

Министерство науки и высшего образования
Российской Федерации

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Пермский национальный исследовательский
политехнический университет»

БИОМЕХАНИКА-2020

*Материалы
XIV Всероссийской конференции
с международным участием*

(г. Пермь, 3–5 декабря 2020 г.)

Издательство
Пермского национального исследовательского
политехнического университета
2020

УДК 531/534: [57+61]

Б63

Б63

Биомеханика-2020 : материалы XIV Всерос. конф. с междунар. участием. – Пермь : Изд-во Перм. нац. исслед. политехн. ун-та, 2020. – 288 с.

ISBN 978-5-398-02469-2

Содержит материалы XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020» (3–5 декабря 2020 г.).

Предназначены специалистам в области биомеханики, математического моделирования, биомедицинской инженерии, биофизики, физиологии.

Организаторы:

Пермский национальный исследовательский
политехнический университет,
кафедра вычислительной математики, механики, биомеханики

Руководство конференции:

Сопредседатели: акад. РАН, д-р физ.-мат. наук, проф. И.Г. Горячева (Москва), д-р физ.-мат. наук, проф. А.К. Цатурян (Москва), д-р техн. наук, проф. Ю.И. Няшин (Пермь).

Организационный комитет:

д-р техн. наук В.Ю. Столбов, канд. физ.-мат. наук, А.Г. Кучумов, канд. физ.-мат. наук А.Л. Дубинин, асп. Д.В. Хорошев, асп. Т.Н. Чикова.

Программный комитет:

акад. РАН, д-р физ.-мат. наук Н.Ф. Морозов (Санкт-Петербург), д-р физ.-мат. наук О.Э. Соловьева (Екатеринбург), д-р физ.-мат. наук А.О. Ватульян (Ростов-на-Дону), д-р физ.-мат. наук С.М. Бауэр (Санкт-Петербург), д-р физ.-мат. наук Л.Ю. Коссович (Саратов), канд. физ.-мат. наук И.В. Кириллова (Саратов), д-р техн. наук А.И. Дьяченко (Москва), д-р физ.-мат. наук Ю.В. Василевский (Москва), канд. физ.-мат. наук И.Н. Моисеева (Москва), канд. физ.-мат. наук А.А. Штейн (Москва), проф. И. Гитман (Шеффилд, Великобритания), канд. техн. наук С.В. Шилько (Гомель, Беларусь), д-р физ.-мат. наук Г.И. Михасев (Минск, Беларусь), проф. М.М. Манцкава (Тбилиси, Грузия), проф. Н. Антонова (София, Болгария), д-р. мат. наук А.М. Еловииков (Пермь), д-р. мат. наук В.А. Самарцев (Пермь), д-р физ.-мат. наук О.Б. Наймарк (Пермь), д-р техн. наук А.А. Селянинов (Пермь), д-р физ.-мат. наук Ю.В. Акулич (Пермь)

ISBN 978-5-398-02469-2

© ПНИПУ, 2020

СОДЕРЖАНИЕ

<i>Айзикович С.М., Васильев А.С., Садырин Е.В., Волков С.С.</i> Упрощенные аналитические решения контактных задач об индетнировании коническим и сферическим штампами полупространства с покрытием	10
<i>Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Денисов А.С., Удальчикова Е.С.</i> Метод перемещений: Основные положения, криволинейная модель мышцы	13
<i>Бабанов Н.Д., Кубряк О.В.</i> Оценка управления балансом тела в промышленном экзоскелете нижних конечностей	17
<i>Батышева Т.Т., Петрушанская К.А., Письменная Е.В., Воронов А.В., Березий Е.С.</i> Клинико-биомеханическое обоснование применение экзоскелета «ЭкзоАтлет» у детей с последствиями черепно-мозговой травмы	21
<i>Бауэр С.М., Венатовская Л.А., Воронкова Е.Б.</i> Модели тонометрии при оценке изменения внутриглазного давления после интравитреальных инъекций	27
<i>Бауэр С.М., Венатовская Л.А., Качанов А.Б.</i> Модель операции SMILE по коррекции зрения. Сравнение с другими операциями	30
<i>Бегун П.И., Белова М.С., Малкова Л.Е., Тихоненкова О.В.</i> Алгоритм и методика биомеханического исследования состояния структур головы при внешних воздействиях	34
<i>Белокрылов Н.М., Сотин А.В., Белокрылов А.Н., Демидов Ф.А.</i> Использование системы поддержки принятия решений при планировании тройной остеотомии таза	39
<i>Богачев И.В., Дударев В.В., Недин Р.Д.</i> Модель деформирования предварительно напряженного кожного покрова	44
<i>Большаков П.В., Рагинов И.С., Егоров В.И., Балтина Т.В., Хабибуллин А.А., Кашапов Р.Н., Кашапова Р.М., Саченков О.А.</i> Проектирование и оптимизация эндопротеза для длинных костей	49

<i>Бондарук Е.В., Герегей А.М., Сотин А.В., Калинина С.А., Меркулова А.Г.</i>	
Технологии биомеханического анализа движений человека в физиологии труда	52
<i>Борисов А.В., Кончина Л.В., Маслова К.С., Чигарев А.В.</i>	
Биомеханическое взаимодействие пользователя и экзоскелета в модели человеко-машинной управляемой системы	56
<i>Босяков С.М., Михасев Г.И., Юркевич К.С., Петрова Л.Г., Майсюк М.М.</i>	
Модальный анализ колебательной системы среднего уха: влияние патологии тимпанальной мембраны и мирингопластики.....	60
<i>Бредов Д.В., Володяев И.В.</i>	
Разработка методики контролируемой деформации эмбриональных тканей для исследования механозависимых движений клеток	64
<i>Василевский Ю.В.</i>	
Трехмерная гемодинамика в областях, зависящих от времени: неизбежно ли FSI-моделирование?	69
<i>Ватульян А.О., Богачев И.В., Потетюнко О.А.</i>	
О деформировании решетчатой пластинки глаза в рамках модели Тимошенко	71
<i>Веремьева М.В., Дьяченко А.И.</i>	
Исследование характеристик распространения перкуSSIONных колебаний на поверхности грудной клетки человека.....	74
<i>Войцицкая К.Л., Кручинин П.А., Формальский А.М.</i>	
О модели тазобедренной стратегии при удержании человеком равновесия на качелях «сисо»	79
<i>Гамилов Т.М.</i>	
Персонализированные модели коронарного кровотока.....	84
<i>Герасимов О.В., Шайхутдинова Л.В., Стаценко Е.О., Хабибуллин А.А., Бережной Д.В., Саченков О.А.</i>	
Конечно-элементное моделирование органов с учетом данных компьютерной томографии	88

<i>Гергей А.М., Бондарук Е.В., Малахова Е.С., Ефимов А.Р., Тах В.Х., Сотин А.В.</i> Исследование амплитуд движений в крупных суставах и сочленениях позвоночника при использовании промышленных экзоскелетов	93
<i>Демидова И.И.</i> Биомеханика – психосоматике	97
<i>Джелдубаева Э.Р., Бирюкова Е.А., Касьянова Е.О.</i> Электрмиографические показатели мышц у спортсменов-ориентировщиков при выполнении сложной двигательной задачи	101
<i>Доль А.В., Иванов Д.В., Бахметьев А.С.</i> Выбор граничных условий при численном моделировании гемодинамики сонной артерии.....	105
<i>Дударев В.В., Мнухин Р.М.</i> О колебаниях вязкоупругого цилиндра при наличии и отсутствии преднапряжений.....	110
<i>Еловигов А.М., Арутюнов С.Д., Южаков А.А., Асташина Н.Б.</i> Биомеханические особенности функционирования бионического протеза уха	114
<i>Зимин Б.А., Качанов А.Б., Ялыч Е.С.</i> Термодинамическая и молекулярно-кинетическая модель «вакуум-синдрома» при травматической или послеоперационной отслойке сосудистой оболочки глаза	118
<i>Ильина Е.Э., Маслов Л.Б., Сабанеев Н.А.</i> Конечно-элементное моделирование регенерации костной ткани в пористом имплантате	124
<i>Истомин Д.А., Перелыгин Л.Ю.</i> Цифровая платформа создания экспертных систем поддержки принятия врачебных решений	128
<i>Каменских А.А., Пушкарева А.Д.</i> Анализ зависимости напряженно-деформированного состояния зубов-антагонистов от геометрической конфигурации промежуточного слоя защитной каппы	134

<i>Кубяк А.Е., Паршин Д.В.</i> Экспериментальное исследование механики движений бесшажного классического лыжного хода	138
<i>Кучумов А.Г.</i> Применение вычислительной гидродинамики в решении некоторых задач хирургии	141
<i>Лебедева В.А., Бегун П.И.</i> Биомеханическое исследование состояния структур тазобедренного сустава при деформирующем коксартрозе	145
<i>Липовка А.И., Паршин Д.В., Харченко А.В.</i> Исследование механических свойств бактериальной наноцеллюлозы как материала для закрытия дефектов твёрдой мозговой оболочки	149
<i>Логвенков С.А., Штейн А.А., Юдина Е.Н.</i> Исследование влияния механизмов активных межклеточных взаимодействий на эволюцию малой полости в клеточном сфероиде.....	151
<i>Маслова И.Л., Маслов Л.Б., Жмайло М.А.</i> Исследование напряженно-деформированного состояния ацетабулярного компонента персонализированного эндопротеза тазобедренного сустава при движении человека	156
<i>Миняйло Я.Ю., Кручинина А.П., Каспранский Р.Р.</i> О моделировании поворота глазного яблока по информации от вестибулярного аппарата	161
<i>Митрофанов И.А., Ясницкий Л.Н., Плаксин С.А., Фаршатова Л.И.</i> Нейросетевой способ диагностики злокачественной патологии по фотоизображениям фаций плеврального выпота	166
<i>Моисеева И.Н., Штейн А.А.</i> Эффективная модель нелинейно-упругого деформирования глазного яблока: оценка параметров.....	170
<i>Муравьев А.В., Тихомирова И.А., Петроченко Е.П., Михайлов П.В., Булаева С.В., Малышева Ю.В.</i> Изменение микромеханики эритроцитов под влиянием газотрансммиттера монооксида углерода	175

<i>Недин Р.Д.</i> К моделированию решетчатой пластинки склеры глаза с учетом полей предварительных напряжений	179
<i>Перелыгин Л.Ю., Гаврилов В.А., Истомин Д.А.</i> Прогнозирование результатов хирургического лечения грыж на основе теории нечетких множеств	182
<i>Петрушанская К.А., Шалыгин С.В., Котов С.В., Секирин А.Б.</i> Биомеханическое обоснование применения новых автономных устройств для искусственной коррекции движений при ходьбе больных с различными заболеваниями опорно-двигательной системы	188
<i>Подоприхин М.А., Бекеров И.Д., Кручинин П.А.</i> Об алгоритмах определения движения центра масс человека по результатам стабилметрических измерений	193
<i>Подопросветова А.Б., Веденеев В.В.</i> Экспериментальное исследование устойчивости модели кровеносного сосуда в зависимости от режима течения.....	198
<i>Рогожникова Е.П., Никитин В.Н., Асташина Н.Б.</i> Биомеханические аспекты иммобилизации зубов при пародонтите легкой степени тяжести	201
<i>Роготнев А.А., Никитюк А.С., Баяндин Ю.В., Наймарк О.Б.</i> Пространственно-временная кинетика локализации тепла, связанная с метаболизмом при раке.....	206
<i>Саламатова В.Ю., Легкий А.А., Василевский Ю.В.</i> Метод узловых сил для гиперупругого материала и его приложение к клинической задаче	211
<i>Самарцев В.А., Гаврилов В.А.</i> Диагностика тяжести острого панкреатита при помощи скринингового программно-экспертного подхода	213
<i>Светлаков А.В., Сотин А.В.</i> Биомеханические аспекты в судебно-медицинской практике.....	217
<i>Селянинов А.А., Еловигов А.М., Конищев Д.В., Тиунова А.П.</i> Особенности биомеханики гастроэзофагеального рефлюкса у детей и взрослых	222

<i>Семенова Е.В., Яикова В.В., Харин Н.В., Иванова А.Д., Тагирова И.С., Каюмов А.Р., Саченков О.А.</i> Автоматизация определения механических и морфологических свойств биологических объектов по их изображениям	226
<i>Семенова Ю.Д., Бегун П.И.</i> Биомеханическое исследование состояния длинных трубчатых костей при восстановлении после тяжелых травм.....	229
<i>Семин Ф.А., Хабибуллина А.Р., Осепян А.Ш., Цатурян А.К.</i> Численное исследование некоторых патологий миокарда при помощи многомасштабной модели левого желудочка	232
<i>Синицына Д.Э., Юхнев А.Д., Зайцев Д.К., Смирнов Е.М.</i> Расчетно-экспериментальное исследование пространственно-временной структуры течения в бифуркации брюшной аорты при наличии стеноза в одной из ветвей.....	237
<i>Тихвинский Д.В., Куянова.Ю.О., Паршин Д.В., Орлов К.Ю.</i> Численное моделирование и факторы эндотелизации поток-перенаправляющих устройств в гемодинамике перебральных аневризм	241
<i>Феоктистова Е.В., Осипенко М.А., Селянинов А.А., Куюкина М.С.</i> К вопросу формирования бактериальной пленки на межфазной границе биожидкость–углеводород	245
<i>Феоктистова Е.В., Осипенко М.А., Селянинов А.А., Куюкина М.С.</i> К вопросам разрушения и восстановления бактериальной пленки на межфазной границе биожидкость–углеводород	250
<i>Франус Д.В.</i> Показатели внутриглазного давления при использовании кольцевой вакуумной присоски	254
<i>Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е., Няшин Ю.И.</i> Персонализированное биомеханическое моделирование поведения сегментов поясничного отдела позвоночника человека	258
<i>Чикова Т.Н., Тверье В.М.</i> Эволюция трабекулярной структуры в процессе перестройки костной ткани	261

<i>Шабрыкина Н.С.</i> Биомеханическое моделирование прыжков в фигурном катании	265
<i>Шадрина Н.Х.</i> Биомеханика стенки мелкой артерии.....	268
<i>Шаповалова Т.Д., Володяев И.В.</i> Механические факторы в регуляции морфогенеза шпорцевой лягушки.....	272
<i>Якова В.В., Яковлева Е.И., Тагирова И.С., Балтин М.Э., Харин Н.В., Саченков О.А.</i> Кинематический анализ ходьбы с использованием видеосистемы VICON	276
<i>Ясницкий Л.Н., Мартынов А.И.</i> Главная этическая проблема современной медицины и пути ее решения методами искусственного интеллекта	280
<i>Paskova V., Antonova N., Podtaev S., Velcheva I., Chaushev N., Chalakov H.</i> Evaluation of skin blood flow regulation mechanisms in patients with type diabetes mellitus and metabolic syndrome.....	286

**УПРОЩЕННЫЕ АНАЛИТИЧЕСКИЕ РЕШЕНИЯ
КОНТАКТНЫХ ЗАДАЧ ОБ ИНДЕНТИРОВАНИИ
КОНИЧЕСКИМ И СФЕРИЧЕСКИМ ШТАМПАМИ
ПОЛУПРОСТРАНСТВА С ПОКРЫТИЕМ**

С.М. Айзикович, А.С. Васильев, Е.В. Садырин, С.С. Волков

*Донской государственный технический университет, научно-образовательный
центр «Материалы», Ростов-на-Дону, saizikovich@gmail.com*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: индентирование, контактная задача, покрытие, аналитическое решение.

Модификация исходной поверхности изделий путем нанесения на них покрытий дает возможность расширить сферу их применения, в том числе позволяя сделать материал биосовместимым [1, 2]. На практике для оценки механических свойств покрытий как в лабораторных условиях, так и для нужд промышленности используется наноиндентирование, под которым подразумевается совокупность методов, использующих локальное прецизионное силовое воздействие на материал и одновременную регистрацию деформационных откликов с нанометровым разрешением [3]. Большинство современных приборов для наноиндентирования снабжены программным обеспечением, позволяющим интерпретировать результаты эксперимента. В основе таких программных комплексов заложены методы, базирующиеся на математических моделях, использующих решения классических контактных задач для изотропных однородных материалов. Эти методы позволяют рассчитывать упругие модули объемных материалов [4] и лишь в некоторых случаях – покрытий [5]. Однако они могут принципиально занижать или завысить искомые значения характеристик при достаточно большом различии модулей упругости покрытия и подложки. Следует понимать, что при исследовании тонких покрытий рекомендуемая глубина внедрения индентора может оказаться сопоставимой с высотой

дефектов или шероховатости, что влечет за собой высокие погрешности измерений.

Для изучения свойств таких покрытий необходимо прибегать к методам, в основе которых лежат математические модели, использующие решения контактных задач для тел с покрытиями. Чаще всего такие задачи сводятся к сингулярным интегральным уравнениям, для решения которых применяются различные методы. При необходимости получить эффективное для покрытий любой толщины решение в аналитическом виде удобно прибегать к двустороннему асимптотическому методу, в основе которого лежит идея многопараметрической аппроксимации трансформанты ядра интегрального уравнения отношением двух полиномов четных степеней [6, 7].

Построение многопараметрической аппроксимации на практике требует проведения затратных численных расчетов и постоянного контроля их точности. Это может вызывать трудности при проведении инженерных исследований. Данная работа посвящена возможности построения решений контактной задачи о вдавливании конического и сферического инденторов с помощью двухстороннего асимптотического метода с использованием однопараметрической аппроксимации. Это позволяет получить приближенное решение задачи в явном аналитическом виде, при этом максимально упростив схему численных вычислений.

В ходе исследования получены в упрощенном виде формулы для расчета важнейших характеристик контакта: силы индентирования, глубины и жесткости. Использование полученных формул на практике иллюстрируется численными примерами, в которых для ряда однородных и функционально-градиентных покрытий с различными соотношениями упругих модулей в покрытии и подложке и законов неоднородности строятся графики вышеуказанных характеристик контакта относительно геометрического параметра задачи – безразмерной толщины покрытия. Для анализа точности проведено сравнение результатов, полученных с помощью упрощенных формул, и результатов, полученных с помощью максимально точных аппроксимаций трансформанты ядра.

Результаты исследования могут быть применены для описания эксперимента по наноиндентированию материалов с покрытиями коническим и сферическими инденторами, а также индентором

Берковича. На их основе становится возможной разработка методик прецизионной диагностики упругих свойств как однородных, так и неоднородных (функционально-градиентных, многослойных) биосовместимых покрытий имплантатов и протезов с помощью наноиндентирования.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Правительства Российской Федерации № 14.Z50.31.0046.

Список литературы

1. Влияние ионно-и электронно-лучевой модификации поверхности на коррозионные свойства и биосовместимость никелида титана в экспериментах *in vivo* / Л.Л. Мейснер, И.В. Никонова, А.И. Лотков, В.В. Раздорский, М.В. Котенко // Перспективные материалы. – 2008. – №. 3. – С. 15–27.

2. Surface treatments and functional coatings for biocompatibility improvement and bacterial adhesion reduction in dental implantology / P. Mandracci, F. Mussano, P. Rivolo, S. Carossa // Coatings. – 2016. – Vol. 6, no. 1. – P. 7.

3. Головин Ю.И. Наноиндентирование и его возможности: учебное пособие. – М.: Машиностроение, 2009. – 312 с.

4. Oliver W.C., Pharr G.M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments // Journal of Materials Research. – 1992. – Vol. 7, no. 6. – P. 1564–1583.

5. Veprek-Heijman M.G.J., Veprek S. The deformation of the substrate during indentation into superhard coatings: Bückle's rule revised // Surface and Coatings Technology. – 2015. – Vol. 284. – P. 206–214.

6. Aizikovich S.M., Vasil'ev A.S., Volkov S.S. The axisymmetric contact problem of the indentation of a conical punch into a half-space with a coating inhomogeneous in depth // Journal of Applied Mathematics and Mechanics. – 2015. – Vol. 79, no. 5. – P. 500–505.

7. Indentation of a hard transversely isotropic functionally graded coating by a conical indenter / A.S. Vasiliev, S.S. Volkov, A.A. Belov, S.Y. Litvinchuk, S.M. Aizikovich // International Journal of Engineering Science. – 2017. – Vol. 112. – P. 63–75.

МЕТОД ПЕРЕМЕЩЕНИЙ: ОСНОВНЫЕ ПОЛОЖЕНИЯ, КРИВОЛИНЕЙНАЯ МОДЕЛЬ МЫШЦЫ

Ю.В. Акулич¹, А.Ю. Акулич², А.С. Денисов³,
Е.С. Удадьчикова¹

¹Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь,
y.akulich@yandex.ru; u.lissie@yandex.ru

²Клиника травматологии и ортопедии Пермского государственного медицинского
университета им. академика Е.А. Вагнера Минздрава РФ, Пермь, akulichanton@yandex.ru

³Пермский государственный медицинский университет
им. академика Е.А. Вагнера Минздрава РФ, Пермь, Denisov-aleksandr@yandex.ru

Посвящена актуальной проблеме адаптации метода перемещений к решению статически неопределимой задачи определения усилий скелетных мышц и реакций в суставах конечностей человека.

Ключевые слова: костно-мышечная система, статическая неопределимость, метод перемещений, конфигурации области, методическая погрешность, криволинейная модель мышцы, бугристость кости.

Работа посвящена актуальной проблеме адаптации метода перемещений к решению статически неопределимой задачи определения усилий скелетных мышц и реакций в суставах конечностей человека. В основе метода лежит известный подход [1] дополнения системы уравнений равновесия абсолютно твердых тел (сегментов конечности) соотношениями упругости односторонних неудаляющих связей (мышцы, сухожилия, связки, суставные хрящи). Отбор неактивных мышц осуществляется последовательным итерационным исключением отрицательных компонент решения, начиная с наибольшей по модулю компоненты [2].

Применение метода перемещений с использованием модели мышцы в виде однородной упругой нити [3] показало существенную зависимость решения от величин жесткости мышц: рост жесткости влечет увеличение усилия мышцы.

Использование неоднородной модели мышцы в виде сухожильно-мышечного комплекса (СМК), в котором начальное состо-

яние мышцы принимается максимально активным¹ [4], позволило сократить длину последовательных растянутых элементов модели СМК (два сухожилия и элемент, моделирующий растянутые волокна миозина) и, следовательно, получить более высокую жесткость СМК. При этом расчетные значения усилий мышц достигли сопоставимых с теоретической оценкой величин.

Полученный опыт применения метода перемещений позволил сформулировать ряд его основных положений.

Основные положения метода перемещений:

1. Рассматриваемая система сегментов конечности расчленяется и для каждого сегмента как абсолютно твердого тела составляются уравнения равновесия, которые затем объединяются в систему алгебраических уравнений вида

$$\mathbf{C} \cdot \mathbf{\Phi} = \mathbf{P},$$

где $\mathbf{C}$ – матрица коэффициентов при модулях искомых сил $\mathbf{\Phi}$, $\mathbf{P}$ – вектор внешних сил и пар сил.

2. В кинематическом соотношении связи искомого вектора перемещений $\mathbf{u}$ (углы поворота относительно осей координат и компоненты линейных перемещений полюсов сегментов) с вектором абсолютных деформаций $\mathbf{D}$ упругих элементов рассматриваемой системы сегментов

$$\mathbf{C}^T \cdot \mathbf{u} = \mathbf{D}_0 - \mathbf{D}, \quad (1)$$

где $\mathbf{D}_0$ – вектор абсолютных начальных деформаций этих элементов, подразумевается использование трех конфигураций рассматриваемой системы сегментов: начальной (естественной), конечной и актуальной. Например, в задаче определения усилий мышц и реакций голеностопного сустава начальная конфигурация – это исходная вертикальная поза ног и туловища, конечной конфигурацией является поза на цыпочках, актуальная конфигурация строится по рассчитанным перемещениям для контроля алгоритма и программы вычислений. Вектор $\mathbf{D}_0$ определяется по двум первым конфигурациям.

¹ Допущение справедливо, поскольку уровень активности – искомая величина.

3. Необходимость знать начальные деформации D_0 ограничивает метод перемещений избыточными задачами статики.

4. На величины угловых компонентов вектора перемещений u наложено ограничение $\varphi \leq 0,1$ рад, обусловленное методической погрешностью при замене в соотношении (1) перемещения точки b прикрепления мышцы к кости по хорде bd перемещением по дуге (рисунок).

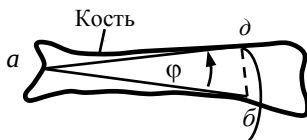


Рис. К определению методической погрешности. При выполнении условия $\varphi \leq 0,1$ рад разность длины дуги и хорды не превышает 5 %. Точка a – полюс, φ – угол поворота кости, bd – хорда окружности, по которой перемещается точка b прикрепления мышцы к кости при ее повороте на угол φ

Криволинейная модель мышцы. В упоминаемой выше работе [4] моделью сухожильно-мышечного комплекса (СМК – мышца и сухожилие) принимается прямолинейная упругая нить, тогда как в действительности фасции, содержащие СМК, имеют криволинейную форму по своей длине. Прямолинейная модель не является достоверной, так как направление усилий в этих мышцах не соответствует реальности, особенно эта некорректность характерна для двухсуставных мышц. Например, направление натяжения сухожилия бицепса икроножной мышцы существенно отличается от направления прямой, соединяющей точки начала и прикрепления этой мышцы. Поскольку нами принимается в первом приближении отсутствие трения между волокнами СМК и стенками каналов, можно сказать, что моделью СМК является гладкая криволинейная упругая нить с постоянной по модулю и различной по направлению силой натяжения. Форма криволинейной нити достаточно близко повторяет форму изогнутой поверхности кости, поскольку фасции мышц и сухожилий прикрепляются к костям посредством соединительно-тканых прокладок – апоневрозов.

Учитывая, что волокна СМК прикрепляются к костям на криволинейных поверхностях (бугристостях), образуя параллельную систему сил, направленную под углом, близким к направлению касательной к огибающей бугристости поверхности, в первом приближении можно считать, что векторы сил натяжения СМК и связок в точках начала и прикрепления направлены также по направлению этих касательных.

Заключение. Сформулированные выше основные положения метода перемещений определяют особенности и область его применения в задачах биомеханики костно-мышечной системы конечностей человека. Представлен подход к разработке криволинейной модели сухожильно-мышечного комплекса.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке гранта правительства Пермского края «Лучшая научная школа Пермского края».

Список литературы

1. Зациорский В.М., Прилуцкий Б.И. Нахождение усилий мышц человека по заданному движению. Современные проблемы биомеханики. Вып. 7. Биомеханика мышц и структура движений. – Н. Новгород: Изд-во Ин-та приклад. физ. РАН, 1992. – 234 с.
2. Колесников Г.Н. Биомеханическая модель скелетно-мышечной системы, построенная без субъективных критериев оптимальности // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 3. – С. 19–29.
3. Акулич Ю.В., Зинатулин Э.А. Методика определения усилий мышц и реакций в суставах при движении нижней конечности человека в реабилитационном тренажере // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 2(52). – С. 7–15.
4. Акулич Ю.В., Поздин Н.В. Определение методом перемещений усилий мышц и реакций голеностопного и плюснефалангового суставов человека в позе на цыпочках // XII Всерос. съезд по фундамент. проблемам теорет. и приклад. мех.: сб. тр.: в 4 т. Т. 4. Материалы симпозиумов / РИЦ БашГУ. – Уфа, 2019. – С. 112–114.

ОЦЕНКА УПРАВЛЕНИЯ БАЛАНСОМ ТЕЛА В ПРОМЫШЛЕННОМ ЭКСОСКЕЛЕТЕ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Н.Д. Бабанов, О.В. Кубряк

*Научно-исследовательский институт нормальной физиологии
им. П.К. Анохина, лаборатория физиологии функциональных
состояний человека, Москва, n.babanov@nphys.ru*

В пилотном наблюдении на 24 здоровых добровольцах исследовались особенности баланса тела в промышленном пассивном экзоскелете нижних конечностей. Методика включала оценку соотношения проприоцептивного и зрительного контроля в регуляции вертикальной позы и заданное инструкцией раскачивание тела во фронтальной и сагиттальной плоскостях, с регистрацией параметров движения на силовой платформе. Результаты указывают на мало-выраженный эффект, связанный с особенностями сенсорного обеспечения у добровольцев в рассматриваемом экзоскелете. Одним из возможных путей развития полученных результатов может быть создание валидной процедуры оценки экзоскелетов на предмет риска падений.

Ключевые слова: экзоскелет, вертикальная поза, опорные реакции, постурография, стабилметрия.

