умеренные нарушения ритма ходьбы, коэффициент ритмичности возрос до 0,95 (0,92; 0,98), показатель асимметрии: 4,7%. В третьей группе пациентов, несмотря на то, что все пациенты субъективно отмечали улучшение походки и координации, сохранялась умеренная асимметрия временных характеристик шага, изменения длительности внутренних интервалов цикла шага. Показатель асимметрии: 2,5%, коэффициент ритмичности: 0,98 (0,95; 1) [5, 7].

Стабилметрическое исследование, проведенное пациентам до оперативного вмешательства, показало, что вертикальная поза асимметрична и неустойчива за счет смещения общего центра давления (ОЦД) во фронтальной плоскости в сторону менее пораженной конечности. Выявлено повышение скорости перемещения ОЦД, что отражает неустойчивость и напряжение по поддержанию вертикальной позы. Площадь статокинезиограммы превышала норму в 2-3 раза. После эндопротезирования выявлено меньшее отклонение ОЦД во фронтальной плоскости. Площадь статокинезиограммы во второй и третьей группах пациентов уменьшилась, хотя превышала норму в 1,5-2 раза [2, 5, 8, 9].

У всех пациентов выявлено снижение динамической опороспособности конечностей и снижение переменных динамических нагрузок. В предоперационном периоде величины максимумов вертикальной составляющей реакции опоры были менее 100% веса тела, вертикальная составляющая реакции опоры имела вид «П»-образной кривой. В группах после эндопротезирования, отмечено улучшение толчковых реакций, кривая вертикальной составляющей приближалась к характерному виду двугорбой кривой [5].

Выводы: Метод клинического анализа движений помогает объективно оценить степень нарушения локомоторных функций и позволяет проследивать динамику в процессе медицинской реабилитации. После выполненного эндопротезирования в целом отмечается положительная тенденция (уменьшение асимметрии левого и правого шага, повышение коэффициента ритмичности, улучшение способности поддерживать тело в зоне равновесия, повышение толчковых реакций), но

сохраняющиеся отклонения параметров свидетельствует о дефиците локомоторной функции.

Литература:

1. Клинические рекомендации. Ревматология / Под ред. Е.Л. Насонова. – М.:ГЭОТАР-медиа, 005. – 288 с.
2. Ежов И.Ю., Рукина Н.Н. Трифонов А.М. Биомеханические методы оценки функционального состояния пациентов при эндопротезировании тазобедренных суставов // Медицинский альманах. – 2010.– №2(11).– С.183-186.
3. Негреева М.Б., Шендеров В.А., Комогорцев И.Е., Горбунов А.В. Биомеханические исследования в диагностике, лечении и реабилитации больных с патологией нижних конечностей, тазового пояса и позвоночника: итоги и перспективы //Бюллетень ВСНЦ СО РАМН, 2006, №4(5).– С.201-206.
4. Решетников А.Н., Павленко Н.Н., Зайцев В.А. и др. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе // Вестник Тамбовского университета. Серия: естественные и технические науки.–2012. –Т.17-№3.–С.901-903.
5. Сковрцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия / Д.В Сковрцов – М.: Т.М. Андреева, 2007.- 640 С.: ил.
6. Ромакина Н.А., Федонников А.С., Киреев С.И., Бахтеева Н.Х., Норкин И.А. Использование методов биомеханики в оценке состояния и коррекции патологии опорно-двигательной системы (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015.– №3.
7. Долганова Т.И., Сазонова Н.В., Меньшикова И.А., Буторина Н.И. Долганов Д.В. Диагностическая значимость подографии у больных коксартрозом //Современные наукоемкие технологии.– 2009.– №4.– С.7-13.
8. Duarte Marcos, Freitas S. Revision o posturography based on force plate for balance evaluation // Rev Bras Fisioter.– 2010. –14(3). –P.183-92.
9. Schubert P., Kirchner M., Schmidtbleicher D., Christian T.Haas About the structure of posturography: Sampling duration, parametization, focus of attention (part I) // J. Biomedical Science and Engineering. – 2012. –№5. – 496-507.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОВЕДЕНИЯ ГУБЧАТОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ ПОД НАГРУЗКОЙ

Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И.

*Пермский национально-исследовательский политехнический университет, Россия,
E-mail: kichenko.alex@inbox.ru*

Аннотация: На основе соотношений, позволяющих описать напряжённо-деформированное состояние губчатой кости с учётом её структуры и адаптационные процессы в ней, осуществлена постановка начально-краевой задачи о перестройке губчатой костной ткани. Разработан алгоритм её решения, на классическом примере осуществлена его верификация.

Ключевые слова: губчатая костная ткань, тензор структуры, закон Вольфа, перестройка костной ткани.

Keywords: cancellous bone tissue, fabric tensor, Wolff's law, bone tissue remodelling.

На развитие и функционирование костной системы человека оказывают влияние постоянно изменяющиеся нагрузки. Известно, что подобные изменения имеют отдаленные во времени последствия и в первую очередь отражаются на организации структуры костной ткани. Губчатая костная ткань является неоднородным пористым анизотропным материалом, механические свойства которой в том числе определяются её внутренней архитектурой. В работе предложена модель перестройки губчатой костной ткани с учётом взаимовлияния напряжённо-деформированного состояния и структурных изменений, позволяющая спрогнозировать долговременный отклик структуры на внешнее вмешательство методами биомеханического моделирования.

Известно, что адаптационные процессы подчиняются закону Вольфа (*Wolff's law*), который применительно к костной ткани говорит о том, что трабекулярная архитектура губчатой кости в локальной области структурно приспосабливается к местному напряженному состоянию [1]. При этом ориентация трабекул в рассматриваемой области губчатой кости совпадает с главными направлениями тензора напряжений в этой же области [2]. Для количественного описания структурных особенностей костной ткани вводится [1] тензор структуры **H** (*fabric tensor*), который позволяет сформулировать соотношения, способные описать свойства материала с учётом его строения и адаптационные изменения в нём.

На основе существующих подходов [1–3], можно получить определяющее соотношение, позволяющее описать напряжённо-деформированное состояние губчатой кости с учётом её структуры:

$$\sigma = (g_1 + g_2 e)(\text{tr} \epsilon) \mathbf{I} + (g_3 + g_4 e) \epsilon + g_5 (\epsilon \cdot \mathbf{K} + \mathbf{K} \cdot \epsilon) + g_6 (\text{tr}(\mathbf{K} \cdot \epsilon) \mathbf{E} + (\text{tr} \epsilon) \mathbf{K}),$$

где $\mathbf{K}$ – девиатор тензора структуры $\mathbf{H}$, нормированного таким образом, что $\text{tr} \mathbf{H} = 1$, e – изменение доли твёрдого объёма кости, описывающее её пористость, g_1 – g_6 – константы, имеющие размерность [ГПа].

Аналогично могут быть получены эволюционные соотношения, описывающие адаптационные процессы в губчатой костной ткани, и представляющие закон Вольфа:

$$\frac{d\mathbf{K}}{dt} = h_1 (\bar{\epsilon} - \bar{\epsilon}^0) + h_2 \left((\text{tr}(\mathbf{K} \cdot (\epsilon - \epsilon^0))) \mathbf{E} - \frac{3}{2} (\mathbf{K} \cdot (\epsilon - \epsilon^0) + (\epsilon - \epsilon^0) \cdot \mathbf{K}) \right),$$

$$\frac{de}{dt} = (f_1 + f_2 e)(\text{tr} \epsilon - \text{tr} \epsilon^0).$$

Здесь h_1, h_2, f_1, f_2 – константы, имеющие размерность [сут⁻¹] – см. [1–4].

Для представленных соотношений осуществлена постановка начально-краевой задачи о перестройке трабекулярной костной ткани и разработан алгоритм её решения [3]. Для верификации разработанного алгоритма рассмотрена классическая задача [2], подробно разобранный в [4]. Получено, что по истечении 160 суток [2, 4] адаптации к новому напряжено-деформированному состоянию формируется новая костная микроструктура, при этом время и характер сходимости, полученное из решения [4], совпадают с известными [2] результатами. Серия примеров [4], не представленная в данной работе, также показывает хорошую работоспособность модели.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ (проект № 15-01-04884_а).

Литература:

1. Cowin S.C. Bone Mechanics Handbook. – Second edition. – New York: CRC Press, 2001. – 1136 p.
2. Cowin S.C. An evolutionary Wolff's law for trabecular architecture // J. Biomech. Engng. – 1992. – Vol. 114. – P. 129–136.
3. Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И., Осипенко М.А., Лохов В.А. Постановка начально-краевой задачи о перестройке трабекулярной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 4. – С. 36–52.
4. Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И., Осипенко М.А., Лохов В.А. О приложении теории перестройки трабекулярной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 4. – С. 53–72.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ ЭЛЕМЕНТОВ КИСТИ ЧЕЛОВЕКА

Номеровская Е.А., Левченко К.К.*, Киреев С.И.*

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

**Саратовский Государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Россия*

E-mail: nano-bio@sgu.ru

Аннотация: Создана компьютерная анатомическая «виртуальная» модель различных сегментов двигательного аппарата кисти руки. Построение модели проводилось с помощью программы SolidWorks по данным компьютерной томографии. С помощью аналитических расчетов удалось подобрать рациональную нагрузку, которая в дальнейшем использовалась для численных расчетов. Численный анализ напряженно-деформированного состояния модели фаланг и сухожилий кисти произведен на базе расчетного комплекса Ansys Workbench. Анализ результатов позволил выявить зоны максимальных значений модуля вектора перемещений и эквивалентных напряжений. Эквивалентные напряжения концентрируются в зоне контакта костей и сухожилий. Значения модуля вектора перемещений совпали со значениями, полученными в ходе аналитического решения.

Ключевые слова: кисть, сухожилие, биомеханика, конечно-элементное моделирование, напряженно-деформированное состояние.

Keywords: hand, tendon, biomechanics, finite element modeling, stress-strain state.

Человек способен осуществлять множество жизненно необходимых действий при помощи руки и ее важнейшего звена – кисти. Многофункциональная кисть человека в состоянии осуществлять большое количество различных действий во всех его ежедневных бытовых, трудовых, спортивных движениях, играя при этом ведущую роль. Многообразие биомеханических функций кисти определяет сложность ее анатомического строения. Исследование функционирования костей кисти с учетом мышечно-сухожильного аппарата ввиду уникальности самого органа, характеризующегося многообразием его биомеханических функций, является важной задачей.

Целью данной работы явилось построение анатомически реальной 3D модели костей кисти человека с возможностью внедрения в модель мышечно-сухожильного аппарата и проведение конечно-элементного анализа. При исследовании применялись методы математического моделирования, осуществленных на основе экспериментальных данных, полученных с помощью современных методов исследования.

Математическое моделирование включало следующие этапы:

- постановка задачи;

- построение анатомически точной компьютерной модели костей кисти человека;
- построение анатомически точной компьютерной модели кисти человека с учетом мышечно-сухожильного аппарата;
- аналитический расчет процесса сгибания упрощенной модели пальца кисти;
- постановка математической задачи (контактная задача «кости кисти – мышечно-сухожильный аппарат»);
- визуализация и анализ полученных результатов.

В процессе выполнения данной работы использовались методы: трехмерного проектирования для создания точной 3D модели объекта; конечно-элементного моделирования и параллельного программирования.

Построение модели проводилось с помощью программы SolidWorks по данным компьютерной томографии. Было проведено построение 3D модель костей кисти человека (рис. 1) и 3D модель костей кисти человека с сухожильным аппаратом (рис. 2).

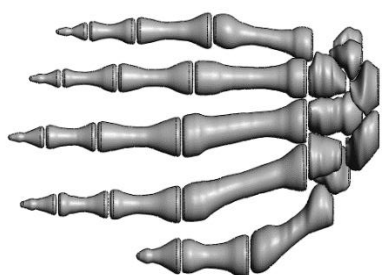


Рис. 1. 3D модель костей кисти человека

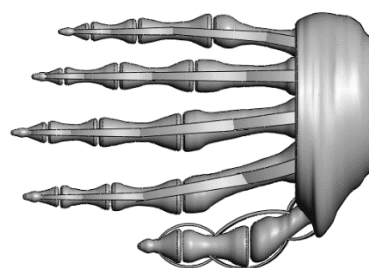


Рис. 2. 3D модель костей кисти человека с сухожильным аппаратом

Численный анализ напряженно-деформированного состояния тканей фаланг и сухожилий кисти, для построенных моделей, произведен на базе расчетного комплекса Ansys Workbench.

Был проведен анализ напряженно-деформированного состояния, когда нагрузка приложена к одному пальцу модели кисти; нагрузка приложена к четырем пальцам модели кисти и когда нагрузка приложена к всем пальцам модели кисти.

Анализ результатов позволил выявить зоны максимальных значений модуля вектора перемещений и эквивалентных напряжений. Эквивалентные напряжения концентрируются в зоне контакта костей и сухожилий (рис. 3).

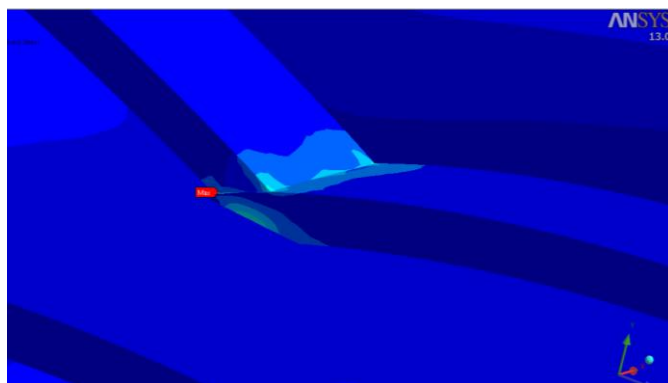


Рис. 3. Распределение значений эквивалентных напряжений

Стоит отметить, что модель кисти человека выполнена в виде виртуальной параметрической среды, которая позволяет вносить дополнения для дальнейших исследований. Данная модель позволит хирургам прорабатывать методы лечения и навыки не на пациентах, а на виртуальной модели кисти руки и ее тканях, обладающей всеми биомеханическими характеристиками.

ОЦЕНКА НДС ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ РОТАЦИОННОЙ ОСТЕОТОМИИ ПРОКСИМАЛЬНОГО УЧАСТКА БЕДРЕННОЙ КОСТИ

Андреев П.С., Коноплев Ю.Г.*, Саченков О.А.*, Хасанов Р.Ф.

ГАОУЗ "Республиканская клиническая больница" МЗ РТ, Казань, Россия

**Казанский федеральный университет, Россия*

E-mail: 4works@bk.ru, zaimiche@mail.ru

Аннотация: Целью нашего исследования является определение направления и величины максимально возможного угла поворота при наличии очага деструкции эпифиза головки бедра с помощью компьютерного моделирования тазобедренного сустава на основе концепции трехплоскостной коррекции пространственной патологической ориентации проксимального отдела бедренной кости с учетом степени, локализации дегенеративно-дистрофического процесса и тяжести поражения у детей и подростков на примере болезни Легга-Кальве-Пертеса.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, болезнь Легга-Кальве-Пертеса, ротационная остеотомия.

Keywords: hip, Legg-Calve-Perthes, rotational osteotomy.

Метод лечения болезни Легга-Кальве-Пертеса заключается в остеотомии вдоль нижнего контура шейки бедренной кости, тем самым разделяя кость на два объекта и поворотом проксимального участка до определенного угла, снимая таим образом нагружение с пораженного участка. При ротации происходит перераспределение биомеханических нагрузок на основную группу мышц, меняется расположение крепления основных мышц, что приводит к изменению компрессии в суставе и изменению картины напряжения всего тазобедренного сустава в целом.

В рамках моделирования учитывалось влияние основной группы мышц, к ним были отнесены следующие мышцы: mm. piriformis, rectus femoris, iliopsoas, obturator internus, gluteus minimus, medius et maximus. Упругие характеристики для механических моделей мышц брались согласно проведенным исследованиям [1, 4]. Для моделирования механического поведения мышц была использована модель Хилла [4-6].

Были проведены исследования картины распределения усилий в мышцах при ротации, компрессии в суставе при различных тактиках остеотомии [1-3]. При моделировании остеотомии считалось, что проксимальный участок соединен с бедренной костью неподвижной вращательной парой. Моделирование проводилось для различных анатомических параметров: шеечно-диафизарный угол (ШДУ) 115 -120 град., угол антеторсии (АТ) 20-30 град.; поворот производился обоим направлениям около оси вращения, при этом определялись удлинения мышц. Так при одномоментном

смещении на 15 градусов максимальные усилия в m. obturator internus достигли 467 Н, в m. piriformis – 233 Н; при мгновенном смещении на 30 град. – 778 Н, в m. piriformis – 389 Н [6].

Было выявлено, что при одномоментной (мгновенной) ротации проксимального отдела бедра превышающие 30 град., возникают максимальные напряжения в элементах эпифиз головки бедра-вертлужная впадина с развитием нарушения структуры костной ткани. Анализ расчетов показал, что при повороте кпереди поведение мышц стабильней при изменении анатомических параметров, в то время как при повороте к спине ряд мышц в зависимости от угла антеторсии начинают сжиматься.

Работа выполнена при финансовой поддержке грантов РФФИ (проекты № 14-01-31291, № 15-41-02555).

Литература:

1. Андреев П.С., Коноплев Ю.Г., Саченков О.А., Хасанов Р.Ф., Яшина И.В. Математическое моделирование ротационной флекссионной остеотомии // Научно-технический вестник Поволжья. – 2014. – № 5. – С. 18–21.
2. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование вывиха имплантат в тазобедренном суставе // Вестник КГТУ им. А.Н.Туполева. – 2013. – №1. – С. 99–104.
3. Закиров Р.Х., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование биомеханики сустава // Научно-технический вестник Поволжья. – 2012. – № 1. – С. 31.
4. Султанов Л.У., Давыдов Р.Л. Численное исследование больших деформаций методом конечных элементов // Инженерно-строительный журнал. – 2013. – № 9 (44). – С. 64–68.
5. Султанов Л.У., Фахрутдинов Л.Р. Численное исследование гиперупругих материалов // Инженерно-строительный журнал. – 2013. – № 9 (44). – С. 69–74.
6. Хасанов Р.Ф., Андреев А.П., Скворцов А.П., Саченков О.А., Яшина И.В. Биомеханическое обоснование хирургического лечения болезни Легг-Кальве-Пертеса // Практическая медицина. – 2015. – № 4-1. – С. 200–203.

ОЦЕНКА НЕСУЩЕЙ СПОСОБНОСТИ ВЕРТЛУЖНОГО КОМПОНЕНТА ПРИ ДЕФИЦИТЕ ПОКРЫТИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Коноплев Ю.Г., Мазуренко А.В.*, Саченков О.А.

Казанский федеральный университет, Россия

**Федеральный центр травматологии, ортопедии и эндопротезирования, Чебоксары, Россия*

E-mail: 4works@bk.ru, amazourenko.home@inbox.ru

Аннотация: В работе приведены результаты исследования несущей способности ацетабулярного компонента эндопротеза при установке его с дефицитом покрытия.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, эндопротезирование, дефицит покрытия.

Keywords: hip joint arthroplasty, deficit coverage.

Целью работы стало определение методами математического моделирования [1, 3, 4] критической величины недопокрытия ацетабулярного компонента, при которой возможна его имплантация без использования дополнительной опоры [2]. В рамках проведения численного эксперимента учитывалась посадка в натяг чашки эндопротеза, степень дисплазии оценивалась на основе оригинального способа интраоперационного измерения площади недопокрытия вертлужного компонента. Были проведены расчеты для чашек диаметром 52, 54 и 56 мм. На основе результатов численных расчетов был изучен механизм потери несущей способности ацетабулярного компонента, получены зависимости величины критической силы от процента недопокрытия. Была выявлена стабильность имплантат при степени недопокрытия до 20%, до 30% величина критической силы превышает 2 кН и уменьшается с увеличением процента недопокрытия.

Для оценки адекватности полученных результатов в расчетах было проведено сравнение с экспериментальными исследованиями [5, 6], разница в расчетных величинах критической силы составила порядка 1000 Н, при этом расчетные величины превышали данные из эксперимента. Процент отклонения при этом был более 35%. Указанное отличие можно объяснить применяемым критерием потери несущей способности, в экспериментах было отмечено, что после первой (локальной) потери несущей способности чашка под действием внешних сил занимает новое положение и окончательная потеря несущей способности происходит уже для этого положения. Отдельно стоит отметить произвольность выбора величины коэффициента трения, что также вносит большой вклад в определяемые величины критических сил.

Была определена нижняя граница для критических величин массы тела в зависимости от процента недопокрытия: $y_{\text{inf}} = 302,09e^{-0,0508x}$, достоверность аппроксимации составила $R_{\text{inf}}^2 = 0,9839$. Допустимые соотношения веса пациента и степени дисплазии для операции эндопротезирования должны лежать ниже нижней границы экспоненциальной кривой.

Работа выполнена при финансовой поддержке грантов РФФИ (проекты № 14-01-31291, № 15-41-02555).

Литература:

1. Арутюнов С.Д., Гаврюшин С.С., Демишкевич Э.Б. Конечно-элементное моделирование ортодонтических перемещений зубочелюстной системы. // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. «Естественные науки». – 2014. – №3. – С.108–110.
2. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием // Научно-технический вестник Поволжья. – 2014. – № 4. – С. 22–25.
3. Закиров Р.Х., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование биомеханики сустава // Научно-технический вестник Поволжья. – 2012. – № 1. – С. 31.
4. Каюмов Р.А., Шакирзянов Р.А., Шакирзянов Ф.Р., Богачев М.И. Адаптация методов строительной механики к моделированию поведения челюсти с имплантатом // Известия Казанского государственного архитектурно-строительного университета. – Казань, 2013. – № 2(24). – С. 340–347.
5. Коноплев Ю.Г., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Тихилов Р.М. Экспериментальное исследование влияния степени недопокрытия вертлужного компонента на несущую способность эндопротеза // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 3. – С.333–344.
6. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Мазуренко А.В. и др. Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // Травматология и ортопедия России. – 2013. – №4(70). – С.42–51.

МОДЕЛИРОВАНИЕ СТРУКТУРНОЙ ПЕРЕСТРОЙКИ КОСТНОЙ ТКАНИ В ЗОНЕ ПЕРЕЛОМА

Сабанеев Н.А., Маслов Л.Б

Ивановский государственный энергетический университет, Россия

E-mail: sabaneev@tipm.ispu.ru

Аннотация: Математическая модель дает возможность исследовать процессы восстановления поврежденных костных элементов опорно-двигательного аппарата человека при наличии динамической нагрузки и теоретически обосновать выбор оптимального периодического воздействия на поврежденные ткани с целью их скорейшего и устойчивого заживления.

Ключевые слова: перелом кости, вибрация, конечно-элементная модель.

Keywords: broken bone, vibration, finite-element model.

По статистике переломы костей голени составляют 20-37% среди переломов длинных трубчатых костей. 60-70% переломов костей голени получают люди трудоспособного возраста. Сроки временной нетрудоспособности пострадавших с различными переломами костей голени колеблются в широких пределах: от 5-6 недель до 10-12 месяцев (при сложных переломах).

Процесс заживления перелома протекает в несколько стадий. В первые дни, в зоне повреждения образуется материальный запас клеток и тканей для регенеративного процесса. Затем начинается стадия репарации кости, образование и дифференцировка тканевых структур. На процесс перестройки костной ткани оказывают влияние как внешние, так и внутренние факторы. К внешним факторам относится, прежде всего, механическая нагрузка. Влияние внутренних факторов в данной статье не затрагивается. Определение оптимальных параметров механической нагрузки для улучшения результатов при лечении переломов и уменьшения сроков временной нетрудоспособности является важной задачей.

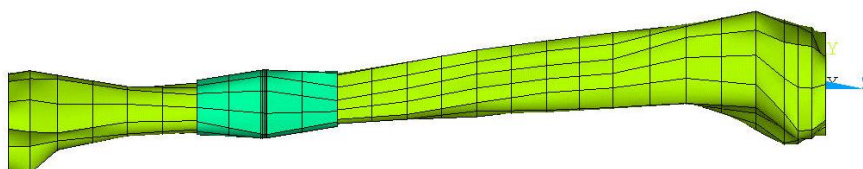


Рис.1. Конечно-элементная модель кости

Для расчета процесса регенерации была построена конечно-элементная модель большеберцовой кости человека среднего веса и роста (рис.1). В предполагаемом месте перелома была построена дополнительная область, занимаемая перестраиваемым материалом. Характеристики материалов тканей получены расчетным путем по

алгоритму вычисления эффективных модулей композитных материалов. Граничные условия, наложенные на модель, моделируют одноосное шарнирное соединение в коленном и голеностопном суставах. В качестве внешней нагрузки, действующей на модель, выбрана медленно изменяющаяся сжимающая сила ($F_{\max}=500$ Н), постоянная на каждом шаге по времени, с наложенной на нее гармонической составляющей. Изменяемыми параметрами внешней нагрузки могут быть: величина максимальной статической силы; частота гармонической составляющей; амплитуда гармонической составляющей; период времени, за который статическая нагрузка увеличивается до своего максимального значения.

На рисунке 2 представлено изменение модуля продольной упругости E , как основной переменной характеризующей процесс восстановления костной ткани в зоне репарации, за период восстановления 120 дней. Процесс изменения модуля упругости в зоне репарации при частоте внешней нагрузки 10 Гц представлен на рисунке 3.

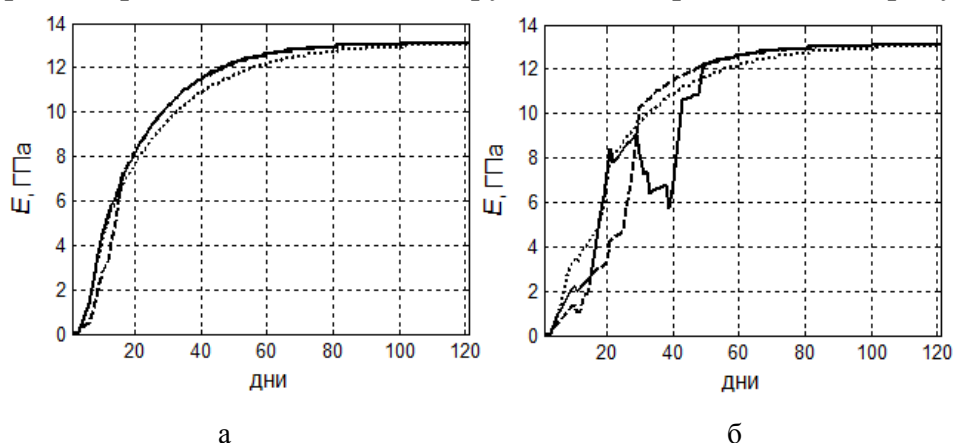


Рис. 2. График изменения модуля упругости в зоне репарации для характерных точек: а – частота нагрузки 10 Гц; б – частота нагрузки 100 Гц

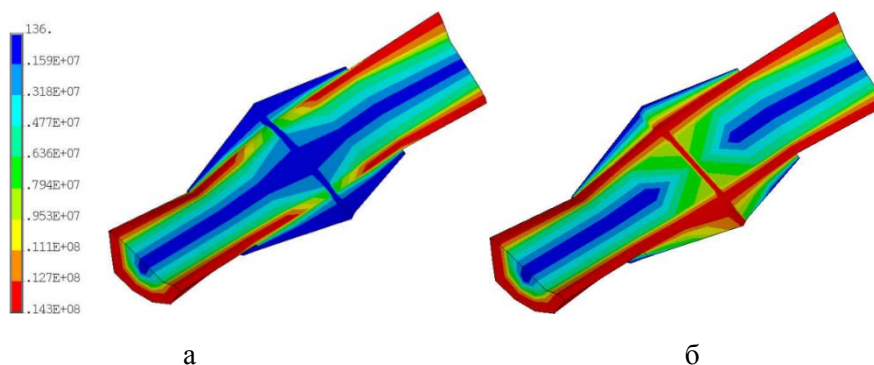


Рис. 3. Изменения модуля упругости в зоне репарации при частоте действующей нагрузки 10 Гц: а – $t = 1$ день; б – $t = 120$ дней

Конечно-элементное моделирование позволяет исследовать влияние частоты, амплитуды и других параметров стимулирующей нагрузки на процесс регенерации костной ткани.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БОЛЬШОЙ БЕРЦОВОЙ КОСТИ

Сусликов А.А., Кузьев Т.Р., Полиенко А.В.*, Попов А.В.*, Челнокова Н.О.

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского

**Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского*

E-mail: sysfpg@bk.ru

Аннотация: В статье представлены биомеханические и морфологические характеристики большеберцовой кости. Выявлена связь с типом телосложения. Получены и проанализированы данные об особенностях деформативно-прочностных свойств различных участков большеберцовой кости. Построена компьютерная 3D модель большеберцовой кости.

Ключевые слова: большеберцовая кость, биомеханика, морфология, моделирование.

Keywords: tibia, biomechanics, morphology, modeling.

Длинные трубчатые кости скелета человека способны воспринимать большие статические и динамические нагрузки. Тем не менее, в некоторых случаях действие этих нагрузок может привести к возникновению переломов. Диафизарные переломы костей голени составляют 14% от всех травм опорно-двигательного аппарата. Неудовлетворительные результаты лечения (до 25%) и, как следствие, большой выход на инвалидность больных с травмой костей голени (до 30%) обусловили огромное многообразие методик оперативных пособий и способов стимуляции костной регенерации. Оптимизация хирургического лечения диафизарных переломов длинных трубчатых костей голени представляет медико-социальную проблему травматологии и ортопедии [2, 3].

Построение 3D моделей широко используется в современной медицине, в частности травматологии. Для выбора оптимального метода оперативного вмешательства требуется детальное моделирование с последующим анализом полученных результатов, который и определяет выбор конкретного алгоритма лечения с учетом развития возможных осложнений [1, 2]. Биомеханическую модель органа невозможно создать без знания его морфологических и биомеханических параметров.

С целью построения биомеханической модели большеберцовой кости изучены ее биомеханические и морфологические характеристики на различных уровнях.

Методом остеометрии определены морфометрические параметры мацерированных препаратов большеберцовой кости от 20 трупов взрослых мужчин в возрасте от 30-70 лет. Средняя длина тела составила $169,7 \pm 2$ см. Длина голени в среднем равна $37,0 \pm 1,5$ см. Общая длина большеберцовой кости в среднем равна $36,3 \pm 0,5$ см. Выявлена связь с типом телосложения. Угол скрученности диафиза

большеберцовой кости составляет $46,6 \pm 1,0^\circ$. Угол ретроверсии верхнего эпифиза большеберцовой кости равен $71,4 \pm 0,9^\circ$.

При проведении натурного эксперимента по исследованию биомеханических свойств костной ткани большеберцовой кости изымались образцы размерами 3×10 мм с 5 участков: проксимальный эпифиз, верхняя треть диафиза, средняя треть диафиза, нижняя треть диафиза и дистальный эпифиз, вдоль трех осей ортогональной системы координат. Картина максимальных перемещений представлена в таблице.

Таблица. Значения максимальных перемещений, мм

Значение нагрузки, кг	Норма
30	0,3203
60	6,4084
40	4,2749
80	8,5446
50	5,3416
100	10,6810

На основе полученных морфометрических и биомеханических параметров большеберцовой кости построена компьютерная 3D модель программном комплексе SolidWorks. Численный анализ с помощью программной платформы ANSYS Workbench. Для расчета напряженно-деформированного состояния тел и конечно-элементного анализа заданы параметры, приближающие материал к действительности: плотность 2400 кг/м^3 , модуль Юнга $1 \text{ E}+0,8 \text{ Па}$ и коэффициент Пуассона 0,4.

Минимальное значение эквивалентных по Мизесу напряжений установлено в верхнем эпифизе большеберцовой кости оно составило $1,0979 \cdot 10^7 \text{ Па}$, в нижнем эпифизе – $3,2783 \cdot 10^7 \text{ Па}$, оно увеличивается к области наименьшей окружности эпифиза до $8,7291 \cdot 10^7 \text{ Па}$.

Таким образом, биомеханическое моделирование позволяет определить наиболее уязвимые участки большой берцовой кости.