Предупреждение заболеваний опорно-двигательного аппарата – одна из актуальных проблем охраны труда [1]. Одним из способов уменьшить физическую нагрузку на рабочих является применение промышленных экзоскелетов [2]. Полагают, что, кроме пользы [3], данные устройства могут нести в себе и скрытые риски [4]. Особенности крепления и устройства самого экзоскелета могут приводить к изменению координации и объема движений в суставах – изменению контроля тела и нарушению равновесия [5]. Одним из методов объективной оценки качества поддержания позы и малоамплитудных движений тела может быть исследование опорных реакций – применение силовых платформ [6], что использовалось в нашем наблюдении.

Общей целью данной работы являлось изучение у добровольцев характеристик моторного контроля по реакции опоры при облачении в промышленный экзоскелет.

Наблюдение выполнялось на 24 условно здоровых праворуких мужчинах-добровольцах в возрасте 20–25 лет на сертифицированной

силовой платформе ST-150 (№ ФСР 2010/07900; RU.C.39.004.A № 41201) с соблюдением современных этических норм. Никто из испытуемых не являлся профессиональным спортсменом. Наблюдение проводилось в одну серию после заполнения форм информированного согласия, инструктажа и предварительного обучения управлению экзоскелетом.

Исследование состояло из шести последовательных этапов. Первый этап включал две фазы – обычное стояние добровольца в вертикальной позе с открытыми и закрытыми глазами по 30 секунд. На втором этапе доброволец под звук метронома раскачивался во фронтальной плоскости (с правой ноги на левую) без отрыва ступней от платформы. Требовалось производить максимально комфортные для испытуемого по амплитуде и точные в ответ на звук движения в задаваемом метрономом ритме 45 ударов в минуту (0,75 Гц), выбранном для увеличения внимания к выполнению достаточно сложного задания – раскачивания тела в комфортном диапазоне без отрыва ступней от платформы и взмахивания руками, требующего определенного контроля со стороны испытуемого [7]. Третий этап аналогичен второму, но движения выполнялись в сагиттальной плоскости (вперед-назад). Следующие этапы – с четвертого по шестой – выполнялись аналогично предыдущим, в такой же последовательности, но в экзоскелете. По данным от силовой платформы оценивался интегральный параметр статокинезиограммы (А, Дж) [8]. В анализе использовался удельный показатель, основанный на интегральном параметре статокинезиограммы, мощность статокинезиограммы, рассчитываемый в штатной программе STPL, – A_v , миллиджоулей в секунду (мДж/с), который характеризует качество поддержания заданной позы по опорной реакции основания. Также оценивалась максимальная амплитуда движения центра давления (ЦД) в фронтальной ($\max X$, мм) и сагиттальной ($\max Y$, мм) плоскостях. Групповые показатели характеристик представлены на рисунке.

В спокойном, свободном стоянии с открытыми глазами (фаза 1, этап 1) групповой показатель A_v варьировался от 32 до 99 мДж/с, при закрытии глаз (фаза 2, этап 1) – от 67 до 146 мДж/с. При использовании экзоскелета в первой фазе этапа 4 варьировался от 33 до 103 мДж/с; во второй фазе этапа 4 (глаза закрыты) от 41 до 144 мДж/с. Групповые значения максимальной амплитуды дви-

жения ЦД $\max X$ при раскачивании тела в фронтальной плоскости (этап 2) – от 86 до 112 мм, в экзоскелете (этап 5) – от 70 до 98 мм. В экзоскелете показатель снижался на 19 % ($p = 0,007$). Сравнение показателя Δv значимых различий не дало ($p = 0,219$). Отдельно сравнены показатели в сагиттальной и фронтальной проекциях. При раскачивании в экзоскелете показатель в фронтальной проекции снизился на 30 % ($p = 0,032$), в сагиттальной проекции увеличился в 3 раза ($p < 0,001$). При раскачивании тела при вертикальном стоянии (этап 3) в сагиттальной плоскости групповые значения максимальной амплитуды движения ЦД $\max Y$ варьировались от 79 до 93 мм, в экзоскелете (этап 8) – от 83 до 124 мм. Во время раскачивания в экзоскелете (этап 8) показатель повышался на 6 % ($p = 0,024$). Мощность статокинезиограммы Δv в группе варьировалась от 3918 до 9148 мДж/с на этапе 3, на этапе 8 от 2856 до 9191 мДж/с. В сагиттальном раскачивании в экзоскелете показатель снизился на 30 % ($p = 0,011$). Дополнительно сравнены показатели постурографического показателя в сагиттальной и фронтальной проекциях. В сагиттальной проекции при использовании экзоскелета показатель снизился на 39 % ($p = 0,005$). Во фронтальной плоскости «значимых различий» не установлено.

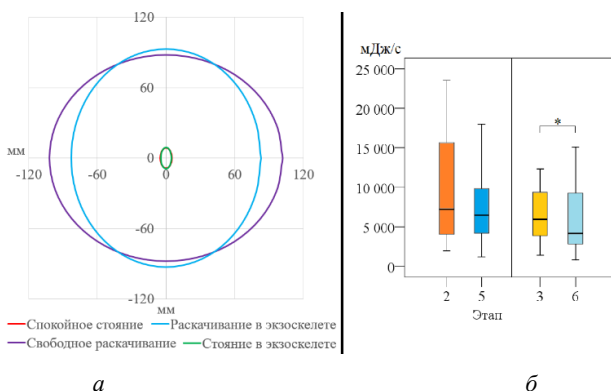


Рис. Групповые значения максимальной амплитуды ЦД (а) и Box Plot – медиана и квантили (отмечены прямоугольником с меткой), выбросы мощности статокинезиограммы (мДж/с) в группе добровольцев (б). Цифрами на горизонтальной оси обозначены порядковые номера фазы этапов, «*» – статистическая значимость различий $p < 0,05$ по критерию Уилкоксона

Этапы, основанные на оценке «статичной мобильности» при смене обычного стояния (этапы 2, 3) на «гибридную позу» в экзоскелете (этапы 5 и 6), демонстрируют влияние свойств устройства. Во фронтальной плоскости происходит уменьшение диапазона движений в экзоскелете, в то время как в сагиттальной области присутствует явное улучшение двигательных и координационных функций. Такой характер движений может быть обусловлен формой устройства и образованными углами поддержки конечностей. Таким образом, способ компенсации мышечных усилий на баланс тела может отличаться в зависимости от выполнения целенаправленных движений в различных плоскостях. Данное наблюдение пилотного характера будет расширено с целью поиска надежных характеристик, описывающих влияние экзоскелетов на управление балансом тела, что может быть востребовано при стандартизации устройств и оценке их безопасности и потребительских свойств.

Благодарности. Представленный материал является частью более широкого наблюдения, выполняемого при участии И.В. Меркурьева и И.А. Орлова, которых авторы благодарят за совместную творческую работу.

Список литературы

1. Economic evaluations of ergonomic interventions preventing work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of organizational-level interventions / H. Sultan-Taïeb, A. Parent-Lamarche, A. Gaillard, S. Stock, N. Nicolakakis, Q.N. Hong, M. Vezina, Y. Coulibaly, N. Vézina, D. Berthelette // BMC Public Health. – 2017. – Vol. 17. – P. 935. DOI:10.1186/s12889-017-4935-y
2. Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work / T. Schmalz, J. Schändlinger, M. Schuler, J. Bornmann, B. Schirrmeister, A. Kannenberg, M. Ernst // Int. J. of Environmental Res. and Public Health. – 2019. – Vol. 16(23). – P. 4792. DOI:10.3390/ijerph16234792
3. Subjective Evaluation of a Passive Lower-Limb Industrial Exoskeleton Used During simulated Assembly / T. Luger, T.J. Cobb, R. Seibt, M.A. Rieger & B. Steinhilber // IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors. – 2019. – Vol. 7:3-4. – P. 175–184. DOI: 10.1080/24725838.2018.1560376

4. Industrial exoskeletons: Need for intervention effectiveness research / J. Howard, V.V. Murashov, B.D. Lowe, M.L. Lu // *Am. J. Ind. Med.* – 2020 Mar. – Vol. 63(3). – P. 201–208. DOI: 10.1002/ajim.23080

5. Influence of a passive lower-limb exoskeleton during simulated industrial work tasks on physical load, upper body posture, postural control and discomfort / T. Luger, R. Seibt, T.J. Cobb, M.A. Rieger, B. Steinhilber // *Appl. Ergon.* – 2019. – Vol. 80. – P. 152–60. DOI:10.1016/j.apergo.2019.05.018

6. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control / S.F. Donker, M. Roerdink, A.J. Greven, P.J. Beek // *Exp. Brain. Res.* – 2007 Jul. – Vol. 181(1). – P. 1–11. DOI: 10.1007/s00221-007-0905-4

7. Портнова Г.В., Сысоева О.В., Иваницкий А.М. Психофизиологическое исследование влияния звуковой ритмической стимуляции на субъективный отсчет времени и скорость выполнения когнитивных заданий // *Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова.* – 2010. – Т. 60, № 4. – С. 419–429.

8. Гроховский С.С., Кубряк О.В. Метод интегральной оценки эффективности регуляции позы человека // *Медицинская техника.* – 2018. – Т. 2. – С. 49–52.

УДК 539.3

КЛИНИКО-БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ЭКЗОСКЕЛЕТА «ЭКЗОАТЛЕТ» У ДЕТЕЙ С ПОСЛЕДСТВИЯМИ ЧЕРЕПНО-МОЗГОВОЙ ТРАВМЫ

**Т.Т. Батышева¹, К.А. Петрушанская²,
Е.В. Письменная³, А.В. Воронов³, Е.С. Березий³**

¹*Научно-практический центр детской психоневрологии, Москва, info@nrcdp.ru*

²*Московский областной научно-исследовательский клинический институт
им. М.Ф. Владимирского, Москва, moniki@monikiweb.ru*

³*ООО «ЭкзоАтлет», Москва, info@exoatlet.ru*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: черепно-мозговая травма, экзоскелет «ЭкзоАтлет», курс тренировки ходьбы.

Черепно-мозговая травма (ЧМТ) является тяжелейшим заболеванием центральной нервной системы, сопровождающимся грубыми нарушениями функции передвижения и когнитивными нарушениями. Количество больных с ЧМТ ежегодно увеличивается на 2 %, при этом 1,5 млн человек погибает, а 2 млн становятся инвалидами до конца жизни. В Европе отмечается примерно 235 случаев на 100 тысяч населения, а в России – 630 на 100 тысяч населения. За последние 7 лет рост заболеваемости составил 17 %, а смертность снизилась на 46 %. При этом абсолютный максимум случаев приходится на подростковый и молодой возраст.

В России ежегодно отмечается 270 тысяч ЧМТ у детей. Из них 100 тысяч детей госпитализируют, 1,5 тысячи детей погибает, а 5 тысяч детей становятся инвалидами. При этом после тяжелой ЧМТ у 100 % детей наблюдается умеренная инвалидизация. Согласно мнению большинства специалистов, подростки не имеют преимуществ восстановления неврологических функций по сравнению с взрослыми после тяжелой ЧМТ. Одним из наиболее тяжелых последствий после тяжелой ЧМТ являются двигательные нарушения. В настоящее время имеется достаточно много методов реабилитации детей с последствиями ЧМТ: традиционные методы (ЛФК, массаж, механотерапия), роботизированная механотерапия с помощью комплекса «Локомат», успешно применяемый нами метод функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе, метод динамической проприоцептивной коррекции с использованием нагрузочного костюма «Адели» и «Гравистат», опорная стимуляция с помощью аппарата «Корвит».

С нашей точки зрения, одним из наиболее эффективных методов реабилитации детей с последствиями ЧМТ является тренировка ходьбы в экзоскелете.

Цель данной работы – дать клинико-биомеханическое обоснование применения экзоскелета «ЭкзоАтлет» у детей с последствиями черепно-мозговой травмы.

Исследования были проведены в Научно-практическом центре детской психоневрологии. Под наблюдением находились трое подростков с последствиями тяжелой ЧМТ, все трое – мальчики в возрасте 14–17 лет. У всех больных давность заболевания была от 6 месяцев до 1 года. У всех троих подростков наблюдался спастиче-

ский тетрапарез: у двух – преимущественно левостороннее поражение, у одного – правостороннее. Двое больных ходили самостоятельно, один – с помощью ходилки.

Как показали клинические исследования, у больных с последствиями тяжелой ЧМТ нарушения функции передвижения проявляются в замедлении темпа и длины шага, шаткости походки, невозможности выделить фазу опоры на пятку и носок, сгибательной позиции нижних конечностей при ходьбе, эквинусе в ГСС на более пораженной ноге, наличии временной, кинематической и динамической асимметрии.

С целью оценки биомеханических параметров ходьбы был применен программно-аппаратный комплекс «Видеоанализ 3D Биософт», который позволил исследовать следующие параметры ходьбы: основные (скорость, темп, длину двойного шага, длительность цикла), временные параметры ходьбы (длительность опорной, переносной и двуопорной фаз) и кинематические параметры ходьбы (угловые перемещения в суставах нижней конечности). Все кинематические параметры ходьбы больных были сопоставлены с аналогичными параметрами ходьбы здоровых детей 14–15 лет.

Всем трем больным был проведен курс тренировки ходьбы в экзоскелете «ЭкзоАтлет». Курс тренировки состоял из 10 сеансов. При этом общее время сеанса составило 60–70 минут. В первые два сеанса чистое время ходьбы, т.е. ходьбы без учета отдыха, составляло 10–12 минут, а начиная с 3-го сеанса – 25 минут. При средней длине двойного шага 0,6 м и среднем темпе ходьбы 40 шаг/мин больные ходили со скоростью 0,72 км/ч, проходя за 25 минут расстояние 300 м, делая при этом 1000 шагов.

Результаты исследования биомеханической структуры ходьбы до и после курса тренировки ходьбы в экзоскелете целесообразно рассмотреть на конкретном примере.

Больной У-н. Возраст – 15 лет. Давность заболевания – 7 месяцев. Диагноз: последствия сочетанной травмы в августе 2016 г. Ушиб головного мозга тяжелой степени. Спастический тетрапарез с преимущественным поражением левых конечностей. Укорочение правой ноги. Состояние после металлоостеосинтеза правого бедра. Продольное плоскостопие. Больной передвигается с помощью ходунков или с поддержкой родственников (за левую руку). Отмеча-

ется шаткость походки. При ходьбе больной быстро устает, темп ходьбы медленный.

Как показали биомеханические исследования, у больного отмечается существенное снижение средней скорости передвижения на 85 % (0,17 м/с) за счет снижения длины двойного шага (0,5 м) и темпа ходьбы (41 шаг/мин).

Вследствие резкого замедления ходьбы и использования дополнительной опоры на ходунки опорная фаза резко затянута до 85 %, а переносная фаза, напротив, укорочена до 15 %. Отмечается также значительное увеличение длительности двуопорной фазы на обеих ногах (на левой ноге – до 36,3 %, на правой – 33,7 %), что указывает на резкое снижение устойчивости при ходьбе. До начала курса тренировки у больного наблюдается грубое нарушение кинематических параметров ходьбы. В кривой тазобедренного угла (ТБУ) более пораженной ноги наблюдается редукция амплитуды движений как за счет уменьшения угла сгибания, так и за счет угла разгибания. Кривая ТБУ резко смещается вверх от нулевой линии, что указывает на сгибательную позицию нижней конечности. В кривой ТБУ менее пораженной ноги наблюдается снижение амплитуды сгибания в опорную фазу и увеличение амплитуды сгибания в переносную фазу (42°). В начале шага больному очень трудно вынести вперед ногу, разгибание в ТБС составляет –5°. Все экстремальные значения на обеих ногах смещаются вправо по временной оси, что связано со снижением темпа ходьбы. В кривой коленного угла (КУ) более пораженной ноги также заметна сгибательная позиция. Величина сгибания в опорную фазу шага (подгибания) значительно выше нормы. Основное сгибание пролонгировано и резко снижено. В кривой коленного угла (КУ) менее пораженной ноги в начале локомоторного цикла отмечается горизонтальная площадка, которая расположена значительно выше нулевой линии; фактически отсутствует сгибание в КС в опорную фазу шага. Можно полагать, что отсутствие подгибания в КС свидетельствует об отсутствии амортизации в КС в начале опорной фазы. Основное сгибание очень кратковременное, снижено до 42°, резко смещено вправо по временной оси (на уровне 90 % цикла).

В кривой голеностопного угла (ГСУ) более пораженной ноги отмечается эквинус в голеностопном суставе, при этом вся кривая

расположена ниже нулевой линии. Отмечается редукция первого подошвенного сгибания, первое тыльное сгибание пролонгировано и снижено по сравнению с нормой. Второе подошвенное сгибание также резко укорочено и снижено по амплитуде, что указывает на слабость отталкивания ноги от опорной поверхности. В наибольшей степени изменен голеностопный угол на менее пораженной ноге. Характерно, что у больного редуцированы первое и второе подошвенное сгибание и, напротив, возрастает амплитуда первого и второго тыльного сгибания. Первое подошвенное сгибание снижено вследствие кратковременности переката через пятку. Увеличение и пролонгирование первого тыльного сгибания происходит благодаря наклону голени. Редукция амплитуды второго подошвенного сгибания на менее пораженной ноге, так же как и на более пораженной, свидетельствует о недостаточности отталкивания стопы от опорной поверхности.

Таким образом, полученные данные указывают на то, что у данного больного наблюдается грубое нарушение биомеханической структуры ходьбы, которое проявляется в резком уменьшении скорости передвижения, изменении соотношения длительности опорной и переносной фаз в пользу опорной, снижении устойчивости, наличии кинематической и временной асимметрии, значительном уменьшении амплитуды угловых перемещений в суставах более пораженной ноги, наличии эквинуса в ГСС на более пораженной ноге; появлении исходного угла сгибания в КС на менее пораженной ноге, свидетельствующем о сгибательной позиции в КС в течение цикла ходьбы; резком смещении начала и конца отдельных фаз двигательного цикла, отсутствии отдельных экстремумов угловых перемещений в суставах (подгибания в КС). Увеличение амплитуды движений отмечается только в ТБС на менее пораженной ноге.

После 10-дневного курса тренировки ходьбы в экзоскелете у больного отмечается повышение средней скорости передвижения в 2 раза (0,34 м/с), при этом темп ходьбы возрастает на 44 % (59 шаг/мин), а длина шага – на 40 % (0,7 м).

После курса тренировки в экзоскелете наблюдается значительное увеличение амплитуды движений во всех суставах более пораженной ноги, уменьшение эквинуса в ГСС, уменьшение сгибательной позиции в КС, значительное увеличение амплитуды ос-

новного сгибания в КС, сдвиг всех экстремальных значений угловых перемещений влево по временной оси.

После курса тренировки ходьбы в экзоскелете наблюдаются положительные изменения кинематических параметров менее пораженной ноги, а именно незначительное снижение амплитуды движений в ТБС, что приводит к большей симметрии движений в обоих ТБС, уменьшение сгибательной позиции в КС и возрастание основного сгибания в КС. Кривая ГСУ приобретает более правильную форму, увеличиваются все экстремальные значения, особенно второе подошвенное сгибание. Все экстремальные значения сдвигаются влево по временной оси.

Сам больной отмечает, что после курса тренировки в экзоскелете у него появилась возможность пройти большее расстояние без утомления, повысилась устойчивость, уменьшились раскачивания туловища относительно фронтальной плоскости и, наконец, он стал ходить самостоятельно, т.е. без ходунков и помощи родственников.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что 10-дневный курс тренировки ходьбы в экзоскелете приводит к существенному улучшению биомеханической структуры ходьбы, которое проявляется в значительном увеличении скорости передвижения, повышении амплитуды движений во всех суставах более пораженной ноги, уменьшении сгибательной позиции менее пораженной ноги, практически полном исчезновении асимметрии движений в суставах, преимущественном увеличении угла сгибания в суставах, сдвиге экстремальных значений влево по временной оси, значительном уменьшении длительности отдельных фаз (тыльного сгибания) на обеих ногах, исчезновении эквинуса в ГСС на более пораженной ноге и, наконец, возможности ходить без дополнительной опоры.

Дальнейшие исследования должны быть направлены на исследование возможностей комплексной реабилитации больных с последствиями тяжелой ЧМТ посредством сочетания тренировки ходьбы в экзоскелете с другими методами реабилитации, в частности с функциональной электрической стимуляцией мышц, опорной стимуляцией, динамической проприорецептивной коррекцией.

МОДЕЛИ ТОНОМЕТРИИ ПРИ ОЦЕНКЕ ИЗМЕНЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ ПОСЛЕ ИНТРАВИТРЕАЛЬНЫХ ИНЪЕКЦИЙ

С.М. Бауэр, Л.А. Венатовская, Е.Б. Воронкова

*Санкт-Петербургский государственный университет, кафедра теоретической
и прикладной механики, Санкт-Петербург, s.bauer@spbu.ru, l.venatovskaya@spbu.ru*

Представлены математические модели измерения внутриглазного давления тонометрами Маклакова и Гольдмана и исследуется зависимость тонометрического давления от объема введенного препарата при интравитреальных инъекциях. Решается задача о напряженно-деформированном состоянии сопряженных трансверсально-изотропных сферических сегментов, находящихся под действием внутреннего нормального давления и груза с плоским основанием. Проведено исследование параметров роговицы на показатели ВГД, полученные различными тонометрами.

Ключевые слова: сопряженные оболочки, тонометрия, интравитреальные инъекции.

Последние достижения медицины привели к увеличению использования интравитреальных инъекций для лечения различных заболеваний глаз. Введение дополнительного объема жидкости неизбежно приводит к кратковременному повышению внутриглазного давления (ВГД) [1]. Небольшие дозы (до 0,2 мл) считаются безопасными для зрительных функций, и давление приходит в норму в течение 10–15 минут [2]. Однако даже кратковременное повышение внутриглазного давления выше некоторого индивидуального уровня может привести к нарушению кровообращения в сетчатке и диске зрительного нерва. Наиболее опасным осложнением при интравитреальной инъекции является потеря зрения в результате сосудистых нарушений на фоне повышения внутриглазного давления [2], поэтому в каждом конкретном случае важно оценить возможную величину изменения внутриглазного давления в результате инъекции.

Недавние исследования показывают, что абсолютная величина показаний ВГД зависит от типа используемого тонометра (тонометры Маклакова, Гольдмана, ICare) и величины ВГД [3].

Постановка задачи. Аналогично работам [4, 5] построены математические модели, которые описывают измерение внутриглазного давления тонометрами Маклакова и Гольдмана. Корнеосклеральная оболочка глаза моделируется как два тонких сферических сегмента из трансверсально-изотропного материала с разными радиусами кривизны и биомеханическими свойствами, нагруженными внутренним давлением. Предполагается, что перед нагружением составная оболочка заполнена несжимаемой жидкостью с истинным давлением p .

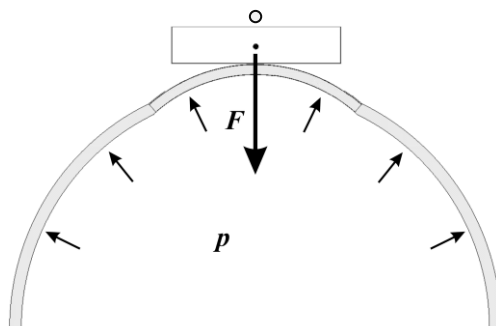


Рис. Измерение ВГД тонометром Маклакова

При измерении внутриглазного давления тонометром Маклакова (рисунок) на роговицу глаза помещается груз с плоским основанием весом 10 г. Под действием груза роговица деформируется, при этом регистрируется диаметр площади контакта груза с роговицей.

Тонометр Гольдмана измеряет силу, которую необходимо приложить для сплющивания фиксированной центральной области роговой оболочки. Уплющенная область должна быть диаметром 3,06 мм, так как при такой зоне контакта нагрузка в 0,1 г соответствует внутриглазному давлению, равному 1 мм рт. ст. Сила в граммах умножается на десять и таким образом находится внутриглазное давление.

Задача о напряженно-деформированном состоянии мягких и близких к мягким оболочках под действием нагрузки с плоским основанием (тонометром) решается численно путем выбора такого тонометрического давления p_t , при котором приложение нагрузки не изменяет внутренний объем перед нагружением. Также решена

задача оценки внутреннего давления в оболочке, заполненной несжимаемой жидкостью, после введения дополнительного объема несжимаемой жидкости. Нелинейный анализ выполняется с помощью программной системы конечно-элементного анализа ANSYS Inc. Рассмотрены осесимметричные большие деформации. Результаты также сравниваются с клиническими данными, относящимися к измерению ВГД после инъекции.

Заключение. Построены конечно-элементные модели, описывающие аппланационные тонометры Маклакова и Гольдмана и проведены оценки изменения тонометрического ВГД, полученные на основании математических моделей, описывающих эти тонометры. Проведено исследование параметров роговицы на показатели ВГД, полученные различными тонометрами.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 18-01-00832-а.

Список литературы

1. Risks of intravitreal injection: a comprehensive review / R.D. Jager, L.P. Aiello, S.C. Patel, E.T.Jr. Cunningham // *Retina*. – 2004. – Vol. 24, no. 5. – P. 676–698.
2. Интравитреальные инъекции: теория и практика / Э.В. Бойко, С.В. Сосновский, Р.Д. Березин, П.А. Качерович, Д.А. Тавилова // *Офтальмологические ведомости*. – 2010. – Т. 3, № 2. – С. 28–35.
3. Корреляции и поправочные коэффициенты при различных видах тонометрии. Биомеханика и биогеометрия фиброзной оболочки глаза / Н.В. Волкова, Т.Н. Юрьева, А.С. Грищук, И.М. Михайлович // *Глаукома*. – 2015. – № 14(3). – С. 11–18.
4. Деформация склеры при интравитреальных инъекциях / С.М. Бауэр, Л.А. Венатовская, Е.Б. Воронкова, О.Р. Ибрагимова, А.Л. Смирнов // *Российский журнал биомеханики*. – 2017. – Т. 21, № 2. – С. 125–134.
5. Оценка изменения напряженно-деформированного состояния глаза и показателей внутриглазного давления после рефракционной коррекции гиперметропии / С.М. Бауэр, Л.А. Венатовская, Д.В. Франус, Л.А. Федотова // *Российский журнал биомеханики*. – 2015. – Т. 19, № 2. – С. 139–143.

МОДЕЛЬ ОПЕРАЦИИ SMILE ПО КОРРЕКЦИИ ЗРЕНИЯ. СРАВНЕНИЕ С ДРУГИМИ ОПЕРАЦИЯМИ

С.М. Бауэр¹, Л.А. Венатовская¹, А.Б. Качанов^{2, 3}

¹Санкт-Петербургский государственный университет, кафедра теоретической и прикладной механики, Санкт-Петербург, s.bauer@spbu.ru, l.venatovskaya@spbu.ru

²Санкт-Петербургский филиал Национального медицинского исследовательского центра «Межотраслевой научно-технический комплекс “Микрохирургия глаза” им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава РФ, Санкт-Петербург, andrey_kachanov@yahoo.com

³Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова Минздрава РФ, Санкт-Петербург

Представлены математические модели, описывающие напряженно-деформированное состояние глаза после операций ФПК, LASIK и SMILE после коррекции миопии. Проведено сравнение трех методик при одинаковых параметрах операций. Показано влияние многослойной структуры роговицы и упругих характеристик склеры на биомеханику глаза в результате коррекции зрения.

Ключевые слова: сопряженные оболочки, операция SMILE, операция LASIK, операция ФПК, миопия.

В настоящее время лазерные операции для исправления аномалий рефракции являются одним из самых массовых и востребованных видов хирургических вмешательств в офтальмологии.

Начиная с 2010-х гг. появилась новая технология «безлоскутной» хирургии роговицы, а именно технология рефракционной экстракции лентиккулы (ReLEx®) через малый надрез (SMILE), которую активно используют для коррекции миопии и миопического астигматизма [1]. По данным С-Петербур. филиала НМИЦ «МНТК “Микрохирургия глаза” им. акад. С.Н. Федорова», более 85 % кераторефракционных операций, выполненных в отделении рефракционной хирургии в 2017 г., составляли фемтосекундные лазерные операции, из них 82 % – операции SMILE [1].

В работах офтальмологов отмечается, что в сравнении с уже широко применяемыми операциями LASIK и ФПК технология SMILE обладает рядом преимуществ – более высокой биомеханической устойчивостью глаза к травме и в то же время быстрым восстановлением остроты зрения вблизи и вдаль без коррекции [1].

В исследованиях [2, 3] обсуждаются биомеханические преимущества SMILE за счет отсутствия роговичного лоскута (*flap*).

В настоящей работе представлены математические модели, описывающие напряженно-деформированное состояние глаза после операций ФРК, LASIK и SMILE после коррекции миопии.

Модель напряженно-деформированного состояния глаза до и после операций по коррекции зрения. Корнеоклеральная оболочка глаза моделируется двумя сопряженными сферическими сегментами, нагруженными начальным внутренним давлением (рисунок). Роговица рассматривается как многослойная трансверсально-изотропная оболочка переменной толщины, склера – как однослойная более жесткая трансверсально-изотропная оболочка также переменной толщины. Толщина роговицы в центральной части принимается 0,540 мм, в зоне сопряжения роговицы и склеры – 0,75 мм, толщина склеры в зоне экватора – 0,6 мм. Рассматривается осесимметричная задача. Выполняется 2D-моделирование в программном пакете ANSYS с использованием конечных элементов PLANE182.

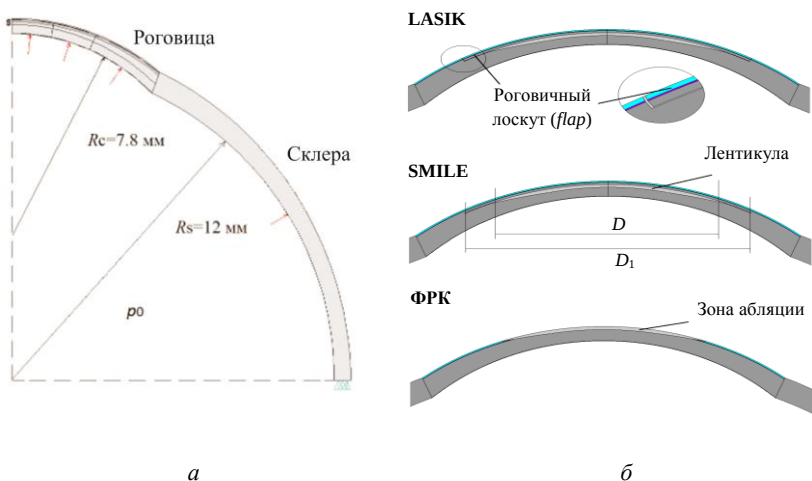


Рис. Модель сопряженных оболочек переменной толщины (а) и параметры операций LASIK, SMILE, ФРК (б)

Технология LASIK заключается в выкраивании поверхностного лоскута роговицы с помощью фемтосекундного лазера и обработки стромы роговицы излучением эксимерного лазера, что называется абляцией роговицы, после чего поверхностный лоскут возвращается на место.

SMILE – технология рефракционной экстракции лентиккулы, при которой не выкраивается поверхностный лоскут роговицы, а формируется роговичный карман. В данной модели диаметр и толщина роговичного кармана принимаются равными размерам роговичного лоскута при LASIK, но при этом отсутствует срез в направлении толщины.

ФПК – технология, при которой не выкраивается поверхностный лоскут роговицы и не формируется роговичный карман, а роговица сразу снаружи обрабатывается излучением эксимерного лазера. При данной операции требуется дополнительно удалять верхние слои роговицы, так как устойчивый рефракционный эффект достигается только при изменении геометрии стромы (основного слоя роговицы).

В наших моделях диаметр лентиккулы при операции SMILE и диаметр абляции при операциях LASIK и ФПК – сравнимые параметры, так как они являются оптической зоной операции – той частью роговицы, которая подвергается обработке излучением и обуславливает рефракционный (оптический) эффект лазерной коррекции зрения. Толщина лентиккулы при операции SMILE и максимальная толщина (глубина) абляции роговицы при операциях LASIK и ФПК также являются сравнимыми параметрами (таблица).

Сравниваемые параметры в моделях LASIK, SMILE и ФПК

Сравниваемые параметры	LASIK	SMILE	ФПК
Толщина роговичного лоскута, мкм	120,0	–	–
Толщина роговичного клапана, мкм	–	120,0	–
Толщина лентиккулы, мкм	–	100,0	–
Толщина (глубина) абляции в центре, мкм	100	–	100
Диаметр лентиккулы, мм	–	6,5	–
Диаметр абляции, мм	6,5	–	6,5
Диаметр роговичного кармана, мм	–	7,9	–
Диаметр роговичного лоскута, мм	7,9	–	7,9

Результаты расчетов. Численные результаты показали, что при одинаковых параметрах напряжения в роговице, а также перемещения центральной части роговицы наибольшие в модели LASIK, затем в модели SMILE, затем в ФПК. При этом склера оказывает существенное влияние на напряженно-деформированное состояние составной оболочки. Проведение операции в более глубоких, внутренних слоях стромы, что характерно для SMILE, приводит к большим смещениям центральной части роговицы, т.е. позволяет скорректировать большие ошибки зрения. При равных значениях напряжений SMILE позволяет удалять больший слой роговичной ткани, чем LASIK, и сильнее изменять геометрию роговицы. Учет многослойной структуры роговицы показал, что наибольшие напряжения возникают в боуеновой и десцеметовой оболочках. В моделях LASIK и ФПК боуенова оболочка или срезается, или подвергается воздействию лазера, в то время как при SMILE данная оболочка сохраняется целой.

SMILE и ФПК можно рассматривать эквивалентными с точки зрения биомеханической стабильности. Преимуществом SMILE является возможность коррекции больших ошибок зрения по сравнению с ФПК при одинаковых входных данных операций.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 18-01-00832-а.

Список литературы

1. Качанов А.Б., Никулин С.А. Массовое выполнение технологии ReLEx® SMILE – эволюция методов хирургической коррекции близорукости // Пленарное заседание С.-Петерб. отделения Общества офтальмологов России. Бюллетень работы общества от 27.02.2018 г. – СПб., 2018.

2. Sekundo W., Kunert K.S., Blum M. Small incision corneal refractive surgery using the small incision lenticule extraction (SMILE) procedure for the correction of myopia and myopic astigmatism: results of a 6 month prospective study // Br. J. Ophthalmol. – 2011. – No. 95(3). DOI:10.1136/bjo.2009.174284

3. Reinstein D.Z., Archer T.J., Gobbe M. The key characteristics of corneal refractive surgery: biomechanics, spherical aberration, and cor-

neal sensitivity after SMILE // Small Incision Lenticule Extraction (SMILE) / ed. by W. Sekundo. – Springer, Cham-Heidelberg-New York-Dordrecht-London, 2015. – P. 123–142. DOI: 10.1007/978-3-319-18530-9

УДК 539.3

АЛГОРИТМ И МЕТОДИКА БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСТОЯНИЯ СТРУКТУР ГОЛОВЫ ПРИ ВНЕШНИХ ВОЗДЕЙСТВИЯХ

**П.И. Бегун¹, М.С. Белова², Л.Е. Малкова¹,
О.В. Тихоненкова¹**

*¹Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического
приборостроения, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербург,
petrbegun1114@mail.ru, krivohizhinaov@gmail.com*

*²Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»
им. В.И. Ульянова (Ленина), кафедра прикладной механики и инженерной графики,
Санкт-Петербург, belomar1998@gmail.com*

Разработан алгоритм построения моделей головы на основе обработки снимков компьютерных томограмм в программе Mimics, создания геометрической компьютерной модели в программе Solid Works и исследования НДС в структурах головы в программе Solid Works Simulation. Модели включают в себя кожу, череп, мозг, твердую, паутинную и мягкую оболочки мозга, серп большого мозга и турецкое седло. Вычисления проведены при импрессионной, инерционной и импульсной нагрузках.

Ключевые слова: голова, мозг, оболочки мозга, удар, ускорения, напряжения, перемещения.

Распространенными причинами смертности и инвалидности населения являются черепно-мозговые травмы, уступая только летальности от сердечно-сосудистых заболеваний. Для получения сведений о состоянии и реакции структур головы на внешнее воздействие необходимо создание модели, в которой предусмотрена сегментация на отделы и введены структуры, влияющие на распределение напряжения в структурах головного мозга при ударе и угловом ускорении [1]. Анализ работ по биомеханике травм головы в работе [2] позволяет сделать заключение, что почти все исследова-

ния по механике черепно-мозговых травм используют одну и ту же усредненную модель головы, представленную в работе [3]. Моделирование при использовании компьютерных программ Mimics и SolidWorks позволяет вводить в модель форму и геометрические размеры черепа и мозга конкретного человека.

В программном пакете SolidWorks построены три компьютерные модели головы на основе обработанных в программе Mimics снимков компьютерной томографии (КТ) пациента N. Модель 1 (рис. 1, *а*) включает в себя кожу, череп, мозг, твердую, паутинную и мягкую оболочки мозга. Модель 2, помимо перечисленных структур, входящих в модель 1, включает в себя серп большого мозга и турецкое седло (рис. 1, *б*). Серп большого мозга представлен в виде листка твердой оболочки, врезанного между двумя полушариями мозга. Турецкое седло представлено в виде углубления в кости черепа. Модель 3 включает патологическое образование глиобластома – злокачественное новообразование в мозге. Она представляет собой неполную сферу, которая заполняет полость в белом веществе мозга и вводится в модель на основе КТ.

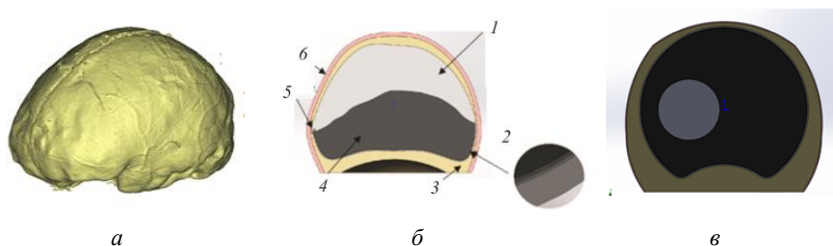


Рис. 1. Модели головы и головного мозга: *а* – 3D-модель мозга, построенная в среде Mimics Medical 21.0 по данным КТ; *б* – модель 2 (1 – серп большого мозга, 2 – оболочка мозга, 3 – кость черепа, 4 – мозг, 5 – турецкое седло, 6 – кожа головы); *в* – модель 3

Последовательность построения компьютерной геометрической модели головы рассмотрим на примере первой модели: 1) выделение тканей черепа и мозга по значениям рентгеновской плотности тканей в программе Mimics; 2) импорт масок черепа и мозга в программу SolidWorks и построение их твердотельных моделей; 3) в среде SolidWorks геометрические модели мозга и черепа делятся 15 плоскостями, параллельными друг другу в сагиттальном направлении и равноудаленными друг от друга; 4) на основе сече-

ний мозга и черепа с помощью функции «эквидистанта» строятся сечения для мягкой, твердой и паутинной мозговых оболочек, кожи и их геометрические твердотельные модели командой «бобышка по сечениям»; 5) сборка твердотельных моделей черепа, мозга, кожи и оболочек мозга: мягкой, твердой и паутинной (рис. 2). Поскольку мозговые оболочки обладают малой толщиной – от 0,11 до 4 мм и сходными параметрами ослабления рентгеновского излучения, они трудноразличимы на томограммах и их невозможно выделить алгоритмом, примененным для черепа и мозга.

При построении содержательной модели были введены следующие допущения: материалы мозга, оболочек мозга, кости черепа и кожи головы представляются сплошными, упругими, изотропными; модель имеет жесткое закрепление по торцевой поверхности среза кости черепа.

Механические свойства структурных слоев модели, принятые в соответствии с работой [2] (E – модуль нормальной упругости; ρ – плотность; ν – коэффициент Пуассона; h – толщина слоя): 1) кожа – $E = 16,7$ МПа, $\rho = 1000$ кг/м³, $\nu = 0,42$, $h = 0,5 \dots 4$ мм; 2) кость черепа – $E = 15\,000$ МПа, $\rho = 1510$ кг/м³, $\nu = 0,22$, $h = 1,9$ мм; 3) твердая мозговая оболочка – $E = 31,5$ МПа, $\rho = 1130$ кг/м³, $\nu = 0,45$, $h = 0,21$ мм; 4) паутинная мозговая оболочка – $E = 2100$ МПа, $\rho = 1000$ кг/м³, $\nu = 0,5$, $h = 0,11$ мм; 5) мягкая мозговая оболочка – $E = 11,5$ МПа, $\rho = 1130$ кг/м³, $\nu = 0,45$, $h = 0,15$ мм; 6) мозг – $E = 0,023$ МПа, $\rho = 1060$ кг/м³, $\nu = 0,5$.

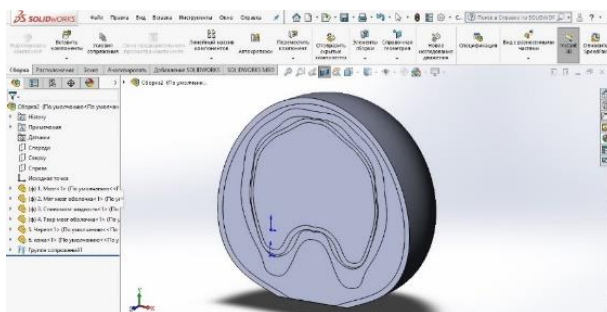


Рис. 2. Сборка структур головы в интерфейсе программы SolidWorks

Результаты вычислений в программе Simulation напряжений и перемещений в структурах головы в аксиальной, сагиттальной и

коронарной плоскостях при ударе во время ДТП при угловых ускорениях приведены в табл. 1 и 2.

Т а б л и ц а 1

Значения напряжений (кПа) в моделях 1, 2 при ударах
с ускорениями 1800 рад/с²

Исследуемые структуры	Аксиальная плоскость		Сагиттальная плоскость		Коронарная плоскость	
	Модель 1	Модель 2	Модель 1	Модель 2	Модель 1	Модель 2
Кожа	11,17	9,66	13,46	12,17	13,58	13,29
Кость черепа	43,4	36,7	47,7	40,1	45,03	43,11
Кожа	11,17	9,66	13,46	12,17	13,58	13,29
Кость черепа	43,4	36,7	47,7	40,1	45,03	43,11
Твердая оболочка	39,5	11,06	23,1	19,9	23,04	19,47
Паутинная оболочка	7,916	8,57	18,39	17,93	18,71	16,15
Мягкая оболочка	2,989	4,41	8,172	9,43	9,54	11,74
Мозг	4,039	5,19	2,242	4,33	2,751	2,19

Введение в модель головы серпа большого мозга и турецкого седла влечет за собой уменьшение значения напряжения в структурах кожи, кости черепа, твердой оболочки. Наиболее заметное изменение значения напряжения происходит в твердой оболочке при приложении углового ускорения в аксиальной плоскости. Это связано с увеличением площади структуры твердой оболочки при введении серпа большого мозга. Вблизи серпа и седла можно наблюдать перераспределение напряжения.

Значения напряжений и перемещений в модели 3 при ударе с угловыми ускорениями 1800 и 4000 рад/с² приведены в табл. 2.

Проведено сопоставление результатов вычислений с экспериментальными данными. Рассчитанные перемещения в мозговых

оболочках модели 3 при давлении 3 кПа (0,25–0,35мм) хорошо согласуются с экспериментальными данными [4] (0,29–0,42 мм).

Таблица 2

Значения напряжений σ (кПа) и перемещений (мм) в модели 3 при ударе с ускорениями 1800, 4000 рад/с²

Структура	Аксиальная плоскость				Коронарная плоскость			
	1800 рад/с ²		4000 рад/с ²		1800 рад/с ²		4000 рад/с ²	
	σ	u	σ	u	σ	u	σ	u
Кожа	4,06	0,04	7,5	1,03	3,28	2,33	7,17	5,64
Кость черепа	3,58	0,02	9,17	0,69	5,71	2,03	12,68	4,96
Твердая оболочка	3,89	0,01	8,89	0,24	8,34	2,01	18,52	4,92
Паутинная оболочка	1,76	0,01	3,06	0,19	3,27	1,96	7,27	4,8
Мягкая оболочка	2,04	0,01	2,77	0,15	3,16	1,93	7,03	4,76
Мозг	0,79	0,07	0,64	1,73	0,58	2,02	1,29	4,92
Глиобластома	0,5	0,07	0,59	1,27	0,42	1,67	0,97	4,46

Сопоставлены результаты вычислений экстремальных значений напряжений в модели 3 и при экспериментальных исследованиях [5] при ударе в лоб массой 5,59 кг со скоростью 9,94 м/с в течение 0,015 с: соответственно в мягкой оболочке – 165 кПа (150 кПа), в мозге – 22 кПа (25 кПа).

Список литературы

1. Development of a finite element head model for the study of impact head injury / B. Yang, K.-M. Tse, N. Chen [et. al] // BioMed Research International. – 2014. – Vol. 2014. – P. 14.
2. Продукт Meshlab [Электронный ресурс] // How to Fix your 3D-files with Meshlab Software. – URL: <https://www.sculpteo.com/blog/2017/10/10/how-to-fix-your-3d-files-with-meshlab-software/> (дата обращения: 01.04.20).
3. Продукт Mimics [Электронный ресурс] // Efficiently Turn Scans into Accurate Virtual 3D-models. – URL: <http://www.materialise.com/en/medical/software/mimics> (дата обращения: 01.04.20).
4. Продукт SolidWorks [Электронный ресурс] // Программное обеспечение для 3D-проектирования. – URL: <https://www.3ds.com/ru> (дата обращения: 01.04.20).

5. Journal of Biomechanics [Электронный ресурс]. – URL: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(14\)00152-3/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(14)00152-3/abstract) (дата обращения: 03.04.20).

УДК 539.3

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ТРОЙНОЙ ОСТЕОТОМИИ ТАЗА

**Н.М. Белокрылов¹, А.В. Сотин²,
А.Н. Белокрылов¹, Ф.А. Демидов²**

¹Краевая детская клиническая больница, Пермь, belokrylov1958@mail.ru

²Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, sotin@mail.ru

Улучшение результатов реконструкции тазобедренного сустава у детей старше 9 лет достигается при применении тройной остеотомии таза, позволяющей достичь наиболее оптимального анатомического результата. В подростковом возрасте тройная остеотомия таза при ее правильном проведении выгодно отличается от одинарной надвертлужной остеотомии подвздошной кости. Всесторонняя оценка данных клинических и лучевых методов исследования, применение CAS-технологий для планирования объема хирургического вмешательства делают лечение более эффективным. Сочетание тройной остеотомии таза с корригирующей остеотомией бедра дает наиболее полное анатомическое восстановление.

Ключевые слова: биомеханика, реконструкция тазобедренного сустава, система поддержки принятия решений, CAS-технологии.

Возможности реконструкции тазобедренного сустава при анатомических нарушениях его строения по мере роста ребенка снижаются. Главной проблемой становится то, что у детей старше 10 лет происходит замыкание Y-образного хряща, вертлужная впадина перестает расти и менять свою форму, а не устраненные к этому возрасту подвывихи головки бедра, нарушения конгруэнтности, нестабильность тазобедренного сустава, нарушения формы проксимального отдела бедренной кости создают условия для раннего развития коксартроза [1]. Дефицит покрытия и нарушение центрации головки бедра в вертлужной впадине приводят к нефизиологичному перераспределению функциональных нагрузок в су-

ставе, раннему износу хряща и повреждению подлежащих структур костной ткани [1, 2]. Хирургическим решением для детей старше 10 лет становится тройная остеотомия таза, предполагающая пересечение подвздошной, лонной и седалищной костей, что создает условия для вращения во всех направлениях мобилизованной вертлужной впадины. Нередко возникает вопрос о необходимости сочетания коррекции тазового и бедренного компонентов [3–6]. Также в хирургических кругах обсуждаются вопросы различных методик проведения подобных операций, возможности компенсации увеличенного шеечно-диафизарного угла за счет только тройной остеотомии таза, рассматривается эффективность применения этих методик при сопутствующих неврологических проявлениях [3, 5, 7, 8].

Основными задачами хирургического лечения являются улучшение биомеханических условий функционирования сустава и устранение клинических нарушений, вызванных остаточным подвывихом и ранним коксартрозом.

Развитие вычислительной техники и специализированного программного обеспечения способствует внедрению современных систем компьютерного моделирования хирургического вмешательства в клиническую практику [9–11]. В нашей работе система поддержки принятия решений базируется на виртуальной модели тазобедренного сустава, построенной по персональным данным компьютерной томографии в дооперационном периоде. Использование цифрового двойника позволяет на этапе планирования хирургического вмешательства оценить потенциал консервативного лечения пациента и определиться со сроками проведения операции.

При выборе хирургической тактики с помощью данного цифрового инструментария проводится изучение нагруженности элементов сустава для разных видов остеотомии таза, а в некоторых случаях, с целью снижения риска возникновения интраоперационных осложнений, на 3D-принтере изготавливается персональная модель тазобедренного сустава из полимерного материала.

Для расчета биомеханических последствий различных вариантов перемещения вертлужной впадины модель дополняется данными об упругих характеристиках хряща и костной ткани и расчетными значениями функциональных усилий мышечного каркаса с учетом весовых характеристик пациента. Реконструкция картины

распределения функциональной нагрузки в головке бедра и сочленяющихся с ней элементов вертлужной впадины позволяет принять обоснованное решение по направлению перемещения ацетабулярного компонента после его мобилизации.

Клиническая часть работы представлена опытом обследования и хирургического лечения методом тройной остеотомии таза на 85 суставах 80 больных (63 девочки и 17 мальчиков в возрасте от 9 до 18 лет). На 33 суставах проводили коррекцию только тазового компонента, на 52 – выполняли тройную остеотомию таза одновременно с корригирующей остеотомией бедра. Обследование больных проводили с помощью клинического и лучевого методов исследования (рентгенография, компьютерная томография, магниторезонансная томография). Оценку результатов хирургического лечения проводили с помощью балльной системы оценок Центрального института травматологии и ортопедии (Rus), системы комплексной оценки компенсации, шкал W.H. Harris и Tschauner. У 11 пациентов изучены биомеханические изменения показателей ходьбы на комплексе «Диаслед». Больные обследованы перед операцией и в сроки от 3 до 15 лет после оперативного лечения.

Благоприятными для лечения оказались пациенты, у которых степень костного покрытия головки составила $\frac{1}{2}$ и более; вертлужная впадина сохраняла свою сферичность и отчасти глубину, оставалась конгруэнтной головке бедра, а головка бедра при этом сохраняла округлую форму. Незначительная и умеренная вальгусная деформация шейки бедра (до шеечно-диафизарного угла в 145°) была нивелирована путем мобилизации только вертлужного компонента. Получено 98 % положительных результатов. Снижение результатов достигнутой центрации связано с изначально тяжелыми изменениями формы головки бедра или самой вертлужной впадины. В одном случае получен асептический некроз головки бедра. Замедление консолидации мы наблюдали на уровне седалищной кости у двух больных, на результат и сроки начала опоры это не влияло, в дальнейшем консолидация состоялась в сроки 1–2 года.

Во всех случаях достигнуто полное костное покрытие головки бедра вертлужной впадиной, достигнута конгруэнтность и стабильность в тазобедренном суставе, отмечена хорошая рентгенологическая центрация головки бедра с восстановлением шеечно-

диафизарного угла в случае его коррекции, сохранена или достигнута функционально выгодная амплитуда движений в тазобедренном суставе, восстановлена опороспособность оперированной конечности. Рентгенологически показано качественное улучшение стабильности пролеченных суставов. В отдаленном послеоперационном периоде все пациенты передвигаются без дополнительных средств опоры, амплитуда движений восстановилась у всех пациентов, существенно улучшилась стабильность тазобедренного сустава.

Мы полагаем, что технические трудности при проведении тройной остеотомии таза вполне устранимы, существуют медицинские возможности сделать этот метод безопасным, а клиническое использование CAS-технологий помогает увеличить эффективность лечения.

Список литературы

1. Клинико-биомеханические аспекты реконструкции тазобедренного сустава с применением тройной остеотомии таза у детей / Н.М. Белокрылов, Н.В. Полякова, Н.А. Пекк, А.В. Сотин, А.С. Скаковский // Медицинский альманах. – 2012. – № 1 (20). – С. 153–156.

2. Мицкевич В.А., Жилиев А.А., Попова Т.П. Клинико-биомеханическая оценка функции тазобедренного сустава при коксартрозе // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 1999. – № 4. – С. 38–43.

3. Белокрылов Н.М., Полякова Н.В., Пекк Н.А. Новый способ тройной остеотомии таза при одновременной реконструкции тазового и бедренного компонентов тазобедренного сустава // Гений ортопедии. – 2012. – № 2. – С. 11–15.

4. Показания и эффективность лечения детей с остаточной дисплазией тазобедренного сустава путем тройной остеотомии таза / В.В. Кожевников, Е.В. Ворончихин, Л.Г. Григоричева, М.Н. Лобанов, И.Н. Буркова // Детская хирургия. – 2017. – Т. 21, № 4. – С. 197–201.

5. Минаковский И.З., Белецкий А.В., Соколовский О.А. Клинические результаты тройной остеотомии таза при диспластическом коксартрозе у взрослых // Весці Нацыянальнай акадэміі навук Беларусі. Серыя медыцынскіх навук. – 2018. – Т. 15, № 1. – С. 55–67.

6. Kumar S.J., MacEwen G.D., Jaykumar A.S. Triple osteotomy of the innominate bone for the treatment of congenital hip dysplasia // J. of Pediatric Orthopaedics. – 1986. – Vol. 6, no. 4. – P. 393–398.

7. Mumura T. Triple pelvic osteotomy: Report of our mid-term results and review of literature // World J. of Orthopedics. – 2014. – Vol. 5, no. 1. – P. 14–22.

8. Triple pelvic osteotomy in complex hip dysplasia seen in neuromuscular and teratologic condition / G. Rebello, C. Zilkens, M. Dudda, T. Matheuey, Y.J. Kim // J. Pediatr. Orthop. – 2009. – Vol. 29(6). – P. 527–34.

9. Цифровые технологии в современной реконструктивной хирургии / О.Э. Карпов, С.С. Гаврюшин, М.Н. Замятин, С.А. Епифанов, С.С. Хрыков // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. – 2016. – Т. 11, № 2. – С. 3–8.

10. 3D-визуализация для планирования операций и выполнения хирургического вмешательства (CAS-технологии) / С.В. Щаденко, А.С. Горбачева, А.Р. Арсланова, И.В. Толмачев // Бюллетень сибирской медицины. – 2014. – Т. 13, № 4. – С. 165–171.

11. Математическое моделирование деструктивных и кистозных опухолеподобных процессов в проксимальном отделе бедра / Н.М. Белокрылов, А.В. Сотин, Ф.А. Демидов, А.Н. Белокрылов // Биология и экспериментальная медицина. Пермский медицинский журнал. – 2014. – Т. XXXI, № 1. – С 109–115.

МОДЕЛЬ ДЕФОРМИРОВАНИЯ ПРЕДВАРИТЕЛЬНО НАПРЯЖЕННОГО КОЖНОГО ПОКРОВА

И.В. Богачев, В.В. Дударев, Р.Д. Недин

*Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону,
bogachev89@yandex.ru, dudarev_vv@mail.ru, rdn90@bk.ru*

Рассмотрена задача моделирования кожного покрова в виде неоднородного по толщине вязкоупругого слоя, в свою очередь, состоящего из трех слоев, моделирующих подкожный жир, дерму и эпидермис. Слой считался предварительно напряженным в продольном направлении в результате проведения операции по лифтингу и последующей релаксации. Сформулирована обратная задача идентификации механических характеристик (комплексных аналогов параметров Ламе) и ПН на основе анализа акустического отклика при установившихся колебаниях. Построена вычислительная схема расчета колебаний и амплитудно-частотных характеристик на основе использования преобразования Фурье по продольной координате.

В результате использования различных режимов нагружения удалось построить поэтапную схему идентификации искомых функций и параметров. Приведены результаты вычислительных экспериментов.

Ключевые слова: кожный покров, предварительные напряжения, вязкоупругость, колебания.

В современных исследованиях [1, 2] подтверждается наличие предварительных напряжений (ПН) во многих биологических тканях. Причинами возникновения ПН могут быть как ростовые деформации, происходящие, например, в костной, хрящевой ткани, так и последствия травм и хирургических операций в мягких тканях. В частности, в качестве примера можно привести операцию лифтинга кожи [3], в рамках которой происходит сепарирование лоскута кожного покрова, который затем натягивается в одном направлении, избыток кожи иссекается, после чего разрез ушивается. При этом в процессе релаксации остаточные (предварительные) напряжения выходят на определенный уровень, который необходимо контролировать, чтобы не вызвать омертвление кожи (при чрезмерном натяжении) либо провисание (при недостаточном). Экспериментальные данные по исследованию деформации кожного покрова [3] позволяют сделать вывод, что он ведет себя как вязкоупру-

гий композиционный материал, состоящий из неоднородных слоев эпидермиса, дермы и подкожного жира, характеристики которых различаются. В связи с этим для диагностики кожного покрова, в том числе после операций, необходима разработка специальных моделей, учитывающих неоднородность, реологические свойства и возможное наличие ПН.