Литература:

1. Бейдик О.В., Левченко К.К., Ткачева А.В., Бутовский К.Г. Конечно-элементное моделирование жесткости фиксации костных отломков в аппаратах чрескостного остеосинтеза при лечении диафизарных переломов голени // Гений ортопедии. – 2009. – № 1. – С. 21–27.
2. Слободской А.Б., Норкин И.А., Попов А.Ю. Трехмерное моделирование репозиции отломков при переломах длинных трубчатых костей. – Саратов: ИЦ «Наука», 2012. – 142 с.
3. Слободской А.Б., Островский Н.В. Оптимизация чрескостного остеосинтеза при переломах костей конечностей с помощью современных компьютерных технологий // Анналы хирургии. – 2002. – № 4. – С. 53–57.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ОСТЕОСИНТЕЗА ШЕЙКИ БЕДРА РЕЗЬБОВЫМИ ФИКСАТОРАМИ

Шулятьев А.Ф., Акулич Ю.В.

Пермский национальный исследовательский политехнический, Россия

E-mail: Shulyatev.af@gmail.com

Аннотация: Идеальное лечение перелома шейки бедренной кости до сих пор является предметом дискуссии. Сложность лечения перелома обусловлена тем, что тазобедренный сустав у каждого человека индивидуален. Следует оценивать различные особенности проксимального отдела бедра, такие как: индивидуальная форма и размеры, пространственная неоднородность распределения структурных и механических свойств костной ткани проксимального отдела бедра пациента [1]. Данные факторы могут оказывать влияние на процесс остеосинтеза перелома шейки бедренной кости. Под остеосинтезом подразумевается хирургическое сопоставление и соединение отломков с помощью резьбовых фиксаторов. В данном исследовании методом конечных элементов проведен численный анализ процесса вкручивания резьбовых фиксаторов в бедренную кость.

Ключевые слова: остеосинтез, проксимальный отдел бедра, метод конечных элементов.

Keywords: osteosintesis, proximal femur, finite-element method.

Перелом шейки бедренной кости (или перелом шейки бедра) – серьезная травма, которая при неправильном или несвоевременном лечении может привести к тяжелым последствиям. В связи с ДТП увеличилось число переломов шейки бедра у людей в молодом возрасте. Для их возникновения требуется достаточно сильная травма. Оптимизация процесса остеосинтеза, ставит задачу в разряд социальных проблем.

В докладе представлена пространственная модель проксимального отдела бедра. Поставлена контактная задача теории упругости которая является ядром алгоритма процесса установки фиксатора. Со стороны резьбы фиксатора, закручиваемого моментом, на костную ткань действует равномерно распределенная нагрузка[2]. Визуализация области получена с помощью томограммы бедра.

С развитием современных технологий появились новые методы определения механических свойств костной ткани, например, определение свойств с помощью компьютерной томографии. Данный метод основан на соотношении значения единиц Хаунсфилда (HU) на компьютерной томограмме (КТ) и оптической плотности костной ткани [3], что позволяет получить неоднородное распределение механических свойств в проксимальном отделе бедра.

С помощью программного пакета *Ansys* (*Ansys, Inc, USA*) произведен численный анализ процесса вкручивания 3-х фиксаторов в бедренную кость. Рассматривалось

напряженно-деформированное состояние проксимального отдела бедра костной ткани, в том числе и под резьбой фиксаторов. Конечно-элементное моделирование позволило исследовать влияние неоднородности механических свойств на процесс остеосинтеза перелома шейки бедра.

Литература:

1. Акулич Ю.В. Акулич А.Ю., Денисов А.С., Мерзляков М.В., Шулятьев А.Ф. Влияние геометрических, биомеханических и хирургических факторов на величину индивидуального момента закручивания фиксаторов при контролируемом остеосинтезе перелома шейки бедра 1: постановка задачи // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2 (60). – С. 64–74.
2. Решетов Д.Н. Детали машин. – М.: Высшая школа, 1989. – 496с.
3. Mow C., Hayes W.C. Basic Orthopedic Biomechanics, New York 1991.

БИОМЕХАНИКА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

МОРФОБИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МАТЕРИАЛОВ ЗАПЛАТ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ПРИ КАРОТИДНОЙ ЭНДАРТЕРЭКТОМИИ

Басенкова Е.В., Поляев В.О., Семенова Ю.И., Другакова Ю.С.

Саратовский Государственный медицинский университет имени В.И.Разумовского

E-mail: basenkovakaterina@list.ru

Аннотация: В статье представлена сравнительная характеристика морфологических и биомеханических параметров материалов заплат, используемых при каротидной эндартерэктомии. Изучены морфометрические и биомеханические показатели наиболее часто применяемых видов заплат при данном оперативном вмешательстве. Выявлены значительные различия упруго-прочностно-деформативных свойств между материалами заплат, а также неодинаковые свойства каждого из исследованных типов в зависимости от точки приложения нагрузки.

Ключевые слова: общая сонная артерия, бифуркация, каротидная эндартерэктомия, заплата, биомеханика.

Keywords: common carotid artery, bifurcation, carotid endarterectomy, patch, biomechanics.

Цереброваскулярная патология на сегодня составляет 29,5% всех болезней системы кровообращения, а смертность от данной патологии – 37% всех случаев смерти от сердечно-сосудистых заболеваний [1].

Каротидная эндартерэктомия – один из часто применяющихся видов коррекции мозгового кровотока при лечении мозговой недостаточности. По мнению ряда авторов, пластика бифуркации общей сонной артерии заплатой, дает лучшие результаты в позднем послеоперационном периоде. Таким методом, устраняется стеноз в зоне артериотомического отверстия. Влияя на гемодинамику с помощью данного метода лечения можно избежать развития таких осложнений как аневризматическое расширение заплаты и рестеноз.

В настоящее время активно изучаются биомеханические характеристики различных органов, тканей, сосудов. Данные о биомеханических свойствах тканей стенки артерии и материалов, используемых для реконструкции необходимы для прогнозирования возможных нарушений кровотока при хирургических вмешательствах [2, 3, 4].

Цель исследования: изучить морфологические и биомеханические параметры материалов заплат, используемых при каротидной эндартерэктомии и провести

сравнительный анализ их сопоставимости с аналогичными параметрами области бифуркации общей сонной артерии.

Материалом для исследования послужили образцы зоны бифуркации ОСА (n32); аутовена (подкожная вена голени, аутоартерия (лучевая артерия), аутоперикард, которые были изъяты при аутопсии 16 трупов людей в возрасте 30-60 лет; ксеноперикард (n5), политетрафторэтилен (n5), дакроновая заплата(n5)). Применялись следующие методы: ангиоморфометрия, одноосное растяжение образцов на разрывной машине Instron 5944 в продольном и поперечном направлениях, фотографирование.

Результаты. При исследовании установлено, что аутовенозная заплата имеет ряд особенностей, которые необходимо учитывать во время операции. В частности, толщина стенки вены в среднем в 1.8 раза тоньше стенки сонной артерии. Модуль Юнга в радиальном направлении сопоставим с модулем Юнга сонной артерии. Таким образом, суммарная толщина слоев аутовены должна быть равной по толщине стенки реципиентного сосуда и вшивание заплаты должно в направлении относительно тока крови. Заплата из лучевой артерии более предпочтительна, чем заплата из аутовены, так как толщины стенок лучевой и сонной артерии совпадают, при этом заплата аутоартерии находится в физиологичной позиции и подвергается аналогичным нагрузкам – модуль упругости, сопоставим с модулем упругости стенки сонной артерии, что является более практичным. Наиболее близка диаграмма растяжения к растяжению сонной артерии для заплаты из ксеноперикарда, а также для дакроновой заплаты при растяжении вдоль волокон.

Таким образом, проведенные исследования создают предпосылки для оптимизации конструктивно-восстановительных вмешательств в зоне бифуркации общей сонной артерии. Полученные данные могут быть использованы при биомеханическом моделировании сосудистого русла области бифуркации общей сонной артерии.

Литература:

1. Островский И.В., Поляев В.О., Кириллова И.В., Десятова А.С., Каменский А.В. Использование компьютерных технологий для сравнительной оценки материалов заплат, применяемых при каротидной эндартерэктомии // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2006. – № 2. – С. 42–45.
2. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Мурылев В.В., Семенова Ю.И. Сочетанная изменчивость биомеханических параметров левой венечной артерии взрослых мужчин // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4. – С. 472.
3. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Гришина О.А., Албутов А.С. Компьютерное 3D пространственно-ориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2015. – Т. 18, № 1 (52). – С. 64–74.

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА

Голядкина А.А., Полиенко А.В., Челнокова Н.О.*, Номеровская Е.А.,
Хайдарова Л.Р.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

** Саратовский Государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Россия*

E-mail: aagramakova@mail.ru

Аннотация: Исследование направлено на развитие персонализированной медицины в Российской Федерации. Построение моделей желудочков сердца и соответствующих им объемов крови осуществлялось по данным компьютерной томографии с использованием программного пакета 3D Slicer и системы автоматизированного проектирования SolidWorks. Численный эксперимент был проведен в расчетном комплексе Ansys методом конечных элементов. Кровь предполагалась однородной, несжимаемой и ньютоновской жидкостью с заданными плотностью и динамической вязкостью, данные параметры были определены по результатам общего и биохимического анализа крови пациента. Материал стенок (миокард) предполагался однородным, изотропным, гиперупругим. В результате численного эксперимента были получены картины гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния стенок желудочков сердца по фазам сердечного цикла.

Ключевые слова: биомеханика, конечно-элементный анализ, персонализированная медицина, желудочки сердца.

Keywords: biomechanics, finite element analysis, personalized medicine, ventricles of heart.

Сердце – главный орган сердечно-сосудистой системы, выполняющий функцию насоса и обеспечивающий циркуляцию крови в организме, благодаря чему осуществляется доставка кислорода и питательных веществ к органам и тканям и их освобождение от продуктов обмена и углекислого газа. Нормальная работа сердца – важный фактор оптимальной работы всего организма в целом.

Целью данного исследования явилось проведение конечно-элементного моделирования желудочков сердца на основе данных медицинского диагностического оборудования.

В данном исследовании были решены следующие задачи:

1. исследованы механические свойства тканей желудочков сердца человека и материалов, применяемых при реконструктивных операциях;
2. на основе акустических методов исследования определены изменение давления кровотока в полости желудочков и поле перемещений стенок по фазам сердечного цикла;
3. по данным магнитно-резонансной томографии, на основе 3D конечно-элементного компьютерного моделирования, построена биомеханическая модель желудочков,

характеризующаяся геометрическим и физико-механическим подобием желудочкам сердца человека;

4. с использованием созданной модели проведена оценка фракции выброса и конечно-диастолического объема желудочков сердца.

Проведенное исследование позволило выявить, что возрастной и половой факторы оказывают существенное влияние на деформационно-прочностные характеристики тканей [1] и, как следствие, влияют на конечно-диастолический объем (КДО) и фракцию выброса (ФВ) желудочков сердца. В частности, у мужчин старше 50 лет наблюдается уменьшение КДО на 15%, а ФВ на 32%. Полученные результаты хорошо согласуются с известными клиническими данными [2].

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ (проект №14-01-31383-мол_а).

Литература:

1. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Другакова Ю.С., Басенкова Е.В. Биомеханические параметры желудочков сердца человека // Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1-10. – С. 2070–2075.
2. 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.

ПРИКЛАДНЫЕ АСПЕКТЫ ИЗУЧЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО РУСЛА

Другакова Ю.С., Мазуренко Е.А., Басенкова Е.В.

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

E-mail: julia25jule@mail.ru

Аннотация: Детализированное изучение морфологии сосудистого русла требует дополнительных методик заливки сосудистого русла. В статье описана методика приготовления коррозионного препарата с использованием силиконовой заливки. Данный способ приготовления слепков артерий отвечает всем требованиям, необходимым для изготовления анатомического препарата, а именно: хорошо проникает в мелкие сосуды, сравнительно быстро затвердевает, сохраняет эластичность в сосудах – не ломается и не крошится, не имеет усадки после заливки в сосудах, хорошо визуализируется, применение массы без подогрева – в холодном виде, представляет точную, наглядно отражает ангиоархитектонику, состояние внутреннего рельефа сосудов.

Ключевые слова: морфология, коррозионный анатомический препарат, артерии.

Keywords: morphology, corrosion anatomical preparation, artery.

При изготовлении коррозионного препарата исследователи традиционно сталкиваются с проблемой выбора доступных, недорогих, удобных в работе инъекционных сред-наполнителей и методик. Известен достаточно большой список инъекционных веществ, однако до настоящего времени нет единого стандарта наполнителя по качеству и стоимости получаемого слепка полых и трубчатых органов [3].

Техника приготовления коррозионных препаратов основана на затвердевании массы в сосудах и последующем разрушении под действием физических и химических факторов всех тканей органа, включая и оболочки сосудов [2]. Первым этапом также является заливка сосудов холодными или горячими массами. При использовании горячих масс важно соблюдать ряд условий. Необходимо разогревать сам орган, при заливке массами на основе желатина и воска до $+35 +40\text{ }^{\circ}\text{C}$, а при использовании легкоплавких металлов типа Вуда, Розе необходим большой разогрев органа до $+85 +90\text{ }^{\circ}\text{C}$. Так же необходимо нагревать инструменты, исследовать чтобы заливаемый орган не остывал. Коррозионные препараты, налитые горячими массами требуют к себе бережного отношения ввиду чрезвычайной хрупкости.

Холодные массы – целлоидиновые, пластические, севанит используются чаще. Техника заливки севанитом несколько кропотливее, чем целлоидином, и требует более тщательной промывки органа перед заливкой, однако севанит обладает большей тонкостью строения и эластичностью. В отличие от целлоидиновых масс, пластические

массы – более стойкие, не дают усадки, не сморщиваются, не ломаются, хорошо подкрашиваются, хорошо проникают вплоть до мельчайших сосудов и не поддаются температурным колебаниям [1].

Цель исследования: разработать методику заливки холодными массами сосудистого артериального русла.

Материалом для исследования послужили 30 бедренных артерий 15 трупов людей обоего пола в возрасте от 18 до 76 лет. Для инъекции сосудов применяли два основных типа силикона – кислотный и ацетатный силикон-герметик. Методика заливки бедренных артерий заключалась в следующем. Через канюлю, введенную в артерию выше паховой связки, сосуды заполняли силиконом, который подавался в артерию под давлением, при появлении силикона в подколенной артерии введение силикона прекращалось.

Выявлены преимущества данного метода: силикон проникает вплоть до мельчайших сосудов; после застывания не ломается; отсутствует «усадка» получаемого слепка; возможность хранить слепки без специальных условий окружающей среды и в дальнейшем детально их изучать; низкая способность силикона к адгезии, что значительно упрощает извлечение слепков; удобство использования тубиков; возможность использования хромозаливки. После застывания силикона отмечается хорошая визуализация сосудов при препаровке, видна точная картина их топографической анатомии. При помощи штангенциркуля, микрометра транспортира, угломера, обработки цифровых фотографий в редакторах CorelDraw, можно производить контрольное измерение наружного и внутреннего диаметров, углов разветвления и отклонения, длину, изучить траекторию направления исследуемого сосудистого русла. Полученный слепок можно извлекать путем механического отделения сосудистой стенки.

Таким образом, новый метод заливки артериального русла отвечает всем требованиям, необходимым для изготовления анатомического препарата.

Литература:

1. Челнокова Н.О. Закономерности изменчивости ангиоархитектоники правой венечной артерии взрослых мужчин в аспекте построения компьютерной 3D пространственно-ориентированной геометрической модели // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – № 6. – С. 632.
2. Челнокова Н.О. Топографо-анатомические особенности ангиоархитектоники правой венечной артерии применительно к созданию компьютерной 3D-геометрической модели // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 9-6. – С. 1159–1163.
3. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Дудина Е.В., Попрыга Д.В. Прикладные аспекты изучения ангиоархитектоники венечных артерий // Морфология. – 2009. – Т. 4. – №4 – С. 150.

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПОРИСТОСТИ СТЕНТОВ – РАЗДЕЛИТЕЛЕЙ ПОТОКА

Иванов Д.В.

Саратовский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия

E-mail: ivanovdv@gmail.com

Аннотация: Патогенез аневризм на сегодняшний день недостаточно изучен. Доподлинно неизвестно, что является основной причиной их возникновения. Тем не менее, исследования показывают, что возникновению аневризм способствуют генетические, гемодинамические и биомеханические факторы.

Сегодня применяют такие методы лечения аневризм, как клипирование, заполнение спиралями и стентирование. Клинические данные говорят о том, что практически полное исключение аневризмы из потока вследствие ее тромбоза из-за установки стента-разделителя происходит через 6 месяцев после выполнения лечения. Но остается множество открытых вопросов относительно данной достаточно новой технологии малоинвазивного лечения аневризм. Ответы на них можно получить на основе численных экспериментов, проведенными с помощью методов вычислительной гидродинамики.

Ключевые слова: Стент, аневризма, разделитель, базилярная артерия, численное моделирование, гемодинамика.

Keywords: stent, aneurysm, flow-diverter, basilar artery, hemodynamics, numerical simulation.

Инсульт является одной из основных причин смертности и инвалидизации населения в западных странах [4, 2]. Различают два типа инсульта: ишемический и геморрагический. Причиной последнего в 80% случаев является разрыв аневризмы сосудов головного мозга. Под аневризмой понимают патологическое расширение просвета сосуда. Аневризмы преимущественно образуются на сосудах виллизиевого круга человека. Порядка 2-5% населения планеты имеют аневризмы головного мозга [4]. Не смотря на то, что только 0.1% всех аневризм ежегодно разрывается [5], уровень смертности при разрыве аневризмы достигает 50% [8] и только треть пациентов, перенесших субарахноидальное кровоизлияние, возвращается к нормальной жизни [9].

Патогенез аневризм на сегодняшний день недостаточно изучен. Доподлинно неизвестно, что является основной причиной их возникновения. Тем не менее, исследования показывают, что возникновению аневризм способствуют генетические, гемодинамические и биомеханические факторы [3]. Касательные напряжения на стенке, завихренность потока крови, скорость крови в аневризме, давление и т.п. являются наиболее исследуемыми гемодинамическими факторами на сегодняшний

день. Более того, считается, что именно они играют основную роль в процессах появления, роста и разрыва аневризм [6, 7].

Все эти данные подчеркивают необходимость быстрого и эффективного средства лечения аневризм для предотвращения их разрыва. Хирургическое клипирование и установка спиралей являются наиболее распространенными методами лечения аневризм. Клипирование заключается в установке металлической клипсы, отделяющей аневризму от сосуда. Эмболизация аневризмы спиралью – малоинвазивная процедура, при которой в аневризму помещают спирали, которые практически полностью блокируют течение внутри аневризмы.

Клипирование является наиболее опасной процедурой, так как связано с краниотомией. К тому же не все аневризмы доступны для хирургического лечения классическим клипированием. Спирали не могут быть применимы к фузиформным аневризмам, а также к аневризмам с широкой шейкой. Поэтому в таких случаях врачи устанавливают стенты для предотвращения выпадения спиралей из аневризмы в основной сосуд.

В последние годы стенты стали использовать в качестве разделителя для отделения аневризм от потока. Впервые эта техника была применена для аневризм, лечение которых было невозможно, и для аневризм, лечение которых не дало результатов [10]. Сегодня использование стентов в качестве разделителей потока разрешено на территории многих стран, в том числе, на территории США и многих стран Европы. Клинические данные говорят о том, что практически полное исключение аневризмы из потока вследствие ее тромбоза из-за установки разделителя происходит через 6 месяцев после выполнения лечения [16]. Тем не менее, остается множество открытых вопросов относительно данной достаточно новой технологии малоинвазивного лечения аневризм. Ответы на них можно получить как проводя клинические исследования, так и на основе численных экспериментов, выполненных при помощи методов вычислительной гидродинамики.

Опубликовано множество статей, посвященных численному моделированию стентирования аневризм. Изучаются такие вопросы, как влияние пористости стента на гемодинамику, сравниваются стенты различных производителей и конфигурации и т.п. [11, 12, 13, 14, 15]. Авторы применяют как идеализированные модели аневризм, так и пациент-ориентированные.

В данной работе представлены результаты численного моделирования пациент-ориентированных моделей фузиформной аневризмы базилярной артерии до и после установки стентов различной пористости. Численно решены связанные упруго-гидродинамические задачи, моделирующие как движение крови, так и напряженно-деформированное состояние стенок сосудов и аневризмы.

Кровь предполагалась вязкой однородной ньютоновской жидкостью, стенки – изотропные нелинейно-упругие. На входе в сосуд задавали график зависимости скорости крови от времени, полученный на основе данных ультразвукового исследования. Геометрическая модель сосуда с аневризмой строилась на основе данных магнитно-резонансной томографии.

Исследовались профили скорости крови на выходе из задней мозговой артерии, пораженной аневризмой, а также внутри аневризмы в зависимости от пористости стента. Также рассматривалось поле касательных напряжений на стенке аневризмы и поле эффективных напряжений в стенке.

В результате работы сделаны выводы об эффективности стентирования по исключению аневризмы из потока, показано, стент какой пористости дает наиболее оптимальные результаты.

Литература:

1. Winn H., Jane J., Taylor J., Kaiser D., Britz G. Detection of asymptomatic incidental aneurysms: review of 4568 arteriograms // J. Neurosurg. – 2002. – Vol. 96. Iss. 1. – P. 43–49.
2. Kaminogo M., Yonekura M., Shibata S. Incidence and outcome of multiple intracranial aneurysms in a defined population // Stroke. – 2003. – Vol. 34. Iss. 1. – P. 16–21.
3. Sforza D., Putman C.M., Cebal J.R. Hemodynamics of Cerebral Aneurysms // Ann. Rev. Fluid Mech. – 2009. Vol. 41. – P. 91–107.
4. Rinkel G.J. Natural history, epidemiology and screening of unruptured intracranial aneurysms // J. Neuroradiol. – 2008. Vol. 35. – P. 99–103.
5. Kaminogo M., Yonekura M., Shibata S. Incidence and outcome of multiple intracranial aneurysms in a defined population // Stroke. – 2003. Vol. 34. Iss. 1. – P. 16–21.
6. Bazilevs Y., Hsu M.C., Zhang Y., Wang W., Kvamsdal T., Hentschel S., Isaksen J.G. Computational vascular fluid-structure interaction: methodology and application to cerebral aneurysms // Biomech Model Mechanobiol. – 2010. – Vol. 9. Iss. 4. – P. 481–498.
7. Sadasivan C., Fiorella D.J., Woo H.H., Lieber B.B. Physical factors effecting cerebral aneurysm pathophysiology // Ann Biomed Eng. – 2013. – Vol. 41. Iss. 7. – P. 1347–1365.
8. Bederson J.B., Connolly E.S., Batjer H.H., Dacey R.G., Dion J.E., Diringer M.N., Duldner J.E., Harbaugh R.E., Patel A.B., Rosenwasser R.H. Guidelines for the management of aneurysmal subarachnoid hemorrhage: a statement for healthcare professionals from a special writing group of the stroke council // Stroke. – 2009. – Vol. 40. Iss. 3. P. 994–1025.
9. Carter B.S., Buckley D., Ferraro R., Rordorf G., Ogilvy C.S. Factors associated with reintegration to normal living after subarachnoid hemorrhage // Neurosurgery. – 2000. – Vol. 46. Iss. 6. – P. 1326–1333.
10. Becske T., Kallmes D.F., Saatci I. Pipeline for uncoilable or failed aneurysms: results from a multicenter clinical trial // Radiology. – 2013 – Vol. 267. Iss. 3. –P. 858–868.

11. Tremmel M., Xiang J., Natarajan S.K., Hopkins L.N., Siddiqui A.H., Levy E.I., Meng H. Alteration of intra-aneurysmal hemodynamics for flow diversion using enterprise and vision stents // *World Neurosurg.* – 2010. – Vol. 74. Iss. 2-3. – P. 306-315.
12. Bouillot P., Brina O., Ouared R., Lovblad K.O., Farhat M., Pereira V.M. Hemodynamic transition driven by stent porosity in sidewall aneurysms // *J Biomech.* – 2015. – Vol. 48. Iss. 7. – P. 1300-1309.
13. Appanaboyina S., Mut F., Löhner R., Putman C., Cebal J. Simulation of intracranial aneurysm stenting: Techniques and challenges // *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* – 2009. – Vol. 198. – P. 3567–3582.
14. Kojima M., Irie K., Fukuda T., Arai F., Hirose Y., Negoro M. The study of flow diversion effects on aneurysm using multiple enterprise stents and two flow diverters // *Asian J Neurosurg.* – 2012. – Vol. 7. Iss. 4. – P. 159-165.
15. Chong W., Zhang Y., Qian Y., Lai L., Parker G., Mitchell K. Computational hemodynamics analysis of intracranial aneurysms treated with flow diverters: correlation with clinical outcomes // *AJNR Am J Neuroradiol.* – 2014. Vol. 35. Iss. 1. – P. 136-142.
16. Wong G.K., Kwan M.C., Ng R.Y. Flow diverters for treatment of intracranial aneurysms: current status and ongoing clinical trials // *J Clin Neurosci.* – 2011. – Vol. 18. – P. 737–740.
17. Seshadhri S., Janiga G., Beuing O., Skalej M., Thévenin D. Impact of stents and flow diverters on hemodynamics in idealized aneurysm models // *J Biomech Eng.* – 2011. – Vol. 133. Iss. 7. – doi: 10.1115/1.4004410.
18. Xiang J., Damiano R.J., Lin N., Snyder K.V., Siddiqui A.H., Levy E.I., Meng H. High-fidelity virtual stenting: modeling of flow diverter deployment for hemodynamic characterization of complex intracranial aneurysms // *J Neurosurg.* – 2015. – Vol. 19. – P. 1-9.

ПРОБЛЕМА СОЧЕТАНИЯ ТКАНЕЙ И МАТЕРИАЛОВ С РАЗНЫМИ БИОМЕХАНИЧЕСКИМИ СВОЙСТВАМИ В РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ХИРУРГИИ КЛАПАНОВ СЕРДЦА

Каравайкин П.А., Комаров Р.Н., Белов Ю.В.* , Челнокова Н.О.,
Мурылёв В.В.**

Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова, Россия

**ФГБУ Российский научный центр хирургии им. Акад. Б.В. Петровского», Москва, Россия*

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

E-mail: afroc@ya.ru

Аннотация: Проблема сочетания материалов с различными механическими свойствами в современной сердечно-сосудистой хирургии имеет большое значение. Максимальное количество разных материалов используется при реконструктивных операциях на клапанах сердца. При этом изменяется динамическая анатомия сердца и напряжение в структурах клапанов.

Ключевые слова: динамическая анатомия, сердечно-сосудистая хирургия, клапаны сердца, реконструктивная хирургия клапанов.

Keywords: dynamic anatomy, cardiovascular surgery, cardiac valves, reconstructive valve surgery.

Современный уровень сердечно-сосудистой хирургии позволяет выполнить коррекцию практически любого порока сердца. Хирургия шла по пути радикализма, используя агрессивную тактику вмешательств. Для лечения пороков стали использоваться искусственные протезы клапанов. При этом поражённые структуры полностью заменялись синтетическими материалами со своими биомеханическими свойствами. Накоплен большой опыт изучения поведения этих материалов и медицинских изделий в живом организме. Постепенно агрессивность хирургии уступила место органосохраняющим операциям, малоинвазивным процедурам. Теперь в живой системе в одном сегменте сочетаются различные по свойствам структуры: как биологические ткани, в том числе патологически изменённые, так и синтетические материалы. Структура и динамическая анатомия клапанов сердца изучается давно, несколько изменился вектор изучения: с позиций клапаносохраняющей хирургии.

Функциональная недостаточность митрального клапана обусловлена расширением фиброзного кольца клапана, пролапсом створки в левое предсердие или рестрикцией хордального аппарата – укорочением хорд клапана. Кольцо митрального клапана имеет седловидную форму, площадь отверстия и кривизна кольца меняется в ходе сердечного цикла. В диастолу кольцо уплощается, расширяется до 26% [3]. При этом расширение кольца происходит в первую очередь за счёт задней полуокружности, а треть кольца, обращённая к аортальному клапану, более ригидна. Несмотря на это, патологическое расширение кольца происходит во всех направлениях, так как

максимальное напряжение в систолу приходится на переднюю створку клапана [2]. При расширении кольца не происходит коаптации свободного края створок. Для коррекции порока используются синтетические митральные кольца и манжеты, пришиваемые по окружности отверстия и редуцирующие его диаметр. При этом ригидность кольца вносит изменения в биомеханику сердечного цикла – площадь отверстия и трёхмерная структура предсердно-желудочкового соединения не меняются во времени, напряжение на фиброзное кольцо возрастает. Проплапс створок происходит либо из-за патологического разрастания самих створок, как правило передней, либо из-за удлинения и разрыва хорд. При разрастании створок увеличивается их напряжение, напряжение хорд, что ведёт к их удлинению [1]. Коррекция выполняется с помощью резекции створки и создания неоход с обязательным дополнением синтетическим кольцом. В таких условиях сочетается патологически изменённая створка клапана, полипропиленовые нити на клапане, ксеноперикардальные вставки в створки, политетрафторэтиленовые неоходры, синтетические кольца. При рестриктивной митральной недостаточности создаются неоходры или выполняются вмешательства на папиллярных мышцах. Большое значение имеет трёхмерная структура левого желудочка, его ремоделирование при патологии, расположение папиллярных мышц, хирургическое обратное ремоделирование желудочка.

Клапансохраняющая хирургия корня аорты подразумевает иссечение изменённых тканей аорты, реимплантацию аортального клапана в синтетический протез. В норме сложна динамическая анатомия корня аорты. Его полноценное функционирование происходит при определённом соотношении диаметров структур его составляющих [4]. Объём корня в систолу увеличивается на $33,7 \pm 2,7\%$, при этом максимальное изменение диаметра происходит на уровне комиссуральных столбиков [5]. При имплантации клапана в ригидный синтетический протез меняется как гемодинамика начального отдела аорты, так и механика аортального клапана и выводного тракта левого желудочка.

Литература:

1. Choi A., McPherson D.D., Kim H. Biomechanical evaluation of the pathophysiologic developmental mechanisms of mitral valve prolapse: effect of valvular morphologic alteration // *Med Biol Eng Comput.* – 2015.
2. Gunning G.M., Murphy B.P. Determination of the tensile mechanical properties of the segmented mitral valve annulus // *J Biomech.* – 2013. – Vol. 47. – P. 334–340.
3. Jiang L., Owais K., Matyal R., et al. Dynamism of the mitral annulus: a spatial and temporal analysis // *J Cardiothorac Vasc Anesth.* – 2014. – Vol. 28. – P. 1191–1197.
4. Kunzelman K.S., Grande K.J., David T.E., et al. Aortic root and valve relationships. Impact on surgical repair // *J Thorac Cardiovasc Surg.* – 1994. – Vol. 107. – P. 162–170.
5. Lansac E., Lim H.S., Shomura Y., et al. A four-dimensional study of the aortic root dynamics // *Eur J Cardiothorac Surg.* – 2002. – Vol. 22. – P. 497–503.

ЛОКАЛЬНАЯ ГЕМОДИНАМИКА ПОСЛЕ ДЕБРАНЧИНГА ДУГИ И БРЮШНОЙ АОРТЫ

Каравайкин П.А., Комаров Р.Н., Белов Ю.В.* , Челнокова Н.О.,
Мурылёв В.В.**

Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова, Россия

**ФГБУ Российский научный центр хирургии им. Акад. Б.В. Петровского», Москва, Россия*

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

E-mail: afroc@ya.ru

Аннотация: Гибридная хирургия аорты активно развивается как малотравматичный метод лечения пациентов с тяжелейшей патологией – расслоением и аневризмами аорты. Предложены множество вариантов переключения ветвей аорты с целью дальнейшего эндопротезирования аорты. Однако нет окончательного мнения о преимуществах той или иной методики. Ключевым моментом в решении этого вопроса является понимание локальной гемодинамики в протезах и изучение кровоснабжения головного мозга и внутренних органов.

Ключевые слова: гибридная хирургия, дебранчинг, гемодинамика, кровоснабжение.

Keywords: hybrid surgery, debranching, hemodynamics, blood supply.