В данной работе в продолжение исследования [4] кожный покров моделируется как неоднородный по толщине вязкоупругий слой, состоящий из трех слоев (подкожный жир, дерма и эпидермис), толщины которых известны. Считается, что в результате операции лифтинга в кожном покрове имеется одноосное поле ПН, в процессе релаксации принявшее определенное значение. Механические характеристики и ПН считались переменными по поперечной координате.

На основе линеаризованной постановки задачи об установившихся колебаниях тела с ПН, с учетом, что слой заземлен на нижней грани и нагружен периодически меняющейся нагрузкой $qe^{-i\omega t}$ на верхней, постановка задачи после отделения временного множителя записана в случае плоской деформации:

$$\begin{aligned} T_{ij,j} + \rho\omega^2 u_i &= 0, \\ T_{11} &= \lambda(u_{1,1} + u_{2,2}) + 2\mu u_{1,1} + \sigma^0 u_{1,1}, \quad T_{22} = \lambda(u_{1,1} + u_{2,2}) + 2\mu u_{2,2}, \\ T_{12} &= \mu(u_{1,2} + u_{2,1}), \quad T_{21} = \mu(u_{1,2} + u_{2,1}) + \sigma^0 u_{2,1}, \\ u_1|_{x_2=0} &= u_2|_{x_2=0} = 0, \quad T_{12}|_{x_2=H} = q_1(x_1), \quad T_{22}|_{x_2=H} = q_2(x_1). \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь u_i – компоненты вектора перемещений, σ_{ij} – компоненты симметричного тензора напряжений Кирхгофа, T_{ij} – компоненты несимметричного добавочного тензора напряжений Пиолы, ρ – плотность, σ^0 – функция ПН.

Для описания реологических свойств кожи использована модель стандартного вязкоупругого тела [5]. С применением принципа соответствия к определяющим соотношениям из уравнений (1) функции параметров Ламе $\lambda(x_2), \mu(x_2)$ в них заменяются на

$$\text{функции комплексных модулей} \quad \lambda^*(x_2, i\omega) = \frac{i\omega\lambda_2(x_2) + \lambda_1(x_2)}{1 + i\omega},$$

$$\mu^*(x_2, i\omega) = \frac{i n \omega \mu_2(x_2) + \mu_1(x_2)}{1 + i n \omega}, \text{ зависящих от частоты колебаний.}$$

Функции $\lambda_1(x_2), \mu_1(x_2)$ и $\lambda_2(x_2), \mu_2(x_2)$ определяют длительные и мгновенные модули соответственно и являются кусочно-непрерывными функциями, n – время релаксации.

Как было отмечено выше, предварительное напряжение образуется в результате операции лифтинга, т.е. когда лоскут кожи подвергается фиксированной деформации ε_0 за счет того, что он сначала натягивается, излишки кожи иссекаются, а затем разрез ушивается [3] и в результате последующей релаксации предварительные напряжения достигают уровня $\sigma^0(x_2)$, который входит в уравнения (1):

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \sigma(x_2, t) = \frac{E_2(x_2)\varepsilon_0}{n} = \sigma^0(x_2), \quad (2)$$

где $E_2(x_2)$ – функция длительного модуля, связанная с функциями $\lambda_2(x_2), \mu_2(x_2)$ по обычным формулам для изотропного тела.

Постановка обратной задачи заключается в необходимости идентификации механических характеристик кожного покрова (комплексных аналогов параметров Ламе) и предварительного напряжения по дополнительной информации о полях смещений, измеренных на верхней части слоя в заданном частотном диапазоне.

Для исследования задачи использовано преобразование Фурье по продольной координате x_1 , затем задача сведена к каноническому виду задачи Коши и записана относительно безразмерных параметров и переменных:

$$\begin{aligned} \tilde{T}_{12,2} &= \alpha i \lambda^* \tilde{T}_{22} / (\lambda^* + 2\mu^*) + \left(\alpha^2 (4\mu^* (\lambda^* + \mu^*) / (\lambda^* + 2\mu^*) - \sigma^0) - \rho \kappa^2 \right) \tilde{U}_1, \\ \tilde{T}_{22,2} &= i \alpha \tilde{T}_{12} - (\rho \kappa^2 - \alpha^2 \sigma^0) \tilde{U}_2, \\ \tilde{U}_{2,2} &= \tilde{T}_{22} / (\lambda^* + 2\mu^*) + i \alpha \lambda^* \tilde{U}_1 / (\lambda^* + 2\mu^*), \quad \tilde{U}_{1,2} = \tilde{T}_{12} / \mu^* + i \alpha \tilde{U}_2, \\ \tilde{U}_1 \Big|_{x_2=0} &= \tilde{U}_2 \Big|_{x_2=0} = 0, \\ \tilde{T}_{12} \Big|_{x_2=1} &= \tilde{P}_1, \quad \tilde{T}_{22} \Big|_{x_2=1} = \tilde{P}_2. \end{aligned} \quad (3)$$

Представим функции, входящие в состав задачи (3), в виде разложений по параметру преобразования Фурье α , общий вид которых записан ниже:

$$\tilde{Z} = \tilde{Z}^{(0)} + \alpha \tilde{Z}^{(1)} + \alpha^2 \tilde{Z}^{(2)} + \dots \quad (4)$$

Затем, выписывая задачи при различных степенях α , получим, что в задачи при α^0 не входит ПН σ^0 , однако они являются несвязанными и для них можно построить схему последовательного определения функций λ^* , μ^* , как это сделано в работе [4]:

$$\begin{aligned} \alpha^0 : \tilde{T}_{12,2}^{(0)} &= -\rho\omega^2 \tilde{U}_1^{(0)}, \quad \tilde{T}_{22,2}^{(0)} = -\rho\omega^2 \tilde{U}_2^{(0)}, \\ \tilde{U}_{1,2}^{(0)} &= \tilde{T}_{12}^{(0)} / \mu^*, \quad \tilde{U}_{2,2}^{(0)} = \tilde{T}_{22}^{(0)} / (\lambda^* + 2\mu^*), \\ \tilde{U}_1^{(0)} \Big|_{x_2=0} &= \tilde{U}_2^{(0)} \Big|_{x_2=0} = 0, \quad \tilde{T}_{12}^{(0)} \Big|_{x_2=1} = \tilde{P}_1^{(0)}, \quad \tilde{T}_{22}^{(0)} \Big|_{x_2=1} = \tilde{P}_2^{(0)}. \end{aligned} \quad (5)$$

Искомая функция ПН σ^0 входит в задачу при α^2 , имеющую достаточно громоздкий вид, в которую также входят λ^* , μ^* . Таким образом, идентификация искомых параметров может проводиться в два этапа:

1. Идентификация функции μ^* и последующая идентификация функции λ^* из задач (5). Для этого удобно последовательно рассмотреть случаи точечного нагружения $P_1(x_1) = P\delta(x_1), P_2(x_1) = 0$ и $P_1(x_1) = 0, P_2(x_1) = P\delta(x_1)$, где $\delta(x_1)$ – дельта-функция Дирака, при которых трансформанты функций нагружения не будут зависеть от параметра преобразования, что упрощает процедуру разложения по параметру α .

2. Идентификация функции σ^0 с использованием найденных функций λ^* , μ^* . Для этого требуется решить прямые задачи определения функций-коэффициентов разложений вида (4) для перемещений и напряжений, а затем определить параметр начальной деформации ε_0 , подставляя соотношение (2) в задачу при α^2 . При этом требуется рассмотреть случай распределенной нагрузки

$$P_1(x_1) = 0, \quad P_2(x_1) = \begin{cases} \text{const}, x_1 \in [-c, c]; \\ 0, x_1 \notin [-c, c], \end{cases} \quad \text{симметричной относительно}$$

начала координат (четной), трансформанта Фурье которой является четной вещественной функцией, соответственно, в ее разложении (4) ненулевыми будут только коэффициенты при четных степенях α .

Также отметим, что ввиду нелинейности полученных краевых задач для их решения требуется использовать численные методы, в частности успешно зарекомендовавший себя метод пристрелки, для удобства реализации которого требуется отделить вещественные и мнимые части.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке РНФ (код проекта 18-71-10045).

Список литературы

1. Compression stiffening in biological tissues: On the possibility of classic elasticity origins / A. Engstrom, K. Pogoda, K. Cruz, P.A. Janmey, J.M. Schwarz // *Physical Review*. – 2019. – Vol. 99(5). – P. 052413.

2. Maas S., Ateshian G., Weiss J. A general framework for application of prestrain to computational models of biological materials // *Annual Review of Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 19(5). – P. 279–299.

3. Федоров А.Е., Лохов В.А. О применении теории вязкоупругости в эстетической хирургии // *Российский журнал биомеханики*. – 2003. – Т. 7, № 4. – С. 32–43.

4. Богачев И.В., Ватульян А.О., Дударев В.В. Об одном методе идентификации свойств многослойных мягких биологических тканей // *Российский журнал биомеханики*. – 2013. – Т. 13, № 3. – С. 37–48.

5. Кристенсен Р. Введение в теорию вязкоупругости. – М.: Мир, 1974. – 340 с.

ПРОЕКТИРОВАНИЕ И ОПТИМИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ДЛЯ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ

**П.В. Большаков^{1, 2}, И.С. Рагинов³, В.И. Егоров⁴,
Т.В. Балтина¹, А.А. Хабибуллин¹, Р.Н. Кашапов³,
Р.М. Кашапова³, О.А. Саченков^{1, 2}**

*¹Казанский федеральный университет, Институт математики
и механики, Казань, bolshakov-pavel@inbox.ru*

*²Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева, Казань*

³Казанский федеральный университет, Инженерный институт, Казань

⁴Федеральный центр токсикологической, радиационной и биологической безопасности, Казань

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: индивидуальный эндопротезирование, аддитивные технологии, оптимизация конструкции.

В настоящее время аддитивные технологии активно используются при изготовлении индивидуальных имплантатов. Наиболее широко используется технология селективного лазерного плавления. Данная технология позволяет изготавливать высокоточные имплантаты с развитой шероховатой поверхностью. Кроме того, одним из важных преимуществ данной технологии по сравнению с традиционными является возможность создания сетчатых структур с заданными параметрами ячеек. Ввиду этого во всем мире проводятся исследования по получению различных сетевых структур с использованием методов селективного лазерного плавления и их биомеханических свойств. Однако интерес не ослабевает из-за хорошего потенциала использования в биомедицине [1, 2]. С ростом технических возможностей в области вычислительной механики и качества компьютерной томографии широкое распространение получила медицина, основанная на пациентах [3, 4]. В настоящее время возможно не только моделирование хирургического лечения [5, 6], но и проектирование эндопротеза [3] и прогнозирование биомеханической реакции [7, 8]. Совместное использование КТ-данных паци-

ента, дизайн эндопротеза на основе пациента и аддитивное производство могут повысить качество ортопедического лечения.

Данная работа посвящена построению решетчатого эндопротеза для длинной кости. Клинически основная идея заключается в разработке конструкции, способной улучшить рост костей. В работе представлен алгоритм такого проектирования. Конструкция должна производиться методом аддитивного производства. Такой подход позволяет использовать не только металлические материалы, но и керамику и полимеры. Алгоритм основан на функции влияния как метод описания геометрии элементарной ячейки. Элементарная ячейка может быть описана рядом параметров. Функция влияния отображает параметры на локальные напряжения в конструкции. Изменение параметров влияет на распределение напряжений в эндопротезе. В работе в качестве элементарной ячейки использовалась бипирамида.

Геометрия эндопротеза состоит из шестиугольных бипирамид, имеющих круглое основание. Для описания геометрии имплантата использовался параметр λ – отношение радиуса основания к длине бипирамиды. Длина всей конструкции составляет 44 мм, длина сетчатой части 40 мм, ширина конструкции 6–8 мм, радиус сечения стержня 0,2 мм, материал для имплантата составлял 17–4 РН.

Численные исследования проводились с использованием метода конечных элементов. Для нахождения функции влияния исследована зависимость максимальных напряжений по Мизесу от λ . Затем выполняется оптимизация геометрии имплантата. Оптимизация состоит из двух этапов. На первом этапе параметр λ изменяется для каждой секции имплантата. На втором этапе удалялись мало нагруженные элементы.

В результате описана производственная конструкция. Была построена диаграмма для обоих этапов оптимизации при различных нижних пороговых напряжениях. Эта диаграмма позволяет определить положение Парето.

Имплантат был изготовлен и помещен в бедренную кость после ее деминерализации. Полученную конструкцию, состоящую из костных фрагментов, сопоставленных с имплантатом, пересеживали под кожу спины здоровых кроликов.

Благодарности. Работа осуществлена при финансовой поддержке РФФИ и Правительства Республики Татарстан в рамках научных проектов 18-41-160025.

Список литературы

1. Additive technologies for complete recovery of joint function in revision endoprosthesis surgery (experimental trial) / R.M. Tikhilov, V.A. Konev, I.I. Shubnyakov, A.O. Denisov, P.M. Mikhailova, S.S. Bilyk, A.N. Kovalenko, D.A. Starchik, R.M. Tihilov, I.I. Shubnjakov [et al.] // *Khirurgiya. Zhurnal Im. N.I. Pirogova*. – 2019. – Vol. 5. – P. 52–56.
2. Finite-element study of the customized implant for revision hip replacement / L. Maslov, P. Surkova, I. Maslova, D. Solovev, M. Zhmaylo, A. Kovalenko, S. Bilyk // *Vibroeng. PROCEDIA*. – 2019. – Vol. 26. – P. 40–45.
3. A mechanical analysis of femoral resurfacing implantation for osteonecrosis of the femoral head. / D. Sakagoshi, T. Kabata, Y. Umemoto, J. Sakamoto, K. Tomita // *J. Arthroplast.* – 2010. – Vol. 25. – P. 1282–1289.
4. Microstructural finite-element analysis of influence of bone density and histomorphometric parameters on mechanical behavior of mandibular cancellous bone structure / P. Marcián, Z. Florian, L. Horáčková, J. Kaiser, L. Borák // *Solid State Phenom.* – 2016. – Vol. 258. – P. 362–365.
5. Calcium Phosphate Bone Graft Substitutes with High Mechanical Load Capacity and High Degree of Interconnecting Porosity / G. Hettich, R.A. Schierjott, M. Epple, U. Gbureck, S. Heinemann, M. Jovein, T.M. Grupp, H. Mozaffari-Jovein // *Materials*. – 2019. – Vol. 12. – P. 3471.
6. Influence of bone density on morphologic cement penetration in minimally invasive tibial unicompartmental knee arthroplasty: An in vitro cadaver study / C.B. Scheele, M. Pietschmann, C. Schröder, I. Lazic, T.M. Grupp, P.E. Müller // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2019. – Vol. 14. – P. 331–339.
7. Mathematical model of cell transformations at bone tissue regeneration under altering biochemical medium with possible mechano-regulation / I.V. Kirpichev, D.I. Korovin, L.B. Maslov, N.G. Tomin // *Russ. J. Biomech.* – 2016. – Vol. 20. – P. 187–201.
8. Automatic processing and analysis of the quality healing of derma injury / E. Semenova, O. Gerasimov, E. Koroleva, N. Ahmetov, T. Baltina, O. Sachenkov // *Adv. Intell. Syst. Comput.* – 2019. – Vol. 83. – P. 107–113.

ТЕХНОЛОГИИ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА В ФИЗИОЛОГИИ ТРУДА

**Е.В. Бондарук¹, А.М. Герегей¹, А.В. Сотин³,
С.А. Калинина¹, А.Г. Меркулова^{1, 2}**

*¹Научно-исследовательский институт медицины труда
им. акад. Н.Ф. Измерова, Москва,*

²Сеченовский университет, Москва

*³Пермский национальный исследовательский
политехнический университет, Пермь, sotin@mail.ru*

Профилактика профессиональных заболеваний опорно-двигательного аппарата актуальна для работников всех сфер современной экономики. Проведение гигиенической оценки условий труда в России регламентируется рядом руководящих документов, в которых стандартизирована инструментальная база.

В связи с необходимостью повысить объективность результатов, полученных с помощью стандартизированной методической и инструментальной базы, проведен анализ современных зарубежных технологий и инструментов, адаптированных и применяемых для эргономического анализа и для решения задач, связанных с определением риска получения травм опорно-двигательного аппарата работника на производстве. В ходе проведенного исследования в производственных условиях оценена возможность применения технологии инерционного захвата движений для решения задач физиологии труда, в частности для проведения эргономического анализа.

Ключевые слова: эргономический анализ, биомеханический анализ, системы захвата движений, IMU-датчики, виртуальная реальность.

Вопросы, связанные с профилактикой профессиональных заболеваний опорно-двигательного аппарата, являются актуальными во всех сферах современной экономики [1]. Известно, что значительное влияние на работоспособность и здоровье работников оказывают эргономические характеристики их рабочих мест.

В Российской Федерации проведение гигиенической оценки условий труда регламентируется рядом руководящих документов [2, 3] и основывается в основном на исследовании эргометрических показателей. При этом эргономический анализ на рабочих местах основан на применении метода гониометрии – измерении угловых характеристик движений работников по видео- или фотоизображениям. В тех случаях, когда исследователю не представляется воз-

возможным провести фото- или видеофиксацию рабочих поз и движений (при работах в опасных условиях или ограниченном пространстве), основой для эргономического анализа служат субъективные показатели, зарегистрированные в ходе интервьюирования работников и их непосредственных руководителей. В связи с этим одной из немаловажных задач, стоящих перед специалистами в области физиологии труда, является поиск и внедрение объективных методов и современных инструментов эргономического анализа.

На сегодняшний день большинство технологий и средств измерений, используемых для эргономического, в частности биомеханического анализа, адаптированы применительно к зарубежным стандартизированным методикам определения риска возникновения травм опорно-двигательного аппарата работника, в том числе опросников REBA, RULA, OWAS, NIOSH, PDA, QEC, WMSDs, PLIBEL, OCRA и др. [4].

Для регистрации показателей, необходимых для выполнения таких исследований, за рубежом используют современное программное обеспечение (ПО), основанное на применении ряда технологий (таблица).

Для получения реалистичной 3D-модели рабочего пространства, имитации деятельности человека на рабочем месте и проведения эргономического анализа применяют технологию «оцифровывания» производства с использованием специализированного ПО: Tecnomatix Siemens, ViveLab Ergo и других, в сочетании с разнообразными инженерно-техническими программами и графическими редакторами.

Развитие технологии виртуальной реальности позволило разработать «модель цифрового манекена», которую успешно применяют при выполнении сценария трудовых операций для обучения операторов опасных профессий, что позволяет снизить риск возникновения ошибок, связанных с проектированием производства и человеческим фактором.

Технология оптического захвата движений позволяет осуществлять эргономических анализ с помощью специальных видеокамер, а в современных версиях – камер мобильных устройств со специализированным приложением. Например, искусственный интеллект ПО Humantech System позволяет автоматически производить расчет рисков возникновения травм опорно-двигательного

аппарата работника по стандартизированным методикам [4] при помощи камеры мобильного устройства.

Технология инерциального захвата движений позволяет осуществить измерение угловых характеристик движений человека, а программное обеспечение Xsens позволяет производить анализ данных, зарегистрированных дистанционно.

С целью выявления возможности и целесообразности применения современных технологий в интересах физиологии труда нами было проведено исследование, которое заключалось в гигиенической оценке показателей тяжести трудового процесса специалиста по управлению высотной техникой и оператора склада в логистическом центре дистрибуции спортивных товаров двумя способами: с помощью стандартных инструментов [2] и с применением технологии захвата движений, основанной на использовании IMU-датчиков. Для исследования возможности оценки показателей тяжести труда с помощью системы захвата движений была применена система Xsens с беспроводными IMU-датчиками Awinda, регистрирующая показатели амплитуды движений работника во время выполнения трудовых операций.

Технологии и ПО, используемые для проведения эргономического анализа

Название технологии	Принцип действия	Программное обеспечение
«Оцифровывание» производства	Визуализация и моделирование рабочего пространства и человека в виртуальной среде.	Tecnomatix, Siemens, ViveLab Ergo, Planner 5D, Homestyler, Personal Designer, Autodesk AutoCAD, Solid Edge, Solid Works, Catia, Unigraphics, Pro/Engineer, Euclid и др.
Виртуальная реальность	«Модель цифрового манекена» в рабочем пространстве со сценарием трудовых операций	Human Ergonomics Evaluation, Virtual Manikin TechViz и др.
Оптический захват движения	Оптические маркеры, камеры для захвата движений	Humantech System, Dartfish, Vicon, PhaseSpace, OptiTrack, Noraxon и др.
Инерциальный захват движения	IMU-датчики для захвата движений	Noraxon, Xsens и др.

Производственные условия и правила техники безопасности на рабочем месте специалиста по управлению высотной техникой не позволили исследователям присутствовать при выполнении трудовой операции по расстановке коробов на высотные стеллажи, поэтому оценку основных показателей проводили путем интервьюирования. При этом с использованием технологии инерционного захвата движений удалось дистанционно зарегистрировать количественные показатели биомеханических характеристик движений работника при работе на высоте. В случаях, когда удавалось зарегистрировать показатели с использованием обоих способов, наблюдали высокую степень расхождения результатов (по некоторым показателям расхождение составляло до 30 %).

Таким образом, в ходе проведенного нами исследования была установлена возможность применения технологии инерционного захвата движений для эргономического анализа. Внедрение современных технологий для биомеханического анализа движений позволит существенно повысить уровень объективности и надежности проводимых исследований в области физиологии труда, в частности при проведении эргономического анализа в производственных условиях.

Список литературы

1. Бухтияров И.В., Юшкова О.И., Шардакова Э.Ф. Актуальные проблемы физиологии труда и профилактической эргономики // Медицина труда и промышленная экология. – 2017. – № 9. – С. 32–33.
2. Р 2.2.2006-05. Гигиеническая оценка факторов рабочей среды и трудового процесса. Критерии и классификация условий труда // Бюллетень нормативных и методических документов Госсанэпиднадзора. – М., 2005. – Вып. 3 (21).
3. О специальной оценке условий труда: Федеральный закон от 28.12.2013 № 426-ФЗ. – М., 2014.
4. McAtamney L., Corlett N. Handbook of human factors and ergonomics methods. – CRC Press, 2004. – 681 p.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ И ЭКСОСКЕЛЕТА В МОДЕЛИ ЧЕЛОВЕКО-МАШИННОЙ УПРАВЛЯЕМОЙ СИСТЕМЫ

А.В. Борисов¹, Л.В. Кончина¹, К.С. Маслова¹, А.В. Чигарев²

*¹Филиал Национального исследовательского университета «МЭИ» в г. Смоленске,
кафедра технологических машин и оборудования, Смоленск, BorisowAndrej@yandex.ru*

*²Белорусский государственный университет, кафедра био- и наномеханики,
Минск, chigarevanatoli@yandex.by*

Описывается трехмерная модель экзоскелета с пятью звеньями переменной длины. Каждое звено экзоскелета состоит из двух участков постоянной длины, имеющих массу, и одного невесомого участка между ними, изменяющего свою длину. Звенья соединяются между собой при помощи комбинации двух цилиндрических шарниров, оси вращения которых взаимно перпендикулярны. Такая конструкция соединения звеньев обеспечивает необходимую подвижность звеньев при высокой механической прочности и надежности. Составлена система дифференциальных уравнений движения, которая представлена в обобщенном векторно-матричном виде. Большое внимание уделено возможности реального применения предложенной модели экзоскелета, социальным и экономическим эффектам, возникающим при ее практическом использовании.

Ключевые слова: экзоскелет, эндоскелет, шарнир, звено переменной длины, привод.

Создание комфортной окружающей среды для лиц с ограниченными двигательными возможностями с помощью экзоскелетов позволит вернуть их к полноценной жизни. В этом плане экзоскелет имеет не только медицинское, но и важное социально-экономическое значение, позволяет социализировать и вернуть к активной полноценной трудовой деятельности инвалидов, ранее не имевших такой возможности. Исходя из этого, применение экзоскелетов возможно не только в промышленности, но и в восстановительных и геронтологических центрах России. Следовательно, моделирование движений человеко-машинных систем в виде многозвенных пространственных антропоморфных механизмов со звеньями переменной длины, с учетом упругих элементов, электродвигателей для изменения конфигурации звеньев и управляемого изменения длин звеньев является важной задачей, имеющей много

практических приложений, что определяет актуальность темы исследования. Значимость заключается в разработке нового класса транспортных роботизированных устройств антропоморфной структуры, создании их пространственных моделей и синтезе новых алгоритмов управления движением, исследовании передвижения механизмов по поверхности и совместного функционирования человеко-машинной системы, синхронизации эндоскелета и экзоскелета, изучении влияния запаздывания экзоскелета.

Модель экзоскелета состоит из звеньев переменной длины (рисунок), соединенных комбинацией двух цилиндрических шарниров, обеспечивающих необходимую подвижность соединения звеньев для антропоморфного движения.

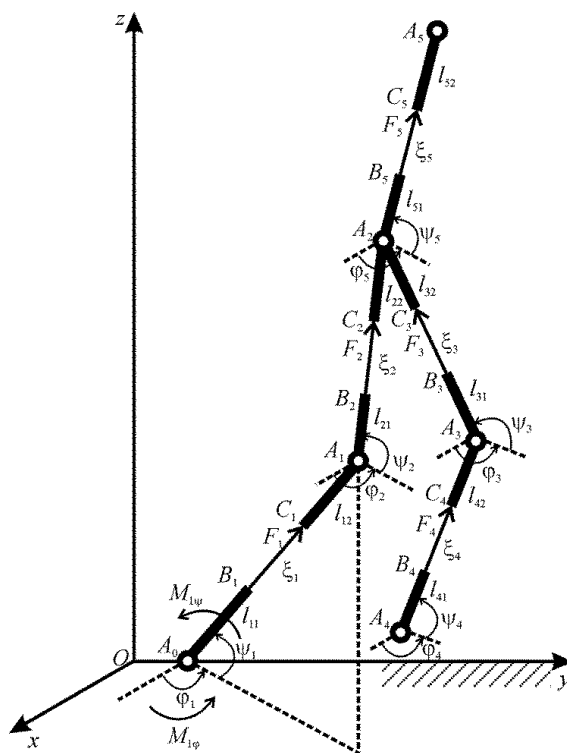


Рис. Пространственная модель экзоскелета с пятью звеньями переменной длины

Каждое звено переменной длины состоит из невесомой части, способной изменять свою длину, и двух весомых абсолютно жестких частей длинами l_{ij} ($i = 1, 2, \dots, 5$ – количество звеньев; $j = 1, 2$ – номера весомых участков), совершающих движение относительно друг друга вдоль прямой, проходящей через начало и конец звена. Иными словами, изменение длины звена реализуется за счет относительного движения весомых участков вдоль направления звена на участке $B_i C_i = \xi_i(t)$ ($i = 1, 2, \dots, 5$). Каждое последующее звено соединяется с предыдущим с помощью комбинации двух цилиндрических шарниров, взаимно перпендикулярных друг другу и обеспечивающих реализацию необходимой подвижности звеньев. Первое звено соединено шарнирно с неподвижной опорой.

Положение механизма однозначно определяется углами между звеньями $\varphi_i(t)$, $\psi_i(t)$ и переменными длинами участков звеньев $\xi_i(t)$ ($i = 1, 2, \dots, 5$). Рассматриваемая пространственная модель экзоскелета имеет пятнадцать степеней свободы.

Массы весомых абсолютно твердых участков звеньев $A_i B_i - m_{i1}$; моменты инерции относительно оси, проходящей через его центр масс перпендикулярно плоскости движения, – I_{i1} ; массы участков $C_i A_{i+1} - m_{i2}$; моменты инерции относительно оси, проходящей через его конец перпендикулярно плоскости движения, – I_{i2} . Плотность материала, из которого изготовлен j -й весомый участок i -го звена, – ρ_{ij} ($i = 1, 2, \dots, 5$; $j = 1, 2$).

Кинетическая энергия звеньев складывается из энергий весомых участков звеньев $A_i B_i$ и $C_i A_{i+1}$, которые совершают сложное движение: вращательное вокруг полюса, находящегося в точке прикрепления к предыдущему звену, и поступательное вдоль направления звена.