В Европе каждый год регистрируется 16 тысяч случаев поражения грудной аорты, причём двухлетняя выживаемость больных с аневризмой грудной аорты составляет 30%. Открытое хирургическое вмешательство сопряжено с высокой летальностью и процентом осложнений. С появлением возможности установки стент-графта в грудную аорту отпала необходимость выполнения травматичного протезирования аорты. Однако более чем в 25% случаев в процесс вовлекаются крупные ветви аорты и эндопротезирование сопряжено с необходимостью перекрытия устьев артерий, питающих головной мозг и внутренние органы. В этой ситуации используются гибридные технологии – сочетание эндопротезирования аорты с дебранчингом – открытым переключением ветвей аорты в новые устья, расположенные вне зоны перекрытия стент-графтом.

Возникает необходимость переключать ветви как дуги, так и брюшной аорты. Предложены многочисленные методы дебранчинга дуги: как экстраанатомические переключения через доступы на шее, так и протезирование ветвей от восходящей аорты со вскрытием грудной полости [1]. Несмотря на высокую отдалённую проходимость протезов брахиоцефальных артерий [3] и сходные объёмные скорости кровотока до и после реконструкции [6], нет единого мнения о более выгодных методах переключения.

Анастомозы с ветвями дуги накладываются как по типу «конец-в-конец», так и по типу «конец-в-бок», что обуславливает различные условия локальной гемодинамики. Её изучением занимались давно. В первую очередь в сфере интереса

исследователей попадали дистальные анастомозы коронарных и бедренно-подколенных шунтов. Ведущей причиной ранних тромбозов шунтов является миоинтимальная гиперплазия – разрастание гладкомышечных и фиброзных элементов в определённых зонах анастомозов: на пятке, на носке, на противоположной анастомозу стенке артерии оттока и по линии шва [7]. Установлена прямая связь гиперплазии с уменьшением напряжения сдвига, увеличением осцилляторного индекса сдвига, увеличением временного и пространственного градиента напряжения сдвига [7]. В данных зонах происходит перестройка цитоскелета эндотелиоцитов, активация на поверхности эндотелия тромбоцитов, выработка факторов роста и, как следствие, пролиферация гладкомышечных клеток [5]. Также к миоинтимальной гиперплазии по линии шва приводит разница упруго-деформативных свойств венозных и синтетических шунтов и артерий, ригидность хирургических нитей [2]. Множество исследований посвящено поиску оптимального угла наклона оси шунта к оси артерии оттока в диапазоне от 30 до 60°. Зачастую при переключении магистральных артерий возникает необходимость наложения анастомозов и под прямым углом, и даже по типу «бок-в-конец». Условия гемодинамики в таких анастомозах не изучены.

Особенностями переключения ветвей брюшной аорты являются использование длинных шунтов, отхождение шунтов под углом более 90°, необходимость сочетать материалы шунтов с различными механическими свойствами в одной позиции: дакроновые, политетрафторэтиленовые, аутовенозные отрезки шунтов. При этом показана низкая отдалённая проходимость шунтов с ангуляцией дистального анастомоза более 40° [4]. Для выработки стандартной тактики оперативного пособия необходимо дальнейшее изучение параметров гемодинамики в различных конструкциях переключения ветвей аорты.

Литература:

1. Белов Ю.В., Комаров Р.Н., Каравайкин П.А. Роль сердечно-сосудистого хирурга в гибридной хирургии аорты (часть 1) // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. – 2014. – Т. 7, № 6. – С. 71–77.
2. Ballyk P.D., Walsh C., Butany J., et al. Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses // J Biomech. – 1998. – Vol. 31. – P. 229-237.
3. Byrne J., Darling R.C., Roddy S.P., et al. Long term outcome for extra-anatomic arch reconstruction. An analysis of 143 procedures // Eur J Vasc Endovasc Surg. – 2007. – Vol. 34. – P. 444-450.
4. Chiesa R., Tshomba Y., Logaldo D., et al. Possible graft-related complications in visceral debranching for hybrid B dissection repair // Ann Cardiothorac Surg. – 2014. – Vol. 3. – P. 393-9.
5. Golledge J. Vein grafts: haemodynamic forces on the endothelium - A review // Eur J Vasc Endovasc Surg. – 1997. – Vol. 14. – P. 333-343.
6. Shimizu H., Nakahara T., Ohkuma K., et al. Cerebral blood flow after hybrid distal hemiarch repair // Interact Cardiovasc Thorac Surg. – 2013. – Vol. 17. – P. 73-78.
7. Xiong F.L., Chong C.K. A parametric numerical investigation on haemodynamics in distal coronary anastomoses // Med Eng Phys. – 2008. – Vol. 30. – P. 311-320.

ИЗУЧЕНИЕ ВЛИЯНИЯ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА ЛОКАЛИЗАЦИЮ АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОГО ПОРАЖЕНИЯ ПРАВОЙ ВЕНЕЧНОЙ АРТЕРИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

Кузьяев Т.Р., Челнокова Н.О., Суздальцев С.Е., Сусликов А.А.

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

E-mail: timur-qz@rambler.ru

Аннотация: В статье описаны методики создания трехмерных моделей сердца и венечных артерий человека *in vitro*, отражены результаты конечно-элементного моделирования гемодинамики в правой венечной артерии с учетом напряженно-деформированного состояния ее стенки.

Ключевые слова: ишемическая болезнь сердца, атеросклероз, правая венечная артерия, гемодинамика, конечно-элементное моделирование.

Keywords: coronary heart disease, atherosclerosis, right coronary artery hemodynamics, coronary artery bypass grafting, finite-element modeling.

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) является ведущей причиной смерти в современном мире и составляет 57% от общей смертности населения. Одним из наиболее частых предрасполагающих факторов ИБС является атеросклероз венечных артерий [1]. Общеизвестно, что характерной излюбленной локализацией атеросклеротических бляшек являются места разветвления сосудов, при этом чаще поражаются внутренние края сосудистых бифуркаций [2]. Интересен тот факт, что в передней межжелудочковой и огибающей ветвях левой венечной артерии атеросклеротический процесс развивается наиболее часто в проксимальных отделах, тогда как правая венечная артерия может быть поражена в любом сегменте на всем протяжении [3,4]. Вопросы, касающиеся нарушения венечного кровотока и патогенеза атеросклероза венечных артерий требуют дальнейшего рассмотрения.

Цель исследования: экспериментально определить влияния гемодинамических факторов на локализацию атеросклеротического поражения в бассейне правой венечной артерии с использованием компьютерных технологий.

Материалом для исследования послужили 40 нефиксированных сердец и правых венечных артерий (ПВА), изъятые при аутопсии 40 трупов людей мужского пола в возрасте 31-40 лет. Для создания трехмерных моделей сердца человека и венечных артерий применялись: оригинальный метод полихромной заливки артерий холодными массами, методы органо-, ангиометрии. Разработаны методы построения компьютерных 3D правой венечной артерии с применением метода поперечных

распилов, компьютерного анализа цифровых изображений в прикладных программах Adobe Photoshop и CorelDRAW. Численное моделирование проведено с использованием программного обеспечения SolidWorks и ANSYS Multiphysics.

Результаты. При проведении конечно-элементного моделирования правой венечной артерии были определены зоны образования закрученного потока жидкости, низких значений касательного напряжения на внутренних поверхностях стенок и перепадов значений эквивалентных напряжений в самой стенке ПВА. По гемодинамической теории атерогенеза данные факторы инициируют повреждение и развитие дисфункции эндотелия интимы, приводящие, как следствие, к образованию атеросклеротических поражений. При исследовании ангиоархитектоники правой венечной артерии, именно в начальных отделах сегментов, местах бифуркаций, ответвлений ветвей и на участках изгибов, перегибов правовенечного сосудистого русла отмечались атеросклеротические поражения стенки ПВА.

Заключение. Биомеханическое моделирование позволяет изучать гемодинамические показатели (давление, векторы скоростей кровотока, объемный суммарный кровоток) с учетом напряженно-деформированного состояния стенки (низкие касательные напряжения на стенке, эквивалентные напряжения и модуль вектора перемещения) правой венечной артерии в норме, при наличии атеросклеротического поражения.

Литература:

1. Челнокова Н.О. Закономерности изменчивости ангиоархитектоники правой венечной артерии взрослых мужчин в аспекте построения компьютерной 3D пространственно-ориентированной геометрической модели // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – № 6. – С. 632.
2. Челнокова Н.О. Топографо-анатомические особенности ангиоархитектоники правой венечной артерии применительно к созданию компьютерной 3D-геометрической артерии // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 9-6. С. 1159-1163.
3. Челнокова Н.О., Маслякова Г.Н., Островский Н.В. Патоморфологические изменения стенки венечных артерий человека в аспекте построения адекватной компьютерной модели гемодинамики // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2012. – № 4 (24). – С. 56–64.
4. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Голядкина А.А., Кириллова И.В., Гришина О.А., Албутов А.С. Компьютерное 3D пространственно-ориентированное моделирование гемодинамики венечных артерий при их атеросклеротическом поражении и реконструктивных вмешательствах // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2015. – Т. 18, № 1 (52). – С. 64-74.

МОРФОМЕТРИЧЕСКИЙ ПОДХОД В МОДЕЛИРОВАНИИ ГЕМОДИНАМИКИ ПОЧЕЧНЫХ АРТЕРИЙ

Мазуренко Е.А., Суздальцев С.Е., Албутов А.С., Кириллова И.В.*

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

**Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

E-mail: katerina.mazurenko.1993@mail.ru

Аннотация: В статье представлен анализ морфометрических характеристик почечных артерий у лиц из группы риска по развитию вазоренальной гипертензии, что дает возможность построения 3D компьютерной гемодинамической модели сосудистого русла почечных артерий.

Ключевые слова: почечные артерии, вазоренальная гипертензия, морфометрия, биомеханика.

Keywords: renal artery, renovascular hypertension, morphometry, biomechanics.

Клинически значимый стеноз почечной артерии диагностируется, если имеет место уменьшение просвета сосуда более 50-75% от исходного. Развитие рестеноза в течение 1 года после проведения успешного реконструктивного вмешательства по поводу окклюзирующих поражений почечных артерий, представляет собой социальную и научную проблему [2, 3]. При проведении реконструктивно-восстановительных операций нередко возникают трудности, связанные с оценкой изменения гемодинамической картины в норме, при патологии и после хирургического лечения. Применение методов математического моделирования является на сегодняшний день ключевым инструментом для получения данных, основанных на междисциплинарном, комплексном, прикладном и пациенто-ориентированном подходе [1, 4].

Цель исследования: изучить особенности ангиоархитектоники почечных артерий у лиц группы риска возникновения вазоренальной гипертензии.

Материалом для исследования послужили 40 нативных почечных артерий 40 почек, изъятые при аутопсии трупов людей (n 20) обоего пола в возрасте от 30 до 60 лет. При исследовании морфологических и биомеханических показателей использовали следующие методы: анатомическое препарирование, ангиоморфометрию, оригинальный метод заливки сосудистого русла для приготовления коррозионных препаратов почечных артерий, одноосное растяжение на разрывной машине Instron 5944, фотографирование, протоколирование, статистического анализа. Изучали топографию, морфологические параметры (длина артерии, наружный диаметр, уровень отхождения от аорты, углы отклонения (α) и разветвления (β)), биомеханические свойства.

Результаты. В ходе проведенного исследования получены следующие морфометрические показатели почечных артерий: расстояние между устьем верхней брыжеечной артерии и устьем правой почечной артерии варьирует от 1,5 до 18 мм и в среднем составляет 4 ± 1 мм. Данный показатель для левой почечной артерии в среднем составляет $7,2 \pm 4$ мм и колеблется в пределах от 4 до 30 мм. Разница высоты отхождения правой и левой почечной артерии в среднем составляет $3 \pm 0,5$ мм. Вариант, где почечные артерии начинались на одном уровне, составил 20 % случаев.

Правая почечная артерия (в 70 % случаев) – имеет горизонтальное направление, то есть величина угла α варьирует от 81° до 100° , и в среднем составляет $91 \pm 5^\circ$; под углом меньше 80° – нисходящее направление встретилось в 20 % наблюдений, где угол α варьирует $55-80^\circ$ ($70 \pm 7^\circ$); и восходящее направление обнаружили в 10% случаев, где угол α в среднем составляет $99 \pm 8^\circ$. Данный показатель слева составил: горизонтальное направление (в 80 % случаев) – от 64° до 100° , в среднем $82 \pm 5^\circ$, нисходящее (15 % наблюдений) – $55 \pm 5^\circ$ и восходящее (5 % наблюдений), где угол был равен 95° . Длина почечной артерии справа колеблется от 65 до 87 мм, в среднем составляет 76 ± 6 мм, а слева от 53 до 66 мм, в среднем – 60 ± 5 мм. Наружный диаметр почечной артерии справа в среднем составляет $7,1 \pm 1$ мм, а слева – $7,2 \pm 1$ мм.

Выявлена обратная зависимость между возрастом и эластичностью тканей почечной артерии. С увеличением возраста образцы демонстрируют повышенную жесткость и меньшую эластичность. Модуль Юнга почечных артерий в среднем равен $E = 2.5 \cdot 10^6$ Н/м², с возрастом уменьшается до $E = 0.5 \cdot 10^6$ Н/м².

Полученные данные о морфологических и механических параметрах могут быть использованы для построения 3D компьютерной гемодинамической модели сосудистого русла почечных артерий.

Литература:

1. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Мурылев В.В., Семенова Ю.И. Сочетанная изменчивость биомеханических параметров левой венечной артерии взрослых мужчин // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4. – С. 472.
2. Покровский А.В., Коков Л.С., Дан В.Н., Сунцов Д.С. Стеноз почечных артерий: частота выявления при ангиографии у больных с заболеваниями периферических артерий // Ангиология и сосудистая хирургия. – 2009. – Т. 15, № 4. – С. 26-33.
3. Покровский А.В., Коков Л.С., Сунцов Д.С. Хирургическое лечение вазоренальной гипертензии атеросклеротической этиологии // Ангиология и сосудистая хирургия. – 2010. – Т. 16, № 4. – С. 142-154.
4. Челнокова Н.О. Топографо-анатомические особенности ангиоархитектоники правой венечной артерии применительно к созданию компьютерной 3D-геометрической артерии // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 9-6. – С. 1159-1163.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КАК МЕТОД ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВЕРОЯТНЫХ ОСЛОЖНЕНИЙ ПРИ АНЕВРИЗМЕ ГРУДНОЙ АОРТЫ

Мурылёв В.В., Комаров Р.Н., Белов Ю.В.*, Челнокова Н.О.,
Каравайкин П.А., Полиенко А.В.*****

Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова, Россия

**ФГБУ Российский научный центр хирургии им. Акад. Б.В. Петровского», Москва, Россия*

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

****Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

E-mail: murylev.vladimir@mail.ru

Аннотация: При определении показаний к операции по поводу аневризмы грудного отдела аорты наибольшее значение уделяется геометрическим факторам и темпам увеличения диаметра аневризмы. Чаще всего для этих целей достаточно данных МСКТ или МРТ, либо их повторения в динамике. При увеличении диаметра аневризмы, риск ее разрыва увеличивается прогрессивно.

Важным моментом остается поиск методов раннего прогнозирования вероятных осложнений, основанного на клинических данных конкретного пациента.

Ключевые слова: аневризма грудного отдела аорты, биомеханика аорты, разрыв аневризмы, расслоение аорты.

Keywords: aneurysms of the thoracic aorta, aortic biomechanics, aneurysm rupture, aortic dissection.

В последние годы в руках исследователей появился метод компьютерного моделирования, включающий ряд экспериментов, позволяющих оценить биомеханические параметры патологически измененной аорты, критически важные для формирования осложнений. К ним относится напряжение сдвига и напряжение сосудистой стенки.

Было показано, что при значимом колебании указанных параметров отмечается нарушения обменных процессов в стенке сосуда. Так при изменениях напряжения сдвига отмечается дезорганизация эндотелиальных клеток, что повышает проницаемость внутреннего слоя артерии и способствует проникновению атерогенных частиц. Кроме того, нарушается продукция антитромбогенных субстанций, что приводит к формированию пристеночного тромба [1].

В ходе проведенных исследований авторами получены данные, указывающие на механизмы формирования диссекции или разрыва в грудном отделе аорты. В первом случае основным пусковым моментом является высокое радиальное напряжение стенки аорты на фоне дезорганизации волокон среднего слоя как, например, при кистозном медианекрозе [2]. При формировании разрыва большее значение имеет

циркулярное и продольное напряжение. Показатель пикового напряжения аортальной стенки коррелирует с темпом роста аневризмы и может служить предиктором нежелательных клинических исходов [3].

Помимо оценки гемодинамических показателей и напряжения аортальной стенки важное значение имеет определение ее упруго-деформативных свойств. Их изменения, связанные с возрастом [4], наследственной патологией, а также вследствие прогрессирования заболевания [5], носят индивидуальный характер и также влияют на частоту возможных осложнений. В связи с этим для увеличения точности прогноза необходимо учитывать эластические свойства аорты. Это ограничивает применение метода в клинических условиях, поскольку требует инвазивной процедуры изъятия образцов тканей [6].

Развитие аневризмы аорты – конечная точка мультифакториального патологического процесса, существенным моментом которого являются изменения нормальной биомеханики грудной аорты. Применение компьютерного моделирования в клинической практике является перспективным методом прогнозирования возможных осложнений при аневризме грудной аорты. Для расширения возможностей метода необходима разработка способов неинвазивной оценки упруго-деформативных свойств аорты.

Литература:

1. Chiu J.J., Chien S. Effects of disturbed flow on vascular endothelium: pathophysiological basis and clinical perspectives // *Physiol Rev.* – 2011. – № 91. – P. 327–387.
2. Pasta S., Phillippi J.A., Gleason T.G., Vorp D.A. Effect of aneurysm on the mechanical dissection properties of the human ascending thoracic aorta // *J Thorac Cardiovasc Surg.* – 2012. – № 143. – P. 460–467.
3. Shang E.K., Nathan D.P., Sprinkle S.R., et al. Peak wall stress predicts expansion rate in descending thoracic aortic aneurysms // *Ann Thorac Surg.* – 2013. – № 95. – P. 593–598.
4. Guinea G.V., Atienza J.M., Rojo F.J., et al. Factors influencing the mechanical behaviour of healthy human descending thoracic aorta // *Physiol Meas.* – 2010. – № 31. – P. 1553–1565.
5. Forsell C., Bjorck H.M., Eriksson P., Franco-Cereceda A., Gasser T.C. Biomechanical properties of the thoracic aneurysmal wall: differences between bicuspid aortic valve and tricuspid aortic valve patients // *Ann Thorac Surg.* – 2014. – № 98. – P. 65–71.
6. Martufi G., Forneris A., Appoo J.J., Di Martino E.S. Is there a role for biomechanical engineering in helping to elucidate the risk profile of the thoracic aorta? // *Ann Thorac Surg.* – 2015.

АНАЛИЗ НАПРЯЖЁННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СТЕНКИ АОРТЫ ПРИ СТЕНТИРОВАНИИ

Пиляев П.П., Морозов К.М.*

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

**Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова, Россия*

E-mail: nano-bio@sgu.ru

Аннотация: Проведен анализ алгоритма моделирования установки трех саморасширяющихся эндоваскулярных стентов с толщиной распорки $70\mu\text{m} \times 70\mu\text{m}$. Структура алгоритма следующая: создание и анализ виртуальной модели; создание прототипа и натурный эксперимент. Данный алгоритм имеет потенциал применения в разработке новых стентов и их модификации.

Ключевые слова: биомеханика, аорта, напряженно-деформированное состояние.

Keywords: biomechanics, aorta, stress strain state.

Аневризма аорты является распространенным заболеванием, возникающим из-за ослабления стенки аорты, слабых коллагенных свойств или избыточного действия матрицы металлопротеиназы и др. [1,2,3]. Существенное место занимает патология грудной аорты. В европейских странах каждый год регистрируется 16 тысяч новых случаев поражения грудной аорты. Кроме того, 2-хлетняя выживаемость больных с нелеченной аневризмой грудной аорты составляет менее 30% [4]: 31% больных погибли от разрыва, 41% от расслоения аорты. В 51% случаев в аневризматический процесс вовлекается восходящая аорта, в 11% – дуга, в 38% – нисходящая аорта [5,6]. Расслоение восходящей аорты приводит к смерти в 100% случаев в течение 3 месяцев [7]. Одним из основных предрасполагающих факторов развития вышеуказанных патологий является атеросклероз, который носит мультифокальный каскадный характер [8]. Основным методом лечения выше указанных патологий является «открытая» операция в условиях искусственного кровообращения. В ряде случаев при аневризме восходящего отдела аорты применяются малоинвазивные технологии – установка стента.

В данном исследовании проведен анализ алгоритма моделирования установки трех саморасширяющихся эндоваскулярных стентов с толщиной распорки $70\mu\text{m} \times 70\mu\text{m}$, а также проведена оценка напряженно-деформированного состояния тканей аорты [9, 10, 11].

Алгоритм состоит из трех этапов:

- создание и анализ виртуальной модели;
- создание прототипа;

- натурный эксперимент.

На первом этапе был проведен виртуальный анализ созданных моделей, который позволил провести оценку напряженно-деформированного состояния тканей аорты и материала стента. На втором этапе были созданы прототипы стентов рассмотренных в предыдущем этапе. Третий этап позволил провести натурный эксперимент с созданными прототипами. По результатам исследования выявлено увеличение объемов аневризмы до 1,2 мм после установки стента. При этом податливость патологической стенки уменьшилась до 50%. Изменение диаметра аорты в течение сердечного цикла снижена с 2,6 мм (без стента) до 1,4 мм (со встроенным стентом) и 1,2 мм (со встроенным стентом и значительным разрастанием ткани).

Таким образом, на основе проведенного исследования можно сделать вывод, что данный алгоритм имеет потенциал применения в разработке новых стентов и их модификации.

Литература:

1. 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 // Proc. SPIE 9448, Saratov Fall Meeting 2014: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XVI; Laser Physics and Photonics XVI; and Computational Biophysics, 94481F (March 19, 2015); doi:10.1117/12.2180033
2. Голядкина А.А., Полиенко А.В., Коссович Е.Л., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Моделирование процесса атерогенеза в артериальном сосуде // Материалы XI Всероссийской конференции с международным участием и школы-семинара «Биомеханика – 2014» / Пермь, 2014. – С. 64-65.
3. 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 // XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики: сборник трудов (Казань, 20 – 24 августа 2015 г.). – Казань: Издательство Казанского (Приволжского) федерального университета, 2015. – С.2010-2012.
5. Casey K., Al-Khatib W. K., & Zhou W. Hypogastric Artery Preservation During Aortoiliac Aneurysm Repair. Hypogastric Artery Preservation During Aortoiliac Aneurysm Repair. // ANNALS OF VASCULAR SURGERY, 25(1), 2011.
6. Белов Ю.В., Комаров Р.Н., Каравайкин П.А. Роль сердечно-сосудистого хирурга в гибридной хирургии аорты (часть 1) // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2014. Т. 7. № 6. С. 71-77.
7. Белов Ю.В., Исаев Р.М. Современные стратегии оперативного лечения аневризм дуги аорты // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2014. № 10. С. 122–126.
8. Kouchoukos NT, Dougenis D. Surgery of the thoracic aorta. // N Engl J Med 1997;336:1876-1888.
9. Авалиани В.М., Попов В.А., Мартюшов С.И. Новые взгляды на механизм развития атеросклероза : обзор литературы // Экология человека. - 2005. - № 4. - С. 24-30.
10. Arokiaj M. C., Palacios I.F. Finite Element Modeling of A Novel Self-Expanding Endovascular Stent Method in Treatment of Aortic Aneurysms // Scientific Reports 4, Article number: 3630. 2014.
11. Sultan S., Hynes N., One-year results of the multilayer flow modulator stent in the management of thoracoabdominal aortic aneurysms and type B dissections. // Endovasc Ther. 2013 Jun;20(3):366-77.
12. Sfyroeras G.S. et. al., Flow-diverting stents for the treatment of arterial aneurysms // Journal of Vascular Surgery Volume 56, Issue 3, September 2012, Pages 839–846.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВОСХОДЯЩЕГО ОТДЕЛА И ДУГИ АОРТЫ

Полиенко А.В., Недорезов П.Ф., Голядкина А.А.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: st_aav@mail.ru

Аннотация: В работе проведено построение геометрии восходящего отдела и дуги аорты, определение начальных и граничных условий на основе данных медицинского диагностического оборудования (компьютерный и магнитно-резонансный томограф, ультразвуковые приборы) для конкретного пациента. Механические и топогистоморфометрические параметры материалов получены в ходе натурных экспериментов. На основе полученных данных проведено конечно-элементное моделирование в расчетном комплексе ANSYS. По результатам моделирования проведена оценка физиологических процессов в изучаемом объекте в норме, при патологии и после различных видов хирургических реконструктивных вмешательств.

Ключевые слова: Биомеханика, конечно-элементное моделирование, аорта, патология, натурный эксперимент.

Keywords: biomechanics, finite element modeling, aorta, pathology, natural experiment.

Патологии сердечно-сосудистой системы занимают лидирующие позиции в списке заболеваний, приводящих к летальному исходу. В последние годы хирургам все чаще приходится сталкиваться с различными заболеваниями аорты и ее ветвей – атеросклероз, расслоение стенки аорты, аортит дуги и др. Осложнением любого из этих заболеваний, в большинстве случаев, является аневризма аорты. Аневризма аорты – это локальное расширение просвета аорты в 1,5 – 2 раза к нормальному диаметру аорты. Чаще встречается аневризма брюшной аорты, реже поражается грудной отдел аорты [1]. Применяемые в хирургической практике операции сопровождаются большим риском для пациентов [2]. Поэтому внедрение в клиническую практику пациенто-ориентированного моделирования позволит значительно улучшить качество жизни у данной категории больных, а также снизить послеоперационные риски и осложнения.

Геометрия исследуемого объекта была создана на основе данных компьютерной томографии с использованием программного пакета Mimics. Далее использовалась система автоматизированного проектирования SolidWorks в связи с тем, что модель, полученная в Mimics, была искажена и имела неровности (рис. 1). Начальные и граничные условия были определены по данным медицинского диагностического оборудования. Кровь предполагалась однородной, несжимаемой и ньютоновской жидкостью с заданной плотностью и динамической вязкостью. Материал стенок рассматривался как однородный, изотропный и гиперупругий. Механические и

топогистоморфометрические параметры материалов были получены в ходе натурных экспериментов с использованием испытательных машин Instron.

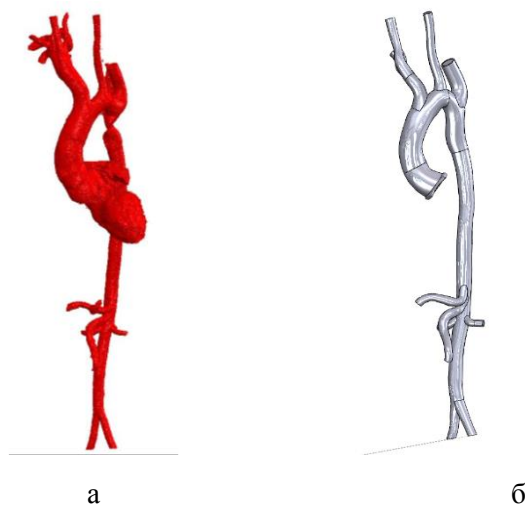


Рис. 1. Построение 3D геометрии исследуемого объекта: а) модель Mimics; б) модель SolidWorks

Численный эксперимент был проведен с использованием методов конечно-элементного моделирования в расчетном комплексе Ansys. По результатам проведена оценка гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния аортальной стенки в норме и при наличии патологии (стеноз в нисходящем отделе и аневризма в восходящем отделе аорты). Проведенное исследование позволило увидеть, что максимальный объемный кровоток направлен в плечеголовной ствол, это обусловлено непроходимостью большей части крови через стеноз. Наибольшие значения давления на протяжении всего сердечного цикла локализуются в зоне клапанного аппарата. К окончанию систолической фазы выявлены вторичные зоны максимума в восходящем отделе аорты и плечеголовном стволе. Как следствие, в данных зонных, наблюдаются максимальные значения эквивалентных напряжений и перемещений. Последнее неизбежно приводит к дальнейшему росту объемов аневризм.

Таким образом, можно сделать вывод, что проведенное конечно-элементное моделирование на стадии предоперационного обследования пациента позволило наглядно увидеть дегенеративные изменения в тканях аорты в месте патологии и оценить гемодинамическую картину. Полученные результаты верифицированы на основе сопоставления с клинической картиной, разница составила менее 10%.

Литература:

1. Бураковский В.И., Бокерия Л.А. и др. Сердечно-сосудистая хирургия. – М.: Медицина, 1996. – 768 с.
2. Белов Ю.В. Руководство по сосудистой хирургии с атласом оперативной техники. – М.: ДеНово, 2000. – 448 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Рзаев В., Зубкова Е.С., Мищенко Д.Н.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: nano-bio@sgu.ru

Аннотация: В данной работе изучены методы проведения натурального эксперимента по определению механических свойств биологических тканей. Объектом исследования послужили образцы тканей венечных артерий. В результате эксперимента были построены графики зависимости напряжение-деформация. Был проведен анализ моделей материала стенки для выбора наиболее соответствующей полученным графикам. Результаты приведенного исследования позволили получить более полную объективную картину механических свойств тканей венечных артерий. А также, систематизировать полученные результаты по возрасту, полу и нозологическим формам заболеваний. Полученные данные будут использованы при конечно-элементном моделировании венечных артерий сердца человека.

Ключевые слова: биомеханика, натуральный эксперимент.

Keywords: biomechanics, natural experiment.

Цель данной работы – экспериментальным путем определить механические свойства биологических тканей. При проведении натурального эксперимента применялся метод одноосного растяжения образцов [1-3, 5, 6]. Данный метод активно применяется для определения механических свойств артериальных стенок при одноосном растяжении в продольном и окружном направлениях. Образцами для эксперимента служили сегменты трех артерий: правой и левой венечных артерий и общей сонной артерии. В результате эксперимента фиксировались значения прикладываемой нагрузки и удлинения (деформации). Таким образом, экспериментальные значения напряжения в направлении нагружения рассчитывались по формуле:

$$\sigma = \frac{P}{bh}, \quad (1)$$

где P – величина прикладываемой в продольном направлении нагрузки, b и h – ширина и толщина образца, соответственно.

В свою очередь, можно рассмотреть связь деформация в данном направлении с относительным удлинением в том же направлении в виде:

$$\varepsilon_i = \frac{1}{2}(\lambda_i^2 - 1) \quad (2)$$

Артериальная стенка является несжимаемой, т.е. при деформациях не происходит изменения ее объема [4]:

$$l_0 HB = lhb, \quad (3)$$

где l_0 и l – длина образца в начальном и текущем положениях, H и h – толщина образца в начальном и текущем положениях, B и b – ширина образца в начальном и текущем положениях.

В результате проведенных натуральных экспериментов по одноосному растяжению были получены графики, описывающие нелинейную зависимость напряжения от степени удлинения для рассмотренных артерий. Для анализа механического поведения стенок кровеносных сосудов в ходе натурного эксперимента были выбраны 2 модели материала сосудистой стенки – двух-параметрическая модель Муни-Ривлина (4) и модель Нео-Гука (5).

Если в качестве модели материала сосудистой стенки выбрать модель Муни–Ривлина, то с учетом выбора функции энергии деформации для данной модели получим:

$$\sigma_{11} = 2 \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) C_1 + 2 \left(\lambda - \frac{1}{\lambda} \right) C_2. \quad (4)$$

Если в качестве модели сосудистой стенки выбрать модель Нео–Гука, то с учетом выбора функции энергии деформации W получим зависимость $(\sigma - \lambda)$ в конечной форме:

$$\sigma_{11} = 2 \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) C_1. \quad (5)$$

Для расчета констант C_1 и C_2 были использованы данные диаграмм одноосного растяжения образцов трех типов артерий. Количество точек выбиралось экспериментально таким образом, чтобы функция с найденными константами C_1 и C_2 наилучшим образом приближала экспериментальную кривую. Были получены константы функций энергий деформаций для трех образцов, представленные в таблицах 1 и 2.