Дифференциальные уравнения движения механизма в обобщенном векторно-матричном виде представлены ниже:

$$\begin{aligned} & \mathbf{A}_k(\varphi, \psi, \xi) \ddot{\varphi} + \mathbf{B}_k(\varphi, \psi, \xi) \ddot{\psi} + \mathbf{C}_k(\varphi, \psi, \xi) \ddot{\xi} + \mathbf{D}_k(\varphi, \psi, \xi) \dot{\varphi} \dot{\varphi} + \\ & + \mathbf{E}_k(\varphi, \psi, \xi) \dot{\psi} \dot{\psi} + 2\mathbf{F}_k(\varphi, \psi, \xi) \dot{\varphi} \dot{\xi} + \\ & + 2\mathbf{G}_k(\varphi, \psi, \xi) \dot{\psi} \dot{\xi} + 2\mathbf{H}_k(\varphi, \psi, \xi) \dot{\psi} \dot{\xi} + g\mathbf{K}_k(\psi) = \mathbf{M}_k(\varphi, \psi, \xi), \end{aligned}$$

где нижние индексы у матриц указывают на описание соответствующей обобщенной координаты: $k = 1, \dots, 3$, где 1 соответствует обобщенной координате φ , 2 – ψ , 3 – ξ ; φ, ψ – векторы углов, $\varphi = (\varphi_1, \dots, \varphi_n)^T$,

$\Psi = (\psi_1, \dots, \psi_n)^T$; ξ – вектор участков переменной длины звеньев, $\xi = (\xi_1, \dots, \xi_n)^T$; $\ddot{\phi}$ – вектор угловых скоростей; $\dot{\phi}$ – вектор угловых ускорений; $\dot{\Phi} = \text{diag}(\dot{\phi}_1, \dots, \dot{\phi}_n)$ – диагональная матрица; $\mathbf{M}$ – векторы управляющих моментов и сил на участке переменной длины звена; $\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{G}, \mathbf{H}$ – матрицы, учитывающие инерционные свойства системы; $\mathbf{C}, \mathbf{K}$ – матрицы, определяемые моментами силы тяжести; $\mathbf{D}, \mathbf{E}, \mathbf{F}$ – матрицы, учитывающие переменную длину звеньев.

На полученной модели отрабатываются вопросы синтеза траектории движения для каждого звена, управления движением, проводится оценка энергетики движения, совместного функционирования человека и экзоскелета, синхронизация движений, пути минимизации запаздывания экзоскелета.

Полученные результаты могут быть использованы на практике при создании человеко-машинной системы в виде пространственного механизма с управляемыми изменениями длин звеньев в качестве вспомогательного или основного средства для перемещения и выполнения различных физических нагрузок с целью их уменьшения на опорно-двигательный аппарат человека. Кроме того, полученная модель механизма будет применима при компенсации движений людьми с заболеваниями опорно-двигательного аппарата, восстанавливая или полностью замещая двигательные функции опорно-двигательного аппарата человека. Возможно применение в медицине при реабилитации больных, для тренировки мышц, восстановления разорванных нейронных связей, например у постинсультных больных. Может использоваться в качестве вспомогательного устройства, усиливающего силовые возможности человека на производстве при переносе тяжестей, увеличивая полезную нагрузку, повышая выносливость рабочего и предохраняя от травм опорно-двигательный аппарат. Механизм с управляемыми изменениями длин звеньев применим в медицинских учреждениях при уходе за лежачими больными, для хирургов во время длительных операций, в промышленности, сельском хозяйстве, в армии – везде, где человеку приходится переносить тяжести или длительное время находиться в одной позе.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ и Смоленской области в рамках научного проекта № 19-48-670002. The reported study was funded by RFBR and Smolensk region, project number 19-48-670002.

Список литературы

1. Борисов А.В., Розенблат Г.М. Матричный метод составления дифференциальных уравнений движения экзоскелета и управление им // Прикладная математика и механика. – 2017. – Т. 81, № 5. – С. 511–522.
2. Борисов А.В., Розенблат Г.М. Моделирование динамики экзоскелета с управляемыми моментами в суставах и переменной длиной звеньев с использованием рекуррентного метода составления дифференциальных уравнений движения // Известия РАН. Теория и системы управления. – 2018. – № 2. – С. 148–174.

УДК 534/539:[57+61]

МОДАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ КОЛЕБАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ СРЕДНЕГО УХА: ВЛИЯНИЕ ПАТОЛОГИИ ТИМПАНАЛЬНОЙ МЕМБРАНЫ И МИРИНГОПЛАСТИКИ

**С.М. Босяков¹, Г.И. Михасев², К.С. Юркевич²
Л.Г. Петрова³, М.М. Майсюк⁴**

¹Белорусский государственный университет, кафедра теоретической
и прикладной механики, Минск, bosiakov@bsu.by

²Белорусский государственный университет, кафедра биомеханики и наномеханики,
Минск, mikhasev@bsu.by, YurkevichKS@bsu.by

³Белорусская медицинская академия последипломного образования,
кафедра оториноларингологии, Минск, bsm21@mail.ru

⁴Республиканский научно-практический центр оториноларингологии,
оториноларингологическое отделение для детей стационара,
Минск, merylmmm@mail.ru

Ретракционный карман представляет собой патологическое втягивание барабанной перепонки в пространстве среднего уха. Целью настоящей работы является определение спектров собственных частот свободных колебаний среднего уха в норме, среднего уха с ретракционным карманом на различных стадиях, среднего уха с установленным хрящевым трансплантатом на основании конечно-элементного моделирования. Патологические изменения описываются нелинейным изменением модуля упругости и коэффициента Пуассона барабанной перепонки.

В качестве величин, характеризующих слуховую проводимость колебательной системы среднего уха, рассматриваются собственные частоты свободных колебаний. Установлено, что толщина трансплантата, устанавливаемого после удаления фиксированного ретракционного кармана, составляет $0,193 \pm 0,031$ мм. Полученные результаты могут быть использованы при планировании хирургических операций по восстановлению целостности барабанной перепонки.

Ключевые слова: среднее ухо, тимпанальная мембрана, ретракционный карман, собственные частоты свободных колебаний, хрящевой трансплантат.

Одним из нарушений звуковой проводимости среднего уха является возникновение ретракционного кармана области *pars tensa* тимпанальной мембраны (патологическое втягивание барабанной перепонки в тимпанальную полость). Ранние ретракционные карманы могут быть полностью устранены медикаментозным лечением, фиксированные ретракционные карманы, как правило, требуют хирургического вмешательства. Целью настоящей работы является определение спектров собственных частот свободных колебаний среднего уха в норме, среднего уха с очагом патологии тимпанальной мембраны, среднего уха с установленным хрящевым трансплантатом на область задневерхнего квадранта на основании конечно-элементного моделирования. На основании сравнительного анализа спектров собственных частот выполнена оценка толщины хрящевого трансплантата для реконструкции задневерхнего квадранта барабанной перепонки после удаления ретракционного кармана.

Модель среднего уха. Твердотельные модели тимпанальной мембраны, молоточка, наковальни и стремени разработаны на основании томографических данных, причем тимпанальная мембрана имеет слоистую структуру. Тимпанальная мембрана закреплена в тимпанальном кольце, которое жестко заделано по контуру. Закрепление отсутствует в передней части тимпанальной мембраны, где тимпанальное кольцо разделяет тимпанальную мембрану на две области *pars tensa* и *pars flaccida*. Кроме этого, модель среднего уха в соответствующих точках удерживается сухожилиями, связками и мышцами. Твердотельная модель среднего уха представлена на рисунке.

Геометрические параметры элементов твердотельной модели среднего уха с высокой точностью соответствуют данным, принятым в работах [1–3] для аналогичных моделей. Модули упругости, коэффициент Пуассона и плотности элементов модели принимают значения, систематизированные в исследованиях [1, 2]. Тимпанальное кольцо упруго закреплено по боковому контуру, торцы связок зафиксированы. Также жестко заделаны узлы, расположенные на внешней поверхности кольцевой связки стремени.

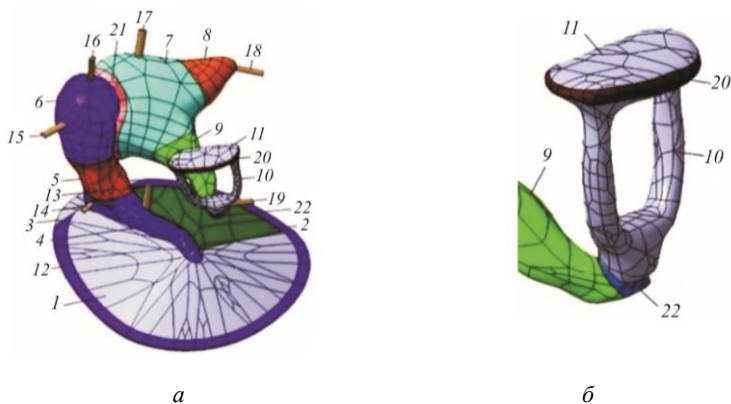


Рис. Твёрдотельная модель среднего уха (а) и область наковальне-стремени-
сустава (б): 1 – область *pars tensa* ТМ; 2 – задневерхний квадрант ТМ;
3 – область *pars flaccida* ТМ; 4 – рукоятка молоточка; 5 – шейка молоточка;
6 – головка молоточка; 7 – тело наковальни; 8 – короткий отросток наковальни;
9 – длинный отросток наковальни; 10 – стремя; 11 – основание подножной
пластины стремени; 12 – тимпанальное кольцо; 13 – *tensor tympani*
(сухожилие, натягивающее барабанную перепонку); 14 – передняя
молоточковая связка; 15 – задняя (латеральная) молоточковая связка;
16 – верхняя молоточковая связка; 17 – передняя связка наковальни;
18 – задняя связка наковальни; 19 – сухожилие стремени; 20 – кольцевая
связка стремени; 21 – молоточковонаковаленный сустав;
22 – стремянаковаленный сустав

Моделирование патологии тимпанальной мембраны. Воз-
никновение ретракционного кармана задается изменением модуля
упругости и коэффициента Пуассона в области задневерхнего
квадранта в соответствии со следующими функциями:

$$E_{psq} = E_{pt}^{(n)} - \left(E_{pt}^{(n)} - E_{pt} \right) \exp \left(-k_x (x - x_0)^2 - k_y (y - y_0)^2 \right),$$

$$\nu_{psq} = \nu_{pt}^{(n)} - \left(\nu_{pt}^{(n)} - \nu_{pt} \right) \exp \left(-k_x (x - x_0)^2 - k_y (y - y_0)^2 \right),$$

где E_{psq} , ν_{psq} – модуль упругости и коэффициент Пуассона задне-
верхнего квадранта; $E_{pt}^{(n)}$, $\nu_{pt}^{(n)}$ – модуль упругости РТ среднего уха
в норме; E_{pt} , ν_{pt} – модуль упругости в очаге патологии задневерхне-
го квадранта; k_x , k_y – коэффициенты, описывающие изменение

упругих свойств задневерхнего квадранта; (x_0, y_0) – координаты точки очага патологии на задневерхнем квадранте.

Оценка толщины хрящевого трансплантата. Проведение операции по восстановлению целостности тимпанальной мембраны моделируется удалением задневерхнего квадранта с последующим наложением хрящевого трансплантата различной толщины. Установка трансплантата осуществляется в соответствии с протоколом, применяемым в ходе проведения хирургической операции по устранению ретракционных карманов на различной стадии. Участки трансплантата, содержащие прямолинейные грани, располагаются на ножке молоточка и на неповрежденной части тимпанальной мембраны (части *pars flaccida*). Участок трансплантата, содержащий криволинейную грань, располагается на тимпанальном кольце. Толщина трансплантата принимает значения, равные 150, 250, 500 и 750 мкм. Для определения толщины трансплантата использованы условия равенства частот свободных колебаний для соответствующих главных форм колебаний среднего уха в норме и среднего уха с установленным на задневерхний квадрант хрящевым трансплантатом указанной толщины, сформулированные на основании функций регрессии.

Выводы. Полученные в работе результаты расчета спектров собственных частот среднего уха в норме и среднего уха с патологическими изменениями упругих свойств показывают, что использовать хрящевой трансплантат на ранней стадии возникновения ретракционного кармана (при возникновении очага патологии) нецелесообразно. В этом случае следует рекомендовать медикаментозное лечение. Этот вывод соответствует результатам работы [3] о том, что нет необходимости в хирургическом вмешательстве для компенсации слуховой проводимости среднего уха на ранней стадии образования ретракционного кармана.

При удалении фиксированных ретракционных карманов и последующей хирургической операции по восстановлению целостности тимпанальной мембраны наиболее эффективно использовать хрящевой трансплантат толщиной около 0,2 мм. Такая толщина трансплантата обеспечивает практически полное совпадение спектров собственных частот свободных колебаний среднего уха в норме и среднего уха после трансплантации. Это подтверждается результатами экспериментальной работы [4], посвященной опреде-

лению частотно-амплитудной характеристики тимпанальной мембраны после установки различных трансплантатов.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Президента Республики Беларусь в области науки.

Список литературы

1. Gan R.Z., Feng B., Sun Q. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2004. – Vol. 32, no. 6. – P. 847–859.

2. An advanced computer-aided geometric modeling and fabrication method for human middle ear / Q. Sun, K.-H. Chang, K.J. Dormer, Jr.R.K. Dyer, R.Z. Gan // *Medical Engineering and Physics*. – 2002. – Vol. 24, no. 9. – P. 595–605.

3. Cassano M., Cassano P. Retraction pockets of pars tensa in pediatric patients: Clinical evolution and treatment // *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. – 2010. – Vol. 74, no. 2. – P. 178–182.

4. Acoustic properties of different cartilage reconstruction techniques of the tympanic membrane / D. Mürbe, Th. Zahnert, M. Bornitz, K-B. Hüttenbrink // *Laryngoscope*. – 2002. – Vol. 112, no. 10. – P. 1769–1776.

УДК 539.3+577

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ КОНТРОЛИРУЕМОЙ ДЕФОРМАЦИИ ЭМБРИОНАЛЬНЫХ ТКАНЕЙ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МЕХАНОЗАВИСИМЫХ ДВИЖЕНИЙ КЛЕТОК

Д.В. Бредов, И.В. Володяев

*Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва,
d2707bredov@yandex.ru, ivolodyaev@gmail.com*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: морфогенез, механобиология, биология развития, клеточные движения.

Процессы морфогенеза в индивидуальном развитии сопровождаются значительными деформациями тканей. Поскольку источником деформации объекта является механическая сила, детальное изучение механизмов морфогенеза должно включать в себя исследование локализации и возникновения сил, приводящих к этим деформациям. Ключевой категорией процессов, способных изменить локализацию сил в ткани, являются различные виды клеточных движений, переупаковок и вытекающие из них микродеформации внутри ткани. К ним относятся собственно клеточные движения, в том числе направленная миграция клеток, клеточные переупаковки и деления. Отдельного внимания заслуживают исследования, продемонстрировавшие, что, хотя отдельные клетки (и даже небольшие клеточные группы) сохраняют клеточную полярность и способность к локомоции, они оказываются неспособны поддерживать преимущественное направление в отсутствие механического взаимодействия клеток внутри пласта через клеточные контакты [1]. Более детальные эксперименты позволяют предположить, что механическая сила может инициировать внутриклеточные перестройки (изменение локализации белков, сигнальных комплексов и пр.), влияющие на деление клеток [2] и их подвижность внутри ткани [3].

Механические стимулы способны не только поддерживать клеточные движения в тех тканях, где они происходят в нормальном развитии [4], но и индуцировать их в эктопических участках [5]. В пользу предположения, что обнаруженные механозависимые движения играют важную роль в нормальном развитии, свидетельствуют данные, что для инициации выраженного кооперативного ответа достаточно сил, развиваемых самими клетками [6]. Рассмотрение данных работ в контексте обнаруженных более 40 лет назад глобальных стадийспецифичных паттернов механических напряжений [7] позволяет выдвинуть гипотезу об определяющей роли механических сил в координации коллективных клеточных движений в ходе гаструляции. Экспериментальное подтверждение этой гипотезы требует наличия воспроизводимой экспериментальной модели механозависимых коллективных движений клеток в раннем развитии.

Данная работа посвящена разработке методики контролируемой деформации эксплантатов эмбриональной ткани и исследованию с ее помощью механозависимых движений клеток внутри эксплантата. Для этой цели была разработана установка для автомати-

зированной одноосевой деформации эластичных субстратов (патент № 2723726). Эластичный субстрат и оптимальный протокол нанесения адгезионного покрытия были подобраны на основании литературных данных [2, 8]. В качестве эластичного субстрата был выбран полидиметилсилоксан (ПДМС), так как он сочетает в себе оптическую прозрачность, нетоксичность и низкую автофлуоресценцию с возможностью модификации (изначально) гидрофобной поверхности для нанесения специфического белкового покрытия. Последнее необходимо, чтобы обеспечить адгезию эксплантатов ткани к субстрату и передачу деформации субстрата на эксплантат. В качестве адгезионного покрытия выбран фибронектин человека с конечной концентрацией 1 мг/мл (кат. номер: H Fne-C, ООО «Имтек») [9]. Для этого вырезали фрагмент сверхтонкой эластичной пленки Gel-Pak PF-40-X0 с необходимыми геометрическими размерами, снимали защитный слой и с помощью пинцета переносили пленку в пластиковую чашку Петри с 70%-ным этанолом, после чего инкубировали в течение 10 минут на качалке для удаления остатков липкого основания защитного слоя. Затем пленку перенесли в сухую крышку чашки Петри и сушили под ламинаром. После полного высыхания спирта пленку облучали под УФ-лампой ламинара на расстоянии 3 см от лампы в течение 30 минут для гидрофилизации поверхностного слоя. Затем в центральную часть каждой пленки наносили по 4 аликвоты в 10 мкл фибронектина человека с концентрацией 1 мг/мл и оставляли инкубироваться на ночь при +4 °С. На следующий день удаляли избыток раствора фибронектина, устанавливали на пленку бортики из PDMS с помощью силиконовой смазки (Dow Corning High Vacuum Grease) и заливали полувывшуюся камеру 1×MMR.

Для регистрации движений клеток предварительно визуализировали клеточные границы и клеточные ядра путем микроинъекции мРНК двух флуоресцентных маркеров (мембранного GAP43-GFP и ядерного H2B-mCherry) в эмбрионы на стадиях от зиготы до четырех бластомеров. После инъекции эмбрионы культивировали до наступления стадии 10,5–11 (согласно работе [10]), затем эксплантировали у каждого из зародышей фрагмент ткани (крышу бластоцеля), переносили его в инкубационную камеру и аккуратно прижимали к поверхности субстрата покровным стеклом на силиконовых ножках. Прижатый фрагмент ткани инкубировали в течение

2 часов для стимуляции адгезии клеток эксплантата к матриксу. Эффективность прикрепления эксплантатов определяли по ослаблению адгезии при растяжении камеры на 20 % с помощью установки для автоматизированной одноосевой деформации. Мы установили, что при выбранных концентрации фибронектина и протоколе его нанесения на субстрат в подавляющем большинстве случаев эксплантаты сохраняют адгезию после растяжения, однако растяжение субстрата передается на эксплантаты с эффективностью $54,7 \pm 26,5$ %, что в целом согласуется с описанными в литературе данными (от 56 до $77,2 \pm 20,4$ % [2, 11]).

Регистрацию движений клеток первично осуществили на интактных эмбрионах (т.е. в ходе нормального развития) для последующего сравнения наблюдаемых в эксплантатах движений клеток с таковыми в нормальном развитии. Для этого выбранные регионы интактных эмбрионов на стадии 10,5–11 (согласно работе [10]) подвергали цейтраферной микрофотосъемке на лазерном сканирующем конфокальном микроскопе и полученные кадры анализировали с помощью специального ПО [12]. Анализ временной динамики смещений клеток для различных регионов исследуемой области позволил выявить неоднородность скорости смещений клеток вдоль медиолатеральной оси зародыша.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научных проектов №№ 20-01-00329 и 19-34-90191.

Авторы выражают благодарность доктору Dietmar Gradl (Karlsruher Institut für Technologie) за любезно предоставленные плазмиды GAP43-GFP и H2B-mCherry; Станиславу Валерьевичу Кремневу за неоценимую помощь при синтезе РНК флуоресцентных маркеров; Наталье Николаевне Лучинской за помощь в инъекции флуоресцентных маркеров и Михаилу Михайловичу Мойсеновичу за помощь в реализации проекта установки для автоматизированной одноосевой деформации.

Список литературы

1. Collective mesendoderm migration relies on an intrinsic directional-signal transmitted through cell contacts / J.G. Dumortier [et al.] // Proc. Natl. Acad. Sci. – 2012. – Vol. 109, no. 42. – P. 16945–16950.

2. Decoupling the roles of cell shape and mechanical stress in orienting and cueing epithelial mitosis / A. Nestor-Bergmann [et al.] // *Cell Rep. Elsevier Company*. – 2019. – Vol. 26, no. 8. – P. 2088–2100.

3. Weber G.F., Bjerke M.A., DeSimone D.W. A mechanoresponsive cadherin-keratin complex directs polarized protrusive behavior and collective cell migration // *Dev. Cell. Elsevier Inc.* – 2012. – Vol. 22, no. 1. – P. 104–115.

4. Directional migration of leading-edge mesoderm generates physical forces: Implication in *Xenopus* notochord formation during gastrulation / Y. Hara [et al.] // *Dev. Biol. Elsevier*. – 2013. – Vol. 382, no. 2. – P. 482–495.

5. Beloussov L.V., Louchinskaia N.N., Stein A.A. Tension-dependent collective cell movements in the early gastrula ectoderm of *Xenopus laevis* embryos // *Dev. Genes Evol.* – 2000. – Vol. 210, no. 2. – P. 92–104.

6. Tissue-tissue interaction-triggered calcium elevation is required for cell polarization during *Xenopus* gastrulation / A. Shindo [et al.] // *PLoS One*. – 2010. – Vol. 5, no. 2.

7. Beloussov L.V., Dorfman J.G., Cherdantzev V.G. Mechanical stresses and morphological patterns in amphibian embryos // *J. Embryol. Exp. Morphol.* – 1975. – Vol. 34, no. 3. – P. 559–574.

8. Carpi N., Piel M. Stretching micropatterned cells on a PDMS membrane. – January, 2014. – P. 1–6.

9. Mesendoderm extension and mantle closure in *Xenopus laevis* gastrulation: Combined roles for integrin $\alpha 5 \beta 1$, fibronectin, and tissue geometry / L.A. Davidson [et al.] // *Dev. Biol.* – 2002. – Vol. 242, no. 2. – P. 109–129.

10. Faber J., Nieuwkoop P.D. Normal table of *Xenopus laevis* (Daudin) // *A Syst. Chronol. Surv. Dev. from Fertil. Egg till end Metamorph. Garl. Sci.* – 1994.

11. Specificity of endothelial cell reorientation in response to cyclic mechanical stretching / J.H.C. Wang [et al.] // *J. Biomech.* – 2001. – Vol. 34, no. 12. – P. 1563–1572.

12. EpiTools: an open-source image analysis toolkit for quantifying epithelial growth dynamics / D. Heller [et al.] // *Dev. Cell. Elsevier Ltd.* – 2016. – Vol. 36, no. 1. – P. 103–116.

ТРЕХМЕРНАЯ ГЕМОДИНАМИКА В ОБЛАСТЯХ, ЗАВИСЯЩИХ ОТ ВРЕМЕНИ: НЕИЗБЕЖНО ЛИ FSI-МОДЕЛИРОВАНИЕ?

Ю.В. Василевский

*Институт вычислительной математики им. Г.И. Марчука Российской
академии наук, Московский физико-технический институт,
Первый Московский государственный медицинский университет
им. И.М. Сеченова, Москва, yuri.vassilevski@gmail.com*

Представлена новая численная схема для расчета взаимодействия течения несжимаемой жидкости и упругих стенок, а также ее верификация на двух тестовых задачах. Кроме того, будут рассмотрены биомедицинские приложения кровотока в областях, зависящих от времени, которые могут быть рассчитаны с помощью более простых, чем FSI, моделей: кровотока в желудочках сердца, кровотока в бифуркации аорты, аортальный клапан в закрытом состоянии.

Ключевые слова: трехмерная гемодинамика, FSI-моделирование.

В докладе будет представлена новая численная схема для расчета взаимодействия течения несжимаемой жидкости и упругих стенок (FSI), а также ее верификация на двух тестовых задачах [1, 2]. Кроме того, будут рассмотрены биомедицинские приложения кровотока в областях, зависящих от времени, которые могут быть рассчитаны с помощью более простых, чем FSI, моделей: кровотока в желудочках сердца (рисунок) [3–5], кровотока в бифуркации аорты [6], аортальный клапан в закрытом состоянии [7].

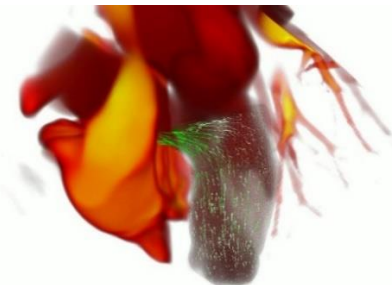


Рис. Расчетная сетка и поле скоростей
в левом желудочке человека

Соавторами этого доклада являются М.А. Ольшанский, А.В. Лозовский, А.А. Данилов, Т.К. Добросердова, В.Ю. Саламатова, А.А. Легкий.

Список литературы

1. An unconditionally stable semi-implicit FSI finite element method / A. Lozovskiy, M. Olshanskii, V. Salamatova, Yu. Vassilevski // *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* – 2015. – Vol. 297. – P. 437–454.

2. Lozovskiy A., Olshanskii M., Vassilevski Yu. Analysis and assessment of a monolithic FSI finite element method / *Comp. & Fluids.* – 2019. – Vol. 179. – P. 277–288.

3. A finite element method for the Navier-Stokes equations in moving domain with application to hemodynamics of the left ventricle / A. Danilov, A. Lozovskiy, M. Olshanskii, Yu. Vassilevski // *Russian J. Numer. Anal. Math. Modelling.* – 2017. – Vol. 32:4. – P. 225–236.

4. Lozovskiy A., Olshanskii M., Vassilevski Yu. A quasi-Lagrangian finite element method for the Navier-Stokes equations in a time-dependent domain // *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* – 2018. – Vol. 333. – P. 55–73.

5. A stable method for 4D CT-based CFD simulation in the right ventricle of a TGA patient / Yu. Vassilevski, A. Danilov [et al.] // *Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling (Q2 SJR).* – 2020. – Vol. 35(5). – P. 315–324.

6. Multiscale models of blood flow in the compliant aortic bifurcation / T. Dobroserdova, F. Liang, G. Panasenko, Yu. Vassilevski // *Applied Mathematics Letters.* – 2019. – Vol. 93C. – P. 98–104.

7. Numerical assessment of coaptation for auto-pericardium based aortic valve cusps / V. Salamatova, A. Liogky [et al.] // *Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling.* – 2019. – Vol. 34(5). – P. 277–287.

О ДЕФОРМИРОВАНИИ РЕШЕТЧАТОЙ ПЛАСТИНКИ ГЛАЗА В РАМКАХ МОДЕЛИ ТИМОШЕНКО

А.О. Ватульян, И.В. Богачев, О.А. Потетюнко

*Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону,
vatulyan@aanet.ru, bogachev89@yandex.ru*

Рассмотрена постановка задачи о деформировании упругой круглой пластины в рамках гипотез Тимошенко, моделирующей решетчатую пластинку склеры глаза. Край пластины считается упруго опертым, что моделируется двумя упругими связями, описываемыми двумя коэффициентами. Для задачи с помощью вариационного подхода построен функционал Лагранжа, с использованием которого разработана вычислительная схема расчета прогиба и угла поворота нормали, основанная на проекционном методе Ритца. Проведено сравнение результатов расчета для пластины Тимошенко, учитывающей деформацию сдвига, с результатами для пластины Кирхгофа.

Ключевые слова: решетчатая пластинка глаза, модель Тимошенко, неоднородность, упругое закрепление.

Одним из активно развивающихся направлений биомеханики является биомеханика склеры глаза [1], актуальной задачей которой является исследование причин возникновения глаукомы и диагностика ее стадии. Доказано, что одной из таких причин является деформирование решетчатой пластинки глаза (РП) под воздействием внутриглазного давления, в результате чего происходит сдавливание нервных волокон, проходящих сквозь РП. Фактор существенной неоднородности РП, ослабленной множеством отверстий, оказывающий влияние на ее деформационные характеристики, необходимо учитывать при моделировании [2]. Также важен учет граничных условий, описывающих прикрепление РП к склере. Ранее было показано [3], что более точным относительно условия жестко заделанного края является моделирование контакта РП и склеры как упругого закрепления, характеризующегося коэффициентами податливости в граничных условиях.