Таблица 1. Значение уточняющих констант, когда в качестве модели материала стенки артерии используется модель Муни–Ривлина

Тип артерии	C_1 , мПа	C_2 , мПа
Правая венечная артерия	0,1002	- 0,0957
Левая венечная артерия	5,97	- 6,192
Общая сонная артерия	0,01342	- 0,01346

На рисунках 1-3 представлены графики зависимости $(\sigma - \lambda)$ для экспериментов на одноосное растяжение и зависимости $(\sigma - \lambda)$ с учетом найденных констант C_1 и C_2 для рассмотренных типов артерий.

Таблица 2. Значение уточняющих констант, когда в качестве модели материала стенки артерии используется модель Нео–Гука

Тип артерии	C1, мПа
Правая венечная артерия	0,0181
Левая венечная артерия	0,3612
Общая сонная артерия	0,00257

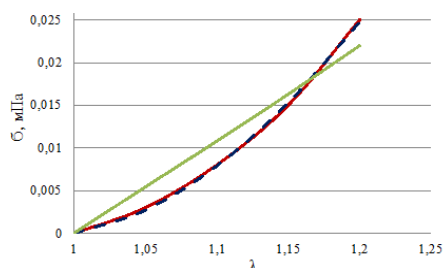


Рис. 1. График зависимости $(\sigma - \lambda)$ для правой венечной артерии

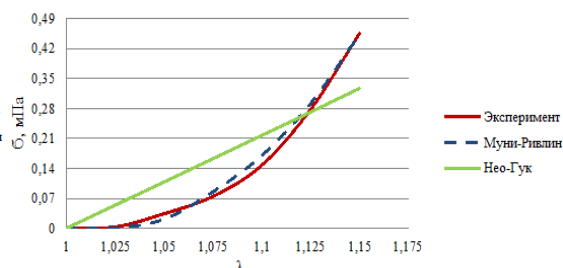


Рис. 2. График зависимости $(\sigma - \lambda)$ для левой венечной артерии

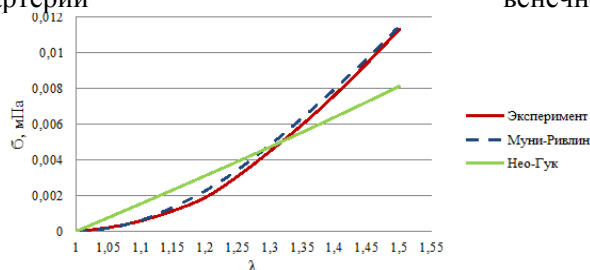


Рис. 3. График зависимости $(\sigma - \lambda)$ для общей сонной артерии

Теоретическая кривая гиперупругой модели Муни–Ривлина достаточно хорошо описывает экспериментальный график, погрешность в среднем составляет 3,52%. Для теоретической кривой модели Нео–Гука средняя погрешность составила 45,92%. Следовательно, для описания нелинейной зависимости напряжения от степени удлинения, когда образец испытывает большие деформации, целесообразно использовать гиперупругую модель Муни–Ривлина.

Литература:

1. Дронов А.Ф. Биомеханические исследования и их значение в оценке пригодности сосудистых заменителей для пластинки артерий // Эксперим. Хирургия и анестезиология. –1976. –№4. –С. 16 – 20.
2. Фанг Я.Ч. Математические модели зависимости напряжение–деформация для живых мягких тканей // Механика полимеров. – 1975. – №5. – Р. 850 – 867.
3. Azuma T. Arheological approach to the architecture of arterial wall // Jap. J. Physiol. – 1971. –Vol. 21, №1. –Р. 27 – 47.
4. Касьянов В.А. Деформирование кровеносного сосуда при растяжении, внутреннем давлении и кручении // В кн.: Тез.докл. II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики. – 1979. –Т.1. – С. 151-153.
5. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А. и др. Биомеханические параметры желудочков сердца человека //Фундаментальные исследования. –2015. – № 1-10. –С. 2070-2075.
6. Павлова О.Е., Иванов Д.В., Грамакова А.А. и др. Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. –2010. –Т. 10, № 2. –С. 66-73.

АВТОМАТИЧЕСКОЕ СОЗДАНИЕ ТРЕХМЕРНОЙ МОДЕЛИ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Симкин Я.В., Киреев В.С.*, Номеровская Е.А.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

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

E-mail: 7yaroslav7@mail.ru

Аннотация: Алгоритм сегментации работает на основе данных снимков МРТ левого желудочка сердца и создан с целью раннего обнаружения сердечно-сосудистых заболеваний. Данный метод позволяет многократно сократить время при определении границ миокарда, рассматривая базальные, медиальные и апикальные слои.

Ключевые слова: трехмерная модель, левый желудочек, автоматическая сегментация, патология

Keywords: three-dimensional model, the left ventricle, automatic segmentation, pathology.

Миокард составляет основную часть массы сердца. Вероятность инфаркта увеличивается в результате уменьшения кровоснабжения определенного участка миокарда. Инфаркт миокарда возникает, как правило, в левом желудочке, т.к. именно он имеет большую мышечную массу и выполняет большую работу и соответственно требует большего кровоснабжения, чем правый желудочек. Опасность этого заболевания состоит из-за того, что дистрофия левого желудочка сердца в основном имеет скрытые формы, которые невозможно сразу выявить. В последнее время смертность из-за инфаркта миокарда постоянно растет. Это может быть связано с ускорением ритма жизни и постоянной нагрузкой на сердце. Еще одной причиной является заболевания ряда других органов, например эндокринных, которые непосредственно действуют на сердечную мышцу. Для выявления сердечных заболеваний на начальных этапах созданы специальные аппараты, такие как эхокардиограмма и магнитно-резонансная томография (МРТ). Кардиологи проводят сложные операции ручного контурирования по снимкам МРТ, которые занимают много времени. Именно из-за этого встает вопрос о новейших технологических модернизациях, которые помогли бы кардинально изменить ситуацию в кардиологии [1, 2]. Одним из возможных решений стало бы создание полностью автоматического алгоритма сегментации МРТ снимков, который позволит существенно сократить время обследования пациентов и выявить тип патологии.

Был проведен анализ возможностей алгоритма LV-FAST [3]. Полностью автоматизированный метод, для оценки геометрии левого желудочка, состоит из двух

шагов сегментации. На первом шаге, выбирается медиальный слой сердца и определяется начальная точка сегментации. Исходная точка рассчитывается путем вычисления разницы между фрагментами изображений в начальной (конец диастолы) и конечной (конец систолы) фазах сердечного цикла. При помощи преобразования разности изображений, фиксируется центральная точка в сердце, которая в дальнейшем используется при сегментировании снимков всех временных фаз. На втором шаге проводится оценка апикальных и базальных срезов с использованием временного исследования. Алгоритм LV-FAST также может быть использован для определения конечного диастолического объема, фракции выброса и скорости заполнения объема левого желудочка [4].

Дальнейшая разработка и внедрение алгоритма в практическую медицину позволит совершить рывок вперед, в частности в кардиохирургии. В результате, автоматическая сегментация еще на один шаг ближе к использованию в повседневной клинической практике, благодаря своей точности и скорости работы. Однако метод может допускать определенные ошибки или не сегментировать некоторые области, что может сделать назначенное лечение неверным.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ (проект №14-01-31383-мол_а).

Литература:

1. 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.
2. Kossovich L., Golyadkina A., Kirillova I., Polienko A., Menishova L., Kossovich E., Morozov K. Biomechanical modeling of the left ventricle of human heart with postinfarction aneurysm // В сборнике: CARDIOTECHNIX 2014 - Proceedings of the 2nd International Congress on Cardiovascular Technologies 2. – 2014. – С. 36-41.
3. Wang L., Pei M., Noel C., Kochar M., Weinsaft J., Li J., Prince M., Wang Y. Left ventricle: fully automated segmentation based on spatiotemporal continuity and myocardium information in cine cardiac magnetic resonance imaging (LV-FAST) // Hindawi Publishing Corporation. – 2015. – P. 1-8.
4. Tufvesson J., Hedstrom E., Steding-Ehrenborg K., Carlsson M., Arheden H., Heiberg E. Validation and development of a new automatic algorithm for time-resolved segmentation of the left ventricle in magnetic resonance imaging // Hindawi Publishing Corporation. – 2015. – P. 1-11.

МОРФОМЕТРИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА СТЕНКИ БРЮШНОЙ АОРТЫ ВЗРОСЛЫХ ЛЮДЕЙ В НОРМЕ И ПРИ ПАТОЛОГИИ

Суздальцев С.Е., Мазуренко Е.А., Мурылев В.В., Кириллова И.В.*

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

**Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия*

E-mail: suzdal26@list.ru

Аннотация: Целью данного исследования является изучение морфометрической характеристики, упруго-деформативных свойств стенки брюшной аорты взрослых людей в норме и при патологии. В исследовании применялись следующие методы: антропометрия, препарирование, ангиоморфометрия, фотографирование и одноосное растяжения на разрывной машине Instron 5944. Проведен сравнительный анализ полученных морфобиомеханических показателей. Выявлена прямая отрицательная зависимость между морфологическими параметрами и биомеханическими свойствами тканей брюшной аорты при аневризме, обусловленной поражением стенки аорты атеросклерозом.

Ключевые слова: аорта, аневризма, атеросклероз, морфометрия, биомеханика.

Keywords: aorta, aneurysm, atherosclerosis, morphometric, biomechanics.

Аневризма аорты – это постоянное локальное или диффузное расширение ее просвета в 2 раза и более по сравнению с неизмененным участком или нормальным диаметром аорты. Среди аневризм всех локализаций аневризмы брюшной аорты составляют 29-37,8%. У 95-96% больных аневризмы расположены ниже места отхождения почечных артерий. Основным этиологическим фактором развития аневризм абдоминального отдела аорты является атеросклероз (42-73%) [1, 3].

Развитие современных методов исследования сопровождается широким внедрением компьютерного моделирования в хирургию различных областей, в частности сердечно-сосудистой хирургии. Знание деформационных и прочностных свойств тканей артериальной сосудистой стенки, а также изменчивость этих свойств с возрастом необходимы для компьютерного моделирования с целью прогнозирования развития возможных осложнений при хирургических реконструктивных вмешательствах [2, 4].

Материалом для исследования послужили: 5 нефиксированных аорт с расслаивающей аневризмой брюшной части, с разрывом интимы и медики задней стенки, и наличием в грудной части еще двух аневризматических расширений, а также 10 аорт без патологии, изъятых у трупов людей мужского пола в возрасте 35-60 лет не позднее первых суток после смерти.

При проведении анализа результатов выявлено: толщина стенок пораженной аневризмой аорты превышала значения непораженных аневризмой аорт: на уровне

отхождения чревного ствола (№ 1), на уровне отхождения почечных артерий (№ 2), в зоне аневризмы (№ 3) и на 3 см ниже уровня отхождения почечных артерий (№ 4) в 1,7: 1,8: 4,1 и 1,6 раза, соответственно. Наблюдалось также увеличение показателей наружного диаметра на вышеуказанных уровнях: в 1,1: 1,3: 3,3 раза, соответственно, однако уровне № 4 отмечалось его резкое уменьшение – в 2,5 раза. Внутренний диаметр пораженной аневризмой аорты превышал внутренний диаметр непораженных аорт, так его увеличение на уровнях № 2 и № 3 составило 1,2 и 3,2 раза, соответственно. На уровнях № 1 и № 4 наблюдалось сужение внутреннего просвета, уменьшение внутреннего диаметра составило 1,4 и 14 раз.

При проведении натурного эксперимента было выявлено, что модуль Юнга тканей аорты без патологии составил 12 МПа, при наличии аневризмы (в зоне максимальной дилатации аневризмы) – 3,2 МПа, а при поражении стенки аорты атеросклерозом – от 20 до 31 МПа.

Выводы. Развитие аневризм брюшной аорты характеризуется изменением морфологических, прочностных и упруго-деформативных свойств ее стенки. Характер снижения данных свойств имеет прямую зависимость с интенсивностью и локализацией атеросклеротического поражения аневризматически измененной стенки брюшной аорты, а последующее её расширение ускоряет развитие атеросклероза, что усугубляет течение обоих патологических процессов.

Литература:

1. Белов Ю.В., Комаров Р.Н., Фролов К.Б., Салагаев Г.И. Хирургическое лечение больного с разрывом торакоабдоминальной аорты и формированием ложной аневризмы больших размеров // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. – 2015. – № 1. – С. 63-64.
2. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Мурылев В.В., Семенова Ю.И. Сочетанная изменчивость биомеханических параметров левой венечной артерии взрослых мужчин // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4. – С. 472.
3. Чарчян Э.Р., Степаненко А.Б., Генс А.П., Абугов С.А., Поляков Р.С., Белов Ю.В., Галеев Н.А. Тактика лечения больных с аневризмами брюшной аорты в сочетании с ишемической болезнью сердца при мультифокальном атеросклерозе // Кардиология. – 2014. – Т. 54, № 3. – 37-41.
4. Челнокова Н.О., Островский Н.В., Анисимова Е.А., Мурылев В.В. Соразмерность тотальных размеров тела, органометрических параметров сердца и аорты взрослых мужчин // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9, № 2. – С. 2.

БИОМЕХАНИКА ОРГАНОВ И СИСТЕМ

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДИК НАЛОЖЕНИЯ ГЕМОСТАТИЧЕСКОГО ШВА ПРИ РЕЗЕКЦИИ ПОЧКИ

Белая Е.А., Потапов Д.Ю., Белова Ю.А.

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

E-mail: devyshka-v-belom@mail.ru

Аннотация: Методом компьютерного моделирования проведена сравнительная характеристика механических параметров П-образного, непрерывного обвивного и двойного лигатурного гемостатических швов, применяемых при ушивании почки во время ее резекции. Изучены морфологические и биомеханические параметры почки. В ходе исследования установлено, что двойной лигатурный шов является наиболее щадящим по отношению к тканям почки из всех испытанных гемостатических швов.

Ключевые слова: почка, резекция, гемостатический шов, биомеханика.

Keywords: kidney, resection, hemostatic seal, biomechanics.

Почечно-клеточный рак занимает 9 место среди всех опухолей различной локализации у взрослых. В 70% случаев удастся диагностировать локализованную опухоль почки на ранней стадии её развития (диаметр менее 4 см), при которой возможно проведение органосохраняющей операции – резекции. Во время данного оперативного вмешательства ткани почки ушивают, используя при этом П-образный, непрерывный обвивной и двойной швы. В связи с этим возникает ряд вопросов – выбор оптимального вида органосохраняющей операции и определение методики окончательного гемостаза (вид гемостатического шва, сила его затягивания и т.д.) [4].

Применение методов математического моделирования позволяет качественно описать процессы, происходящие в биомеханической системе, и, сократив объем экспериментальных исследований, получить необходимые результаты, что позволит избежать потенциальных ошибок во время операции и улучшить результаты лечения больных [2, 3, 5].

Цель исследования: изучение взаимодействия нити и поверхности почки при наложении гемостатического шва во время ее резекции, определение наиболее приемлемого вида хирургического шва.

Материалом послужили 40 нативных почек, изъятых у 20 трупов людей мужского пола в возрасте от 40 до 65 лет. Использовались следующие стандартные анатомические методики, методы статистического анализа и компьютерного

моделирования. Построение моделей проводилось в системе автоматизированного проектирования SolidWorks 2008, с использованием программы Ansys Workbench и системы Transient Structural.

Результаты. Построение модели почки проводилось на основании данных, полученных в ходе проведения натурального эксперимента и морфологического исследования. Материал паренхимы предполагался однородным, изотропным и идеально-упругим. Механические характеристики паренхимы взяты в виде $\rho_1 = 1060$ кг/м³ (плотность тканей почки), $\nu = 0.4$ (коэффициент Пуассона), $E = 2.5 \cdot 10^6$ Н/м² (среднее значение модуля Юнга для почечной ткани). При проведении моделирования на нить наложено давление в направлении затягивания шва, соответствующее силе затягивания в 1 Н [1] и на внутреннюю поверхность лоханки – давление, равное 6300 Па.

Анализ результатов распределения напряжений и деформаций выявил преимущество двойного лигатурного шва по сравнению с П-образным и непрерывным обвивным. Так, при наложении двойного лигатурного шва наблюдаются: небольшая зона максимальных деформаций в области шва; зона между соседними швами испытывает такое же давление, как и ткань вдалеке от зоны шва; отсутствие прорезывания тканей при затягивании узла; минимальная затронутость тканей почки. Все вышеперечисленные преимущества позволяют прикладывать к шву большую силу при затягивании, не опасаясь его прорезывания и усиления кровотечения.

Таким образом, полученные в ходе исследования данные позволяют считать наиболее подходящим для использования в качестве метода окончательного гемостаза двойной лигатурный шов, обеспечивающий оптимальные условия для заживления тканей в области резекции.

Литература:

1. Городков С.Ю. Адаптированные анастомозы тонкой кишки у новорожденных: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2007. – 25 с.
2. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Другакова Ю.С., Басенкова Е.В. Биомеханические параметры желудочков сердца человека // Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1-10. – С. 2070-2075.
3. Попков В.М., Потапов Д.Ю., Понукалин А.Н., Блюмберг Б.И. Применение метода конечных элементов в процессе математического моделирования в урологии // Бюллетень Сибирской медицины. – 2012. – Т. 11, № 2. – С. 157-163.
4. Попков В.М., Потапов Д.Ю., Понукалин А.Н., Дурнов Д.А. Методы окончательной остановки кровотечения из паренхимы почки // Бюллетень медицинских интернет-конференций. – 2013. – Т. 3, № 4. – С. 869-875.
5. 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, вып.4. С. 107-111.

БИОМЕХАНИКА СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ

Белова В.А.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: valeriabelova216@gmail.com

Аннотация: В работе приведены результаты компьютерного 3D-моделирования и численного анализа напряжённо-деформированного состояния скелетной мышцы человека, найдены минимальные и максимальные значения эквивалентных напряжений. По данным натурного и численного экспериментов были найдены растягивающая сила, работа и мощность.

Ключевые слова: скелетная мышца, механические свойства.

Keywords: skeletal muscle, mechanical characteristics.

По результатам натурного эксперимента на растяжение были построены диаграммы зависимости напряжение-деформация (рис. 1).

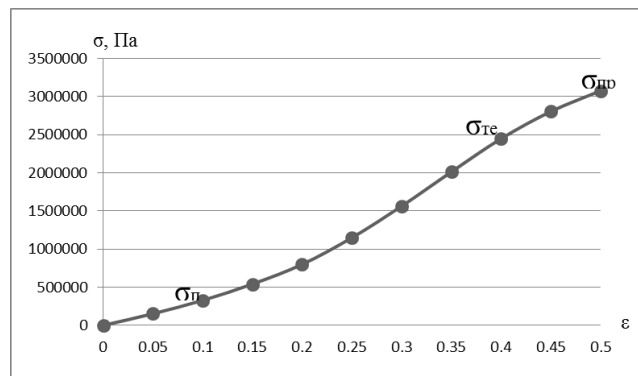


Рис. 1. Диаграмма деформирования образца

Используя данные натурного эксперимента, были найдены значения нагрузки P , работы A и мощности W [1], представленные в таблице 1.

Таблица 1. Результаты натурного эксперимента

	P , Н	A , Дж	W , Вт
Натурный эксперимент	307,78	10,7723	0,049

Построение трехмерной модели скелетной мышцы осуществлялось в программном комплексе SolidWorks [2]. Из-за сложности геометрии, с целью экономии компьютерных ресурсов, для расчетов использовалась 1/8 часть модели.

Анализ напряженно-деформированного состояния мышцы проводился с помощью программной платформы ANSYS Workbench [3]. Мышца рассматривалась как линейный, идеально упругий, изотропный материал. Для каждого элемента были заданы механические характеристики материала, представленные в таблице 2.

Таблица 2. Механические характеристики материалов

	модуль Юнга, Па	коэффициент Пуассона	плотность, кг/м ³
Мышца	$E_1 = 2,5 \cdot 10^6$	$\nu_1=0,49$	$\rho_1 = 700$
Мышечное волокно	$E_2 = 1 \cdot 10^5$	$\nu_2=0,49$	$\rho_2 = 750$
Миофибрилла	$E_3 = 2 \cdot 10^5$	$\nu_3=0,49$	$\rho_3 = 700$
Миозин	$E_4 = 1 \cdot 10^6$	$\nu_4=0,49$	$\rho_4 = 800$
Актин	$E_5 = 2 \cdot 10^6$	$\nu_5=0,49$	$\rho_5 = 850$

Были решены две задачи: жесткая заделка на левом торце модели, на правом заданы перемещения на 15% и 30%; на обоих торцах модели заданы перемещения на 15% и 30%. Результаты анализа напряженно-деформированного состояния мышцы при решении выше указанных задач представлены в таблице 3.

Таблица 3. Результаты расчетов задач

Условия задачи		Максимальные эквивалентные напряжения, МПа			
		Актин	Миозин	Мышечное волокно	Мышца
Задача 1	Перемещение на 15%	0,3208	0,1595	0,3208	0,9061
	Перемещение на 30%	0,5915	0,2948	0,5915	1,6806
Задача 2	Перемещение на 15%	0,52567	0,26226	0,52567	0,65611
	Перемещение на 30%	0,93938	0,46959	0,93938	1,1761

По результатам численного и натурного экспериментов были рассчитаны работа A и мощность W , результаты приведены в таблице 4. Расхождение между значениями натурного и численного эксперимента обусловлено физиологическими особенностями биологических тканей, которые пока невозможно внедрить в виртуальные расчеты. Полученные результаты могут быть использованы для интерпретации и анализа различных экспериментальных данных без использования биологической ткани.

Таблица 4. Анализ результатов

		Р, Н	А, Дж	W, Вт
Натурный эксперимент		307,78	10,7723	0,049
Задача 1	Перемещение на 15%	177,92	186,816	0,028
	Перемещение на 30%	330	693	0,052
Задача 2	Перемещение на 15%	128,8	135,24	0,020
	Перемещение на 30%	231	485,1	0,036

Литература:

1. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Пасечник В.И., Вознесенский С.А., Козлова Е.К. Биофизика – Москва: Гуманитарный издательский центр «Владос», 2000. – 147 с.
2. Dassault Systemes [электронный ресурс] // Веб-справка по SolidWorks. URL: http://help.solidworks.com/2014/Russian/SolidWorks/sldworks/c_introduction_toplevel_topic.htm
3. Бруйка В.А., Фокин В.Г., Солдусова Е.А., Глазунова Н.А., Адеянов И.Е. Инженерный анализ в ANSYS Workbench: учеб. пособие — Самара: Самар. гос. техн. ун-т, 2010.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ОДНОРЯДНОГО И ДВУХРЯДНОГО ШВОВ

Бычков В.Г., Семенова Ю.И., Белая Е.А., Другакова Ю.С., Сусликов А.А.

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

E-mail: winner9229@mail.ru

Аннотация: Проблема выбора оптимального способа создания анастомоза далека от разрешения и не утратила актуальности на сегодня. В статье описаны биомеханические свойства однорядного и двухрядного швов, используемых для наложения тонкокишечного анастомозов в хирургической практике. Отражены механические показатели тонкокишечного анастомоза с учетом напряженно-деформированного состояния стенки тонкой кишки.

Ключевые слова: кишечный шов, желудочно-кишечный тракт, шовные материалы, биомоделирование.

Keywords: intestinal suture, gastrointestinal tract, suture materials, biomechanical modeling.

Несмотря на развитие хирургических технологий, выражающееся преимущественно в разработке шовного материала, сшивающих аппаратов, развития прецизионной техники, использование ручного шва в хирургической практике не утратило значения и в настоящее время. В последние годы все большее число хирургов отдает предпочтение однорядному шву, однако двухрядный шов, до сих пор наиболее широко применяемый среди российских хирургов [3].

Как при однорядном, так и при двухрядном шве заживление может протекать по типу первичного или вторичного натяжения с развитием всех признаков альтерации, экссудации и репарации в зоне соустья. В настоящее время в хирургии распространено изучение механических характеристик сосудов, органов, тканей, так как это позволяет оптимизировать выбор шовного материала и метода оперативного вмешательства [4, 5].

Цель работы: провести литературный обзор и определить механические характеристики кишечных швов, сформированных однорядным и двухрядным способом при наложении тонкокишечного анастомоза.

Проанализированы научные статьи и монографии, посвященные исследованию однорядного и двурядного швов в эксперименте. Установлено, что однорядный непрерывный шов не вызывает значимого нарушения кровообращения в области тонкокишечного соустья, а заживление его происходит обычно первичным натяжением, в отличие от двурядного с быстрой эпителизацией раны и образованием нежного рубца [1].

Биомеханические свойства однорядного и двурядного швов в своем исследовании затронул Н.Е. Долгушин (1987), в ходе эксперимента он выявил закономерность показывающую, что механическая прочность на растяжении у двурядного шва ниже, чем у однорядного, так как разница в силе растяжения между начальным и окончательным прорезыванием шовных лигатур у однорядного шва больше, чем у двурядного. При рентген-контрастировании было доказано возможное образование полостей у двурядного шва с дальнейшим возникновением межрядных абсцессов. Биологическая проницаемость однорядного шва в отличие от двурядного значительно ниже. Заживляемость анастомоза сформированного однорядным швом значительно быстрее с меньшей воспалительной реакцией с отсутствием стенозирования в месте наложения анастомоза [2].

Таким образом, необходимо изучить биомеханические характеристики стенки тонкой кишки в ходе натурального эксперимента по растяжению тканей с получением точной картины напряженно-деформированного изменения стенки кишки, а также наложении тонкокишечного анастомоза с использованием однорядного и двурядного шва.

Литература:

1. Буянов В.М., Маскин С.С., Коровин А.Я., Наумов А.И., Хомочкин В.В. Однорядные кишечные швы и современные шовные материалы в колоректальной хирургии // Вестник хирургии. – 1999. Т. 158, № 2. – С. 77-82.
2. Долгушин Н.Е. Клинико-экспериментальная характеристика однорядного кишечного шва: дис. ... канд. мед. наук. – Саратов, 1987. – 24 с.
3. Егиев В.Н. Однорядный непрерывный шов анастомозов в абдоминальной хирургии. – М.: Медпрактика-М, 2002. – 100 с.
4. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Другакова Ю.С., Басенкова Е.В. Биомеханические параметры желудочков сердца человека // Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1-10. – С. 2070-2075.
5. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Мурылев В.В., Семенова Ю.И. Сочетанная изменчивость биомеханических параметров левой венечной артерии взрослых мужчин // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4. – С. 472.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОБЛЕМ ДЕПРЕССИИ С ТОЧКИ ЗРЕНИЯ БИОМЕХАНИКИ

Демидова И.И.

Санкт-Петербургский государственный университет, Россия

E-mail: maria_ib@mail.ru

Аннотация: Модельные задачи механики деформируемого тела - модель растянутого стержня для недоотвержденного полимерного материала и модель защемленного стержня из полимерного материала используются для описания состояния депрессии.

Ключевые слова: напряжённое состояние, задачи механики, депрессия.

Keywords: stress state, mechanical problems, doldrums.

Депрессия – это одно из распространенных состояний человека. В трудах исследователей приводится множество причин, вызывающих такое состояние и большое количество рекомендаций по их устранению. В основе слова депрессия (от лат. *deprimo* — «давить») лежит механическое действие. Рассмотрим эту проблему с точки зрения механики деформируемого тела. Ткани организма человека постоянно изменяются, т.е. механические свойства тканей, кроме того, что обладают неупругостью, имеют свойства, подобные полимерам с недоотвержденной матрицей.

Предлагается применить модель растянутого стержня для недоотвержденного полимерного материала. Если приложенные нагрузки не превышают допустимых значений для данного момента развития живой конструкции, то деформации тканей растут монотонно. При превышении значений возможно возникновение не монотонности роста. Следовательно, вокруг клеток возникает новое распределение напряжений. А изменение деформационных свойств тканей (образование зажимов) из-за изменения поля напряжений приводит к изменению характера деформирования растущей структуры. И на отдельных участках возможно деформирование, подобное деформированию в модели защемленного стержня из полимерного материала. При таком деформировании тканей возникает поле напряжений противоположного знака. Характерной особенностью такого деформирования при последующих циклах функционирования организма является возврат в поле сжимающих напряжений.

Подобная ситуация может возникнуть и при установлении каких-нибудь запретов как самим человеком, так и окружающими. При этом показывается, что важную роль играет жесткость границы.

ИССЛЕДОВАНИЕ УПРУГИХ СВОЙСТВ МОДЕЛИ ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА С ПОМОЩЬЮ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ЛАЗЕРНОГО АВТОДИНА

Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: usanovda@info.sgu.ru

Аннотация: Представлены результаты применения полупроводникового лазерного автодина для оценки упругих свойств глазного яблока на модели. Анализ результатов позволил показать связь упругих свойств с внутренним давлением, измеренным по методу Маклакова.

Ключевые слова: внутриглазное давление, биомеханика глаза, лазерная система, автодинный сигнал, интерференционный сигнал, внешняя оптическая обратная связь.

Keywords: intraocular pressure, biomechanics of the eye, laser system, autodyne signal, interference signal, external optical feedback.

В настоящее время полупроводниковый лазерный автодин широко используется для измерения вибраций и нанометровых смещений [1]. Доказано, что разработанные методики могут быть с успехом использованы для исследования механических свойств биологических объектов. Важным параметром для исследования упругих свойств, в этом случае, является величина прогиба под действием внешней нагрузки. Такого рода подход, для оценки упругих свойств объекта, может быть использован для других биологических объектов. Одним из таких объектов исследований в биомеханике является глазное яблоко. Знание упругих свойств глазного яблока позволит проводить измерение внутриглазного давления бесконтактным способом [2-4]. В данной работе рассматривалась зависимость, связывающая упругие свойства сферической оболочки с величиной прогиба под действием внешней нагрузки. Для определения величины прогиба необходимо восстановить функцию движения объекта оболочки $Z(t)$. Для восстановления функции $Z(t)$ можно воспользоваться методикой, приведенной в [5]. Для моделирования деформации глазного яблока под действием воздушной струи был использован резиновый шарик, заполненный гелем. Давление внутри шарика изменяли путём введения дополнительного объёма геля. Образец имел диаметр равный 24 мм. Результаты измерений величин прогиба и ускорения, характеризующих движение и изменение свойств оболочки, полученные при анализе образца с различным внутренним давлением, приведены в таблице 1. Измерение модуля упругости макетов с различным внутренним давлением проводили на одноколонной универсальной испытательной машине Instron 3342. В таблице также представлены значения внутреннего давления, измеренные по методу Маклакова.

Таблица 1

№	Ускорение $a \times 10^{-2}$, м/с ²	Прогиб ΔZ $\times 10^{-6}$, м	Макс. нагр., Н	Напряжение при макс. нагр., МПа	Модуль упругости, МПа	ВД макета, мм рт. ст.
1	1,72	3,16	4,01	0,96	3,81	15 ± 3,5
2	1,69	2,83	5,17	1,24	4,81	18 ± 3,7
3	1,67	2,64	5,43	1,30	5,08	20 ± 3,0
4	1,62	2,02	6,21	1,49	5,66	23 ± 3,5
5	1,55	1,85	7,41	1,78	6,61	25 ± 3,4
6	1,50	1,65	8,32	2,00	7,37	28 ± 3,3
7	1,38	1,54	8,75	2,10	7,81	30 ± 3,5
8	1,27	1,26	9,36	2,25	8,23	32 ± 3,4

Из полученных результатов (таблица 1) следует, что при увеличении внутреннего давления макетов изменяются параметры движения оболочки и модуль упругости. При увеличении внутреннего давления в среднем на 5 мм рт. ст., значение ускорения уменьшалось на 3%. При этом изменялась упругость самих оболочек, о чём свидетельствует увеличение модуля упругости образцов. Полученную зависимость можно будет использовать при разработке новых методов бесконтактного измерения ВГД.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственное задание №1376 и 1575).

Литература:

1. Усанов Д.А., Скрипаль А.В. Измерение микро- и нановибраций и перемещений с использованием полупроводниковых лазерных автодинов // Квант. электроника. – 2011. – Т. 41, № 1. – С.86–94.
2. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Лазерный измеритель внутриглазного давления // Медицинская техника. – 2015. – №4. – С. 14-16.
3. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Исследование упругих свойств глаза на модели и *in vivo* с помощью полупроводникового лазерного автодина // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16. – № 4 (58). – С. 8-21.
4. Светлова О. В., Рябцева А. А., Кошиц И. Н., Макаров Ф. Н., Гусева М. Г., Засеева М.В. О выборе эффективной стратегии и тактики в ранней диагностике, профилактике и лечении открытоугольной глаукомы // Журнал “Глаз”. – 2014. – №5. – С. 27-40.
5. Усанов Д.А., Скрипаль Ан.В., Калинин М.Ю. Восстановление формы сложного движения по сигналу автодинного детектирования полупроводникового лазера // Письма в ЖТФ. – 2000. №2. – С.125–129.

ИЗМЕРЕНИЕ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ ПНЕВМОТОНОМЕТРОМ: ПРОСТЕЙШАЯ МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Ивченкова А.В.

Санкт-Петербургский Государственный Университет, Россия

E-mail: alina_ivchenkova@bk.ru

Аннотация: В работе моделируется деформация роговицы глаза при аппланационном (см: [1, 4]) измерении внутриглазного давления (ВГД) современным бесконтактным прибором – пневмотонометром. Это устройство делает роговицу плоской, используя для этого струю воздуха.

Ключевые слова: биомеханика, пневмотонометр, моделирование, внутриглазное давление.

Keywords: biomechanics, pneumotonometer, modeling, intraocular presser.

Исследуется поведение пологой сферической оболочки, уравнения которой относительно прогиба $w = w(t, r)$ и функции усилий $F = F(t, r)$ в срединной поверхности имеют вид [2, 3]:

$$\begin{cases} D\Delta^2 w = L(w, F) + \frac{1}{R}\Delta F + (q - P) - \kappa p \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - \varepsilon \frac{\partial w}{\partial t}, \\ \frac{1}{Eh}\Delta^2 F = -\frac{1}{2}L(w, w) - \frac{1}{R}\Delta w. \end{cases} \quad (1)$$

Здесь ε – коэффициент сопротивления, P – внутреннее давление,

$D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)}$, – цилиндрическая жесткость оболочки.

Используемые операторы в полярной системе координат при наличии осевой симметрии имеют вид:

$$\Delta = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial}{\partial r} \right), \quad L(w, F) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \frac{\partial F}{\partial r} \right), \quad L(w, w) = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2.$$

Так как зона приложения внешней нагрузки мала, то в первом приближении можно рассматривать нормальное давление $q(t, r)$, которое изменяется по закону:

$$q(t, r) = \begin{cases} s \left[\sin \left(\frac{2\pi t}{t_{end}} - \frac{\pi}{2} \right) + d \right], & 0 \leq r \leq a, \\ 0, & a \leq r \leq r_0. \end{cases}$$

здесь a – радиус аппланации, t_{end} – заданная константа, определяющая временной промежуток внешнего воздействия, s и d – варьируемые константы.

Домножим второе уравнение системы (1) на r и проинтегрируем. Введя

функцию $\varphi = \frac{\partial F}{\partial r}$ получим дифференциальную систему уравнений в частных производных шестого порядка:

$$\begin{cases} D\Delta^2 w = L(w, F) + \frac{1}{R}\Delta F + (q - P) - \kappa\rho \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - \varepsilon \frac{\partial w}{\partial t}, \\ r \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r \varphi) \right) + \frac{E h}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 + \frac{E h}{R} r \frac{\partial w}{\partial r} = 0. \end{cases} \quad (2)$$

Граничные условия, соответствующие условию жёсткого защемления контура имеют вид:

$$w|_{r=r_0} = 0 \quad \frac{\partial w}{\partial r} \Big|_{r=r_0} = 0 \quad \left(\frac{\partial \varphi}{\partial r} - \frac{\mu}{r} \varphi \right) \Big|_{r=r_0} = 0 \quad (3)$$

Условие замкнутости оболочки в вершине:

$$\frac{\partial w}{\partial r} \Big|_{r=0} = 0 \quad \left(\frac{\partial \varphi}{\partial r} - \frac{1}{r} \varphi \right) \Big|_{r=0} = 0 \Rightarrow \varphi \Big|_{r=0} = 0. \quad (4)$$

Аппроксимируем выражение для прогиба $w = w(t, r)$:

$$w(t, r) = f(t)W(r),$$

$$W(r) = \frac{1}{2} \left[1 + \alpha \left(1 - \left(\frac{r}{a} \right)^2 \right) \right] \left(1 - \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 \right).$$

r_0 - радиус окружности опоры, α - варьируемый параметр, $f(t)$ - функция, подлежащая определению.

Из второго уравнения системы (2) путём последовательного интегрирования, найдем конечное выражение для функции $\varphi = \varphi(t, r)$:

$$\varphi = -\frac{1}{r} \int \left[r \int \left(\frac{1}{r} \frac{E h}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 + \frac{E h}{R} \frac{\partial w}{\partial r} \right) dr \right] dr + c_2 \frac{r}{2} + c_3 \frac{1}{r}.$$

Константы c_2 и c_3 находятся из условий (3) и (4) для φ .

Используем метод Бубнова-Галеркина для решения первого уравнения системы (2). Получим следующее уравнение:

$$I = \int_0^{r_0} \left[X(w) + \frac{1}{R} \Delta F + (q - P) \right] \frac{\partial W}{\partial r} r dr = 0. \quad (5)$$

$$X(w) = -D\Delta^2 w + L(w, F) - \kappa\rho \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - \varepsilon \frac{\partial w}{\partial t}.$$

Уравнение (5) есть дифференциальное уравнение относительно функции $f(t)$.

Модели моментных изотропных оболочек использовались для описания пневмотонометров и приборов ORA в работе [5], однако получить плоской зоны деформирования, которая наблюдается при измерении внутриглазного давления при реальных параметрах, не удалось. При условии сделанных нами допущений, можно

пренебречь левой частью первого уравнения системы (2) и решить аналогичную задачу, построив, таким образом, модель безмоментной оболочки. На основании сравнения решений, полученных при решении системы (2) и уравнений для безмоментной оболочки можно сделать вывод о том, что модель безмоментной оболочки даёт результаты, близкие к наблюдаемым в экспериментах.

Литература:

1. Бауэр С. М. Об аппланационных методах измерения внутриглазного давления // Труды семинара «Компьютерные методы в механике сплошной среды». 2006-2007 гг./под ред. А.Л. Смирнова, Е.Ф. Жигалко. – СПб.: Изд-во СПбГУ. – 2007. – С.3-19.
2. Вольмир А. С. Оболочки в потоке жидкости и газа (задачи аэроупругости). – М.: «Наука». – 1976.
3. Вольмир А. С. Устойчивость деформируемых систем, изд. 2-е. – М.: «Наука». – 1967.
4. Иомдина Е. Н. Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: диагностика нарушений и их экспериментальная коррекция: дис. биол. докт. М. – 2000. – 32 с.
5. Якушев В. Л. Постановка задачи о математическом моделировании измерения глазного давления пневмотонометрическим методом // Механика твердого тела. – 2011. – № 6. – С. 149-158.

ВЛИЯНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КИШЕЧНОЙ СТЕНКИ НА ПРОЧНОСТЬ ТОНКОКИШЕЧНОГО АНАСТОМОЗА

Семенова Ю.И., Бычков В.Г., Белая Е.А., Басенкова Е.В.

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

E-mail: yisemenova1993@gmail.com

Аннотация: Состоятельность кишечного шва остается одной из самых актуальных проблем абдоминальной хирургии на сегодняшний день. По данным разных источников, частота нарушения целостности анастомозов в послеоперационном периоде экстренных вмешательств составляет 4-30% [2]. Смертность при недостаточности искусственного кишечного соустья колеблется от 18,3 до 83,3% [6]. Сегодня широко распространено изучение биомеханических параметров органов и сосудистого русла [4, 5]. Знание биомеханических свойств кишечной стенки и основных характеристик, которыми должен обладать шовный материал, позволит оценить достоинства и недостатки различных межкишечных соединений.

Ключевые слова: кишечный шов, кишечный анастомоз, механические свойства.

Keywords: intestinal suture, intestinal anastomosis, mechanical properties.

Тонкий кишечник представляет собой полый трубчатый орган мышечно-эластической консистенции. Состоит из 3 отделов: 12-ти-перстного, тощего, подвздошного. Все они – органы слоистого типа и состоят из четырех оболочек: слизистой, подслизистой, мышечной и серозной.

Цель исследования – изучить биомеханические свойства тонкокишечной стенки и определить их роль в обеспечении надежности тонкокишечного анастомоза.

Материалы и методы исследования. Исследование проводилось на трупном материале, изъятом не позднее 24 часов после смерти пациента от заболевания не связанного с кишечной патологией. Исследование проведено на 40 трупах обоих полов в возрасте от 40-60 лет. Формировалось по 5 образцов из различных фрагментов тонкого кишечника: 1 – 12-перстная кишка; 2, 3 – тощая кишка, 4 и 5 – подвздошная кишка. Средняя длина l_0 исследуемых образцов тонкого кишечника составила $60,0 \pm 0,02$ мм для продольного и $80,0 \pm 0,02$ мм для поперечного (окружного) направлений приложения нагрузки. Для исследования деформационно-прочностных показателей кишечной стенки использовалось одноосная разрывная машина Instron 3342. Образец закреплялся в зажимы испытательной машины и регистрировалась кривая «деформация – напряжение». Деформацию (относительное удлинение) (ε) – вычисляли через отношение максимального удлинения образца до разрыва Δl к его первоначальной длине l_0 :

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \cdot 100\%.$$

Результаты проведенного исследования. В образце из макропрепарата с поперечным срезом при деформации равной 50% были обнаружены сквозные разрывы внутреннего мышечного слоя, в то время как оставшиеся слои не были повреждены. Образец с $\varepsilon=80\%$, характеризовался разрушением обоих мышечных и серозного слоев. При $\varepsilon=120\%$, в образце наблюдались разрушенные мышечные, серозный слой, при этом был сохранен подслизистый, но он был фрагментирован. Образец кишки с $\varepsilon=130\%$ все еще сохранял подслизистый слой, но его фрагментация увеличилась. Наконец, образец при деформации равной 140% показал разрыв всех слоев стенки тонкой кишки. Продольные срезы были охарактеризованы двумя точками взятия макропрепарата: 1 – при $\varepsilon=40\%$ – подслизистый слой сохранен, остальные слои разрушены и 2 – при $\varepsilon=150\%$ – слизистая разрывается сразу же после разрыва волокон подслизистого слоя. Полученные данные при проведении натурного эксперимента согласуются с результатами исследований Буянова В.М., Егорова В.И. и др. [1, 3].

Таким образом, механические свойства кишечной стенки играют значительную роль в удержании швов в послеоперационном периоде при формировании кишечных анастомозов. Подслизистый слой является самой прочной опорой кишечной стенки.

Литература:

1. Буянов В.М., Егоров В.И., Счастливцев И.В., Турусов Р.А., Прут Э.В., Баранов А.О. О значении подслизистого слоя при сшивании органов желудочно-кишечного тракта. – М.: Анналы хирургии, 1999. – №4. – С. 28-33.
2. Егиев В.Н. Однорядный непрерывный шов анастомозов абдоминальной хирургии. – М.: Медпрактика. – 2002. – 100 с.
3. Егоров В.И., Турусов Р.А., Счастливцев И.В., Баранов А.О. Кишечные анастомозы. Физико-биологические аспекты. – М.: Видар-М. – 2002. – 200 с.
4. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Другакова Ю.С., Басенкова Е.В. Биомеханические параметры желудочков сердца человека // Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1-10. – С. 2070-2075.
5. Островский Н.В., Челнокова Н.О., Голядкина А.А., Мурылев В.В., Семенова Ю.И. Сочетанная изменчивость биомеханических параметров левой венечной артерии взрослых мужчин // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 4. – С. 472.
6. Сумин В.В., Жижин В.С. Неотложная резекция кишки. – Ижевск : Изд-во Удм.ун-та, 1992. – 112 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ХИРУРГИЧЕСКИХ НИТЕЙ НА ТКАНИ ТОЛСТОЙ КИШКИ

Хайдарова Л.Р., Коссович Л.Ю.

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: liyanahaidarova@gmail.com

Аннотация: Применение хирургических нитей при наложении анастомоза – один из основных методов лечения тканей толстой кишки. Несмотря на совершенствование шовных материалов, несостоятельность наложенного шва при экстренных операциях достигает 35%. В данной работе рассматривается влияние различных видов хирургических нитей на ткани толстой кишки. В результате конечно-элементного анализа получены картины напряженно-деформированного состояния тканей толстой кишки с наложением непрерывного и узлового швов.

Ключевые слова: хирургические нити, биомеханика, анастомоз, толстая кишка, конечно-элементное моделирование.

Keywords: sutures, biomechanics, anastomosis, colon, finite element analysis.

На сегодняшний день широко распространены операции по восстановлению целостности толстого кишечника. Однако улучшение качества шовного материала, техники шва и уровня специалистов не гарантирует состоятельность анастомоза. Только 25 – 30% швов заживает идеально. Процент несостоятельности колоректальных анастомозов в 10 раз ниже, чем для верхних отделов желудочно-кишечного тракта. Одними из основных факторов, влияющих на заживление соустья являются выбор кишечного шва и шовного материала [1]. Следовательно, актуальным является исследование механических свойств хирургических нитей, а также проведение конечно-элементного моделирования для оценки их влияния на ткани толстой кишки в зависимости от техники наложения шва.

В результате натурных экспериментов были определены механические характеристики тканей гаустр и теней толстой кишки и хирургических нитей (Волоть 4/0, Resorba 5/0, Тисорб 6/0). В программном комплексе SolidWorks было проведено построение трехмерных моделей кишечных анастомозов с наложением трех видов швов [2]. Численный анализ проведен в программном пакете ANSYS. Были решены задачи о влиянии хирургических нитей при наложении 3 видов швов при анастомозе толстой кишки. Механические характеристики были заданы с учетом результатов натурного эксперимента. Так как материал стенки толстой кишки предполагался несжимаемым, коэффициент Пуассона считался равным 0.49, для нитей – 0.4 [3]. На внутреннюю поверхность стенки кишечника было приложено давление 4200 Па [4]. К поверхностям взаимодействия нити и стенки было приложено давление 300 Па [5].

Результаты конечно-элементного моделирования анастомоза толстой кишки представлены на примере двух видов швов (однорядного непрерывного и двухрядного) с использованием хирургических нитей Волоть 4/0 и Resorba 5/0. В случае наложения однорядного непрерывного шва с использованием нити Волоть 4/0 максимальные значения эквивалентных напряжений сосредоточены на внешней поверхности стенки и в зоне контакта нити с тканями толстой кишки. При использовании нити Resorba 5/0 зона повышенного влияния хирургических нитей на ткани органа наблюдается в месте контакта нитей с тканями. Выявлено, что площадь высокого давления на ткани больше при использовании нити Волоть 4/0, однако максимальные значения эквивалентных напряжений в два раза ниже, чем при использовании нити Resorba 5/0. В то же время сшитые участки, которые испытывают слабое влияние хирургических нитей, стремятся к разряжению, что способствует ухудшению качества заживления кишечного соустья, что может стать причиной послеоперационного кровотечения. При наложении двухрядного шва нитью Волоть 4/0 максимальные значения эквивалентных напряжений сосредоточены как на внешней поверхности стенки, так и на внутренней. Из этого следует, что данный вид хирургического лечения приводит к значительному повреждению тканей стенки. При использовании нити Resorba 5/0 для двухрядного шва наблюдается незначительное колебание значений эквивалентных напряжений в области прокола кишечной стенки и в зоне контакта нитей и нити. Наблюдается крайне низкое влияние шовного материала на ткани, и как следствие разряжение сшитых участков.

Полученные картины напряженно-деформированного состояния стенки толстой кишки свидетельствуют о преимуществах наложения однорядного непрерывного шва с использованием нити Волоть 4/0, так как выбор данного шовного материала и этого вида шва позволяет минимизировать влияние хирургических нитей на глубокие слои тканей и, в то же время, сшитые участки не стремятся к разряжению, ухудшая качество заживления кишечного анастомоза.

Литература:

1. Егоров В.И. и др. Кишечные анастомозы. Физико-механические аспекты. – М.: Видар-М. – 2004. – 304 с.
2. Оперативная хирургия и топографическая анатомия / Под ред. В.В. Кованова 4-е изд., дополнен. – М.: Медицина 2001. – 408 с.
3. Rawson SD, Margetts L, Wong JK, Cartmell SH. Sutured tendon repair; a multi-scale finite element model // Biomech Model Mechanobiol. – 2015. – №14(1). – P.123-133.
4. <http://www.tryphonov.ru/tryphonov2/terms2/mfcln.htm>. Двигательная активность толстой кишки. Обращение к ресурсу 20.08.2013.
5. Городков С.Ю. Адаптированные анастомозы тонкой кишки у новорожденных // Саратов, 2007, 158.

MEMBRANE PURIFICATION OF QUANTUM DOT SOLUTIONS

Al-Alwani A.J.K.^{(*)}, Kosolapova K.I., Lukyanova V.O.*, Gorbachev I.A.*,
Shtykov S.N.*, Glukhovskoy E.G.***

**Saratov State University, Russia*

Moscow State University, Russia

***Babylon University, Babylon, Iraq*

E-mail: ammarhamlet2013@yahoo.com

Abstract: The paper present using of PE-HD membrane for the purification of quantum dots stabilized oleic acid dissolved in organic solvents (chloroform). The PE-HD material does not dissolve in organic solvents and doesn't pollute. We studied the possibilities of the Langmuir–Blodgett (LB) technique to make such layers of QDs. The study was done by using scanning electron microscope (SEM) and atomic force microscope (AFM) methods.

Keywords: PE-HD membrane, Langmuir–Blodgett, SEM, AFM.

The interest of semiconductor quantum dots continued to increase in last decades. Purified QDs are the foundation for the creation of light-emissive devices. The process of Purification successfully separated the oleic acid from quantum dots through membranes purification after synthesis. The surface pressure-area isotherm of monolayers of QDs were then investigated, we found the surface pressure monolayer changed with time.

The control of purification QDs dissolved in non-aqueous solvent (chloroform) that contains unbounded surfactant of QDs. Quantum Dots rectify it's very difficult due to small size less than (9 nm). As well it's difficult due to a small selection of suitable solvents, irreversible adsorption with other materials, aggregation. Aggregation nanoparticles lead to a change in the size of the system elements. Change in the size of the system to make difficult selection of membrane with pore to a certain size. The separation of unbounded materials from QD solution by useing High Density Polyethylene (HDPE) membrane, Figure 1 shown SEM of HDPE membrane. The possibility of molecular control offered by the Langmuir–Blodgett (LB) [1] method has been studied by investigate the changes in the number of surfactant in the external volume of the solution used Langmuir-Blodgett technique. The compression isotherms were recorded at (0, 24, 48, 72, and 96 hours) during filtration of the solution of quantum dots.

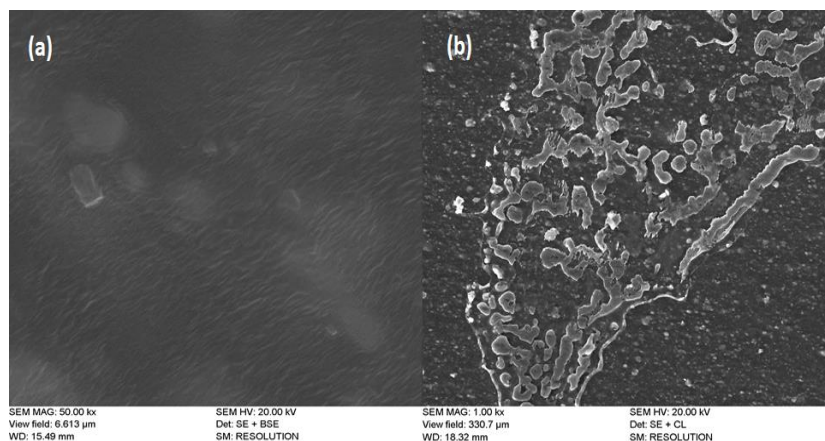


Fig. 1. SEM of HDPE membrane (a) without QDs (b) with QDs

The thin films are produced by transferring an ultrathin film, usually a compressed monolayer at interface air/water onto a solid substrate. Multilayers of a given material can deposit on the same substrate, which allows not only for control of molecular architectures but also to seek synergy between properties of distinct materials [2]. The fabricate an LB thin film is to obtain a Langmuir film by spreading a solution of a substance on a subphase (ultrapure water) and compressing the film at a specific surface pressure. The obtained curve is calculated concentration of surfactant, passed through the membrane. Increase the growth of surface pressure over time. The Separation of Unbounded Molecules was done successfully. We investigated the morphology of thin film before and after separating by atomic force microscopy (AFM). Figure 2 shows that the islands of unbounded surfactant in the solution of QDs have been obviously reduced during time of experiment and the morphology of QDs enhanced.

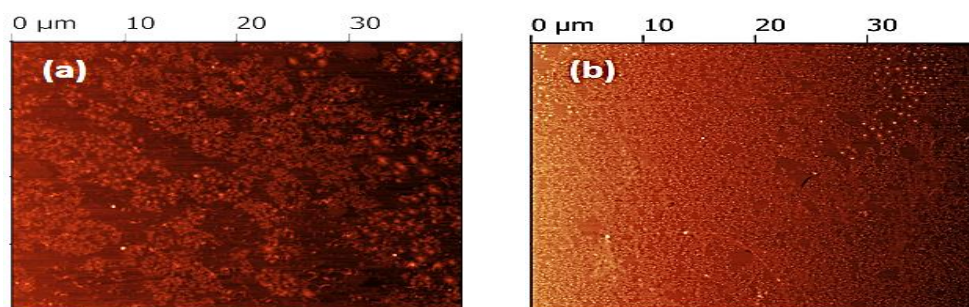


Fig. 2. AFM of QDs thin film (a) at 0 hour (b) at 96 hours

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

References:

1. Kim T. Organic-solvent resistant ultrafiltration and nanofiltration membrane modules for separation and purification of nanoparticles: diss. PhD in Chemistry. - Oregon State University, 2011. - 107 p.
2. Oliveira N. Jr., He J.-A., Zucolotto V. et al. Layer-by-Layer Polyelectrolyte-Based Thin Films for Electronic and Photonic Applications in Handbook of Polyelectrolytes // American Scientific Publishers. - 2002 – Ch.1, vol. 1 - P. 1–37.

РАЗРАБОТКА ГИПОТЕЗЫ САМОРЕПЛИЦИРУЮЩИХСЯ СИСТЕМ: ОТ ПЕРВЫХ НУКЛЕОТИДОВ ДО РНК

Абалымов А.А., Видяшева И.В., Клецов А.А.

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: snowman.27@icloud.com

Аннотация: Гипотеза РНК-мира на данный день является одной из самых популярных и самых правдоподобной из гипотез по происхождению жизни. По этой гипотезе первыми молекулами способными к активной работе и переносу информации были рибозимы. На данный момент сконструировано огромное количество рибозимов способных делать собственные копии, и эволюционировать, попадая в цикл Дарвина-Эйгена. Целью нашей работы является выявление минимальной цепочки нуклеотидов, которая необходима для инициации цикла.

Ключевые слова: рибозим, цикл Дарвина-Эйгена, РНК-мир.

Keywords: ribozyme, Darwinian-cycle Eigen, the RNA world.

Центральная роль многих белков в клетке – катализ реакций, которые нужны клетке для выживания. Эти белки известны как ферменты. До сравнительно недавнего времени считалось, что белки это единственные молекулы, способные к катализу реакций. Но в начале 80-х годов прошлого века были обнаружены молекулы РНК, которые могут быть катализаторами химических реакций. Этот класс химических соединений называется рибозимы. [1]. В системе ДНК-РНК-белок, РНК является всего лишь посредником, но у белков отсутствует способность к саморазмножению, а у ДНК отсутствует способность к активной работе (катализу реакций), возможность же появления одновременно двух молекул в условиях древней земли крайне маловероятно. После открытия рибозимов(сокращение от «рибонуклеиновая кислота» и «энзим») РНК молекула рассматривается, как переносчик информации и как молекула способная к активной работе. Однако, найденные в природе рибозимы обладают лишь катаболитической функцией, и могут являться реликтами гипотетического РНК-мира, вытесненные более эффективными белковыми полимеразми.

Сочетая методы «эволюции в пробирке» и «разумного дизайна», ученым удалось создать рибозим, катализирующий матричный синтез своей копии противоположной хиральности. Это связано с тем, что в реакциях абиогенного синтеза нуклеотидов, получается смесь правых и левых нуклеотидов. Остается понять, как же произошла такая сильная ассиметрия. Путем искусственной эволюции в 16 поколений, ученым удалось вывести кросс-хиральную РНК-полимеразу длиной всего-

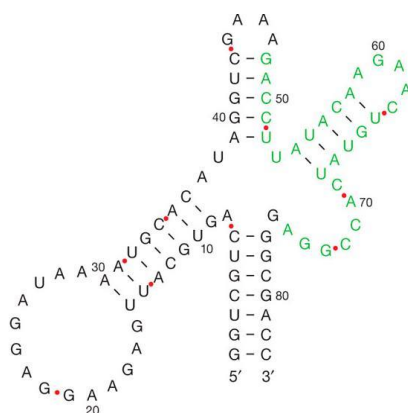


Рис.1. Кросс-хиральная РНК-полимераза способная к созданию собственных зеркальных копий

Но как же тогда появились первые рибозимы и какова была их длина? Очевидно, до их появления должна была существовать какая-то более примитивная система синтеза левых и правых молекул РНК.

Таким образом, дарвиновская эволюция установилась еще до образования ассиметрии среди правых и левых РНК. Увеличение длины рибозимов связано с “циклом Дарвина-Эйгена”. Этот процесс обусловлен повторением трех действий: 1) растущий размер, 2) растущая достоверность, 3) новые функции [3]. Этот цикл возможен благодаря дрейфу генов и отбору, который позволяет молекуле реплицироваться вновь. Сейчас нами проводится исследование по выявлению минимального количества нуклеотидов в рибозиме, нужных для запуска цикла Дарвина-Эйгена.

Литература:

1. Daniel C. Jeffares, Anthony M. Poole, David Penny. Relics from the RNA World // Journal Mol Evol - 1998. – Vol. 46. –P. 18–36.
2. Jonathan T. Szcepaniski, Gerald F. Joyce. A cross-chiral RNA polymerase ribozyme // Nature. Published online -2014.
3. David Penny. An interpretive review of the origin of life research // Biology and Philosophy - 2005 – Vol. 20. – P. 633–671.

ВЛИЯНИЕ ДИНАМИКИ ВОДЫ НА КОНФОРМАЦИОННЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ АЛЬБУМИНА В СТАДИИ ПРЕ-ДЕНАТУРАЦИИ

Бардик В.Ю.*, Банникова А.В., Гришина О.А., Королович В.Ф.*(**)

**Киевский Национальный Университет им. Тараса Шевченко, Украина*

Саратовский государственный аграрный университет, Россия

***Georgia Institute of Technology, Atlanta, USA*

*E-mail: vital@univ.kiev.ua, annbannikova@gmail.com, lelik19s@gmail.com,
volodymyr.korolovych@mse.gatech.edu*

Аннотация: Ключевая роль воды является существенной практически для всех биологически активных систем. Известным примером, в этом смысле, являются глобулярные белки плазмы крови, функциональные и физические свойства которых существенно определяются динамикой внешнего окружения в водном растворе. Целью нашего исследования было связать конформационную динамику альбумина с тепловым движением в воде в окрестности температурной точки 42°C. Мы представляем результаты фотонной корреляционной спектроскопии и молекулярной динамики макромолекулы альбумина в водном окружении. Анализ экспериментальных данных дал температурные зависимости гидродинамического радиуса и дзета-потенциала. Моделирование воспроизвело данные эксперимента и обнаружило изменения во вторичной структуре обусловленные разрушением водородных связей в глобуле макромолекулы.

Ключевые слова: водородные связи, молекулярная динамика, фотонная корреляционная спектроскопия, альбумин, конформационная динамика.

Keywords: hydrogen bonds, molecular dynamics, photon correlation spectroscopy, albumin, conformation dynamics.

Эксперимент

Водный раствор альбумина при концентрациях 1г/л был исследован методом корреляционной фотонной спектроскопии [1]. Измерения проводились на спектрометре Zetasizer Nano ZS (ZEN3600) в температурном интервале 25°C–50°C с шагом 1°C. Методика обработки данных основана на кумулянтном анализе [2]. В процессе измерений получены температурные зависимости гидродинамического радиуса и дзета потенциала (рис.1а, 1б).

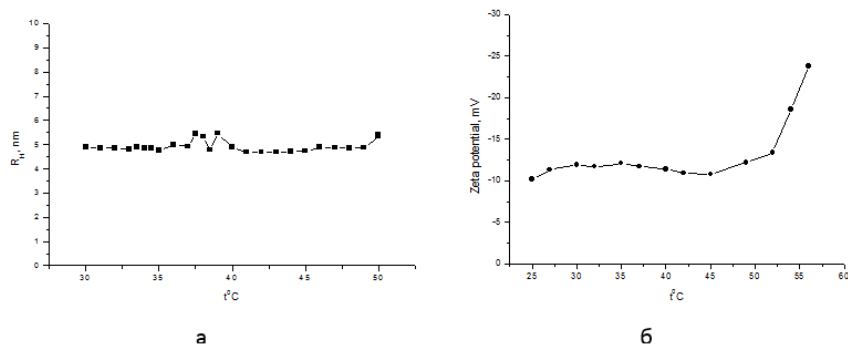


Рис. 1. Температурные зависимости: а – гидродинамический радиуса макромолекулы;
б – дзета потенциал

Молекулярная динамика

Моделирование пространственной структуры белка осуществлялось с помощью многоцелевого пакета HARLEM (HAmiltonians to Research LargeE Molecules) [<http://harlem.chem.cmu.edu>], объединяющего методы молекулярной и Броуновской динамики. Структура при моделировании альбумина определялась методом рентгеновской кристаллографии высокого разрешения [3]. На рисунке 2 (а,б) представлены значения радиуса гирации R_g и длины дисульфидных мостиков D_L для некоторых аминокислот полученные в процессе моделирования температурного воздействия.

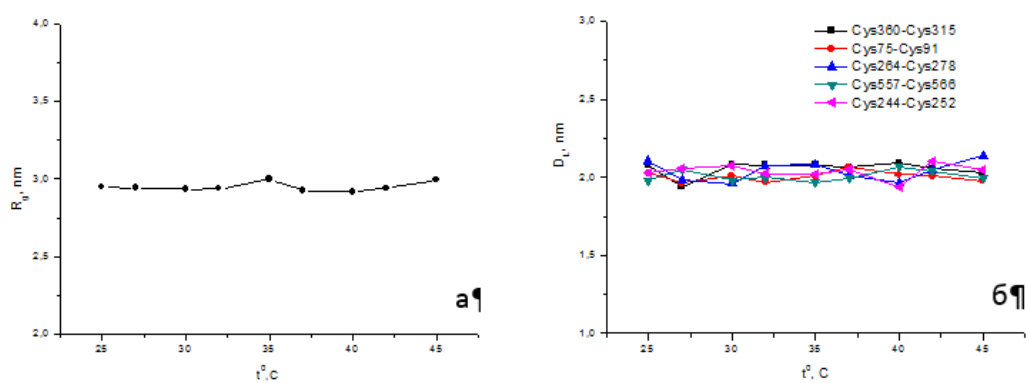


Рис. 2. Температурные зависимости: а – радиус гирации; б – длина дисульфидной связи

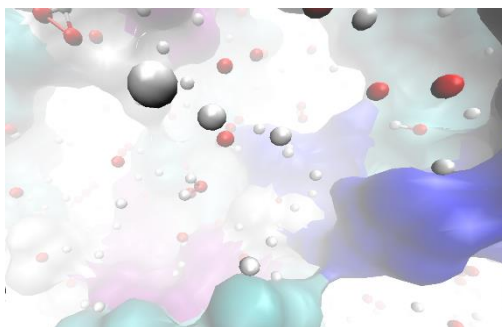


Рис. 3. Визуализация динамики воды внутри глобулы при температурах выше 42°C

Литература:

1. Cummins H.Z., Pike E.R. Photon correlation and light beating spectroscopy. Plenum press, New York and London, Published in cooperation with NATO Scientific Affairs Division, 1974. – 584 p.
2. Малахов А. Н. Кумулянтный анализ случайных негауссовых процессов и их преобразований. - Изда-во М.: Советское радио, 1978. – 377 с.
3. Sugio S., Kashima A., Mochizuki S., Noda M., Kobayashi K. Crystal Structure of Human Serum Albumin at 2.5 Å Resolution // Protein Eng. -1999. – Vol. 12 – P. 439–446.

МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КОЛОННОГО ГРАФЕНА

Глухова О.Е., Колесникова А.С., Савостьянов Г.В., Шмыгин Д.С.

Саратовский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия

E-mail: kolesnikova.88@mail.ru

Аннотация: Построена атомистическая модель колонного графена на основе снимков, представленных экспериментально. Исследовано влияние геометрических параметров колонного графена на прочностные свойства материала при температуре 300К. Установлено, что наибольший предел прочности 45% достигается при увеличении длины нанотрубок до 2.31 нм в композите колонного графена. Для колонного графена с длиной нанотрубок 2.31 нм критические деформации, которые возникают на атомах, достигают 57 ГПа.

Ключевые слова: колонный графен, предел прочности, углеродные нанотрубки, метод молекулярной динамики.

Keywords: pillared graphene, tensile strength, carbon nanotubes, molecular dynamics method.

В настоящее время все больше внимание ученых привлекает колонный графен. Структурное звено колонного графена образуется двумя параллельными графеновыми листами, перпендикулярно которым располагается углеродная нанотрубка, присоединенная к графеновым листам химической связью. Механические свойства колонного графена исследуются достаточно мало [1,2]. В работах осуществляется исследование механических свойств колонного графена методом конечных элементов [1] и путем индентирования колонного графена молекулярно-динамическим методом с использованием потенциала Терсоффа-Бреннера [2].

Целью данной работы является исследование предела прочности колонного графена в зависимости от длины нанотрубок в композите, в котором углеродные нанотрубки располагаются в шахматном порядке. Исследования осуществляются молекулярно-динамическим методом с использованием потенциала REBO [3] и периодических граничных условий.

Объектом исследования в данной работе является колонный графен (рис.1), геометрические параметры которого были основаны на экспериментальных данных, представленных в работах [4] Параметры колонного графена представлены в таблице 1. Исследования осуществлялись при температуре 300 К.

В процессе исследования предела прочности колонного графена в зависимости от длины нанотрубок в композите установлено, что значения критических напряжений, а, следовательно, и критических деформаций уменьшаются с увеличением длины нанотрубок. Критерием, характеризующим предел прочности колонного графена,

является разрыв связи между атомами углерода. Из таблице 1 видно, что наименьшие значения критических напряжений достигается для композита колонного графена содержащего нанотрубки длиной 2.31 нм. При этом критические деформации для такого композита достигает 45%. На основе полученных данных можно сделать вывод, что с увеличением диаметра материал становится более прочным. Уникальные свойства колонного графена позволят его рекомендовать в качестве элементной базы в приборах, в которых необходима повышенная механическая прочность.

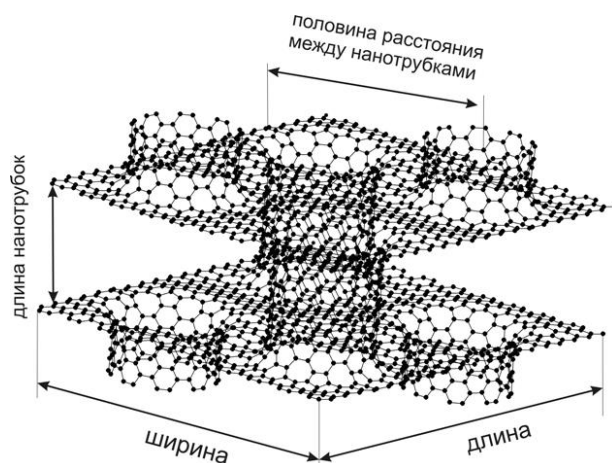


Рис.1. Атомная структура колонного графена

Таблица 1. Геометрические и прочностные параметры колонного графена

	Диаметр нанотрубок в колонном графене, нм	Длина нанотрубок в композите, нм	Расстояние между нанотрубками	Критическая деформация	Критические напряжения, ГПа
1	1.17	1.05	2.43	~ 70%	62
2	1.17	1.32	2.43	~ 63 %	73
3	1.17	1.81	2.43	~ 49 %	59
4	1.17	2.31	2.43	~ 45 %*	57

Работа выполнена при финансовой поддержке грантов РФФИ (проекты № 14-01-31429, 14-01-31508, 15-07-06307, 15-29-01025), Минобрнауки России в рамках проектной части государственного задания в сфере научной деятельности по Заданию № 3.1155.2014/К и Президентской стипендии 2013-2016 (проект № СП-2302.2013.1).

Литература:

1. Sihn S., Varshney V., Roy A.K., Farmer B.L. Prediction of 3D elastic moduli and Poisson's ratios of pillared graphene nanostructures // Carbon. – 2012 – Vol. 50. – P. 603–611.
2. Wang C.H., Fang T.H., Sun W.L. Mechanical properties of pillared-graphene nanostructures using molecular dynamics simulations // J. Phys. D: Appl. Phys. – 2014. – Vol. 47– P. 405302 (8pp).
3. Глухова О.Е., Колесникова А.С. Эмпирическое моделирование продольного растяжения и сжатия графеновых наночастиц и нанолент // Физика твердого тела. – 2011. – Т.53, вып.9. – С. 1850-1855.
4. Du F., Yu D., Dai L. et al. Preparation of Tunable 3D Pillared Carbon Nanotube–Graphene Networks for High-Performance Capacitance // Chem. Mater. – 2011 – Vol. 23. – P. 4810–4816.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ПОЛУЧЕНИЯ МОНОСЛОЕВ ЛЕНГМЮРА-БЛОДЖЕТТ

**Коссович Л.Ю., Сафонов Р.А., Коссович Е.Л., Глуховской Е.Г., Донник А.М.,
Лукьянова В.**

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

Аннотация: В работе рассматривается математическая модель процесса формирования монослоя Ленгмюра-Блоджетт. С использованием современных программ для молекулярного моделирования проводится симуляция этого процесса. Используемая методика является общей для любых амфифильных молекул. Полученные модели монослоев в дальнейшем можно использовать для изучения их механических, электрических и др. свойств. Они могут также использоваться при моделировании частей биологических объектов, таких как клеточная мембрана или гликокаликс.

Ключевые слова: молекулярное моделирование, монослой, технология Ленгмюра-Блоджетт, биомеханика.

Keywords: molecular modeling, monolayer, . Langmuir-Blodgett method, biomechanics.

В настоящее время одним из наиболее распространенных заболеваний в развитых странах, включая Российскую Федерацию, является атеросклероз[1]. Для борьбы с этим заболеванием важно исследовать ранние стадии поражения сосудов и механизмы взаимодействия сосудистой стенки и липопротеиновых комплексов. Известно, что клеточная мембрана имеет наружный слой гликокаликс, представляющий собой монослой, состоящий из олигосахаридов, полисахаридов, гликопротеинов и гликолипидов. Гликокаликс играет важную роль во взаимодействии клетки с окружающей средой.

Исследования свойств монослоев проводится как с помощью натуральных экспериментов, так и с использованием математического моделирования. В работе строится модель получения монослоя методом Ленгмюра-Блоджетт, т.е. сдавливанием пленки амфифильных молекул на водной подложке с помощью плавучих барьеров. В результате молекулы располагаются наиболее энергетически выгодным образом, образуя упорядоченный монослой [2].

Математическое моделирование процесса проводится методом молекулярной динамики в программном комплексе OpenMM [3]. В качестве базовой молекулы для отработки метода была выбрана молекула арахидоновой кислоты, обладающая амфифильными свойствами.

Была построена модель молекулы арахидоновой кислоты, содержащая параметры для силового поля Amber. Типы атомов были назначены в соответствии со стандартом Amber [4], заряды были рассчитаны в программе Gaussian. Для моделирования молекул воды использовался потенциал tip3p.

Молекулярное моделирование не способно исследовать объекты макроскопического объема, поэтому проводилось моделирование участка ванны размером порядка 100 нанометров. Подвижные барьеры и ограничивающие выбранный объем стенки созданы на основе гексагональной структуры, в узлах которой расположены искусственно утяжеленные атомы инертного газа (гелий). Размер ячейки подбирался таким образом, чтобы препятствовать проникновению молекул воды. Неподвижность стенок и перемещение барьера обеспечивается приложенной к ним силой. Увеличенная масса атомов барьера повышает его стабильность.

В результате моделирования были получены структуры с ярко выраженным порядком расположения атомов. Искусственно внесенные в модель изменения не вносят принципиальных искажений в физику процесса. Полученная модель может быть использована в качестве составляющей более сложных моделей в естественных условиях.

Работа выполнена при поддержке Государственного задания № 2014/203, код проекта 1617.

Литература:

1. Все о холестерине: национальный доклад; под ред. академика РАМН Л.А. Бокерия, академика РАМН Р.Г. Оганова. - М.: НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2010. — 180 с.
2. Roberts G. Langmuir-Blodgett Films — N.Y.: Plenum Press, 1990.
3. Eastman P. et al. OpenMM 4: A Reusable, Extensible, Hardware Independent Library for High Performance Molecular Simulation. // J. Chem. Theor. Comput. — 2013.—№ 9(1). — P. 461-469.
4. Case D.A. et al. AMBER 2015. — San Francisco: University of California.

ВЛИЯНИЕ ИОНИЗАЦИИ ВОДЫ НА СТРУКТУРНЫЕ И МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МНОГОСЛОЙНЫХ МЕМБРАН НА ГРАНИЦЕ РАЗДЕЛА ВОДА-ВОЗДУХ

Переверзев Я.Е., Глуховской Е.Г.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: yaroslavpereverzev@gmail.com

Аннотация: Вода – одно из самых распространенных веществ на нашей планете, имеющее огромное значение в жизни человека, живой и неживой природы. Исследование влияния ионизации воды на свойства мембран позволит изучить поведение реальных мембран клеток, влияние электрического поля. Были запланированы 2 типа экспериментов – исследование воды и водных растворов методом циклической вольтамперометрии, исследование ионизации воды в электрическом поле.

Ключевые слова: ионизация воды, ленгмюровские монослои, циклическая вольтамперометрия.

Keywords: water dissociation, Langmuir monolayers, cyclic voltammetry.

Из-за постоянного контакта с окружающей средой и включения в эту среду вода всегда содержит какие-либо вещества и практически никогда не бывает химически чистой. В то же время, характер процессов, протекающих с участием воды, во многом определяется ее свойствами как индивидуального вещества.

Ионизацию воды можно провести двумя основными способами: путем введения ионов неорганических солей, и за счет ионов, возникающих в процессе электролиза воды. В связи с этим целью данной работы явилось исследование специфики формирования ленгмюровских монослоев на поверхности деионизованной воды.

В последнее время наблюдается возрастающий интерес к ленгмюровским пленкам. Такой интерес к подобным объектам может быть обусловлен, по крайней мере, двумя причинами. Во-первых, создавая искусственные слоевые ансамбли с молекулами, можно смоделировать и исследовать многие процессы работы живых систем. Во-вторых, ряд функций, реализуемых в природе, невозможно на данный момент воспроизвести с помощью созданных человеком приборов. К таким функциям, например, относятся одноэлектронные и однопротонные процессы, процессы специфического узнавания в иммунной системе и многие другие.

В качестве физической модели биологической мембраны часто используется ленгмюровский монослой. Свойства монослоев существенным образом зависят от свойств растворов, на поверхности которых они формируются. При этом одним из наиболее важных факторов является кислотность водной субфазы.

Исследования, проводимые в рамках данной работы, помогут глубже понять

поведение реальных мембран живых клеток, микрокапсул, мицелл, липосом и прочих объемных мембранных структур в электрическом поле.

В частности, в этих исследованиях можно будет найти ответы на такие вопросы, как, например: какое влияние может оказывать электрическое поле на среду, окружающую объемные структуры, ограниченные мембранами; существуют ли пороговые значения электрического поля, при которых происходят существенные перераспределения ионов в водном растворе и перестройки структуры мембран; будет ли электрическое оказывать достаточно сильное влияние, чтобы разрушить клетку, мицеллу или другие объемные структуры и т.п. Эти вопросы касаются не только жизни клетки, но и управляемости вскрытием микрокапсул, липосом, мицелл, – что в свою очередь позволит решить вопрос адресной доставки лекарственных средств.

Поэтому для достижения цели, поставленной в работе, были запланированы несколько типов исследований, направленных на изучение специфики процессов, протекающих в воде и водных растворах под действием электрического поля: исследование воды и водных растворов методом циклической вольтамперометрии, исследование ионизации воды в электрическом поле.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕСС НАКОПЛЕНИЯ ЛИПОПРОТЕИНОВ В СТЕНКАХ СОСУДОВ НА РАННИХ ЭТАПАХ АТЕРОСКЛЕРОЗА

**Сафонов Р.А., Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Шевцова М.С.,
Коссович Е.Л.**

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

Аннотация: Построена численная модель для исследования ранних этапов развития атеросклероза с помощью метода конечных элементов. Рассматривается фильтрация липопротеинов через локально ослабленный эндотелиальный слой и их отложение в сосудистой стенке. Моделирование проводится с учетом процесса образования пенистых клеток и деформации сосудистой стенки. Для моделирования длительных процессов используется переменный масштаб времени.

Ключевые слова: атеросклероз, фильтрация, накопление липопротеинов, математическое моделирование.

Keywords: atherosclerosis, filtration, lipoprotein deposition, mathematical simulation.

В настоящее время заболевания сердечно-сосудистой системы, в частности атеросклероз, вносят значительный вклад в общую смертность населения [1]. Для эффективного лечения атеросклероза необходимо исследовать процессы, сопутствующие образованию бляшки и выяснить механизм ее образования.

Была построена механическая модель для описания процесса проникновения липопротеиновых комплексов в артериальную стенку. Течение крови по сосуду моделировалось установившимся потоком вязкой несжимаемой жидкости, подчиняющейся закону Навье-Стокса. Внутри жидкости находились частицы, соответствующие липопротеиновым комплексам. Их движение подчиняется уравнениям конвекции – диффузии. Артериальная стенка рассматривается как деформируемое пористое твердое тело, состоящее из трех слоев - эндотелий, интима, медиа. Параметры пористости и проницаемости разных слоев соответствуют их характеристикам, взятым из литературы. Движение жидкости по порам описывает законом Бринкмана.

Чтобы спровоцировать начало процесса образования бляшки, эндотелий был локально ослаблен. Этот фактор привел к значительному повышению количества проникающих в стенку сосуда частиц липопротеинов и их накоплению. При моделировании учитывался процесс образования из отложившихся липопротеинов пенистых клеток и частичное поглощение липопротеинов за счет макрофаг-липидного обмена и деформацию сосудистой стенки в результате роста бляшки.

Описанная модель строилась в программном комплексе Comsol Multiphysics. Моделирование по времени велось на достаточно длительных интервалах. Для ускорения расчетов использовалось изменение шага по времени. На начальных этапах, когда процесс еще не установился, шаг был малым, затем шаг постепенно увеличивался. Такой прием позволил проводить моделирование процесса на временном интервале до двух лет.

Работа выполнена при поддержке Государственного задания № 2014/203, код проекта 1617.

Литература:

1. Все о холестерине: национальный доклад; под ред. академика РАМН Л.А. Бокерия, академика РАМН Р.Г. Оганова. - М.: НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2010. - 180 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПОЛЯРИЗАЦИИ СУБФАЗЫ НА СВОЙСТВА ЛЕНГМЮРОВСКИХ МОНОСЛОЕВ

Чумаков А.С., Ермаков А.В., Горбачев И.А., Глуховской Е.Г.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: lehahares@rambler.ru

Аннотация: было изучено влияние электрического поля на процессы, происходящие в субфазе во время формирования ленгмюровского монослоя. Было установлено, что при нормальном приложении поля жидкая фаза монослоя несколько растянута. Это объясняется перераспределением ионов в субфазе, и, как следствие, локальным изменением кислотности вблизи поверхности монослоя. Далее проводились эксперименты с предварительной подготовкой субфазы, которые показали возможность разделения рН приложением потенциала, а изотермы, снятые на предварительно подготовленной воде, хорошо соответствуют изотермам, снятым при приложении поля.

Ключевые слова: технология Ленгмюра-Блоджетт, монослой, структура, наноматериалы, жирные кислоты, изменение рН, электрическое поле

Keywords: Langmuir-Blodgett method, monolayers, structure, nanomaterial, fatty acid, pH change, electric field.

Как известно, клеточные мембраны представляют собой бислойные структуры, состоящие в основном из амфифильных веществ (их молекулы имеют две ярко различающихся по отношению к воде части – гидрофильную и гидрофобную). Простейшей моделью такой мембраны является монослой подобного вещества. Такие структуры можно легко получать и исследовать с помощью технологии Ленгмюра-Блоджетт. Данный метод сочетает в себе относительную простоту, дешевизну и при этом широкий набор факторов, которым можно управлять структурой монослоев. Например, всего лишь варьируя температуру окружающей среды или субфазы, или ее состав, можно добиться значительных изменений в структуре монослоя. Одним из важных факторов является наличие или отсутствие электрического поля. Однако оно оказывает влияние не на само вещество монослоя, а в основном на субфазу – в простейшем случае простую деионизованную воду. Электрическое поле приводит к перераспределению ионов в воде и, соответственно, локальному изменению кислотности субфазы, что уже в свою очередь приводит к изменениям в структуре монослоя.

Для подтверждения этих выводов был проведен ряд экспериментов, связанных с предварительной подготовкой субфазы путем изменения ее кислотности с помощью приложения электрического поля. Этот метод принципиально отличается от способа с добавлением буфера тем, что в воду не попадают посторонние вещества, что

гарантирует отсутствие взаимодействия вещества монослоя с солями в растворе. Результаты, которые были получены на предварительно подготовленной субфазе оказались очень близки к результатам, полученным при непосредственном приложении поля к Ленгмюровской ванне, а именно, в области формирования жидкой субфазы наблюдалось значительное расширение изотермы (увеличение условной площади, приходящейся на одну молекулу). Что позволяет говорить о том, что при воздействии электрического поля наиболее важными оказываются процессы поляризации и перераспределения ионов в субфазе, чем реакция собственно молекул монослоя.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №14-12-00275)

DONOR/ACCEPTOR COUPLING SHORTCUTS IN ELECTRON TRANSFER WITHIN RUTHENIUM-MODIFIED DERIVATIVES OF CYTOCHROME B562

Shunaev V.V., Glukhova O.E., Prytkova T.R.*

Saratov State University, Russia

**Chapman University, USA*

E-mail: vshunaev@list.ru

Abstract: We report quantitative theoretical study of long range electron transfer (ET) reactions in a series of covalently modified proteins. Such reactions involve quantum mechanical tunneling of an electron between donor and acceptor chemical groups separated by 5–15 Å. Electron transfer events are essential steps of ubiquitous biological redox reactions and play an important role in many vital biochemical processes such as photosynthesis, cellular respiration, DNA repair, biodegradation and biosynthesis. Redox cofactors such as metal coordination complexes and aromatic molecules are placed strategically in biocatalytic systems to achieve rates of electron transfer optimal for biological function.

Keywords: electron transfer, metalloproteins, molecular dynamics, coupling.

In long-range electron transfer reactions, donor and acceptor electronic states interact weakly. In this non-adiabatic electron transfer regime, the system can reach the activated state (characterized by equal instantaneous electron binding energies of donor and acceptor) many times before electron transfer occurs. In this case, electron transfer rate is given by the expression

$$k_{ET} = \frac{2\pi}{\hbar} \frac{1}{\sqrt{4\pi\lambda k_B T}} |H_{DA}|^2 \exp\left(-\frac{(\Delta G^0 + \lambda)^2}{4\lambda k_B T}\right). \quad (1)$$

where H_{DA} is the effective donor/acceptor interaction or the electronic coupling. ΔG^0 is the free energy change of the ET reaction, λ is reorganization energy that characterizes the nuclear response of the system to the transfer of an electron from donor to acceptor.

In this work we recomputed electron transfer rates in cytochrome b562 using much longer molecular dynamics simulations and an updated techniques for calculation of donor/acceptor electronic couplings. We focused on representation of electronic states of heme cofactor that is very challenging for the size of the molecular systems considered and modeling of conformational mobility of Ruthenium coordination group that was largely overlooked in previous simulations. Structures of cytochrome b_{562} modified with $\text{Ru}(\text{bpy})_2(\text{Im})(\text{HisX})$ at surface sites 12, 15, 19, 63, 70, 73, 86, 89, or 92 were generated using the program package Harlem⁸ from X-ray structure of the native protein⁹.

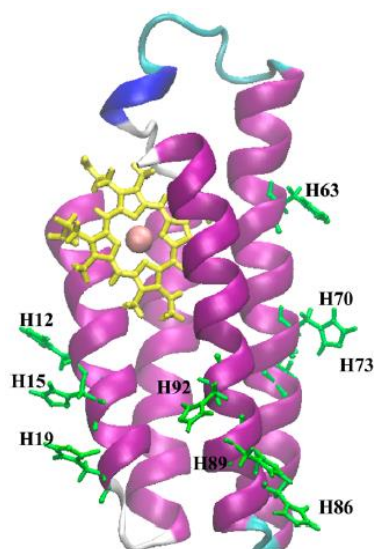


Fig. 1. Cytochrome b_{562} derivatives

Figure 1 shows positions of His residues of derivatives of cytochrome b_{562} that were used as points of attachment of Ru (2,2'-bipyridine) $_2$ (imidazole) $_2$ redox group. Coordinates of Ru complex were taken from protein data bank entry 1BEX for ruthenium-modified azurin 10. Force constants of bonds involving Ru atom were set to 100 kcal/(mol Å²) and force constants of valence angles involving Ru were set to 63 kcal/mol rad². Partial atomic charges for Ru complex were obtained using the RESP procedure¹¹ from results of Hartree-Fock calculations with 6-31G(d) basis set. AMBER 99SB force field¹² parameters were set on protein residues. Modified protein structures were solvated in a box of about 9000 TIP3P water molecules. Na⁺ counter ions were added to neutralize the systems. We performed 5000 steps of steepest decent energy minimization followed by 1ns equilibration molecular dynamics. Next 1050 ns production molecular dynamics runs were executed. The MD simulations were performed with Amber 10 program¹³. We used periodical boundary conditions with constant pressure constraints, Langevin thermostat at 300K. Particle Mesh Ewald (PME) approach was used to model electrostatic interactions¹⁴.

We computed donor/acceptor coupling values for 100 Molecular Dynamics snapshots for each b_{562} derivative. For the calculation of coupling we extracted protein fragments using the PATHWAY pruning procedure with 1% cut off criterion. Fragments contained 250-400 atoms. For each protein fragment we calculated donor- acceptor couplings by using Hartree-Fock, 3-21G basis set calculations on the extracted protein fragments using Green Function method described above and then calculated rms coupling value. In order to compare with experiment⁶ we calculated nonadiabatic electron transfer rate using this rms coupling and assuming that electron transfer in this system is activationless and $-\Delta G_0 = \lambda = 1.0$

eV. We modeled solvent polarization effect in the calculations by including solvent induced charges in electronic structure calculations. The couplings and the ET rates calculated with point charges correction presented on the Table 1 and the Figure 3. We can see from the Figure 3 that excellent agreement received for derivatives His12, His15, His73, His92 and His86 within factor of 5. For derivatives His19, His63 His70, His89 agreement is good within factor of 8. In order to compare our results with experiment we have to calculate average square H_{DA} .

Table1. Rms $|H_{DA}|$ values calculated for nine derivatives of cytochrome b562

<i>Modified protein</i>	<i>Rms H_{DA} (eV)</i>	<i>Theor. value k_{ET} (c^{-1})</i>	<i>Exp. value k_{ET} (c^{-1})</i>
Ru(bpy)2(Im)(His12)b562	1.27×10^{-6}	1.99×10^7	2.60×10^7
Ru(bpy)2(Im)(His15)b562	1.42×10^{-5}	3.37×10^6	1.90×10^6
Ru(bpy)2(Im)(His19)b562	5.57×10^{-6}	5.21×10^5	6.70×10^4
Ru(bpy)2(Im)(His63)b562	8.12×10^{-6}	1.1×10^6	7.90×10^6
Ru(bpy)2(Im)(His70)b562	9.62×10^{-6}	1.55×10^6	2.30×10^5
Ru(bpy)2(Im)(His73)b562	1.22×10^{-7}	2.5×10^2	4.90×10^2
Ru(bpy)2(Im)(His86)b562	4.02×10^{-7}	2.72×10^3	2.90×10^2
Ru(bpy)2(Im)(His89)b562	7.69×10^{-7}	9.92×10^3	4.40×10^4
Ru(bpy)2(Im)(His92)b562	1.30×10^{-5}	2.85×10^6	1.00×10^7

Conclusions

We performed quantitative theoretical studies of electron transfer rates in a series of ruthenated cytochrome b562 derivatives and compared computed ET rates to available experimental data 6. Previously we calculated electron transfer rates for ruthenated protein azurin4 and cytochrome c 10. Long molecular dynamics simulations have been used in these studies that allowed us to explore effects of Ru-complex mobility and interaction with the protein surface on the computed electron transfer rates. We also corrected relative energies of redox orbitals of heme setting additional point charges in quantum chemical calculations of the protein fragments. This insured that donor/acceptor couplings were calculated between Fe and Ru localized orbitals.

References:

1. Lopez R.J., Babanova S. et al. Improved Interfacial Electron Transfer in Modified Bilirubin Oxidase Biocathodes // ChemElectroChem. – 2014. – Vol.1, № 1. – P. 241–248.
2. Kurnikov I.V. Harlem: Molecular Modeling Package; University of Pittsburg and Carnegie Mellon University: Pittsburgh, PA, 2005.
3. Gu J., Yang S., Rajic A.J. et al. Control of cytochrome c redox reactivity through off-pathway modifications in protein hydrogen-bonding network // Chem. Commun. –2014. –№ 50. – P. 5355–5357.
4. Gray H.B., Winkler J.R. Electron tunneling through proteins // Q. Rev. Biophys. –2003. № 36. –P. 341–372.
5. Winkler J.R., Di Bilio A.J., Farrow N.A., Richards J.H., Gray H.B. Electron tunneling in biological molecules // Pure Appl. Chem. –1999. –№ 71. – P.1753–1764.

БИОМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ

БИОМЕХАНИКА АБСЦЕССА МЯГКИХ ТКАНЕЙ В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЭКСПЕРИМЕНТЕ

Андреев Д.А., Урусова А.И., Кулиев Н.Х.

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

E-mail: vladimiralipov@yandex.ru

Аннотация: При моделировании абсцесса мягких тканей 20 кроликам породы Шиншилла произведена пункция межлопаточного подкожного пространства, установлен катетер с баллоном, баллон раздут в объеме 2 мл, на 3-е сутки катетер с баллоном удален и в образовавшуюся полость введена суспензия *Staphylococcus aureus*. На 5-е сутки у кролика был сформирован абсцесс мягких тканей, что подтверждено данными клинико-инструментального исследования.

Ключевые слова: биомеханика, абсцесс мягких тканей, моделирование, хирургический эксперимент.

Keywords: biomechanics , soft tissue abscess, modeling, surgical experiment.

Одним из способов формирования абсцесса мягких тканей является введение в подкожную клетчатку воздуха и в сформировавшийся воздушный пузырь инфекционного агента с формированием через 7 суток подкожного абсцесса [3]. Однако при данном методе не создавалась стенка абсцесса, а моделировалась гнойная распространённая рана. Наиболее близким способом моделирования абсцессов является использования катетера с раздувным баллоном (катетер Фогерти) для формирования фиброзной кисты и абсцесса печени [1, 2]. Недостатком данного способа для создания подкожного абсцесса является чрезмерная длина катетера (40 см).

Цель эксперимента – моделирование и клинико-инструментальное подтверждение формирования классического абсцесса мягких тканей.

Объект и методы исследования. Эксперимент проведен на 20 кроликах-самцах породы Шиншилла в возрасте одного года с массой тела от 4,8 до 5,1 кг в соответствии с положениями Женевской Конвенции (1985). Определен участок кожи в межлопаточной области размерами 5х3 см, область была выбрана не случайно, а как наиболее безопасной зоной моделируемого абсцесса. После чего произведена депиляция и обработка кожи антисептиком (70% этиловый спирт) участка кожи. Анестезиологическое обеспечение с помощью комбинированного специализированного препарата «Zoletil 100» в дозе 50 мг/кг) [4]. Произведена пункция подкожного пространства иглой Дюфо, через которую введен модифицированный катетер Фогерти (длина 4 см) и раздут баллон в объеме 2 мл раствором 0,9% NaCl,

конец катетера укрыт с помощью кожной дубликатуры. Через 3-е суток после установления катетера, было произведено опорожнение баллона и удаление катетера и уже в полученную полость, вводили стандартизированную по оптическому стандарту мутности МакФарланда суспензию *Staphylococcus aureus* с микробной нагрузкой $2 \text{ мл} \cdot 10^6$ КОЕ. Проведено рутинное динамическое клиническое наблюдение за формирующимся абсцессом, ультразвуковое, гистологическое и микробиологическое исследования на 3-5-7-е сутки эксперимента.

Результаты эксперимента. На 5-е сутки эксперимента сформирован абсцесс мягких тканей, который отвечал всем требованиям отграниченного абсцесса, имеющего фиброзную стенку и перифокальное воспаление кожи в области гнойника. При микробиологическом исследовании на 5-е сутки после инфицирования из полости высевается моноштамм *St. aureus* со средним количеством бактериальных клеток $5,2 \pm 0,6 \cdot 10^9$ КОЕ/мл. По данным УЗИ, абсцесс сформированный абсцесс представлял собой полость округлой формы с неоднородным содержимым окруженной капсулой диаметром $15,2 \pm 0,4$ мм и толщиной стенки $1,9 \pm 0,3$ мм. При морфологическом исследовании установлено, что стенка сформированного абсцесса представлена дегенеративно-измененными гепатоцитами и очагами некроза. На границе стенки и содержимого – клеточная инфильтрация, грануляционная ткань, затем рыхлая соединительная, переходящая в плотную соединительную ткань. Таким образом, все клинические, микробиологические, морфологические и инструментальные методы диагностики подтверждали наличие сформированного абсцесса мягких тканей у всех лабораторных животных.

Разработанный способ биомеханического моделирования абсцесса мягких тканей является малотравматичным, обеспечивает гарантированное формирование абсцесса в короткий срок до 5 дней, не требует сложных манипуляций и высокого технического оснащения.

Литература:

1. Алипов В.В., Лебедев М.С., Цацаев Х.М. Экспериментальное обоснование использования нанотехнологий в хирургии желудка и печени // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2010. – № 3. – С. 3-10.
2. Алипов В.В., Лебедев М.С., Цацаев Х.М. Экспериментальные лазерные нанохирургические технологии. Первые результаты и перспективы // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2011. – Т. IV, № 2. – С. 330-333.
3. Фокин Ю.В., Сахаров Д.С. Сравнительная характеристика и возможность использования наркотизирующих препаратов Золетил 100 и диэтиловый эфир при проведении операций по вживлению ЭЭГ – электродов на крысах // Биомедицина. – 2011. – №2. – С. 84-89.
4. Шахрай С.В. Моделирование экстрасфинктерного свища прямой кишки в эксперименте // Медицинский журнал. – 2012. – № 3. – С. 131-135.

КОМПЛЕКСНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СОСУДИСТОГО ПРОТЕЗА ИЗ ХИТОЗАНА

Гегель Н.О., Бабичева Т.С., Шиповская А.Б., Голядкина А.А.,
Полиенко А.В.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия
E-mail: gegelno@yandex.ru

Аннотация: Проведено конечно-элементное моделирование полых цилиндрических структур (микротрубок) из аминополисахарида хитозана для прогнозирования поведения исследуемого материала в организме человека при различных нагрузках.