В настоящей работе представлено развитие исследования, проведенного в работе [3] в рамках Кирхгофа для осесимметричной неоднородной круглой пластины, на случай гипотез Тимошенко,

учитывающих деформацию сдвига, характерную для РП. Как и в работе [3], будем считать, что на пластину радиусом R , толщиной h действует равномерно распределенная нагрузка q , а край пластины упруго оперт, что моделируется двумя упругими связями с коэффициентами C_1 и C_2 .

В рамках гипотез Тимошенко в рассматриваемом случае компоненты вектора смещения в цилиндрических координатах имеют вид

$$u_r = z\theta, u_z = w, \quad (1)$$

где w – функция прогиба пластины, θ – угол поворота нормали вдоль оси радиальной координаты.

Для построения схемы расчета деформации пластины использован вариационный подход, в рамках которого построен функционал Лагранжа с учетом гипотез (1). В этот функционал добавлено выражение потенциальной энергии упругих связей на краю, ниже представлена его общая безразмерная форма:

$$F^* = \frac{1}{2} \int_0^1 \left[f(\xi) \left(\theta'^2 + \frac{2\nu}{\xi} \theta \theta' + \frac{\theta'^2}{\xi} \right) + \gamma g(\xi) (\theta + w')^2 \right] \xi d\xi - \int_0^1 q w \xi d\xi + \\ + \frac{g_1}{2} w^2(1) + \frac{g_2}{2} \theta^2(1). \quad (2)$$

Здесь введены следующие безразмерные параметры и переменные: ξ – безразмерная радиальная координата, производная по которой в уравнении (2) обозначена штрихом, $\xi = R^{-1}r$; $f(\xi)$, $g(\xi)$, – безразмерные функции жесткости пластины, $f(\xi) = D_0^{-1}D$, $g(\xi) = B_0^{-1}B$; где D, B, D_0, B_0, γ – безразмерный параметр, $D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)}$, $B = \frac{Eh}{2(1+\nu)}$, $D_0 = D(0)$, $B_0 = B(0)$; $\gamma = D_0^{-1}B_0 = 6(1-\nu)R^2h^{-2}$; g_1, g_2 – безразмерные коэффициенты упругой связи на краю, $g_1 = D_0^{-1}R^2C_1$, $g_2 = C_2$.

Заметим, что если положить $\theta = -w'$, что приведет к модели Кирхгофа, то функционал (2) примет вид, полученный в работе [3].

Варьируя функционал (2) и приравнявая коэффициенты при независимых вариациях, можно получить уравнение равновесия и

граничные условия, однако в данной работе для расчета функций прогиба $w(\xi)$ и угла поворота нормали $\theta(\xi)$ использован метод Ритца, что позволяет строить решение на основе самого функционала (2). В рамках метода Ритца представим искомые функции в виде

$$w(\xi) = \sum_{k=1}^N a_k \varphi_{1k}, \quad \theta(\xi) = \sum_{k=1}^N b_k \varphi_{2k}, \quad (3)$$

где a_k и b_k – некоторые коэффициенты разложений, φ_{jk} – базисные функции вида

$$\varphi_{1k} = \xi^{2(k-1)}, \quad \varphi_{2k} = \xi^{2k-1}, \quad k = 1 \dots N.$$

Подставляя выражения (3) в функционал (2) и находя его стационарное значение из условий

$$\frac{\partial F^*}{\partial a_j} = 0, \quad \frac{\partial F^*}{\partial b_j} = 0, \quad j = 1 \dots N,$$

получим систему линейных алгебраических уравнений относительно неизвестных коэффициентов разложений a_k и b_k , матрица которой имеет блочный вид

$$\begin{bmatrix} \mathbf{A}_1 & \mathbf{A}_2 \\ \mathbf{A}_3 & \mathbf{A}_4 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{X}_1 \\ \mathbf{X}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_1 \\ \mathbf{F}_2 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

где $\mathbf{X}_1 = (a_1, a_2, \dots, a_N)$, $\mathbf{X}_2 = (b_1, b_2, \dots, b_N)$, $\mathbf{F}_1 = (f_1, f_2, \dots, f_N)$, $\mathbf{F}_2 = (0, 0, \dots, 0)$.

Из решения системы (4), согласно уравнением (3), определяются искомые функции $w(\xi)$ и $\theta(\xi)$.

На основе построенной схемы были решены задачи о расчете прогиба для различных законов неоднородности пластины и значений параметров закрепления. Расчеты показали, что достаточно брать 6–8 координатных функций. Также показано, что наибольшие значения прогиба достигаются при убывающем экспоненциальном законе изменения модуля.

Проведено сравнение результатов расчета функции прогиба с результатами, полученными в рамках гипотез Кирхгофа, в частно-

сти с решением в случае жесткой заделки. Показано, что в случае тонких пластин $h/R < 1/10$ функции прогиба различаются незначительно (менее 1 %), а в случае толстых пластин – различие более существенное (более 5 %), что соответствует известным результатам [4].

Благодарности. Работа выполнена при поддержке РФФИ (проект № 20-31-90066 Аспиранты).

Список литературы

1. Иомдина Е.Н., Бауэр С.М., Котляр К.Е. Биомеханика глаза: теоретические аспекты и клинические приложения / под ред. В.В. Нероева. – М.: Реал Тайм, 2015. – 208 с.

2. Бауэр С.М., Воронкова Е.Б. Модели теории оболочек и пластин в задачах офтальмологии // Вестник СПбГУ. – 2014. – Сер. 1, т. 59, № 3. – С. 438–458.

3. Ватульян А.О., Потетюнко О.А. К оценке деформативности решетчатой пластинки глаза // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 8–16.

4. Товстик П.Е. Неклассические модели балок, пластин и оболочек // Известия Саратовского университета. Сер. Математика. Механика. Информатика. – 2008. – Т. 8., вып. 3. – С. 72–85.

УДК 534.6/ 616-071.5

ИССЛЕДОВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПЕРКУССИОННЫХ КОЛЕБАНИЙ НА ПОВЕРХНОСТИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ЧЕЛОВЕКА

М.В. Веремьева^{1, 2}, А.И. Дьяченко²

*¹Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук,
Москва, mar33567736@yandex.ru*

²Институт медико-биологических проблем Российской академии наук, Москва

С помощью макета аппаратно-программного комплекса, разработанного для автоматизированной перкуссии, были созданы и зарегистрированы перкуSSIONные колебания на поверхности грудной клетки в четырех направлениях относительно ориентации ребер. Были определены амплитудно-частотные

характеристики передаточной функции грудной клетки и скорости распространения упругих волн по поверхности грудной клетки. Показано, что в диапазоне частот 10–1000 Гц различия между АЧХ в разных направлениях несущественны и составляют не более 2,70 дБ/см (для АЧХ, нормированных на расстояния между источником и приемником перкуссионных колебаний). Однако в двух рассмотренных частотных поддиапазонах – 27–100 и 100–200 Гц – была найдена статистически значимая разница между значениями скоростей волн, распространяющихся в разных направлениях.

Ключевые слова: дыхательная система, перкуссионная диагностика.

Целью нашей работы является изучение распространения механических возмущений, возникающих на поверхности грудной клетки при перкуссии, или так называемых перкуссионных колебаний.

Перкуссия – это метод медицинской диагностики, который заключается в простукивании определенных участков грудной клетки и анализе возникающего при этом акустического отклика. Характеристики этого отклика зависят от механических свойств изучаемого участка. Поскольку механические свойства разных органов, а также патологической и здоровой ткани различаются, с помощью перкуссии можно определить границы органов грудной клетки и выявить патологию тканей.

Материалы и методы. Для изучения характеристик перкуссионных колебаний использовали макет аппаратно-программного комплекса [1]. Он включал ударник со встроенным акселерометром и приемный акселерометр массой 5,5 г. Индентор ударника приклеивали двусторонним скотчем к поверхности грудной клетки так, чтобы он совершал постукивания в одной и той же точке межреберного пространства. А приемный акселерометр последовательно располагался на некотором расстоянии от ударника в четырех областях: в двух областях вдоль того же межреберья, где был расположен ударник, выше и ниже него – области «вверх вдоль» и «вниз вдоль» соответственно, и в двух областях в соседних межреберьях, также выше и ниже ударника – области «вверх поперек» и «вниз поперек» соответственно. Встроенный акселерометр регистрировал ускорения колебаний индентора ударника, а приемный акселерометр – ускорение колебаний поверхности грудной клетки. С каждым расположением акселерометров у каждого испытуемого проводили по 5–6 записей ускорений продолжительностью 15 с при

объеме легких, примерно равном функциональной остаточной емкости легких. Расстояние между индентором ударника и приемным акселерометром составляло 2,5–9 см.

В исследовании принимали участие 12 здоровых мужчин-добровольцев в возрасте от 19 до 22 лет, предварительно давших информированное согласие в письменной форме. Данное исследование было одобрено биоэтическим комитетом МГТУ им. Н.Э. Баумана, протокол № 3 от 08.02.2017 г.

Для каждой записи находили спектры сигналов обоих акселерометров с помощью быстрого преобразования Фурье в диапазоне частот от 10 до 1000 Гц, функцию когерентности сигналов акселерометров и передаточную функцию сигналов от акселерометра, встроенного в ударник, к приемному акселерометру.

В отдельных записях определяли «шум», т.е. регистрировали сигнал приемного акселерометра при удаленном ударнике.

Результаты. АЧХ передаточной функции грудной клетки. Для каждого направления и испытуемого в диапазоне от 10 до 1000 Гц вычисляли медианные значения АЧХ по полученным записям и соответствующие межквартильные расстояния Q_2-Q_1 и Q_3-Q_2 , где Q_1 , Q_2 , Q_3 – значения первого, второго и третьего квартилей амплитуды АЧХ соответственно. Для вычисления медианных значений АЧХ передаточной функции использовали такие комбинации записей АЧХ, у которых Q_2-Q_1 и Q_3-Q_2 на одной и той же частоте были меньше 10 дБ во всем диапазоне частот. У некоторых испытуемых получалось несколько комбинаций АЧХ для получения медианной АЧХ, которые удовлетворяли условию по величине межквартильных расстояний. В таких случаях для вычисления медианной АЧХ выбирали ту комбинацию, в которой участки спектров коэффициента когерентности сигналов акселерометров с величиной не менее 0,8 пересекались в большем диапазоне частот. Далее находили АЧХ, нормированные на расстояние между акселерометрами (рисунок).

Из рисунка и табл. 1 можно заметить, что нормированные на расстояние АЧХ грудной клетки в разных направлениях у разных испытуемых мало отличаются друг от друга по форме и по амплитуде (максимальная разница между общими нормированными ме-

дианными значениями АЧХ для разных направлений на одной и той же частоте не превышает 2,70 дБ/см во всем диапазоне частот).

Т а б л и ц а 1

Максимальные и минимальные межквартильные расстояния для нормированных медианных значений АЧХ для четырех направлений для всех расстояний между ударником и приемным акселерометром. Единицы размерности – дБ/см

Расстояние	Вверх вдоль		Вверх поперек		Вниз вдоль		Вниз поперек	
	Q_2-Q_1	Q_3-Q_2	Q_2-Q_1	Q_3-Q_2	Q_2-Q_1	Q_3-Q_2	Q_2-Q_1	Q_3-Q_2
Максимум	1,63	2,40	2,19	2,28	2,33	2,70	2,14	2,29
Минимум	0,20	0,19	0,18	0,03	0,40	0,15	0,23	0,42

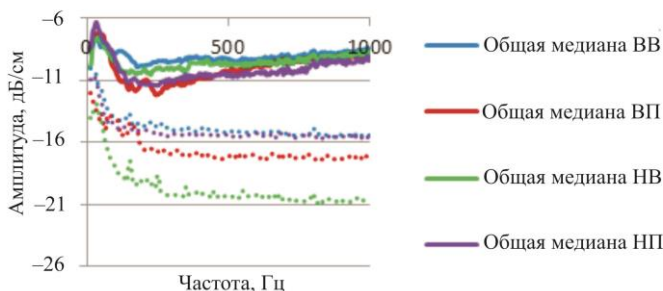


Рис. Средние по группе и расстояниям «ударник – приемник» нормированные медианные значения АЧХ и средние по группе и расстояниям «ударник – приемник» значения шума для четырех направлений с учетом всех расстояний между ударником и приемным акселерометром: «вверх вдоль» (синий цвет), «вверх поперек» (красный цвет), «вниз вдоль» (зеленый цвет), «вниз поперек» (фиолетовый цвет)

Скорости распространения упругих волн. Значения скоростей в четырех направлениях находили с помощью фазового метода [1, 2] для расстояния 5 см между акселерометрами, так как для этого расстояния получено достаточное количество записей для статистической обработки. 82 % значений скоростей получено в

диапазоне частот до 200 Гц, поэтому далее рассматривали этот диапазон частот, который разбили на два поддиапазона: от 27 до 100 Гц и от 100 до 200 Гц (табл. 2).

Т а б л и ц а 2

Значения скоростей (Q_2 , Q_1 , Q_3) в направлениях: «вверх вдоль», «вверх поперек», «вниз вдоль», «вниз поперек»
для двух частотных диапазонов

Направление	27–100 Гц ($n = 126$)	100–200 Гц ($n = 100$)
	Скорость: Q_2 , Q_1 , Q_3 , м/с	Скорость: Q_2 , Q_1 , Q_3 , м/с
Вверх вдоль	4,75; 3,18; 5,86	9,86; 5,90; 11,32
Вверх поперек	3,73; 3,62; 3,96	5,54; 4,16; 6,73
Вниз вдоль	4,14; 3,26; 4,9	6,70; 5,32; 7,71
Вниз поперек	3,45; 2,73; 4,10	6,47; 3,63; 8,83

Попарное сравнение скоростей в каждом из четырех направлений проведено с использованием U-критерия Манна – Уитни. Для диапазона частот 27–100 Гц обнаружены значимые различия между значениями скоростей в направлениях «вниз вдоль» и «вниз поперек» с $p = 0,005$; для диапазона 100–200 Гц – между следующими направлениями: «вверх вдоль» и «вверх поперек» с $p = 0,001$; «вверх вдоль» и «вниз вдоль» с $p = 0,006$ (с учетом поправки Бонферрони $p < 0,05/6 = 0,008$). Подробнее результаты описаны в работе [3].

Заключение. Получен типичный вид АЧХ передаточной функции грудной клетки, а также значения скоростей распространения упругих волн по поверхности грудной клетки в четырех направлениях.

Список литературы

1. Разработка метода для исследования грудной клетки с помощью низкочастотных упругих волн / А.И. Дьяченко, Е.М. Тиманин, В.Н. Васильев, А.Н. Михайловская, Ю.С. Семенов // Медицинская техника. – 2013. – № 2. – С. 45–47.
2. Comparison of Poroviscoelastic Models for Sound and Vibration in the Lungs / Z. Dai, Y. Peng, H.A. Mansy, R.H. Sandler, T.J. Royston // J. of Vibration and Acoustics. – 2014. – Vol. 136. – 051012-1-12.

3. Dyachenko A.I., Veremyeva M.V., Fomina E.S. Speed of surface elastic wave propagation over the human chest // Physics of Wave Phenomena. – 2020. – Vol. 28, no. 1. – P. 14–22.

УДК 531.391:612.76

О МОДЕЛИ ТАЗОБЕДРЕННОЙ СТРАТЕГИИ ПРИ УДЕРЖАНИИ ЧЕЛОВЕКОМ РАВНОВЕСИЯ НА КАЧЕЛЯХ «СИСО»

К.Л. Войцицкая¹, П.А. Кручинин¹, А.М. Формальский²

*¹Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова,
кафедра прикладной механики и управления, Москва, pkruch@mech.math.msu.su*

*²Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Институт механики,
лаборатория общей механики, Москва, formal@imec.msu.ru*

Рассматривается модель человека, который стоит на качелях «сисо» и стремится сохранить положение равновесия, прикладывая ограниченный по величине момент в тазобедренных суставах. Построено в виде линейной обратной связи с насыщением управления, которое максимизирует область притяжения в линеаризованной модели человека на качелях. Указаны условия, при которых граница области притяжения стремится к границе области управляемости системы. Численно проведен анализ области управляемости системы в исходных переменных задачи. Полученные результаты сравниваются с результатами, полученными ранее при использовании «голеностопной» стратегии поддержания человеком равновесия на качелях «сисо».

Ключевые слова: регуляция позы, неустойчивая опора, управление, закон стабилизации, области управляемости и притяжения.

В статье обсуждаются вопросы математического моделирования, регуляции позы человека. Моделирование движений человека предполагает решение задач синтеза управления, которое может оптимизировать тот или иной функционал. В частности, в задачах стабилизации желаемого состояния равновесия интерес представляет максимизация области притяжения управляемой системы.

Одним из движений, требующих подобного исследования, является удержание человеком равновесия на подвижной опоре в виде качелей «сисо» (seesaw). Качели представляют собой сегмент

цилиндра, цилиндрическая поверхность которого касается горизонтальной опорной плоскости. Соответствующий тест в настоящее время приобрел популярность и используется в биомеханических исследованиях и в спортивной медицине [1, 2]. В связи с этим представляется интересным выбор и исследование различных вариантов управления для математической модели колебаний человека на сисо.

Построению управления, соответствующего «голеностопной» стратегии, при которой человек удерживает равновесие, изменяя угол в голеностопных суставах, посвящена работа [3]. Однако известно, что управление быстрыми изменениями позы может происходить путем приложения моментов только в тазобедренных суставах [4]. В связи с этим представляет интерес исследование соответствующей задачи управления.

Человек моделируется установленным на сисо двойным маятником, шарниры которого моделируют голеностопные и тазобедренные суставы. Управление осуществляется при помощи ограниченного момента, развиваемого в сочленении звеньев, т.е. в шарнире S_2 , моделирующем два тазобедренных сустава, как показано на рис. 1. Момент в голеностопном суставе S_1 отсутствует.

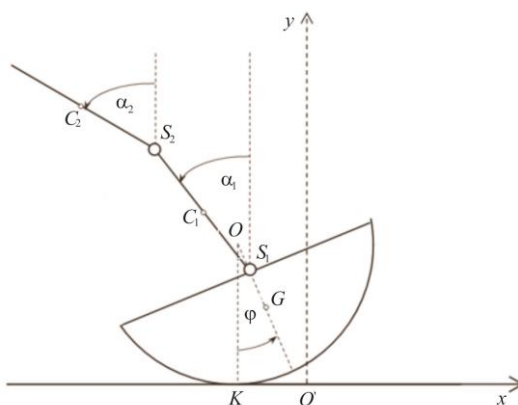


Рис. 1. Модель двузвенного перевернутого маятника, установленного на сисо

Описываемая система имеет три степени свободы и один управляющий момент. При отсутствии управления система имеет

неустойчивое положение равновесия, в котором оба звена маятника направлены вертикально вверх, а качели не наклонены.

Нелинейная система уравнений движения линеаризована. Найденная область управляемости системы при ограниченном по абсолютной величине управляющем моменте показана на рис. 2. В соответствии с методом, развитым в работе [5], построено управление, стабилизирующее неустойчивое положение равновесия с максимальной по возможности областью притяжения. Это управление таково, что все его ресурсы используются для подавления двух неустойчивых мод, которые соответствуют двум неустойчивым жордановым переменным.

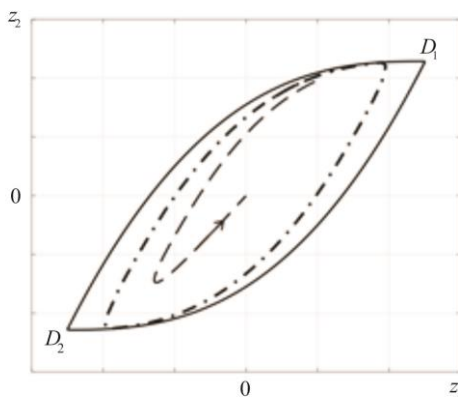


Рис. 2. Границы областей управляемости (сплошная линия) и притяжения (штрихпунктирная линия) системы, построенных на плоскости двух неустойчивых жордановых переменных z_1 и z_2 , пунктирная линия – проекция одной из траекторий системы на плоскость этих переменных

Построенное управление имеет вид линейной обратной связи по переменным z_1 и z_2 с насыщением. Граница области притяжения состояния равновесия при этом управлении определяется путем решения линейных уравнений движения в обратном времени. Это решение стремится к предельному циклу, который и представляет собой искомую границу. Изучение поведения системы при различных значениях общего коэффициента усиления в линейной обратной связи показывает, что при его росте граница области притяже-

ния неограниченно приближается к границе области управляемости. Что касается области управляемости, то она дает оценку сверху для области притяжения при заданной «синергии» управления.

На рис. 3 показана проекция границы области управляемости из шестимерного пространства жордановых переменных на трехмерное подпространство углов, описывающих положение системы. Шестимерная цилиндрическая поверхность, образующая которой показана на рис. 2, проектируется в цилиндрическую поверхность, показанную на рис. 3. Точки пересечения этой поверхности с координатными осями характеризуют максимальные отклонения углов — φ , α_1 и α_2 .

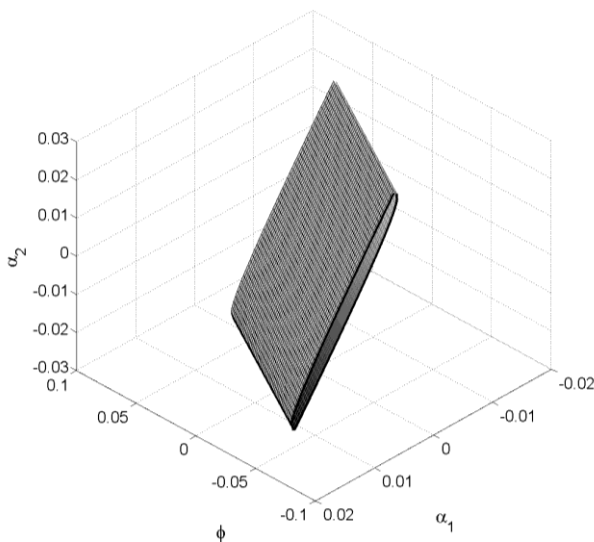


Рис. 3. Граница области управляемости системы в пространстве угловых переменных

Размеры построенной области притяжения сравнивались с аналогичными оценками для голеностопной стратегии, полученными ранее в работе [3]. Использование голеностопной стратегии представляется более выгодным, так как при одинаковых ограничениях на момент в суставе область притяжения при голеностопной стратегии имеет большие размеры.

Благодарности. Работа частично подготовлена в рамках реализации Программы создания и развития научного центра мирового уровня «Сверхзвук» при финансовой поддержке Минобрнауки России.

Список литературы

1. Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction / Y.P. Ivanenko, Y.S. Levik, V.L. Talis, V.S. Gurfinkel // *Neurosci. Lett.* – 1997. – Vol. 235. – P. 109–112.

2. Rougier P., Mathias M., Tanzi A. Short-term effects on postural control can be evidenced using a seesaw // *Neurosci. Letters.* – 2011. – Vol. 488. – P. 133–137.

3. Гугаев К.В., Кручинин П.А., Формальский А.М. Модель удержания человеком равновесия на подвижной опоре в виде пресс-папье // *Прикладная математика и механика.* – 2016. – Т. 80, № 4. – С. 450–460.

4. Nashner L.M., McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis // *Behavioral and Brain Sci.* – 1985. – Vol. 8, no. 1. – P. 135–150.

5. Формальский А.М. Управление движением неустойчивых объектов. – М.: Физматлит, 2012. – 232 с.

ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННЫЕ МОДЕЛИ КОРОНАРНОГО КРОВОТОКА

Т.М. Гамилов

*Первый Московский государственный медицинский
университет им. И.М. Сеченова, Москва
Московский физико-технический институт
(Государственный университет), Долгопрудный, gamilov@cres.mipt.ru*

Фракционированный резерв кровотока, измеряемый при инвазивной коронарной ангиографии, позволяет оценить степень тяжести стеноза коронарных артерий. ФРК вычисляется как отношение среднего давления за стенозом к среднему аортальному давлению. Рассматривается одномерная модель кровотока, позволяющая оценить ФРК. Среднеквадратичное отклонение одномерной модели на 27 стенозах составило 0,09. Для сравнения: среднеквадратичное отклонение трехмерной модели HeartFlow на 16 стенозах составило 0,14.

Ключевые слова: коронарный кровоток, фракционированный резерв кровотока, гемодинамика, стеноз.

Заболевания коронарных сосудов являются одной из лидирующих причин смертности трудоспособного населения в России. Для выработки стратегии лечения необходима детальная оценка параметров кровотока в коронарной области. Фракционированный резерв кровотока (ФРК), измеряемый при инвазивной коронарной ангиографии, позволяет оценить степень тяжести стеноза коронарных артерий. На данный момент ФРК является золотым стандартом среди показателей, определяющих необходимость коронарной реваскуляризации [1].

Математическая модель кровотока. Данная работа продолжает серию численных исследований оценки ФРК. В работе используется вычислительная одномерная (1D) сетевая модель кровотока в крупных сосудах [2]. Поток крови в одиночном линейном сосуде или сосудистом сегменте описывается с помощью уравнений баланса массы и импульса в виде

$$\begin{aligned}\partial S_k / \partial t + \partial(S_k u_k) / \partial x &= 0, \\ \partial u_k / \partial t + \partial(u_k^2 / 2 + p_k / \rho) / \partial x &= f_{\text{тр}},\end{aligned}$$

где k – индекс сосуда; t – время, x – координата вдоль сосуда; ρ – плотность крови; $S_k(t, x)$ – текущее поперечное сечение сосуда; S_k^0 – поперечное сечение сосуда в ненапряженном состоянии; p_k – давление крови; $u_k(t, x)$ – линейная скорость кровотока, осредненная по поперечному сечению; $f_{\text{тр}}$ – сила трения. Эластичность материала стенок сосуда описывается функцией

$$p_k(S_k) - p_{*k} = \rho_m c_k^2 f(S_k),$$

где $f(S_k)$ – монотонная S-образная функция; p_{*k} – внешнее давление, обусловленное сокращением миокарда; ρ_m – плотность материала стенки сосуда; c_k – скорость распространения малых возмущений в материале стенки сосуда.

На входе в артериальную часть сети задавался объемный кровоток в виде заранее заданной функции от времени

$$u(t, 0)S(t, 0) = Q_{\text{in}}(t),$$

где $Q_{\text{in}}(t)$ – профиль выброса из сердца. На выходе из терминальных артерий устанавливается венозное давление 8 мм рт. ст., соединенное с артерией через гидродинамическое сопротивление.

В точке стыковки сосудов рассматривались условие сохранения массы и условие сохранения интеграла Бернулли.

Структура сосудистой сети. Одномерная структура сети коронарных сосудов построена на основе данных конкретного пациента. Методы обработки данных исследований компьютерной томографии описаны в работе [3]. Для подбора скорости пульсовой волны в аорте использовалась нейронная сеть, обученная на синтетической базе данных пациентов [4].

Фракционированный резерв кровотока. В случае одного стеноза ФРК вычисляется как отношение среднего давления за стенозом (P_{dist}) к среднему аортальному давлению (P_{aor}) при максимально возможной гиперемии:

$$\text{ФРК} = \frac{\overline{P}_{\text{dist}}}{\overline{P}_{\text{aor}}}.$$

Стенозы с ФРК меньше 0,8 считаются гемодинамически значимыми и требуют стентирования. Стенозы с ФРК больше 0,8 считаются незначительными и лечатся медикаментозно.

Результаты ФРК, определенного с помощью описанной математической модели на основе КТ данных, представлены на рисунке. Для сравнения представлены результаты ФРК, рассчитанного с помощью трехмерной модели кровотока Heart Flow [5]. Среднеквадратичное отклонение одномерной модели на 27 стенозах составило 0,09. Среднеквадратичное отклонение Heart Flow на 16 стенозах составило 0,14.