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

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

Одним из актуальных направлений сердечно-сосудистой хирургии является создание и внедрение в клиническую практику имплантатов из биodeградируемых полимеров для замещения дефектов кровеносных сосудов: артерий, вен, капилляров. При этом свойства разрабатываемых протезов должны быть максимально приближены к функциональным особенностям нативных сосудов кровеносной системы. В этой связи поиск новых полимеров и разработка способов получения из них аналогов кровеносных сосудов является актуальной задачей.

Одним из перспективных полимеров для создания биodeградируемых материалов медико-биологического назначения является аминополисахарид хитозан. В работах [1, 2] нами были описаны способы получения и некоторые свойства полых цилиндрических структур с шириной стенок в микронном диапазоне (микротрубок) на основе хитозана. Результаты изучения физико-механических, упруго-деформационных и биохимических свойств позволяют рассматривать микротрубки хитозана в качестве перспективного материала для восстановления повреждений кровеносных сосудов человека. В настоящей работе проведено конечно-элементное моделирование микротрубчатых субстратов из хитозана для прогнозирования их биомеханического поведения в организме человека.

В качестве объектов исследования выбраны микротрубки, полученные сухим способом формования из 4 мас.% раствора хитозана в 1.5% гликолевой кислоте с добавкой 1 мас.% полиэтиленоксида. Для формирования стенок микротрубок в качестве высаливателей использовали систему реагентов триэтанолламин – гидроксид натрия.

Физико-механические испытания проводили на разрывной машине Instron 5944 в режиме одноосного растяжения с ячейкой нагружения 500 Н. Разрывное напряжение микротрубок составило $\sigma = 0.33$ МПа, относительное удлинение при разрыве – $\varepsilon = 34\%$. Полученные механические характеристики использовали в расчетах.

Для прогнозирования поведения микротрубки в организме человека проводили конечно-элементное моделирование системы «артериальный сосуд – микротрубка». Построение модели осуществляли в системе автоматизированного проектирования SolidWorks. Численный эксперимент реализовывали в программном комплексе AnsysWorkBench. Была создана модель артериального сосуда, протезированного микротрубкой хитозана. 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 численного эксперимента были получены картины гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния артериальной стенки. Анализ результатов позволил выявить зоны высоких эквивалентных напряжений, локализованных в области контакта стенок сосуда и микротрубки, приводящих к разрушению последнего.

Таким образом, проведенные расчеты показали, что образец микротрубки обладает недостаточной эластичностью. В связи с этим, для проведения дальнейших экспериментов по прогнозированию поведения разработанной микротрубки из хитозана в организме человека в качестве сосудистого трансплантата видится целесообразным ее дальнейшая модификация.

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.

СПОСОБЫ ИССЛЕДОВАНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Калинин А.А., Коссович Л.Ю.

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: kalininaa@info.sgu.ru

Аннотация: В настоящее время для определения механических свойств биологических тканей используется два подхода – *in vivo* (неинвазивные методы исследования) и *in vitro* (натурные эксперименты). К неинвазивным методам относятся ультразвуковое исследование, компьютерная и магнито-резонансная томография. По данным томографии параметры материала определяются по плотности тканей, которая позволяет рассчитать модуль упругости, но данная методика позволяет рассматривать ткань только как изотропный материал. Ультразвуковое исследование позволяет анализировать данные о механических характеристиках биологической ткани более детально, но требует применение емкого математического аппарата. Натурные эксперименты позволяют, как минимум, определить модули упругости в трех направлениях, и строить диаграммы зависимости напряжение-деформация с последующим анализом данных и подбором моделей материала.

Ключевые слова: биомеханика, механические свойства тканей, КТ, МРТ, УЗИ

Keywords: biomechanics, mechanical properties of tissues, CT, MRI, US

При проведении многих медицинских процедур и биомеханических исследований критическое значение имеет точность определения механических характеристик тканей пациента. В настоящее время чаще всего для этих целей используются методы ультразвукового исследования, компьютерная и магнитно-резонансная томографии, а также разрушающие методы исследования тканей.

Ультразвуковое исследование тканей (УЗИ)

Принцип действия УЗИ основан на использовании ультразвуковых волн для исследования внутренней структуры тела. Исследуются скорость распространения, затухание и отражение волн от внутренних границ. По отраженным волнам можно определить геометрию внутренних органов. Характер затухания волны позволяет судить о механических свойствах тканей. в частности, оценить динамический модуль упругости и динамический модуль сдвига. Благодаря использованию ультразвука, относящегося к числу неионизирующих излучений, процедура исследования не имеет противопоказаний и не вызывает существенных биологических эффектов. Процедура может неоднократно повторяться, что позволяет более детально следить за изменениями исследуемой ткани.

Отрицательным фактором является серьезные требования к квалификации оператора, за счет неочевидного расположения диагностируемой ткани внутри тела. К

тому же, при таких исследованиях возникают погрешности, обусловленные сложной геометрической формой биологических объектов и сложным пространственным распределением механических свойств тканей.

Рентгеновская компьютерная томография

Принцип действия компьютерной томографии основан на получении послойного изображения внутренней структуры объекта с помощью анализа прошедших через него рентгеновских лучей. Используемые для этой цели установки называются рентгеновскими компьютерными томографами. Впервые прибор для проведения рентгеновской компьютерной томографии разработал инженер-физик Годфри Ньюболд Хаунсфилд в 1969 году. Каждый луч, прошедший через тело, ослабевает в зависимости от оптической плотности тканей. Таким образом, по интенсивности затухания проходящего луча можно определить интеграл плотности тканей по пути его следования. Методы интегральной геометрии позволяют использовать эту информацию для воссоздания распределения оптической плотности в двумерной области исследуемого среза. Методика пересчета оптической плотности в массовую плотность основывается на так называемой шкале Хаунсфилда, связывающей плотность исследуемого объекта с плотностью воды и воздуха. К настоящему времени создано несколько поколений компьютерных томографов, отличающихся расположением и характеристиками источника рентгеновского излучения (рентгеновской трубки), количеством и расположением детекторов и способом перемещения источника и детекторов вдоль тела пациента. На текущий момент наиболее прогрессивными считаются томографы со спиральным движением трубки и кольцом детекторов, расположенных в плоскости среза. Существуют также мультиспиральные томографы. Компьютерная томография относится к неинвазивным методам, однако это исследование наносит некоторый вред организму в результате облучения рентгеновскими лучами. В связи с этим, использовать компьютерную томографию следует только в тех случаях, когда это действительно необходимо. К тому же, при выборе параметров сканирования стоит понимать, что повышение точности томографии сопряжено с увеличением дозы облучения.

Магнитно резонансная томография

Магнитно-резонансная томография (МРТ) исследует внутреннюю структуру тканей организма, основываясь на эффекте ядерного магнитного резонанса. В сильном магнитном поле при возбуждении специальной комбинацией электромагнитных волн

ядра некоторых элементов, в первую очередь водорода, способны дать отклик, регистрируемый томографом. Таким образом, можно измерить количество ядер водорода в некотором возбужденном электромагнитными волнами объеме. Очевидно, что количество водорода в разных тканях различается, поэтому изменение интенсивности отклика свидетельствует об изменении свойств тканей. Если компьютерная томография хорошо подходит для разделения областей твердых и мягких тканей, то на магнитно-резонансной томограмме кости и мягкие ткани могут не иметь больших различий. Однако, цвета тканей примерно одной плотности, но разного химического состава могут различаться весьма значительно. Магнитно-резонансная томография может применяться в совокупности с различными видами контрастных веществ, которые подсвечивают на томограмме специфические области. Это позволяет определять области, подверженные образованиям опухолей и другим специфическим видам заболеваний. Магнитно-резонансная ангиография позволяет по отклику протонов определить их скорость движения и таким образом выявить сосудистое русло. Для более точной оценки распределения скоростей в сосуде необходимо использование контрастных веществ.

Магнитно-резонансная томография является безопасным методом исследований в том смысле, что не вызывает облучения организма. Стоит отметить, что ранее для обозначения этого метода использовался термин ЯМР-томография (ядерно-магнитно-резонансная томография), однако он был заменен на МРТ из-за негативных ассоциаций с ядерным заражением и другими подобными эффектами.

Разрушающие методы диагностики

Неинвазивные методы исследования позволяют оценить только приближенные значения механических параметров. Для более точного определения параметров ткани приходится прибегать к разрушающим методам диагностики. Стоит отметить, что использование данных методов сопряжено с некоторыми сложностями, т.к. извлеченная из организма биологическая ткань быстро теряет свои первоначальные свойства. В связи с этим существует ряд методов подготовки ткани перед испытанием. Выбор конкретного метода зависит от вида ткани и условий её работы. Кроме того, для оценки характеристик тканей живого организма необходимо проводить статистический анализ с исследованием зависимости механических характеристик от возраста, пола и прочих параметров.

ГИБРИДНЫЕ ГИДРОГЕЛИ НА ОСНОВЕ ХИТОЗАНА ДЛЯ РЕГЕНЕРАТИВНОЙ МЕДИЦИНЫ

Малинкина О.Н., Шиповская А.Б., Зудина И.В.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

E-mail: Olga-Malinkina@yandex.ru

Аннотация: В настоящей работе были исследованы гибридные хитозансодержащие гидрогели для регенеративной медицины, полученные посредством биомиметического золь-гель синтеза в мягких условиях. Установлено, что исходные формоустойчивые системы при приложении сдвиговых напряжений переходят в мазеподобное состояние с высоким показателем липкости. Методом *in vitro* установлена способность полученных гибридных гидрогелей оказывать антибактериальное действие в отношении патогенных и условно-патогенных бактерий.

Ключевые слова: хитозан, гибридные гидрогели

Keywords: chitosan, hybrid hydrogels

Гидрогели на основе комплексной соли гидрохлорид-аскорбат хитозана обладают чрезвычайно широким спектром биологически полезных свойств [1, 2], однако обладают кинетической нестабильностью. Одним из перспективных направлений стабилизации и повышения фармакологической активности хитозансодержащих гидрогелей является биомиметическая силификация, аналогичная процессу образования спикул губок и скелета иглокожих в природе [3].

В работах [4, 5] с использованием прекурсора тетракис-(2,3-дигидроксипропил)-ортосиликата и высокомолекулярного хитозана золь-гель методом в мягких условиях синтезированы гибридные хитозансодержащие глицерогидрогели кремния, проявляющие выраженную гемостатическую, ранозаживляющую, регенерирующую и транскутанную активность.

Целью данной работы явилась получение и оценка биомеханических и антибактериальных свойств гибридных кремнийхитозансодержащих гидрогелей на основе бинарной соли низкомолекулярного хитозана и тетраглицеролатов кремния, полученных биомиметическим золь-гель синтезом.

В качестве темплата для биомиметической силификации использовали эквимольные водные растворы гидрохлорид хитозана в аскорбиновой кислоте. В качестве прекурсора использовали тетраглицеролаты кремния, синтезированные по разработанной в ИОС УрО РАН методике [4]. Раствор темплата и прекурсор

смешивали в соотношении 4:1 по массе и оставляли при $20 \pm 2^\circ\text{C}$ для протекания золь-гель процесса.

Полученные гибридные гидрогели представляли собой полупрозрачные монолитные системы светло-бежевого цвета (рис.). Биомеханические свойства гидрогелей оценивали визуально. Смесевой раствор обладал свойствами неньютоновской жидкости, принимая форму сосуда. По окончании золь-гель процесса система приобретала свойства вязко-упругого тела, сохраняя форму длительное время. При приложении сдвиговых напряжений (перемешивание) в течение 2-3 мин гидрогели легко переходят в устойчивое мазеподобное состояние с высоким показателем липкости.



Рис. Образцы гибридных гидрогелей на основе бинарной хитозана и тетраглицеролата Si

Антибактериальную активность гидрогелей в отношении тестовых культур микроорганизмов (*S. aureus*, *E. coli* или *B. cereus*) выявляли *in vitro* методом диффузии в агар по зонам угнетения роста через 24 ч. Установлено, что гибридные гидрогели на основе бинарной соли низкомолекулярного хитозана в качестве темплата и прекурсора – глицеролата кремния, полученные биомиметическим золь-гель синтезом подавляют рост всех протестированных штаммов микроорганизмов.

Литература:

- Зудина И.В., Фомина В.И., Шиповская А.Б. Гелеобразная композиция широкого спектра биологической активности. Патент РФ № 2535141.
- Шиповская А.Б., Зудина И.В., Фомина В.И., Малинкина О.Н. Новые антимикробные препараты на основе комплексных солей хитозана с хиральным органическим лигандом // Бутлеровские сообщения. –2015. –Т.41, №3. –С.82-94.
- Spinde K., Kammer M. et al Biomimetic silicification of fibrous chitin from diatoms // Chem Mater. –2011. –№23. –P.2973-2978.
- Larchenko E.Y., Shadrina E.V. et al New hybrid chitosan–silicone-containing glycerohydrogels // Mendeleev Commun. –2014. –№24. –P. 201-202.
- Шадрина Е.В., Малинкина О.Н. и др. Исследование процесса образования и фармакологической активности кремнийхитозансодержащих глицерогидрогелей, полученных методом биомиметической минерализации // Изв. Академ. наук. Сер. хим. –2015. –№ 7. –С. 1633-1639.

РАЗРАБОТКА МАТЕРИАЛА НА ОСНОВЕ ПОЛИМЕРНЫХ ВОЛОКОН И ПОРИСТОГО КАРБОНАТА КАЛЬЦИЯ ДЛЯ БИМЕДИЦИНСКИХ ПРИМЕНЕНИЙ

Савельева М.С., Любунь Г.П., Видяшева И.В., Голядкина А.А.,
Сухоруков Г.Б. *, Горин Д.А., Парахонский Б.В.**

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

**Университет королевы Марии, Лондон, Великобритания*

***Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН, Москва, Россия*

E-mail: mssaveleva@yandex.ru

Аннотация: Был разработан новый функциональный материал на основе тонких полимерных волокон, покрытых оболочкой карбоната кальция. Представленные результаты в дальнейшем могут быть использованы для разработки тканеинженерных конструкций для регенерации костной ткани.

Ключевые слова: карбонат кальция, нетканый материал, тканевая инженерия костной ткани.

Keywords: calcium carbonate, electrospun scaffold, tissue bone reconstruction.

Поиск и разработка новых материалов для восстановления костных дефектов является актуальной проблемой современной медицины. Одно из перспективных решений данной проблемы - создание композитных материалов на основе биополимеров в сочетании с солями кальция. Для этих целей сегодня наиболее часто применяются сочетания коллагена и/или поликапролактона с фосфатами кальция СаР и гидроксиапатитом $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Гидроксиапатит (ГА) по своему химическому составу наиболее близок к минеральной составляющей костной ткани, но его применение может быть ограничено по причине того, что ГА не способен к полной деградации в организме, как и СаР. В этом плане преимуществом обладает карбонат кальция CaCO_3 , обладающий способностью к быстрой биорезорбции; при этом возможность формирования костной ткани у CaCO_3 сопоставима с ГА. В данной работе был получен новый материал, на основе тонких полимерных волокон поликапролактона, покрытых оболочкой пористого CaCO_3 в полиморфной модификации ватерита (рис.1). 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_3 оболочек позволяет проводить загрузку биоактивных веществ (лекарственных препаратов, факторов роста) в их объем, и таким

образом использовать их в качестве систем для адресной доставки, и позволяет осуществлять контроль роста клеток в каркасе.

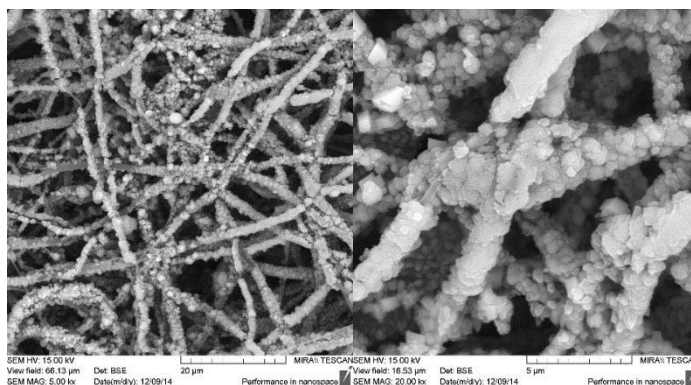


Рис.1. СЭМ изображения полимерных волокон, покрытых пористым CaCO_3

Были проведены испытания на растяжение образцов материала ПКЛ/ CaCO_3 . Результаты испытаний приведены в Таблице 1, диаграммы напряжения приведены на рисунке 2.

Таблица 1. Результаты испытаний на растяжение образцов ПКЛ/ CaCO_3

№ 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

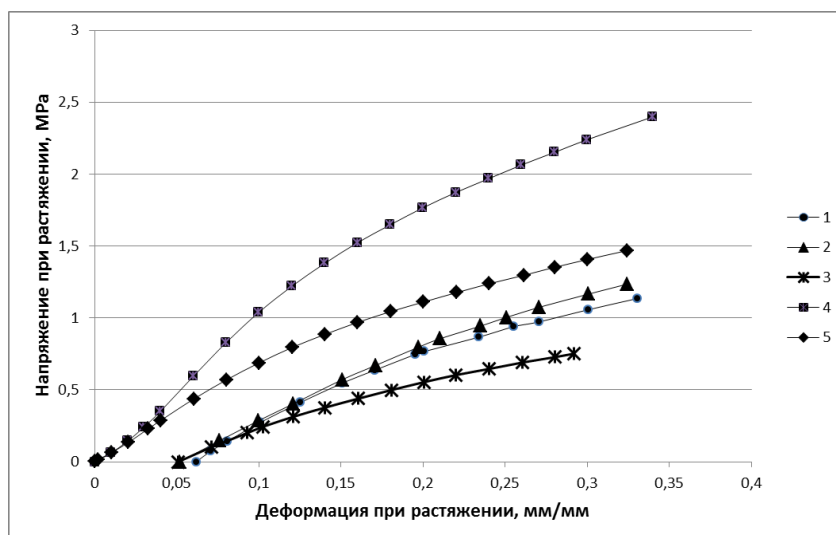


Рис.2. Результаты испытаний на растяжение образцов ПКЛ/ CaCO_3

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

МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ МАНЖЕТЫ ИСКУССТВЕННОГО АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА

Скрипаченко К.К., Голядкина А.А., Пичхидзе С.Я.*

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

**Саратовский государственный технический университет им. Гагарина Ю.А., Россия*

E-mail: kseniya.scripachenko@mail.ru

Аннотация: В работе представлена технология модифицирования поверхности манжеты аортального клапана с целью повышения её адгезионных характеристик. Разработан новый способ крепления клапана и сосуда за счет процесса совулканизации. При изготовлении манжеты используется фторлон-4. Данный вид материала является биосовместимым и имеет широкое применение в качестве тканого материала при изготовлении протезов. Для проведения модификации поверхности манжеты клапана применяется магнетронное распыление алюминия.

Ключевые слова: сополимеризация, фторполимер, магнетронное напыление, адгезия.

Keywords: homopolymerization, fluoropolymers, magnetron sputtering, adhesion.

Искусственные клапаны сердца (ИКС) являются одним из уникальных и сложных устройств, применяемых в кардиохирургии. На протяжении полувека идет постоянная работа по усовершенствованию конструкций ИКС для достижения качества материалов и сходства протезов с естественными клапанами сердца.

Манжеты ИКС, трубки сосудов и многое другое выполняют из фторопластов (фторопласт-4, 4Д, фторлон-4) или каучуков (СКФ-26, СКФ-264 и др.). Фторлон-4 (Ф-42) – фторполимер, который широко применяется в медицине [1], характеризуется высокой термостабильностью, но низкой адгезией к большинству материалов.

Для проведения исследований были выбраны образцы фторсодержащей резины 420-264В/5 на основе СКФ-264В/5 и ткань фторлон-4. В качестве способа повышения адгезионных свойств поверхностей образцов предлагается модификация поверхности методом магнетронного напыления (МН) тонкой плёнки алюминия. Алюминий на образцы из резины и Ф-42 наносился с помощью магнетронно-распылительной системы на основе вакуумного универсального поста ВУП-4. В качестве ионообразующего газа применялся высокочистый аргон. Распыление проводилось при давлении газа порядка 10.7 Па, разности потенциалов между катодом и анодом составило 600 В, скорость роста пленки металла достигала 1.66 нм/с. Соединение образцов осуществлялась путем совулканизации при 170⁰С, в течение 5 – 6 минут.

Проведенная инфракрасная спектроскопия (ИК спектры) образцов с модифицированной поверхностью выявила полосы поглощения при 713, 881 и 1181 см⁻¹,

что согласно литературным данным соответствует аморфному фториду алюминия [2,3].

Адгезионная прочность соединений образцов из фторсодержащей резины 420-264В/5 и Ф-42, а также с нанесенным на поверхность слоем алюминия определялась методом межслоевого расслаивания [4] на универсальной испытательной машине ИР 5082-100. Как показали результаты исследований, предлагаемый способ обработки поверхности образцов позволяет повысить прочность соединения «резина – фторлона-4» примерно в два раза. Адгезионная прочность при этом возрастает за счет процесса дефторирования (табл. 1).

Таблица 1. Прочность связи при расслоении «резина – фторлон-4»

№	Резина 420-264В/5	Прочность при расслоении, Н/см	
		Ткань фторлон-4	
		немодифицированная	модифицированная алюминием
1	исходная	-	2,1
2	+ алюминий (МН)	2,2	3,8

Примечание: «—» значение прочности при расслоении менее 1 Н/см.

Выводы: в исследовании определена адгезионная прочность при расслоении фторсодержащей резины 420-264В/5 и ткани фторлон-4. Возрастание прочности адгезии при расслоении достигается обработкой поверхности фторлона-4 магнетронным нанесением алюминия. Увеличение прочности адгезии связано с дефторированием поверхности полимера и снижением его инертности при сополимеризации с фторсодержащей резиной. Данный способ соединения фторполимеров позволит усовершенствовать технологию изготовления искусственного аортального клапаносодержащего сосуда.

Литература:

1. Бокерия Л. А. Хирургия сердца и сосудов в РФ / Л. А. Бокерия, Р. Г. Гудкова. – Москва, 1998. – 58 с.
2. Gross U., Rudiger S. et al. //J. Phys. Chem. A. – 2007. – Vol. 111. No. 26. – P. 5813.
3. Скрипаченко К.К., Гринёв В.С., Захаревич А.М., Таганова В.А., А.И. Шумилин, Пичхидзе С.Я. Повышение адгезионных характеристик поверхности фторлона-4 методом магнетронного напыления алюминия // «Письма в «Журнал Технической физики»» . – 2015. (в печати).
4. ГОСТ 6768-75. Резина и прорезиненная ткань. Метод определения прочности связи между слоями при расслоении. – М.: ИПК изд-во стандартов. – 6с.

БИОМЕХАНИКА В СТОМАТОЛОГИИ

СПОСОБЫ ПЕРЕНОСА МОДЕЛЕЙ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В АРТИКУЛЯТОР В ЗАВИСИМОСТИ ОТ АНАТОМИЧЕСКИХ ОРИЕНТИРОВ

Бизяев А.А., Коннов В.В., Пылаев Э.В., Коннов С.В.

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

E-mail: kum1@inbox.ru

Аннотация: Анатомические ориентиры и плоскости черепа являются основными посредниками в переносе положения гипсовой модели верхней челюсти в артикулятор. Одна из особенностей конструирования артикуляционной системы связана со способом установки моделей челюстей в пространстве между рамами артикулятора. Основная особенность конструкции артикулятора связана со способом установки моделей челюстей в пространстве между рамами артикулятора.

Ключевые слова: артикулятор, анатомические ориентиры.

Keywords: articulator, anatomical landmarks.

Анатомические ориентиры и плоскости черепа являются основными посредниками в переносе положения гипсовой модели верхней челюсти в артикулятор. Стабильность таких ориентиров обуславливает возможность четкого стандартизированного переноса истинного пространственного расположения верхней челюсти в межрамочное пространство артикулятора, что, в свою очередь, является основой для адекватного инструментального анализа и протетической реабилитации [1].

Одна из особенностей конструирования артикуляционной системы связана со способом установки моделей челюстей в пространстве между рамами артикулятора. Безусловно, что положение модели верхней челюсти в артикуляторе должно отражать истинное ее положение в черепе по сагитали, горизонтали и во фронтальной плоскости. Таким образом формируется полная картина для доктора и техника, как нужно восстанавливать зубные ряды при полной реконструкции полости рта или при полном съемном протезировании [2, 3].

Следующая особенность конструкции артикулятора связана со способом установки моделей челюстей в пространстве между рамами артикулятора, может быть проведено несколькими способами:

1. с помощью резиновой полоски на уровне протетической плоскости, которая укрепляется в специальных выемках на артикуляторе. К резиновой полоске подводится нижняя модель так, чтобы резцовая срединная точка и дистальные щечные бугорки вторых нижних моляров были на уровне полоски.

2. с помощью столика, который устанавливается к нижней раме артикулятора. На столике ориентируется по отметкам верхняя модель, которая гипсуется к верхней раме артикулятора.
3. посредством балансира («фундаментные весы»), который имеет треугольный выступ для срединной точки между нижними центральными резцами и две плоскости («крылья»), нижняя поверхность которых устанавливается симметрично справа и слева в контакт с дистально-щечными буграми нижних вторых моляров.
4. с помощью лицевой дуги. Данный способ определения положения верхней челюсти является наиболее распространенным. Проблема, связанная с использованием этого метода, состоит в том, что в результате асимметрии лица и положения слуховых каналов определение окклюзионной плоскости носит очень субъективный характер. При дисфункции ВНЧС в результате смещения диска, положение слухового канала на пораженной стороне может отличаться от положения слухового канала на здоровой стороне.
5. перенос модели верхней челюсти в артикулятор относительно НР-плоскости.

В настоящее время широко обсуждается применение НР-плоскости в ортопедической стоматологии и ортодонтии. Использование стационарных внутриротовых ориентиров НР-плоскости (Hamulus — Incisive Papilla / крючок крыловидного отростка клиновидной кости — межрезцовый сосочек) позволяет установить модель верхней челюсти в межрамном пространстве артикулятора без лицевой дуги, но при помощи LVI – столика.

Методика проста в использовании, но не лишена недостатков так как не всегда удается проснять крылочелюстные выемки на всю их глубину, а при широко открытом рте крылочелюстные складки напряжены и сглаживают контуры указанных выемок, что приводит к изменению положения модели верхней челюсти. Так же исключение составляют пациенты имеющие черепно-лицевые деформации или межрезцовый сосочек/крылочелюстные выемки отсутствуют из-за травмы или хирургического вмешательства.

Литература:

1. Диккерсон Б. Точный перенос положения верхней челюсти в артикулятор по сагиттальной и горизонтальной плоскостям // Дентал Калейдоскоп. – 2007. – № 4. – С. 12-18.
2. Гайворонский И.В., Жулев Е.Н., Богатова Е.А. и др. Обоснование целесообразности использования НР-плоскости в стоматологии // Курский научно-практический вестник "Человек и его здоровье". – 2012. – № 4. – С. 40 – 43.
3. Афанасов М.В., Бизяев А.А., Коннов В.В. и др. Оценка функционального статуса пациентов с включенными дефектами верхнего зубного ряда // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. Т. 9, № 3. – С. 364 – 366.

ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ

Доль А.В., Иванов Д.В., Смирнов Д.А.*

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

**Стоматологическая клиника «Ваш доктор», Саратов, Россия*

E-mail: dzero@pisem.net

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. Данная работа посвящена методике оптимизации процесса имплантации, позволяющей повысить качество хирургического лечения.

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

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

Введение

По статистике 9 из 10 людей старше 40 лет нуждаются в дентальной имплантации, то есть имеют как минимум один утраченный зуб. Поэтому такой тип хирургических операций в области стоматологии является на сегодняшний день одним из наиболее распространенных и востребованных. При этом на срок функционирования имплантатов влияет как общее состояние тканей полости рта пациента, так и качество подготовки и проведения хирургической операции.

В 10% случаев после проведения операции по имплантации пациентам приходится возвращаться в клинику для повторной операции. Нередко дополнительное хирургическое вмешательство требуется и на подготовительном этапе.

Таким образом, необходимо оптимизировать процесс хирургического лечения с целью повышения качества предоставляемых медицинских услуг. Это позволяют сделать современные биомеханические и математические подходы, а также методы трехмерного моделирования и конечно-элементных расчетов.

Материалы и методы

Выбор положения имплантата с биомеханической точки зрения может осуществляться посредством метода конечных элементов [2], который позволяет рассчитать всю систему «кость-имплантат-протез» при действии на нее жевательных нагрузок и оптимизировать положение конструкции таким образом, чтобы ни в кости,

ни в устанавливаемых элементах не возникали зоны концентрации высоких напряжений, которые могут приводить к разрушению в процессе эксплуатации.

Предлагаемая методика, помимо этапа численных расчетов, предполагает создание пластиковых стоматологических шаблонов, позволяющих хирургу в процессе операции осуществлять установку имплантата именно в ту точку и под тем углом, которые были определены на стадии подготовки.

Таким образом, методика будет включать в себя следующие этапы:

1. обработка компьютерной томограммы челюсти пациента и построение точной индивидуализированной трехмерной модели [1];
2. определение механических свойств костной ткани по шкале Хаунсфилда (оттенки серого цвета на КТ);
3. проведение ряда расчетов методом конечных элементов с целью определения оптимального с механической точки зрения положения имплантата;
4. создание стоматологического шаблона, который будет использоваться хирургом непосредственно в процессе операции.

Заключение

Такой комплексный подход к планированию хирургического лечения позволит снизить риск послеоперационных осложнений и необходимости повторных операций, а также существенно повысит качество оказываемых медицинских услуг.

Работа выполнена при финансовой поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере (У.М.Н.И.К.).

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. 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.

КОНУСНО-ЛУЧЕВАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ В РЕШЕНИИ ЗАДАЧ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ

Кобец А.В.

*Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия
E-mail: alina22_1988@mail.ru*

Аннотация: Работа освещает особенности применения рентгенологических методик в сравнении с конусно – лучевой и мультиспиральной компьютерной томографии в ортодонтической практике.

Ключевые слова: ортодонтия, компьютерная томография, рентгенологическое исследование.

Keywords: Orthodontics, computed tomography, X-ray examination.

Актуальность работы: Клинико-рентгеногическая оценка состояния ЗЧС у ортодонтических пациентов является частью составления плана лечения. Точная рентгенологическая визуализация является необходимым требованием для постановки диагноза, планирования и мониторингового этапа лечения. В современной стоматологии детского возраста роль мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) и конусно-лучевой томографии (КЛТ) неуклонно возрастает. Этому способствовали значительные достижения науки, а также прогресс в развитии рентгеновской и компьютерной техники.

Цель работы: изучить особенности использования компьютерной томографии в ортодонтической практике.

Материалы и методы: До настоящего времени для решения задач ортодонтического лечения использовались традиционные рентгенологические методы: прицельная контактная (периапикальная) рентгенография, окклюзионная рентгенография (в прикус), прицельная рентгенография нижней челюсти в боковом положении по правилу изометрической проекции. Ограничение данных методик является не точность истинных размеров за счет проекционных геометрических и линейных искажений, суммация исследуемых структур. Телерентгенография в прямой и боковой проекциях показывает форму и строение черепа и лицевого скелета, позволяет определить различные возможности расположения в нем челюстей, степень их развития, зависимость между зубочелюстными аномалиями и анатомическими вариантами строения черепа, расположение мягких тканей и соотношение их с лицевым скелетом, а также локализацию аномалии в лицевом скелете. В сложных диагностических случаях появилась возможность выполнения МСКТ. Ограничением к использованию МСКТ является высокая лучевая нагрузка, что не всегда позволяет её

применять у пациентов детского возраста, особенно неоднократно для динамического контроля ортодонтического лечения. Кроме того, ортодонтическое лечение часто связано с установкой металлических конструкций, которые дают артефакты на изображении с потерей диагностической информации. Появление КЛКТ позволила взять все преимущества рентгенологических методик исследования, заменить МСКТ, при этом значительно снизив лучевую нагрузку. Современные доступные конусно – лучевые компьютерные томографы имеют дозу облучения 87- 206 мкЗв при полном сканировании челюстно – лицевой области. Таким образом, сравнивая общую дозу облучения пациента при использовании традиционных методов рентгенографии, применимых в ортодонтической практике (панорамная рентгенография 14,2 – 24,3 мкЗв, ТРГ – 10,4мкЗв, серия внутриротовых снимков всех зубов 13 – 100 мкЗв), с КЛКТ, можно резюмировать что доза облучения при КЛКТ аналогична или незначительно выше таковой при традиционных рентгенологических методах.