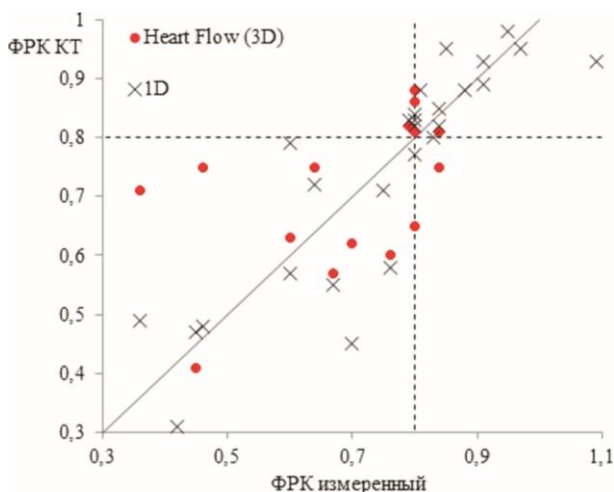


Рис. Сравнение измеренного ФРК и ФРК, рассчитанного с помощью двух моделей: описанной в данной работе модели (1D) и трехмерной модели кровотока (Heart Flow). Пунктиром обозначена граница гемодинамической значимости

Список литературы

1. Pressure-derived fractional flow reserve to assess serial epicardial stenoses: Theoretical basis and animal validation / B. De Bruyne, N.H.J. Pijls, G.R. Heyndrickx, D. Hodeige, R. Kirkeeide, K.L. Gould // *Circulation* – 2000. – Vol. 15. – P. 1840–1847.
2. Virtual fractional flow reserve assesment in patient-specific coronary networks by 1D hemodynamic model / T.M. Gamilov, Ph.Yu. Kopylov, R.A. Pryamonosov, S.S. Simakov // *Rus. J. Num. Anal. Math. Mod.* – 2015. – Vol. 5. – P. 269–276.
3. Patient-specific anatomical models in human physiology / Yu.V. Vassilevski, A.A. Danilov, T.M. Gamilov, Yu.A. Ivanov, R.A. Pryamonosov, S.S. Simakov // *Rus. J. Num. Anal. Math. Mod.* – 2015. – Vol. 3. – P. 185–201.
4. Modeling arterial pulse waves in healthy aging: a database for in silico evaluation of hemodynamics and pulse wave indexes / P.H. Charlton, J. Mariscal Harana, S. Vennin, Y. Li, P. Chowienczyk, J. Alastruey // *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* – 2019. – Vol. 317(5). – H1062–H1085.
5. Ball C., Pontone G., Rabbat M. Fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography datasets: the next frontier in noninvasive assessment of coronary artery disease // *Biomed. Res. Int.* – 2018. – 2680430. DOI:10.1155/2018/2680430

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОРГАНОВ С УЧЕТОМ ДАННЫХ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

**О.В. Герасимов¹, Л.В. Шайхутдинова¹, Е.О. Стаценко²,
А.А. Хабибуллин¹, Д.В. Бережной¹, О.А. Саченков¹**

¹Казанский (Приволжский) федеральный университет, Институт математики
и механики им. Н.И. Лобачевского, кафедра теоретической механики,
Казань, valeriy.karasikov@gmail.com

²Казанский (Приволжский) федеральный университет, Институт геологии
и нефтегазовых технологий, Казань, e.statsenko@yahoo.com

Представлен один из актуальных подходов к численному моделированию пористых структур на основе изображений исследуемых объектов. Подобный метод позволяет включать анизотропию материала в ходе расчета путем интегрирования локальной матрицы жесткости с некоторой весовой функцией. Процесс реализации такого подхода включает предположение о существующей связи между данными с изображений и упругими свойствами материала. Моделирование образцов производилось с помощью восьмиузловой трехмерного конечного элемента сплошной среды с линейной аппроксимацией. В ходе исследований была построена численная модель дистального отдела бедренной кости крысы, а также произведены расчеты поля перемещений и локально усредненного по объему напряженно-деформированного состояния. Для оценки надежности полученных данных была определена ошибка энергии для каждого конечного элемента сетки.

Ключевые слова: численное моделирование, компьютерная томография, костные образцы, негомогенные структуры.

В настоящее время численное моделирование на основе изображений объекта является наиболее перспективным подходом для оценки поведения элементов негомогенных структур под действием внешних нагрузок [1, 2]. Такое моделирование позволяет производить расчеты механических свойств многосвязных пористых материалов [3, 4]. Решение подобных проблем находит свое применение в ортопедической клинической практике [5, 6]. Получение информации о свойствах костного органа пациента на этапе диагностики оказывается неотъемлемой ступенью, определяющей качество предстоящего лечения.

Основным подходом создания изображений исследуемой области выступает проведение компьютерной томографии, что подразумевает создание цифрового прототипа объекта. Полученные данные представляют собой трехмерный массив, значения которого отражают проницаемость материала в микроэлементе объема. Подобные значения устанавливают связь между свойствами материала и оптической плотностью ткани согласно шкале рентгеновской плотности Хаунсфилда. На основании полученных таким образом данных производится построение механической модели элемента неомогенной среды с использованием соответствующего метода аппроксимации [7, 8].

Наивысшая точность может быть достигнута в случае моделирования каждого микрообъема (вокселя), соответствующего значению компьютерной томографии, отдельным конечным элементом [9, 10], однако в этом случае решение задачи оказывается ресурсозатратным в вопросах дискретного моделирования. В силу этого возникает необходимость в увеличении размера конечных элементов. В таком случае каждый микрообъем может рассматриваться как некоторая окрестность точки интегрирования. В предложенном подходе был выбран метод средних прямоугольников в качестве базового метода интегрирования.

Цель данной работы заключается в реализации метода статического расчета для элемента пористой структуры. За основу был взят трехмерный изопараметрический конечный элемент с билинейной аппроксимацией геометрии и поля перемещений, построенный на основе данных компьютерной томографии.

В ходе исследования был произведен расчет модельной задачи на основе данных компьютерной томографии дистального участка бедренной кости крысы. В силу нетривиальности геометрии аппроксимация области проводилась на основе адаптированного подхода к построению конечно-элементной сетки. Суть данного метода заключается в разбиении первоначально прямоугольной области, покрывающей томографию объекта, на регулярную сетку. Далее производится подсчет доли костного материала в объеме каждого конечного элемента согласно бинаризованным данным компьютерной томографии. Конечные элементы с низким содержанием твердого вещества кости (менее 5 %) исключаются из сет-

ки, что в результате приводит к модели с оптимизированной аппроксимацией по отношению к исходным данным с изображений.

Результаты отображают характер поведения двух типов конечно-элементных сеток с различной степенью аппроксимации. Сетка первого типа определялась 10^3 конечными элементами в первоначальном объеме, сетка второго типа – 20^3 конечными элементами. К верхней поверхности численной модели прикладывалась равномерно распределенная сжимающая нагрузка величиной 30 Н. Узлы нижней поверхности фиксировались в перемещении в направлении декартовых координатных осей. Модуль упругости Юнга составлял 2 ГПа, коэффициент Пуассона – 0,3.

В результате вычислений было построено поле перемещений. Усреднение напряженно-деформированного состояния проводилось для каждого конечного элемента в отдельности. Данные, полученные для сетки с большим числом элементов, позволяют с лучшей точностью описывать концентраторы напряжений. Стоит отметить, что соответствующее уменьшение количества вокселей в пределах отдельного конечного элемента оказывает слабое влияние на результаты расчетов, что определяет возможность предпочтительного сгущения сетки в пользу лучшей сходимости предложенной методики.

Сравнение полученных данных основывалось на оценке достоверности результатов путем расчета локальной ошибки энергии для каждого конечного элемента. Полученные значения нормировались по энергии деформации. Для анализа данных были взяты значения сжимающих и сдвиговых напряжений в области с наименьшей ошибкой энергии. Модель с меньшим числом элементов показала результаты с более низкими значениями напряжений. Это связано с увеличенной жесткостью конструкции в силу меньшего числа степеней свободы. Иная степень аппроксимации геометрии объекта также оказывает эффект. Качественное распределение напряжений исследуемой области идентично для двух типов сеток. Время расчетов составляло 11 и 13 минут для грубой и мелкой сеток соответственно. На основе полученных результатов можно сделать вывод о предпочтительном сгущении сетки в областях с повышенным содержанием ошибки энергии.

В работе представлен один из возможных подходов к расчету элементов негомогенной структуры. В ходе исследования был проведен сравнительный анализ двух типов моделей с различной степенью аппроксимации геометрии. Полученные данные позволяют оценить влияние точности аппроксимации численной модели и иллюстрируют зависимость распределения значений поля перемещений и напряженно-деформированного состояния от структурных свойств материала. Способ моделирования может быть расширен с применением иных типов конечных элементов, а также усовершенствованного метода численного интегрирования и обработки данных компьютерной томографии.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований в рамках научных проектов № 18-41-160025.

Список литературы

1. Improved USCT of paired bones using wavelet-based image processing / F. Marwa, E.Y. Wajih, L. Philippe, M. Mohsen // IJIGSP. – 2018. – Vol. 10, iss. 9. – P. 1–9. DOI: 10.5815/ijigsp.2018.09.01
2. Mithun K.P.K., Mohammad M.R. Metal artifact reduction from computed tomography (CT) images using directional restoration filter // IJITCS. – 2014. – Vol. 6, iss. 6. – P. 47–54. DOI: 10.5815/ijitcs.2014.06.07
3. In vivo trabecular bone morphologic and mechanical relationship using high-resolution 3-T MRI / A. Alberich-Bayarri, L. Marti-Bonmati, R. Sanz-Requena, E. Belloch, D. Moratal // Am. J. Roentgenol. – 2008. – Vol. 191, iss. 3. – P. 721–726. DOI: 10.2214/AJR.07.3528
4. Kayumov R.A. Structure of nonlinear elastic relationships for the highly anisotropic layer of a nonthin shell // Mech. Compos. Mater. – 1999. – Vol. 35, iss. 5. – P. 409–418. DOI: 10.1007/BF02329327
5. Experimental determination of the fabric tensor for cancellous bone tissue / A.A. Kichenko, V.M. Tverier, Y.I. Nyashin, A.A. Zaboriskikh // Russ. J. Biomech. – 2011. – Vol. 15, iss. 4. – P. 66–81.
6. Bone volume fraction and fabric anisotropy are better determinants of trabecular bone stiffness than other morphological variables /

G. Maquer, S.N. Musy, J. Wandel, T. Gross, P.K. Zysset // J. Bone Miner. Res. – 2015. – Vol. 30, iss. 6. – P. 1000–1008. DOI: 10.1002/jbmr.2437

7. Construction of a representative model based on computed tomography / N.V. Kharin, O.V. Vorobyev, D.V. Berezhnoi, O.A. Sachenkov // PNRPU Mech. Bull. – 2018. – Vol. 3. – P. 95–102. DOI: 10.15593/perm.mech/2018.3.10

8. Building the inhomogeneous finite element model by the data of computed tomography / O.A. Sachenkov, O.V. Gerasimov, E.V. Koroleva, D.A. Mukhin, V.V. Yaikova, I.F. Akhtyamov, F.V. Shakirova, D.A. Korobeynikova, H.Ch. Khan // Rus. J. Biomech. – 2018. – Vol. 22, iss. 3. – P. 291–303. DOI: 10.15593/RJBiomech/2018.3.05

9. Bone remodeling in the resurfaced femoral head: effect of cement mantle thickness and interface characteristic / M. Prez, P.-A. Venditoli, M. Lavigne, N. Nuo // Med. Eng. Phys. – 2014. – Vol. 36, iss. 2. – P. 185–195. DOI: 10.1016/j.medengphy.2013.10.013

10. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions / P. Marcian, J. Wolff, L. Horackova, J. Kaiser, T. Zikmund, L. Borak // Comput. Biol. Med. – 2018. – Vol. 96. – P. 157–165. DOI: 10.1016/j.combiomed.2018.03.012

ИССЛЕДОВАНИЕ АМПЛИТУД ДВИЖЕНИЙ В КРУПНЫХ СУСТАВАХ И СОЧЛЕНЕНИЯХ ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ПРОМЫШЛЕННЫХ ЭКСОСКЕЛЕТОВ

**А.М. Герегей¹, Е.В. Бондарук¹, Е.С. Малахова¹,
А.Р. Ефимов², В.Х. Тах², А.В. Сотин³**

*¹Научно-исследовательский институт медицины труда им. акад.
Н.Ф. Измерова, лаборатория средств индивидуальной защиты
и промышленных экзоскелетов, Москва, pre-lab@irioh.ru*

²ПАО «Сбербанк», лаборатория робототехники, Москва, robotics@sberbank.ru

*³Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра
вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, sotin@mail.ru*

Производители промышленных экзоскелетов, предназначенных для снижения негативного воздействия тяжести трудового процесса на опорно-двигательный аппарат человека, с помощью различных инженерных решений обеспечивают перераспределение внешней нагрузки на тело человека. В то же время единая методика оценки эксплуатационной безопасности экзоскелетных изделий на данный момент отсутствует. Немаловажным биомеханическим фактором, обуславливающим безопасность использования промышленных экзоскелетов как перспективных средств индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата, является возможность осуществления рабочей деятельности без существенных ограничений на объем движений. Представлены результаты измерений амплитуд движений в крупных суставах и сочленениях позвоночника при выполнении тестов на сгибание-разгибание, отведение-приведение и латерофлексию.

Ключевые слова: биомеханика, промышленный экзоскелет, инерциальные измерительные датчики, средства индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата.

В современной индустрии на сегодняшний день существует значительное количество рабочих мест, на которых по тем или иным причинам отсутствует возможность полной автоматизации или механизации производственных процессов. Это обуславливает необходимость внедрения профилактических мер, направленных на защиту работников от негативных последствий тяжести физического труда и, как следствие, сохранение профессионального здоровья и трудового долголетия. Одной из мировых тенденций Индустрии 4.0 является внедрение в производственные процессы экзоскелет-

ных технологий [1]. В настоящее время наблюдается существенный рост использования промышленных экзоскелетов (ПЭ) на производственных объектах [2–5]. По мнению многих исследователей, ПЭ могут представлять перспективную группу средств индивидуальной защиты (СИЗ) опорно-двигательного аппарата (ОДА), способных увеличивать производительность физического труда [6–8]. Однако известно, что ПЭ за счет своих массогабаритных характеристик и конструктивных особенностей могут не только повышать эффективность производственной деятельности, но и негативно влиять на функциональное состояние работников. Исходя из этого, актуальной медико-биологической задачей является оценка безопасности использования новой технологии.

Одним из критериев, характеризующих безопасность применения ПЭ, на наш взгляд, является отсутствие заболеваний и травм ОДА, вызванных непосредственным влиянием эксплуатации ПЭ. При этом возможность осуществления рабочей деятельности без существенных ограничений на диапазон движений является важным фактором, обуславливающим безопасность эксплуатации ПЭ. В связи с этим объективная количественная оценка влияния конструктивно-механических и массогабаритных характеристик ПЭ на биомеханику движений работника является значимой и актуальной задачей.

Исследование влияния массогабаритных характеристик и конструктивно-механических особенностей трех прототипов ПЭ (ППЭ) на амплитуды движений в крупных суставах проводили на клинической базе ФГБНУ «НИИ МТ». Первый образец ППЭ Exochair (ППЭ-1) производства ООО «Полезные роботы» (г. Москва, Россия) представляет собой носимую опору, предназначенную для сидения. Второй образец ППЭ ExoAtlant (ППЭ-2) производства ООО «Экзоатлант» (г. Москва, Россия) предназначен для уменьшения негативного влияния динамических нагрузок, связанных с наклонами корпуса, подъемом и удержанием тяжестей для работников физического труда, в том числе для поддержания рабочей позы в «наклоне». Третий образец ППЭ ExoAtlant (ППЭ-3) представляет собой модифицированную версию ППЭ-2 с аналогичными массогабаритными показателями.

Исследование амплитуд движений в крупных суставах и сочленениях позвоночника добровольцев проводили без использования ППЭ (I группа) и с его применением (II группа). В исследова-

нии ППЭ-1 и ППЭ-2 приняли участие 6 добровольцев, ППЭ-3 – 9 добровольцев.

Для количественного исследования влияния массогабаритных характеристик и конструктивных особенностей ПЭ на амплитуды движений в крупных суставах верхних, нижних конечностей и сочленениях позвоночника добровольцев применяли систему «Биомеханика Траст-М» (ООО «Неврокор», г. Москва). IMU-датчики фиксировали на сегментах тела добровольца, после чего он десятикратно выполнял тестовые упражнения, при которых регистрировались максимальные амплитуды проекций пространственных межсегментных углов на одну из плоскостей: сагитальную (при выполнении сгибания-разгибания) и фронтальную (при выполнении отведения-приведения и латерофлексии).

Анализ полученных результатов позволил установить ряд особенностей при использовании IMU-технологий для исследования амплитуд движений в суставах. Обращает на себя внимание тот факт, что множество зарегистрированных показателей, в том числе у добровольцев I группы (исследуемых без использования ППЭ), находятся за пределами «нормальных» значений. Одним из объяснений этому могут быть индивидуальные особенности опорно-двигательного аппарата добровольцев, связанные с их недостаточной гибкостью. Например, некоторые из добровольцев с большим затруднением достигали физиологической нормы при выполнении сгибания в плечевых или отведения в тазобедренных суставах. Другим объяснением могут являться специфические особенности методики регистрации угловых параметров и техники выполнения локомоций.

В целом, использование технологии «захвата движений», основанной на применении IMU-датчиков, позволило экспериментально оценить степень ограничения движений в крупных суставах конечностей и сочленениях позвоночника, обусловленных массогабаритными характеристиками и конструктивно-механическими особенностями ППЭ.

Список литературы

1. Аналитический обзор мирового рынка робототехники 2019 [Электронный ресурс]. – URL: https://www.sberbank.ru/common/img/uploaded/pdf/sberbank_robotics_review_2019_17.07.2019_m.pdf.

2. Впервые проведена операция с применением экзоскелета, разработанного при участии лаборатории робототехники Сбербанка [Электронный ресурс]. – URL: https://www.cnews.ru/news/line/2019-03-12_vpervye_provedena_operatsiya_s_primeneniem_ekzoskeleta (дата обращения: 15.08.2020).

3. Доспехи рабочего [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.kommersant.ru/doc/4088692> (дата обращения: 10.08.2020).

4. Ford rolls out exoskeleton wearable technology globally to help lessen worker fatigue, injury. – URL: <https://media.ford.com/content/fordmedia/fna/us/en/news/2018/08/07/ford-rolls-out-exoskeleton-wearable-technology-globally-to-help.html> (accessed 10 August 2020).

5. Honda xcelerator to debut industrial innovation collaborations at ces 2020 along with new technologies coming soon to market. – URL: <https://hondanews.com/en-US/honda-corporate/releases/release-8d5607d-2f6277f4e7a40db54620873de-honda-xcelerator-to-debut-industrial-innovation-collaborations-at-ces-2020-along-with-new-technologies-coming-soon-to-market> (accessed 20 August 2020).

6. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work / T. Bosch, J. Eck, K. Knitel, M. Looze // *Applied Ergonomics*. – 2016. – P. 212–217.

7. Industrial wearable exoskeleton and exosuit assessment process / J. Masood, A. Nieto, A. Victor, M. Blanco, A. Voilque, J. Bou // 4th Int. Symp. on Wearable Robotics “WeRob2018”. – 2018. – P. 234–238.

8. Physical and virtual assessment of a passive exoskeleton cond. / S. Spada, C. Carnazzo, D. Pardo, D.S. Chander, L. Gastaldi, L. Ghibaud, P. Cavatorta // *Proceed. of the 20th Cong. of the Int. Ergonom. Association*. – 2018. – P. 247–257.

БИОМЕХАНИКА – ПСИХОСОМАТИКЕ

И.И. Демидова

*Санкт-Петербургский государственный университет,
кафедра теории упругости, Санкт-Петербург,
maria_ib@mail.ru*

Приведены примеры возможного использования биомеханических моделей для объяснения возникновения психосоматических заболеваний.

Ключевые слова: биомеханика, психосоматика, моделирование разрушения зуба, депрессия, разрушение полевых структур.

Психосоматика – направление в медицине и психологии, изучающее влияние психологических факторов на возникновение и течение соматических (телесных) заболеваний. Идея о влиянии психологических факторов на здоровье является очень древней. Размышления на эту тему встречаются уже у Гиппократа и Аристотеля. Термин «психосоматический» был введен в 1818 г. немецким врачом И.-Х. Хайнротом. Клод Бернар (1813–1978) указал, что внутренняя среда живого организма должна сохранять постоянство при любых колебаниях внешней среды. В России в этом направлении работали ученые школы академика И.П. Павлова (1849–1936). В связи с исследованием закономерностей протекания нервных процессов в критических условиях они создали теорию экспериментального невроза (по своей сути являющегося стрессом). Павлову удалось экспериментально подтвердить, что стрессовые ситуации могут приводить к значительным физиологическим нарушениям (например, возникновению устойчивой гипертензии, нарушению сердечной деятельности). Канадский физиолог Ганс Селье (1907–1982), признанный во всем мире автор теории стресса, считал, что стрессоры нарушают внутреннее равновесие. Развитие стресса и приспособление к нему проходит несколько стадий. Время течения и перехода на каждую стадию зависит от уровня резистентности организма, интенсивности и длительности воздействия стрессора.

Природные конструкции имеют сложнейшую структуру с постоянно изменяющимися параметрами α_k свойств тканей и различными механическими, физическими и химическими воздействиями β_k окружающей среды (ОС). Свойства биологических материалов зависят от многих характеристик: структуры материала S , давления в сосудах и тканях p_k , температуры T , содержания минеральных веществ φ , воздействий окружающей среды ОС и др. Параметры времени t , $(t - t_0)$ (t_0 – время зарождения) входят во все характеристики. Заметим, что под ОС подразумевается все, что окружает живое существо: атмосфера, вода, одежда, люди, еда, информация, разные электромагнитные поля. При этом отметим, что для всех параметров существуют свои границы изменений

$$^{**} (* [] ^*) ^{**},$$

где параметры с одной звездочкой характеризуют пределы нормального функционирования человека, а с двумя – критические значения, выход за которые грозит либо снижением его активности, либо прекращением его существования.

Таким образом, изменения как внешних β_k , так и внутренних α_i параметров приводят к трансформированию механических характеристик тканей в макро – и микропроявлениях (И.М. Сеченов), что неизменно влечет изменение напряженно-деформированного состояния внутри биосистемы. При изменении величины одного из параметров реакция других параметров может быть мгновенной (слово, воздействие различных веществ); через небольшой промежуток времени (жалобы на боль в ногах, зубах и т.п.); спустя несколько лет, например после проведения полостных операций, в результате которых возможно возникновение проблем с сосудистой системой у пациента, и т.д.

Краткий анализ элементов системы Ч–ОС показывает, что эта система многопараметрическая с взаимозависимыми параметрами, изменяющаяся во времени. Относительные величины давления в живых системах не очень велики, но существует зависимость механических свойств тканей от давления, подобная баровременной аналогии в полимерах, поэтому при скачках давления изменяется не только величина давления, но и свойства тканей. Это вызывает изменение прочности и растяжимости тканей, особенно для мягких

тканей. Заметим, что Л. Эйлер (1707–1783), работавший в Петербурге в Академии наук, первым обратил внимание на необходимость учета изменений свойств тканей стенок кровеносных сосудов при описании пульсовых волн в артериях. Но в то время исследование механических свойств материалов только зарождалось.

Психологи выделяют: психологический стресс, который вызывается неблагоприятными отношениями с окружающими, неуверенностью в будущем; эмоциональный стресс – случается из-за излишне сильных чувств (страха, радости); информационный стресс – возникает у человека, которому по разным причинам сложно оценить слишком большой объем информации.

В качестве подтверждения влияния эмоционального стресса на рис. 1 приведена интерференционная картина в зубе моляре при изменении давления в периодонтальной щели, окружающей корни зуба. Такое изменение давления возникает при повышении давления в сосудах тела, как при сильных положительных эмоциях, так и при отрицательных. С точки зрения механики зуб моляр представляет кривой брус со сложной геометрией. Из рисунка видно возникновение концентрации напряжений в районе шейки (пришеечный кариес) и фиссур (патент РФ № 2021638).



Рис. 1. Модель
зуба моляра

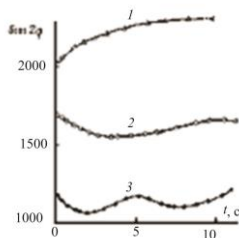


Рис. 2. Деформирование
ЭД с разными степенями
отверждения
при одинаковой
приложенной нагрузке:
 $\chi_1 = 1, \chi_2 = 0,83, \chi_3 = 0,66$



Рис. 3. Модель
защемленного стержня

Ткани организма человека постоянно изменяются, а механические свойства тканей обладают неупругостью и имеют свойства,

подобные полимерам с недоотвержденной матрицей. На основе опытов с эпоксидным материалом ЭД показывается зависимость состояния материала от степени отверждения материала (рис. 2). Чем меньше степень отверждения, тем должен быть ниже уровень прикладываемых нагрузок. При превышении значений нагрузок возможно возникновение немонотонности роста и появление неоднородностей в свойствах тканях, которые нередко называют блоками. На отдельных участках с блоками может быть деформирование, подобное деформированию в модели защемленного стержня из полимерного материала (рис. 3) [1]. Тогда при функционировании организма с тканями, обладающими вязкоупругими свойствами, возникает поле напряжений противоположного знака. Особенно это сказывается на работе растущего организма, у которого свойства тканей очень чувствительны к изменению параметров системы. Изменение деформационных свойств тканей приводит к изменению характера деформирования растущей структуры. При выходе параметров за пределы допустимых значений или при длительном нагружении возможно появление структурных необратимых деформаций.

Такой же моделью можно описать процессы, происходящие при депрессии. В качестве жесткой границы могут выступать как внешние ограничения (введение разного рода запретов, ограничение круга общения или изменение уровня информации, помещение в карцер и т.п.), так и внутренние, которые составляет сам человек, например достичь нереального уровня познания. Особенность напряженного состояния между живой конструкцией и границей заключается в том, что поле напряжений будет зависеть от механических характеристик полевых структур и жесткости границы (рис. 4).

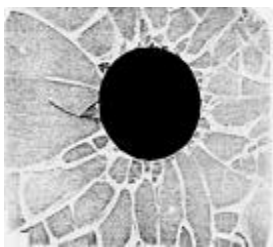


Рис. 4. Модель разрушения полевых структур вокруг биоконструкции [2]

Обсуждается влияние жесткости наружной границы, тем самым моделируется степень сложности выхода на уровень нормального функционирования системы.

Что касается информационного стресса, то степень его воздействия зависит от отношения человека к информации, а также от прочностных свойств тканей человека.

Список литературы

1. Бугаков И.И., Демидова И.И. Метод фототермовязкоупругости. – Л., 1993. – 160 с.
2. Demidova I. Defects of field structure // IFMBE Proceedings. – Springer, 2013. – Vol. 38.

УДК 796.015

ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ МЫШЦ У СПОРТСМЕНОВ-ОРИЕНТИРОВЩИКОВ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ СЛОЖНОЙ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ЗАДАЧИ

Э.Р. Джелдубаева, Е.А. Бирюкова, Е.О. Касьянова

*Крымский федеральный университет им. В.И. Вернадского, кафедра физиологии
человека и животных и биофизики, Симферополь, delviza@mail.ru*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: интерференционная электромиография, сложная двигательная задача, мышцы нижней конечности и спины, спортсмены-ориентировщики.

В настоящее время в физиологии спорта высоко актуальным является поиск эффективных внутренировочных средств повышения работоспособности и эффективности профессиональной деятельности у спортсменов [1]. Известно, что соревновательная деятельность в спортивном ориентировании предъявляет высокие требования не только к скорости и координационным способностям, но и к точности оценки сложившейся ситуации, пространственной

ориентации спортсменов в условиях продолжительных физических нагрузок. По нашему мнению, в качестве метода, оказывающего влияние на данные возможности спортсменов-ориентировщиков, значительную эффективность будет иметь решение сложнокоординационных задач на стабилметрической платформе. Однако изменение координационных взаимоотношений в мышцах спортсменов при таком типе биоуправления практически не изучалось.

Цель данного исследования – выявление изменений электромиографических показателей мышц нижних конечностей и спины в процессе выполнения сложнокоординационных движений у спортсменов-ориентировщиков.

Исследование проведено на базе центра коллективного пользования «Экспериментальная физиология и биофизика» кафедры физиологии человека и животных и биофизики Таврической академии (СП) ФГАОУ ВО «Крымский федеральный университет им. В.И. Вернадского» на 18 взрослых спортсменах-ориентировщиках в возрасте 18–25 лет. Исследования проведены с соблюдением современных этических норм согласно разрешению локального этического комитета, включающему получение информированного добровольного согласия на участие в исследовании; инструктаж добровольцев с описанием целей, методики, графика исследования, а также вопросов техники безопасности в ходе исследования.

Исследование биоэлектрической активности мышц спины (*m. erector spinae*, *m. rectus*) и нижних конечностей (*m. rectus femoris*, *m. biceps femoris*) проводили методом поверхностной интерференционной электромиографии (иЭМГ) с помощью многофункционального комплекса «Нейрон-Спектр-5s», с использованием оригинального программного обеспечения «Нейро-МБП.NETOmega» (ООО «Нейро-софт», Иваново).