Выводы: таким образом применение конусно-лучевой компьютерной томографии, дает возможность провести необходимую диагностику планирование и контроль проведенного ортодонтического лечения.

Литература:

1. Kapina S., Conled R.S., Harrell W.E The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics // Journal «Dentomaxillofacial Radiology» X- RAY ART. – 2013. – №2 (01).– P.60-61
2. Фанакин В.А., Бутюгин И.А., Батанова Е.А. Конусно – лучевая компьютерная томография в детской стоматологии // Проблемы стоматологии. – 2014. – № 4. – С.5 – 10.
3. Черепанова А.А., Манашев Г.Г., Кан В.В. Современные методы лучевой диагностики в ортодонтии // Сибирский медицинский журнал. – 2010. – Т.25, №3-2. – С.47 – 48.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ УДАРНОГО ИМПУЛЬСА И РЕГИСТРАЦИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ В КЛИНИКЕ СТОМАТОЛОГИИ

Кочетова М.С.

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

E-mail: pishi_mne_kms@mail.ru

Аннотация: В период сменного прикуса происходит множество изменений в зубочелюстнолицевой области, в том числе изменения в тканях, окружающих зубы. Для определения устойчивости тканей пародонта к нагрузке в стоматологии используют прибор периотест, действие которого основано на использовании механизма ударного импульса.

Ключевые слова: ортодонтия, периотестометрия, ударный импульс.

Keywords: orthodontics, pericentromere, impact pulse.

При проведении лечения детей с патологией челюстно-лицевой области в период смены зубов необходимо учитывать функциональные и морфологические особенности органов полости рта. В течение этого времени отмечается рост лицевой части черепа, зависящий от прорезывания постоянных зубов [1]. В период прорезывания развивающиеся зубы совершают продельывают в челюсти значительный путь, во время которого наблюдаются: изменения тканей, окружающих зуб; развитие корня зуба; перестройка альвеолярной кости; развитие и перестройка пародонта [2]. Важным параметром в прогнозировании возникновения изменений в пародонте, а также в диагностике начальных симптомов заболеваний имеет определение функционального состояния пародонта, т.е. устойчивости зубов [3]. Для оценки выносливости опорных тканей зубов к горизонтальной нагрузке применяют метод определения фиксирующей способности пародонта – периотестометрию, действующий на основе ударного импульса, который предназначен для получения объективной информации о выносливости опорных тканей зубов к горизонтальной нагрузке [5].

К группе импульсных методов измерения подвижности зубов относится широко используемый аппарат для определения подвижности зубов – Periotest. Прибор "Периотест" фирмы "Siemens" состоит из двух частей: приборного блока компьютерного анализатора и наконечника, соединенных между собой кабелем [4]. Компьютерный анализатор имеет микросхемное строение, снабжен источником питания, четырьмя микропроцессорами, логическими схемами сравнения. Результаты измерения выдаются в виде цифровой информации на дисплее и сопровождаются звуковым сигналом. Два микропроцессора служат для обработки информации, третий – содержит программу управления, в четвертый заложена речевая программа.

Программа аппарата предусматривает автоматическое перкутирование 16 раз (4 раза со скоростью 4 удара в секунду). Рабочим элементом в наконечнике является боек, включающий пьезоэлемент, работающий в двух режимах – генераторном и приемном. В зависимости от состояния периодонта отраженный сигнал существенно изменяется. Чем выше эластичность волокон периодонта, тем выше демпфирующие свойства периодонтального связочного аппарата и тем меньше будет время воздействия бойка с зубом, тем ниже показатели "Периотеста" и меньше подвижность зуба [6]. По значению подвижности зуба оценивают выносливость опорных тканей зуба к нагрузке. Прибор регистрирует характеристики взаимодействия бойка с зубом, рассчитывает характеристику свойств периодонта за 16 ударов, контролирует правильность полученных результатов, которые после каждой серии ударов отображаются в виде индекса.

Таким образом, высокая информативность, точность измерения, простота применения, неинвазивность периотестометрии являются ведущими факторами для ее выбора при исследовании выносливости к горизонтальной нагрузке опорных тканей зубов.

Литература:

1. Персин Л.С., Елизарова В.М., Дьякова С.В. Стоматология детского возраста, 5-е издание, М.: - Медицина, 2003.- 640с.
2. Proffit W.R, Frazier S.A Mechanism and control of tooth eruption: overview and clinical implications // Orthod Craniofac Res. – 2009. – № 12:59. –P.66
3. Слабковская А. Б., Панкратова Н. В., Стронская В.А. Характеристика функционального состояния пародонта по данным периотестометрии у пациентов с сужением зубных рядов// Вестн. Стоматол. – 1995. Книга 1. –С. 81–82.
4. Schulte W., d’Hoedt B., Lucas M. et al. Periotest for measuring periodontal characteristic – correlation with periodontal bone loss // J. Periodont Res. – 1992. –№27. – P. 184–190.
5. Ziegler A., Keilig L., Kavarizadeh A. et al. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth // Eur. J. Orthodont. – 2005. – №27. – P.333– 339.
6. Гинали Н.В. Периотестометрия: методика,показания,анализ результатов. Уч.мед.пособие. – Смоленск, 2000. – 16с.

БИОФИЗИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ КОНСТРУИРОВАНИЯ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ ПРИ ПОЛНОМ ОТСУТСТВИИ ЗУБОВ

Прошин А.Г., Киларджиева Е.Б.

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

E-mail: Universalgirl1993@mail.ru

Аннотация: Оклюзионные силы оказывают влияние на сфено-базиллярное и краниосакральные движения и другие компонент ЦНС. Благодаря им поддерживаются гармония и гомеостаз. Неправильно направленные окклюзионные силы оказывают отрицательное влияние на нейрофизиологические механизмы. Во избежание этого в определении центрального соотношения челюстей целесообразно использовать метод фиксации центральной окклюзии Гельфанда –Катца.

Ключевые слова: биофизика, съемные протезы, метод Гельфанда –Катца.

Keywords: biophysics, dentures, the method of Gelfand –Kattsa.

Движения нижней челюсти происходят в результате сложного взаимодействия жевательных мышц, височно-нижнечелюстных суставов и зубов, координированного и контролируемого центральной нервной системой. Рефлекторные и произвольные движения нижней челюсти регулируются нервно-мышечным аппаратом. Нижняя челюсть совершает движения в трех направлениях: вертикальном, сагиттальном и трансверзальном, при этом любое движение происходит при одновременном скольжении и вращении головок нижней челюсти.

Оклюзионные силы оказывают прямое влияние на сфено-базиллярное и краниосакральные движения, а также на циркуляцию цереброспинальной жидкости, омывающей головной и спинной мозг, внутрикраниальный ток крови и другие компоненты ЦНС. Пространственное расположение окклюзионной плоскости задает направление сил, развиваемым в пространстве черепа во время жевания, глотания и стискивания зубов. А направление окклюзионных сил, в свою очередь, оказывает воздействие на движение костей черепа, краниосакральный механизм, головной мозг и другие компоненты ЦНС. Если окклюзионная плоскость имеет оптимальное пространственное расположение относительно сфено-базиллярного синхондроза, то векторы сил, развиваемых мышцами при закрывании рта, симметричны, сбалансированы и направлены в центр черепа. Это стимулирует краниальное движение и создает предпосылки для гармоничного функционирования краниосакрального механизма и отделов ЦНС.

Таким образом поддерживаются гармония и гомеостаз, а также здоровье организма в целом. Передача нагрузки через ВНЧС Нагрузка на структуры ВНЧС

является нормой. Она обусловлена постоянным напряжением жевательных мышц. Мышечное напряжение прижимает суставные головки к суставным дискам и скатам суставных бугорков. Если окклюзионная плоскость ровная, если нижняя челюсть, суставные диски и головки суставов имеют оптимальное положение и вся нейромышечная система находится в состоянии гармонии, то нагрузка на ВНЧС оптимальна и сбалансирована. Следовательно оказываются сбалансированными и силы, развиваемые в пределах височно-нижнечелюстных суставов и передающиеся на височные кости и другие кости черепа. Наблюдаются гармония и гомеостаз в краниосакральном механизме.

Неправильно направленные окклюзионные силы могут оказывать отрицательное влияние на нейрофизиологические механизмы. При неправильном пространственном расположении окклюзионной плоскости относительно сфено-базилярного синхондроза, векторы окклюзионных сил будут иметь неправильное направление относительно основания черепа, что приведет к развитию патологии, замедлению краниального движения, а также к отрицательному воздействию на интракраниальный ток крови и циркуляцию цереброспинальной жидкости, омывающей мозг, на функции мозга, краниосакральный механизм и работу ЦНС. Искажение окклюзионной плоскости может стать одной из причин бокового изгиба, ротации и перекашивания сфено-базилярного синхондроза, что не может не отразиться на его функциях. Такая несбалансированная нагрузка отрицательно влияет на общее здоровье организма. Таким образом не качественно воспроизведенные окклюзионные взаимоотношения негативно влияют на соотношение элементов ВНЧС и уменьшение кривизны окклюзионной плоскости вызывают изменения в суставе.

Поскольку диск раздавливается, а головка нижней челюсти уплощается при открывании рта происходит скольжение кпереди вместе с диском. Если линии, проходящие между симметричными скелетными структурами, не параллельны между собой и не перпендикулярны гравитационной оси, то в организме наблюдается дисбаланс. Метод определения центральной окклюзии восковыми шаблонами с валиками является классическим, и он широко применяется в клинике зубного протезирования. Однако этот метод имеет недостатки, применение его влечет за собой часто ошибки. Ошибки главным образом связаны с тем, что при резко выраженной атрофии альвеолярного отростка и тем более при полном его отсутствии восковые шаблоны с прикусными валиками не имеют устойчивости на челюстях и смещаются во

время манипуляций, связанных с определением горизонтального (центрального) соотношения челюстей. Кроме того, малейшее несоответствие в высоте правой и левой сторон валика или неравномерный нажим пальцев врача на левую или правую его сторону вызывает рефлекторно смещение нижней челюсти в сторону большего давления. Не исключена возможность и деформации восковых валиков под влиянием температуры полости рта. Наконец, необходимость удержания шаблонов на челюстях руками врача тоже приводит к частым ошибкам. Для устранения указанных недочетов и достижения более точных результатов в определении центрального соотношения челюстей целесообразно использовать метод фиксации центральной окклюзии Гельфанда –Катца.

Методика получения индивидуальных окклюзионных кривых заключается в припасовывании восковых прикусных валиков с формированием на них сагитальной и трансверзальных кривых с учетом феномена Кристенсена. Мы, как сторонники методики получения индивидуальных окклюзионных кривых основным достоинством ее считают использование жевательного аппарата в качестве естественного артикулятора. Данный метод позволяет индивидуализировать биофизические характеристики зубо-челюстной системы и свести к минимуму краниальные последствия.

Литература:

1. Копейкин В.Н. Ортопедическая стоматология 2-е изд., доп. - М.: Медицина, 2001. - 622 с.
2. Трезубов В.Н., Штейнгарт М.З., Мишнёв Л.М. Ортопедическая стоматология 2-е изд., доп. - М.: Медицина, 2001. - 700 с.

ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ К ПОСТРОЕНИЮ 3D МОДЕЛИ ЧЕЛЮСТИ

Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В.

Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия

**Стоматологическая клиника «Ваш доктор», Саратов, Россия*

E-mail: dzero@pisem.net

Аннотация: Для биомеханического анализа стоматологических имплантатов необходимо создание трехмерных персонифицированных моделей костей челюсти. Этот вопрос предполагает использование данных компьютерной томографии и обработку изображений в системах автоматизированного проектирования. В данной работе описан один из подходов к построению трехмерных персонифицированных моделей челюсти человека. В результате обработки изображений компьютерной томографии при исследовании костной ткани может быть создана ее биомеханическая модель. Для достижения поставленной цели возможно использование различных методов компьютерного дизайна и трехмерного моделирования.

Ключевые слова: компьютерная томография, CAD комплекс, математическая модель, напряженно-деформируемое состояние.

Keywords: computed tomography, CAD system, mathematical model, stress-strain state.

Современная медицина неразрывно связана с внедрением в практику эффективных и максимально информативных достижений в диагностике заболеваний. В частности, выявление патологии костной ткани в полном объеме возможно при использовании компьютерной томографии. Данный метод является на сегодняшний день доступным, и все большее количество клиницистов используют его при выявлении различных нозологических форм и планировании лечения.

Построение объемной модели, несомненно, дает преимущество перед плоскостным изображением. Но помимо простой визуализации костного объема возникает необходимость создания расчетной биомеханической модели, на основе которой возможна реализация задачи приложения к кости нагрузки и определении возникающих в ней деформаций и напряжений.

На сегодняшний день биомеханику невозможно представить без математического и компьютерного моделирования. Компьютеры и кластеры с установленными на них мощными программными продуктами позволяют провести анализ процессов, происходящих в организме человека, выполнить виртуальную операцию и подобрать оптимальный размер имплантата или эндопротеза [1, 2].

Для построения геометрических моделей биологических объектов, как правило, применяют две методики. Первая основана на использовании CAD систем

типа SolidWorks, а вторая – специализированного программного обеспечения для обработки томограмм Mimics [3]. Создание модели происходит по результатам томографических исследований в варианте мультипланарного сканирования исследуемого объекта.

При использовании программы Mimics файлы срезов обрабатывают в полуавтоматическом режиме. Программа позволяет выделять нужные области на изображениях томограмм в соответствии с их цветом (оттенком серого). Каждому цвету на томограмме соответствует определенное значение плотности ткани или органа человека. Следовательно, выбрав интервал плотности, можно выделить требуемую ткань или орган человека.

Если использовать CAD систему автоматизированного проектирования типа SolidWorks, то изображения поперечных срезов поочередно загружаются в программу, и оператор вручную обводит нужные контуры и создает плоские эскизы. Полученная совокупность эскизов используется для создания трехмерной солидной модели исследуемого объекта.

И в первом, и во втором случае построение модели невозможно без устранения артефактов, шероховатостей и неровностей рельефа.

Если рассматривать эти два метода с точки зрения пригодности построенной геометрической модели для выполнения численных расчетов и моделирования методом конечных элементов, то второй способ является более предпочтительным, так как при его использовании на выходе получается трехмерная геометрическая модель исследуемого объекта, которая состоит из объема, поверхностей его ограничивающих, линий и точек. Только в такой конфигурации трехмерная компьютерная геометрическая модель оказывается удобной для дальнейшей обработки, редактирования, постановки граничных условий и создания вычислительной сетки.

В случае, когда для создания геометрии объекта применяют программу Mimics, получают либо совокупность узлов вычислительной сетки, либо совокупность поверхностей, ограничивающих объект. Оба эти варианта оказываются неудобными как для задания граничных условий, так и для создания конечно-элементной сетки.

Моделирование в любом конечно-элементном программном комплексе проводится по стандартной схеме. Алгоритм решения задачи методом конечных элементов состоит из выбора математической модели, когда подразумевается необходимость выбора соответствующего конечного элемента или требуется задать

дифференциальные уравнения, описывающие исследуемый процесс, создания или импорта геометрической модели, ввода свойств материалов, граничных и начальных условий и параметров, разбиения модели на конечно-элементную сетку, решения и обработки полученных результатов.

Поставленной нами задачей являлась построение точной геометрической модели кости с использованием различных CAD систем. Другими словами, была построена модель одного и того же участка нижней челюсти двумя различными способами в программных комплексах Mimics и SolidWorks и осуществлено совмещение полученных моделей. В качестве контрольной использовалась построенная модель в Mimics, как общепризнанную при создании трехмерных изображений биологических объектов.

Для построения модели участка нижней челюсти с помощью Mimics в программу были загружены изображения, полученные с помощью компьютерной томографии. Далее выделялись интересующие области костной ткани с помощью задания определенного диапазона серого цвета на томограмме. В полученном трехмерном изображении вычитались все незначимые элементы, и модель сохранялась в формате STL, а сохраненный файл с расширением «.stl» импортировался в программный пакет SolidWorks (рис. 1).

В созданную деталь добавлялась компьютерная геометрическая модель этого же участка костной ткани челюсти, построенная по срезам вручную в SolidWorks. Стандартными средствами программы два твердых тела перемещались так, чтобы совместить их нижние и верхние точки, а также область подбородочного отверстия. В результате получили практически точное их соответствие (рис. 2). Это позволяет нам использовать методику построения в CAD комплексе типа SolidWorks для создания математической расчетной системы.

Однако, необходимо отметить некоторые сложности, с которыми мы столкнулись при построении модели в программе Mimics. Программа подразумевает использование компьютерной томограммы в виде набора файлов с расширением «dicom» (.dcm). В ряде случаев вместо папки с указанными файлами томограммы были получены в виде совокупности файлов с другими расширениями или в виде единого файла «dicom». В таком виде обработка томограмм в комплексе Mimics не представлялась возможной.

При моделировании в программе SolidWorks подобные ситуации исключены, так как необходимым условием построения компьютерной геометрической модели была возможность просматривать изображения в стандартной программе-визуализаторе, а не исходный тип файлов.

Таким образом, построение индивидуализированной модели позволяет не только проанализировать ее геометрические особенности, но и исследовать напряженно-деформированное состояние созданной системы и дать прогноз поведения составляющих ее структур при воздействии нагрузок.



Рис.1. Модель нижней челюсти, построенная в программном комплексе Mimics



Рис.2. Совмещение модели, созданной в SolidWorks (серый цвет) с моделью, созданной в Mimics (синий цвет)

Работа выполнена при финансовой поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере (У.М.Н.И.К.).

Литература:

1. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии: Монография.-Х.: Изд-во «Форт», 2010.-468с.
2. Чуйко А.Н., Калиновский Д.К., Левандовский Р.А., Грибов Д.А. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии с использованием комплекса Mimics-Ansys. // Дентал Юг.- 2012, № 5-С.8-12.
3. Mimics [Электронный ресурс]. – Belgium: Materialise, 2009. – Режим доступа <http://www.materialise.com/materialise/view/en/2408037>, свободный. – Загл. с экрана.

ИМЕННОЙ УКАЗАТЕЛЬ

Al-Alwani A.J.K.	95	Демидова И.И.	85
Glukhova O.E.	111	Добдин С.Ю.	86
Glukhovskoy E.G.	95	Доль А.В.	129, 138
Gorbachev I.A.	95	Доль Е.С.	11
		Донник А.М.	15, 103,
		Другакова Ю.С.	48, 52, 83
Kosolapova K.I.	95		
Lukyanova V.O.	95	Ермаков А.В.	109
Prytkova T.R.	111	Жарков О.А.	17
Shtykov S.N.	95	Зайцева Т.А.	17
Shunaev V.V.	111	Зубкова Е.С.	72
		Зудина И.В.	121
		Зуев П.П.	19
Абалымов А.А.	97		
Акулич Ю.В.	46	Иванов Д.В.	11, 19, 21, 54, 129, 138
Албутов А.С.	64	Ивченкова А.В.	88
Андреев Д.А.	114		
Андреев П.С.	38	Калинин А.А.	118
		Каравайкин П.А.	58, 60, 66
Бабицева Т.С.		Киларджиева Е.Б.	135
Банникова А.В.	99	Киреев В.С.	30, 75
Барабаш А.П.	19, 21	Киреев С.И.	28, 35
Барабаш Ю.А.	19, 21	Кириллова И.В.	15, 64, 77, 107
Бардик В.Ю.	99	Киченко А.А.	33
Басенкова Е.В.	48, 52, 91	Клецов А.А.	97
Белая Е.А.	79, 83, 91	Кобец А.В.	131
Белов Ю.В.	58, 60, 66	Колесникова А.С.	101
Белова В.А.	81	Комаров Р.Н.	58, 60, 66
Белова Ю.А.	79	Коннов В.В.	127
Бескровная А.А.	5	Коннов С.В.	127
Бескровный А.С.	9	Коноплев Ю.Г.	38, 40
Бизяев А.А.	127	Королович В.Ф.	99
Бычков В.Г.	83, 91	Коссович Е.Л.	103, 107
		Коссович Л.Ю.	15, 93, 103, 107, 118
Видяшева И.В.	97, 123	Кочетова М.С.	133
		Кузьяев Т.Р.	44
Гегель Н.О.	116	Кулиев Н.Х.	114
Глухова О.Е.	101	Курманов А.Г.	28
Глуховской Е.Г.	103, 105, 109	Кучапин А.В.	28
Голядкина А.А.	28, 50, 70, 116, 123, 125		
Горбачев И.А.	109	Левченко К.К.	35
Горин Д.А.	123	Лукьянова В.	103
Гришина О.А.	99	Любунь Г.П.	120

Мазуренко А.В.	40	Сабанеев Н.А.	42
Мазуренко Е.А.	52, 64, 77	Савельева М.С.	123
Малинкина О.Н.	121	Савостьянов Г.В.	101
Маслов Л.Б.	42	Сафонов Р.А.	103, 107
Митрайкин В.И.	17	Саченков О.А.	38, 40
Мищенко Д.Н.	72	Семенова Ю.И.	48, 83, 91
Морозов К.М.	66	Симкин Я.В.	75
Мурылев В.В.	58, 60, 66, 77	Скрипаль А.В.	86
		Скрипаченко К.К.	125
Недорезов П.Ф.	70	Смирнов Д.А.	129, 138
Номеровская Е.А.	35, 50, 75	Суздальцев С.Е.	62, 64, 77
Норкин И.А.	19	Сусликов А.А.	44, 62, 83
Няшин Ю.И.	33	Сухоруков Г.Б.	123
Парахонский Б.В.	123	Тверье В.М.	33
Переверзев Я.Е.	105		
Пиляев П.П.	68	Урусова А.И.	114
Пичхидзе С.Я.	125	Усанов Д.А.	86
Погорелова Ю.С.	30	Усанова Т.Б.	86
Полиенко А.В.	28, 44, 50, 66, 70, 116		
Поляев В.О.	48	Хайдарова Л.Р.	50, 93
Попов А.В.	44	Хасанов Р.Ф.	38
Потапов Д.Ю.	79		
Прошин А.Г.	135	Шевцова М.С.	107
Пылаев Э.В.	127	Шиповская А.Б.	116, 121
		Шмыгин Д.С.	101
Рзаев В.	72	Шулятьев А.Ф.	46
Ромакина Н.А.	30		
		Челнокова Н.О.	44, 50, 58, 60, 62, 66
		Чумаков А.С.	109

СОДЕРЖАНИЕ

БИОМЕХАНИКА ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

Бескровная А.А. Использование расширяющихся интрамедуллярных стержней при переломах нижних конечностей: обзор клинических результатов	5
Бескровный А.С. Обзор экспериментальных методов биомеханического исследования позвоночника человека	9
Доль Е.С., Иванов Д.В. Моделирование поясничного отдела позвоночника методом конечных элементов	11
Донник А.М., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Биомеханический анализ пояснично-крестцового отдела позвоночника	15
Зайцева Т.А., Жарков О.А., Митряйкин В.И. Применение спирального компьютерного томографа для задач биомеханики тазобедренного сустава	17
Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А., Иванов Д.В., Зуев П.П. Эффективность применения стержней для интрамедуллярного остеосинтеза при диафизарных переломах бедренной кости	19
Иванов Д.В., Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Сравнительный анализ жесткости фиксации отломков бедренной кости при интрамедуллярном остеосинтезе стержнями <i>fixion</i> и <i>chm</i>	21
Киреев С.И., Голядкина А.А., Полиенко А.В., Кучапин А.В., Курманов А.Г. Моделирование биомеханических условий при хирургическом лечении деформаций стоп	28
Киреев В.С., Ромакина Н.А., Погорелова Ю.С. Роль биомеханического обследования в оценке функционального статуса пациентов после эндопротезирования крупных суставов	30
Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И. Биомеханическое моделирование поведения губчатой костной ткани под нагрузкой	33
Номеровская Е.А., Левченко К.К., Киреев С.И. Моделирование двигательных функций элементов кисти человека	35
Андреев П.С., Коноплев Ю.Г., Саченков О.А., Хасанов Р.Ф. Оценка ндс тазобедренного сустава при ротационной остеотомии проксимального участка бедренной кости	38
Коноплев Ю.Г., Мазуренко А.В., Саченков О.А. Оценка несущей способности вертлужного компонента при дефиците покрытия эндопротеза тазобедренного сустава	40
Сабанеев Н.А., Маслов Л.Б. Моделирование структурной перестройки костной ткани в зоне перелома	42
Сусликов А.А., Кузьяев Т.Р., Полиенко А.В., Попов А.В., Челнокова Н.О. Биомеханическое моделирование большой берцовой кости	44
Шулятьев А.Ф., Акулич Ю.В. Моделирование процесса остеосинтеза шейки бедра резьбовыми фиксаторами	46

БИОМЕХАНИКА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Басенкова Е.В., Поляев В.О., Семенова Ю.И., Другакова Ю.С. Морфобиомеханическое обоснование использования материалов заплат, применяемых при каротидной эндартерэктомии	48
Голядкина А.А., Полиенко А.В., Челнокова Н.О., Номеровская Е.А., Хайдарова Л.Р. Конечно-элементное моделирование желудочков сердца человека	50
Другакова Ю.С., Мазуренко Е.А., Басенкова Е.В. Прикладные аспекты изучения артериального русла	52
Иванов Д.В. Численное исследование пористости стентов – разделителей потока	54
Каравайкин П.А., Комаров Р.Н., Белов Ю.В., Челнокова Н.О., Мурылёв В.В. Проблема сочетания тканей и материалов с разными биомеханическими свойствами в реконструктивной хирургии клапанов сердца	58
Каравайкин П.А., Комаров Р.Н., Белов Ю.В., Челнокова Н.О., Мурылёв В.В. Локальная гемодинамика после дебрининга дуги и брюшной аорты	60
Кузьяев Т.Р., Челнокова Н.О., Суздальцев С.Е., Сусликов А.А. Изучение влияния гемодинамических факторов на локализацию атеросклеротического поражения правой венечной артерии с использованием компьютерных технологий	62
Мазуренко Е.А., Суздальцев С.Е., Албутов А.С., Кириллова И.В. Морфометрический подход в моделировании гемодинамики почечных артерий	64
Мурылёв В.В., Комаров Р.Н., Белов Ю.В., Челнокова Н.О., Каравайкин П.А., Полиенко А.В. Математическое моделирование как метод прогнозирования вероятных осложнений при аневризме грудной аорты	66
Пиляев П.П., Морозов К.М. Анализ напряжённно-деформированного состояния стенки аорты при стентировании	68
Полиенко А.В., Недорезов П.Ф., Голядкина А.А. Биомеханический анализ восходящего отдела и дуги аорты	70
Рзаев В., Зубкова Е.С., Мищенко Д.Н. Исследование механических свойств биологических тканей	72
Симкин Я.В., Киреев В.С., Номеровская Е.А. Автоматическое создание трехмерной модели желудочков сердца	75
Суздальцев С.Е., Мазуренко Е.А., Мурылев В.В., Кириллова И.В. Морфометрическая характеристика стенки брюшной аорты взрослых людей в норме и при патологии	77

БИОМЕХАНИКА ОРГАНОВ И СИСТЕМ

Белая Е.А., Потапов Д.Ю., Белова Ю.А. Сравнительная характеристика различных методик наложения гемостатического шва при резекции почки	79
Белова В.А. Биомеханика скелетной мышцы	81
Бычков В.Г., Семенова Ю.И., Белая Е.А., Другакова Ю.С., Сусликов А.А. Сравнительная характеристика биомеханических свойств однорядного и двухрядного швов	83
Демидова И.И. Исследование проблем депрессии с точки зрения биомеханики	85
Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Исследование упругих свойств модели глазного яблока с помощью полупроводникового лазерного автодина	86
Ивченкова А.В. Измерение внутриглазного давления пневмотонометром: простейшая математическая модель	88
Семенова Ю.И., Бычков В.Г., Белая Е.А., Басенкова Е.В. Влияние биомеханических свойств кишечной стенки на прочность тонкокишечного анастомоза	91
Хайдарова Л.Р., Коссович Л.Ю. Исследование влияния хирургических нитей на ткани толстой кишки	93

МОЛЕКУЛЯРНАЯ И КЛЕТОЧНАЯ БИОМЕХАНИКА

Al-Alwani A.J.K., Kosolapova K.I., Lukyanova V.O., Gorbachev I.A., Shtykov S.N., Glukhovskoy E.G. Membrane purification of quantum dot solutions	95
Абалымов А.А., Видяшева И.В., Клецов А.А. Разработка гипотезы самореплицирующихся систем: от первых нуклеотидов до РНК	97
Бардик В.Ю., Банникова А.В., Гришина О.А., Королович В.Ф. Влияние динамики воды на конформационные изменения альбумина в стадии пре-денатурации	99
Глухова О.Е., Колесникова А.С., Савостьянов Г.В., Шмыгин Д.С. Механические свойства колонного графена	101
Коссович Л.Ю., Сафонов Р.А., Коссович Е.Л., Глуховской Е.Г., Донник А.М., Лукьянова В. Математическое моделирование технологии получения монослоев Ленгмюра-Блоджетт	103
Переверзев Я.Е., Глуховской Е.Г. Влияние ионизации воды на структурные и механические свойства многослойных мембран на границе раздела вода-воздух	105
Сафонов Р.А., Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Шевцова М.С., Коссович Е.Л. Моделирование процесс накопления липопротеинов в стенках сосудов на ранних этапах атеросклероза	107
Чумаков А.С., Ермаков А.В., Горбачев И.А., Глуховской Е.Г. Исследование влияния поляризации субфазы на свойства ленгмюровских монослоев	109
Shunaev V.V., Glukhova O.E., Prytkova T.R. Donor/acceptor coupling shortcuts in electron transfer within ruthenium-modified derivatives of cytochrome B562	111

БИОМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ

Андреев Д.А., Урусова А.И., Кулиев Н.Х. Биомеханика абсцесса мягких тканей в хирургическом эксперименте	114
Гегель Н.О., Бабичева Т.С., Шиповская А.Б., Голядкина А.А., Полиенко А.В. Комплексное моделирование сосудистого протеза из хитозана	116
Калинин А.А., Коссович Л.Ю. Способы исследования механических свойств биологических тканей	118
Малинкина О.Н., Шиповская А.Б., Зудина И.В. Гибридные гидрогели на основе хитозана для регенеративной медицины	121
Савельева М.С., Любунь Г.П., Видяшева И.В., Голядкина А.А., Сухоруков Г.Б., Горин Д.А., Парахонский Б.В. Разработка материала на основе полимерных волокон и пористого карбоната кальция для биомедицинских применений	123
Скрипаченко К.К., Голядкина А.А., Пичхидзе С.Я. Модификация поверхности манжеты искусственного аортального клапана	125

БИОМЕХАНИКА В СТОМАТОЛОГИИ

Бизяев А.А., Коннов В.В., Пылаев Э.В., Коннов С.В. Способы переноса моделей верхней челюсти в артикулятор в зависимости от анатомических ориентиров	127
Доль А.В., Иванов Д.В., Смирнов Д.А. Оптимизация процесса дентальной имплантации	129
Кобец А.В. Конусно-лучевая компьютерная томография в решении задач ортодонтического лечения	131
Кочетова М.С. Использование ударного импульса и регистрация механических колебаний в клинике стоматологии	133
Прошин А.Г., Киларджиева Е.Б. Биофизические принципы конструирования съемных протезов при полном отсутствии зубов	135
Смирнов Д.А., Иванов Д.В., Доль А.В. Применение систем автоматизированного проектирования к построению 3D модели челюсти	138

Научное издание

Практическая биомеханика

*Материалы докладов Всероссийской конференции молодых ученых
с международным участием*

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

Сдано в набор 16.10.2015. Подписано в печать 16.10.2015.
Формат 60х84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура Times New Roman.
Печ.л. 8,66. Уч.-изд. л. 7,89. Тираж 100. Зак. №02/19105.

Отпечатано в соответствии
с предоставленными материалами в ООО «Буква»,
410056, г. Саратов, ул. Астраханская, 102.
Тел.:(845-2) 24-85-33
E-mail: 248533@mail.ru