В качестве модели сложной двигательной задачи применялась стандартизованная задача по совмещению метки, связанной с центром давления масс на поверхность силовой платформы ST-150 (Мера ТСП, г. Москва) в соответствии со случайно появляющимися на экране виртуальными объектами в режиме визуального канала биологически обратной связи (БОС).

Использовалась следующая схема наблюдения: «до» – обучение работе с силовой платформой, регистрация фоновых элект-

тромиографических показателей с исследуемых мышц спины и ног; 1–7-й день – проведение основной процедуры тренинга по опорной реакции (ежедневный пятиминутный БОС-тренинг); «после» – повторная регистрация показателей ЭМГ.

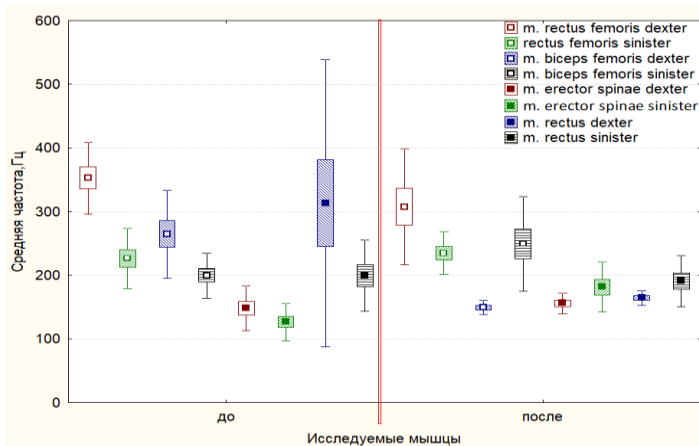
С целью выявления межмышечного взаимодействия между произвольно активируемыми и находящимися в относительном покое мышцами при выполнении двигательной задачи проводилась оценка координационных отношений мышц с помощью коэффициента реципрокности (КР) и коэффициента синергии (КС) [2]. Кроме того, рассматривались и показания спектральных характеристик ЭМГ.

Результаты спектрального анализа показаний ЭМГ мышц спины и ног у спортсменов-ориентировщиков выявили значимые изменения в основных временно-частотных показателях спектрограммы после серии биотренингов по опорной реакции (рисунок). Так, отмечается статистически значимое смещение в большинстве исследуемых мышц показателя средней частоты и медианы частоты спектрограммы ЭМГ в сторону более низкой частоты (от 40 до 119 Гц) после серии тренингов по стабилметрическому сигналу в мышцах ног и спины.

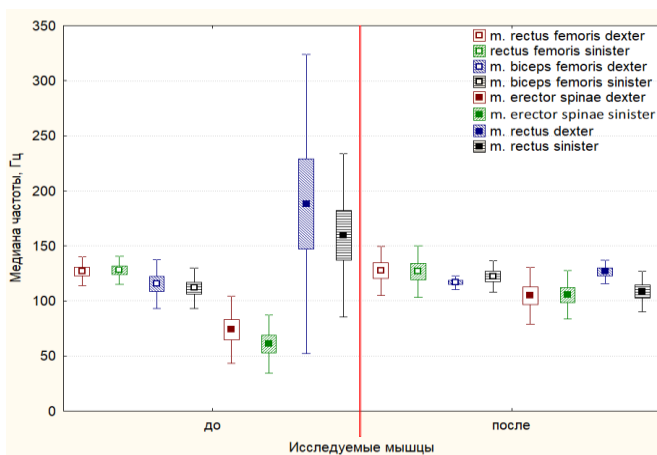
Также выявлено статистически значимое увеличение КР практически во всех исследуемых мышцах. Так, отмечается статистически значимое увеличение КР как в мышцах нижних конечностей (на 26,85 %, $p = 0,03$), так и в мышцах спины как справа, так и слева (на 36,97 %, $p = 0,02$ и 44,40 %, $p = 0,03$). Согласно литературным данным, увеличение КР свидетельствует о развитии умения оптимально и своевременно активировать мышечные группы, задействованные в упражнении [2].

Исследование динамики изменения КС показало статистически значимое увеличение данного показателя в мышцах – сгибателях нижних конечностей (*m. rectus femoris dexter* и *m. rectus femoris sinister*) на 7,53 % ($p = 0,04$) и 9,34 % ($p = 0,03$), а также уменьшение данного показателя в мышцах спины, разгибающих позвоночник (*m. erector spinae dexter* и *m. erector spinae sinister*) на 11,56 % ($p = 0,03$) и 12,26 % ($p = 0,03$) соответственно относительно фоновых значений. Это свидетельствует о лучшей степени координационного взаимодействия между мышцами – сгибателями бедра при

напряжении и мышцами – разгибателями спины в режиме антагонистического напряжения.



a



б

Рис. Показатели средней частоты, Гц (*a*) и медианы частоты, Гц (*б*) спектрограммы мышц спины и ног во время тренинга у спортсменов-ориентировщиков до и после 10-дневного тренинга по выполнению двигательной задачи в режиме биоуправления виртуальным объектом

Следовательно, после серии БОС-тренингов изменяются внутренние взаимоотношения исследуемых мышц, что позволяет оптимизировать процесс управления движением и, следовательно, повысить его эффективность.

Таким образом, по результатам проведенного исследования показано, что данная построенная схема проведения тренинга по опорной реакции приводит к возрастанию функциональных возможностей мышц нижних конечностей и спины за счет совершенствования комплекса механизмов, ответственных за адаптацию.

Благодарности. Поддержано грантом ФГАОУ ВО «Крымский федеральный университет им. В.И. Вернадского» № АААА-А20-120012090164-8.

Список литературы

1. Загrevский В.И., Загrevский О.И. Биомеханика физических упражнений: учебное пособие. – Томск: Изд. дом Том. гос. ун-та, 2018. – 262 с.

2. Команцев В.Н. Методические основы клинической электронейромиографии. Руководство для врачей. – СПб., 2006. – 362 с.

УДК 539.3

ВЫБОР ГРАНИЧНЫХ УСЛОВИЙ ПРИ ЧИСЛЕННОМ МОДЕЛИРОВАНИИ ГЕМОДИНАМИКИ СОННОЙ АРТЕРИИ

А.В. Доль¹, Д.В. Иванов¹, А.С. Бахметьев²

*¹Саратовский национальный исследовательский государственный университет
им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Nerevishl@gmail.com*

*²Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского
Минздрава РФ, Саратов*

Целью работы является определение граничных условий, позволяющих при численных расчетах получать максимально реалистичные результаты, которые могут быть использованы для выявления механизмов развития патологий, их диагностики, оценки риска развития и планирования лечения. Вы-

полнено численное моделирование движения крови по бифуркации сонной артерии в трехмерной нестационарной постановке. Результаты моделирования сравнивали с данными УЗИ: оценивали распределение кровотоков между ветвями ВСА и НСА, а также поля скоростей, которые также были получены по результатам УЗИ. Показано, что для наиболее приближенного к реальности численного моделирования гемодинамики в системе кровеносных сосудов целесообразным видится использование граничных условий типа Windkessel.

Ключевые слова: гемодинамика, Windkessel, граничные условия, сонная артерия, МКЭ.

Индивидуальный подход к моделированию гемодинамики сонных артерий и артерий виллизиевого круга человека применим в случаях, когда встает вопрос о необходимости хирургического вмешательства в связи с атеросклеротическим поражением или возникновением аневризм. При этом часто данные патологические состояния протекают бессимптомно и показанием к операции является лишь личный опыт врача (консилиума врачей). В случае же, когда врач при планировании лечения хочет прибегнуть к методам биомеханического моделирования, необходимо поставить максимально адекватную задачу о течении крови в системе сосудов.

При анализе процессов, происходящих в системе кровеносных сосудов пациента, важно получить количественные результаты, а не только качественную картину гемодинамики. При этом очевидно, что проводить моделирование всей сердечно-сосудистой системы целиком практически невозможно ввиду огромной трудоемкости такого подхода и чрезвычайной сложности получения большого объема исходных данных, необходимых для постановки задачи о кровотоке конкретного пациента. Следовательно, граничные условия, которые ставятся исследователем при численных расчетах, должны не только обеспечивать банальную сходимость решения, но также моделировать влияние на рассматриваемые артерии той части сосудистого русла, которая в данном исследовании не рассматривается.

Многие авторы сегодня озадачены вопросом выбора и постановки корректных граничных условий на выходах из сонных артерий. Нулевое давление, которое ставили в более ранних работах, в последние годы уже почти не используется, так как не является физиологичным. Сегодня среди подходов [1, 2], позволяющих подобрать корректные граничные условия на выходе, применяют ре-

шение Уомерсли, методы электроанalogии, закон Мюррея и другие методики. Все эти подходы нацелены на то, чтобы подобрать такие граничные условия, при использовании которых получалось бы решение индивидуальной задачи биомеханики для конкретного пациента, соответствующее его клиническим данным.

Ряд исследователей поддерживают постановку граничных условий на выходах в виде модели Windkessel [3, 4]. Модель Фрэнка Виндкесселя описывает гемодинамику артериальной системы с точки зрения сопротивления и податливости. Это объясняет снижение аортального давления в диастолу.

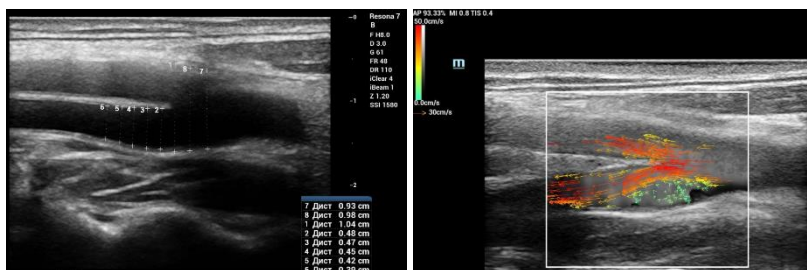
В качестве входных граничных условий обычно задают объемный кровоток или поле скорости с тем или иным профилем [5]. Эту информацию можно получить для конкретного пациента при ультразвуковом исследовании [6, 7].

Целью работы является определение граничных условий, позволяющих при численных расчетах получать максимально реалистичные результаты, которые могут быть использованы для выявления механизмов развития патологий, их диагностики, оценки риска развития и планирования лечения.

Материалы и методы. Выполнено численное моделирование движения крови по бифуркации сонной артерии в трехмерной нестационарной постановке.

При моделировании в системе Ansys Workbench решалась связанная нестационарная задача. Сосудистая стенка предполагалась однородной линейно-упругой и изотропной. Кровь считалась вязкой несжимаемой жидкостью с постоянными плотностью и вязкостью.

Геометрическая модель бифуркации сонной артерии строилась на основе данных УЗИ (рисунок, *a*) конкретного пациента. УЗИ выполнялось на аппарате Mindray Resona 7 в клинике Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского. Построение модели осуществлялось в системе SolidWorks.



а

б

Рис. Изображение УЗИ сонной артерии конкретного пациента:
а – размеры в разных сечениях; *б* – поле скоростей
 в бифуркации по данным УЗИ

Упругие свойства сосудистой стенки принимались следующими: модуль Юнга 0,55 МПа, коэффициент Пуассона 0,4 [8].

При моделировании сравнивали три типа граничных условий (таблица) на входе в общую сонную артерию (ОСА) и на выходах внутренней сонной (ВСА) и наружной сонной артерий (НСА).

Типы граничных условий

Тип 1	Тип 2	Тип 3
Скорость крови на входе в ОСА	Давление на входе в ОСА	Скорость крови на входе в ОСА
Нулевое давление на выходе ВСА и НСА	Давление на выходах ВСА и НСА с запаздыванием относительно входного	Условия Windkessel на выходах ВСА и НСА

Торцы сосудистой стенки жестко закреплялись, внешняя стенка артерии была свободна от закреплений.

Результаты моделирования сравнивали с данными УЗИ: оценивали распределение кровотоков между ветвями ВСА и НСА, а также поля скоростей, которые также были получены по результатам УЗИ (рисунок, *б*).

Результаты и обсуждение. Смоделирована гемодинамика сонной артерии с тремя типами граничных условий (см. таблицу). Построены векторные поля скоростей в сечении артерии, содержащие оси ОСА, ВСА и НСА. Полученные в результате моделирования поля скоростей крови, а также максимальные абсолютные зна-

чения скоростей сравнивались со значениями и векторными полями, полученными при исследовании данной артерии на аппарате УЗИ Mindray Resona 7. Наиболее близким по характеру движения и количественной оценке кровотока оказался вариант с граничными условиями 3-го типа.

Таким образом, для наиболее приближенного к реальности численного моделирования гемодинамики в системе кровеносных сосудов целесообразным видится использование граничных условий типа Windkessel.

Благодарности. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 20-71-00131).

Список литературы

1. Assessment of boundary conditions for CFD simulation in human carotid artery / P. Xu, X. Liu, H. Zhang, D. Ghista, D. Zhang, C. Shi, W. Huang // *Biomech. and Model. in Mechanobiol.* – 2018. – Vol. 17. – P. 1581–1597.

2. A comparison of estimation methods for computational fluid dynamics outflow boundary conditions using patient-specific carotid artery / C.J. Lee, N. Uemiya, S. Ishihara, Y. Zhang, Y. Qian // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* – 2013. – Vol. 227(6). – P. 663–71.

3. Westerhof N., Lankhaar J.W., Westerhof B.E. The arterial Windkessel // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2009. – Vol. 47(2). – P. 131–141. DOI:10.1007/s11517-008-0359-2

4. Onaizah O., Poepping T.L., Zamir M. A model of blood supply to the brain via the carotid arteries: Effects of obstructive vs. sclerotic changes // *Med. Eng. Phys.* – 2017. – Vol. 49. – P. 121–130. DOI:10.1016/j.medengphy.2017.08.009

5. Vascular geometry of the extracranial carotid arteries: an analysis of length, diameter, and tortuosity / F.A. Choudhry, J.T. Grantham, A.T. Rai, J.P. Hogg // *J. Neurointerv. Surg.* – 2016. – Vol. 8(5). – P. 536–540. DOI:10.1136/neurintsurg-2015-011671

6. Development of a Duplex Ultrasound Simulator and Preliminary Validation of Velocity Measurements in Carotid Artery Models / R.E. Zierler, D.F. Leotta, K. Sansom, A. Aliseda, M.D. Anderson,

F.H. Sheehan // Vasc. Endovascular. Surg. – 2016. – Vol. 50(5). – P. 309–316. DOI:10.1177/1538574416647502

7. Assessment of boundary conditions for CFD simulation in human carotid artery / P. Xu, X. Liu, H. Zhang [et al.] // Biomech Model Mechanobiol. – 2018. – Vol. 17(6). – P. 1581–1597. DOI:10.1007/s10237-018-1045-4

8. Иванов Д.В., Доль А.В., Кузык Ю.И. Биомеханические основы прогнозирования протекания каротидного атеросклероза // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 29–40.

УДК 539.3

О КОЛЕБАНИЯХ ВЯЗКОУПРУГОГО ЦИЛИНДРА ПРИ НАЛИЧИИ И ОТСУТСТВИИ ПРЕДНАПРЯЖЕНИЙ

В.В. Дударев, Р.М. Мнухин

*Южный федеральный университет, Институт математики, механики
и компьютерных наук им. И.И. Воровича, кафедра теории упругости, Ростов-на-Дону,
dudarev_vv@mail.ru*

Для исследования свойств крупных кровеносных сосудов в рамках модели стандартного вязкоупругого тела рассмотрены две задачи о колебаниях цилиндра при наличии и отсутствии предварительных напряжений. Представлены постановки одномерной и двумерной краевых задач. В рамках второй задачи переменные свойства материала моделируются параметрами Ламе, изменяющимися по радиальной координате. Описаны методы и подходы для получения численных решений, с помощью которых можно провести анализ изменения амплитудно-частотных характеристик, компонент поля перемещения и напряжений.

Ключевые слова: цилиндр, кровеносные сосуды, вязкоупругость, предварительные напряжения.

Сосудистая ткань артерий и вен имеет сложную структуру, благодаря которой достигается выполнение ее основных функций. На сегодняшний день существуют различные методы и подходы для моделирования таких тканей. В рамках линейной теории вязкоупругости кровеносный сосуд в некотором приближении можно рассматривать как вязкоупругий цилиндр. При этом внутреннее

кровеное давление описывается как фактор, который приводит к появлению предварительного напряженного состояния.

Общая постановка задачи об установившихся колебаниях предварительно напряженного вязкоупругого тела может быть записана в виде [1, 2]:

$$\nabla \cdot \mathbf{T} + \rho \omega^2 \mathbf{u} = 0; \quad (1)$$

$$\mathbf{T} = \boldsymbol{\sigma} + \boldsymbol{\sigma}^0 \cdot \nabla \mathbf{u};$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \lambda \mathbf{E} \operatorname{tr} \boldsymbol{\varepsilon} + 2\mu \boldsymbol{\varepsilon}, \quad \boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T);$$

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{T}|_{S_\sigma} = \mathbf{p}, \quad \mathbf{u}|_{S_u} = 0, \quad (2)$$

где $\mathbf{T}$ – несимметричный тензор Пиолы – Кирхгофа; ρ – плотность; $\mathbf{u}$ – вектор смещения; $\boldsymbol{\sigma}^0$ – тензор предварительных напряжений; $\boldsymbol{\varepsilon}$ – тензор деформаций; λ, μ – параметры Ламе, которые в соответствии с принципом соответствия могут быть представлены в виде комплекснозначных функций от пространственных координат и частоты колебаний ω ; $\mathbf{p}$ – вектор внешней нагрузки; S – поверхность тела, $S = S_\sigma \cup S_u$.

Изучение влияния переменных свойств объекта на его акустические характеристики позволяет в дальнейшем рассматривать обратные задачи неразрушающей диагностики этих свойств. В настоящей работе в качестве конкретного объекта исследования рассмотрен вязкоупругий полый цилиндр при наличии и отсутствии предварительных напряжений. Внутренний радиус равен r_1 , внешний – r_2 .

Задача для симметричной радиальной нагрузки, постоянной по продольной координате и приложенной на внешней боковой поверхности, была рассмотрена в работе [3]. Свойства цилиндра считаются постоянными по пространственным координатам. Уравнение колебаний и граничные условия на основе формул (1), (2) могут быть записаны в виде:

$$\frac{dT_{rr}}{dr} + \frac{T_{rr} - T_{\varphi\varphi}}{r} + \rho\omega^2 u = 0;$$

$$T_{rr}(r_1) = 0, \quad T_{rr}(r_2) = -p;$$

$$T_{r\varphi}(r_1) = 0, \quad T_{r\varphi}(r_2) = 0.$$

Задача после отделения вещественной и мнимой частей была сведена к решению одной системы дифференциальных уравнений с переменными коэффициентами. При этом было принято, что преднапряжения σ_{rr}^0 , $\sigma_{\varphi\varphi}^0$ описываются только вещественными законами. Это допущение сделано в силу предположения, что процессы релаксации, соответствующие предварительным нагрузкам, происходят существенно с меньшей скоростью, чем процессы, возникающие при наложении периодической зондирующей нагрузки в текущей конфигурации. На основе метода пристрелки получены численные решения задачи при различных уровнях преднапряжений, проведен анализ их влияния на амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) цилиндра, измеренные на внешней поверхности.

В рамках другой задачи рассматривается зондирующая нормальная нагрузка, изменяющаяся по продольной координате. Считается, что на торцах цилиндра выполняются условия скользящей заделки. Предварительные напряжения не учитываются. Переменные свойства цилиндра описываются параметрами Ламе, изменяющимися по радиальной координате и зависящими от частоты колебаний. Постановка задачи для этого случая может быть записана в виде

$$\begin{cases} \frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\varphi\varphi}}{r} + \rho\omega^2 u_r = 0; \\ \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rz}}{r} + \rho\omega^2 u_z = 0; \\ u_z = 0, \quad \sigma_{rz} = 0, \quad r \in [r_1, r_2], z = \pm h; \\ \sigma_{rr} = \sigma_{rz} = 0, \quad r = r_1, z \in [-h, h]; \\ \sigma_{rr} = -\tilde{p}q(z), \sigma_{rz} = 0, r = r_2, z \in [-h, h], \end{cases}$$

здесь $\tilde{p}$ характеризует амплитуду нагрузки; $q(z)$ – закон изменения нагрузки, который допускает разложение $q(z) = \sum_{k=0}^{\infty} P_k \cos(v_k z)$, $v_k = \pi k / h$. Следуя подходу, описанному в статье [4], решение построено в виде разложения в ряды по продольной координате и сведено после разделения вещественных и мнимых частей к исследованию набора систем дифференциальных уравнений первого порядка с переменными коэффициентами. Решение каждой из этих систем получено численно с помощью метода пристрелки в пакете Maple. Также эта задача исследована с помощью МКЭ, реализованного в программе FlexPDE. Проведена оценка влияния переменных свойств на АЧХ и значения компонент напряжений.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке РНФ (проект № 18-71-10045).

Список литературы

1. Trefftz E. Zur Theorie der Stabilität des elastischen Gleichgewichts // ZAMM – Journal of Applied Mathematics and Mechanics. – 1933. – Vol. 12, no. 2. – P. 160–165.
2. Гузь А.Н., Махорт Ф.Г., Гуца О.И. Введение в акустоупругость. – Киев: Наукова думка, 1977. – 162 с.
3. Исследование влияния предварительного состояния на механические свойства вязкоупругих тел / И.В. Богачев, А.О. Ватульян, В.В. Дударев, Р.Д. Недин // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2019. – № 2. – С. 15–24.
4. Effect of material inhomogeneity on characteristics of a functionally graded hollow cylinder / V.V. Dudarev, R.M. Mnukhin, R.D. Nedin, A.O. Vatulyan // Applied Mathematics and Computation. – 2020. – Vol. 382. – Art. 125333.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА УХА

**А.М. Еловиков¹, С.Д. Арутюнов², А.А. Южаков³,
Н.Б. Асташина¹**

*¹Пермский государственный медицинский университет
им. акад. Е.А. Вагнера Минздрава РФ, Пермь, caddis@mail.ru*

*²Московский государственный медико-стоматологический университет
им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ, Москва*

³Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: анотия, атрезия слухового прохода, бионический протез уха.

Распространенность аномалий развития наружного уха, микроотии и атрезии слуховых проходов составляет 1:10 000–1: 20 000 населения [1, 2]. Далеко не все пациенты по тем или иным причинам предпочитают хирургическую реконструкцию. Достаточно большому количеству пациентов с тугоухостью и аномалиями развития наружного и среднего уха показано слухопротезирование.

При кондуктивной и смешанной тугоухости в сочетании с аномалиями развития уха традиционно применяются и получили большое распространение аппараты костного звукопроведения. Их конструкция включает в себя процессор, который обнаруживает, очищает и усиливает звуковые волны, а также преобразует их в вибрации. Далее усиленные вибрации передаются через опору на остеointегрированный имплантат. Ограничением применения указанных слуховых аппаратов является их высокая стоимость вследствие импортного производства.

Наряду с восстановлением слуха важным этапом при лечении пациентов с рассматриваемой патологией является изготовление протеза ушной раковины при ее отсутствии [3, 4]. Традиционно подобные конструкции выполняются из медицинского стоматологического силикона методом литья.

Перспективным направлением является объединение технологических решений, т.е. совмещение протеза ушной раковины со слуховым аппаратом в единую конструкцию бионического протеза уха. Основной задачей его применения является обеспечение улучшения слуха у слабослышащих пациентов с атрезией или микротией без формирования слухового прохода, а результатом является коррекция потери слуха с помощью слухового аппарата, работающего по принципу костной проводимости, располагающегося в протезе ушной раковины без формирования слухового прохода. Предлагаемый протез может использоваться у пациентов, у которых по той или иной причине отсутствует слуховой проход, на разных этапах до и после операционного периода [5].

Бионический протез уха предлагается фиксировать с помощью остеointегративных титановых шурупов, а дополнительным ретенционным элементом является звукопроводящий имплантат, установленный в височную кость пациента с фиксированным трансдьюсером костной проводимости, размещенным в протезе ушной раковины. Составными частями бионического протеза уха являются: протез ушной раковины, гибридный микрочип, магнитно-вибрационный трансдьюсер, гибкие ленточные проводники, источник питания, микрофон. Звуковой процессор размещается в протезе ушной раковины, при этом обеспечивается функционал дистанционного управления и настройки, а также беспроводной зарядки. При данной компоновке изделия наиболее целесообразным является доведение звука через имплантат слуховой системы до рецептора по костному звукопроведению.

При реализации поставленной задачи возникает несколько проблем: обеспечение фиксации конструкции к височной кости пациента с учетом значительных механических нагрузок, возникающих при надевании и снятии аппарата пациентом; минимизация потерь звуковой энергии при передаче сигнала от слухового вибратора аппарата к слуховым рецепторам пациента; поддержание прочности конструкции при условии, что ее элементы выполнены из различных по механическим свойствам материалов (пластик, титан, силикон и др.). Также необходимо решить задачу компенсации потерь звуковой энергии при ее передаче через узлы соединений в конструкции и от остеointегративного шурупа до акустиче-

ских рецепторов ушного лабиринта. При распространении звука в атмосфере на значительные расстояния существенную роль играет поглощение звука, часть энергии звуковой волны превращается в тепло. Эти потери энергии пропорциональны полной энергии волны, т.е. на каждой единице длины пути распространения рассеивается одна и та же относительная доля всей энергии волны. При поглощении поток звуковой энергии переходит в тепловой поток, а при рассеянии остается звуковым, но уходит из направленно распространяющегося пучка. Поглощение звука обуславливается внутренним трением и теплопроводностью среды [6]. Если в соединениях вибратора и абатмента слухового аппарата с головкой остеointегративного шурупа можно снизить потери звуковой энергии за счет увеличения плотности и площади контакта, то передачу звука в височной кости необходимо изучать. Височная кость представляет из себя пневматизированную структуру, состоящую из тонких костных пластинок, соединенных под различными углами, достаточно больших воздухоносных полостей с давлением, близким к атмосферному (рисунки).

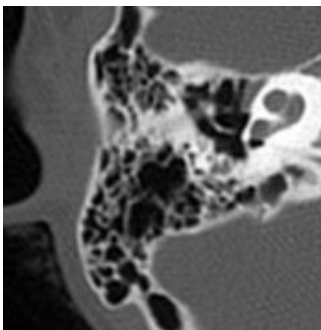


Рис. Изображение височной кости, полученное с помощью компьютерного томографического исследования

По акустическим показателям такая структура височной кости соответствует пористо-волокнистым материалам. Акустические свойства этих материалов определяются их физико-механическими и волновыми параметрами, характеризующими их свойства: динамический модуль упругости, коэффициент потерь, постоянное рас-

пространение и волновое сопротивление в теории линейной вязкоупругости по аналогии с Законом Гука:

$$\sigma = E \varepsilon,$$

где E принято считать комплексным динамическим модулем упругости.

Как известно, процесс прохождения звука через слой пористо-волокнутого материала сопровождается затуханием и поглощением энергии звуковых волн в порах материала, вызванной механической вязкостью (трением) и динамической теплопроводностью [7].

Первой задачей является расчет комплексного динамического модуля упругости имплантируемой системы и височной кости и на основании этого расчет условий для минимизации звуковых потерь.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке правительства Пермского края в рамках научного проекта «Разработка бионического протеза уха на основе интеллектуальных и медицинских 3D-технологий».

Список литературы

1. Диаб Х.М.А. Хирургическое лечение пороков развития наружного, среднего и внутреннего уха: автореф. дис. д-ра мед. наук. – СПб., 2013.
2. Милешина Н.А. Врожденные пороки развития органа слуха (особенности диагностики и эстетической реабилитации больных с микроотиями и атрезиями наружного слухового аппарата): автореф. дис. д-ра мед. наук. – М., 2003.
3. Лицевое экзопротезирование как современный способ реабилитации больных с дефектами челюстно-лицевой области / И.Н. Антонова, Н.В. Калакуцкий, К.А. Веселова, И.Н. Калакуцкий, Н.В. Громова // Ин-т стомат. – 2018. – № 1. – С. 98–100.
4. Лебеденко И.Ю., Брагин Е.А., Каливраджиян Э.С. Ортопедическая стоматология. – М., 2015. – 640 с.
5. Бионический протез уха: наступившее будущее / С.Д. Арутюнов, А.Г. Степанов, А.М. Еловигов, А.С. Арутюнов, А.А. Южаков, В.И. Фрейман, Д.И. Поляков, Н.Б. Асташина // Пермский медицинский журнал. – 2020. – Т. 37, № 4. – С. 91–100.

6. Иноземцев А.А. Сопротивление упруго-вязких материалов. – Л.: Стройиздат, 1966. – 168 с.

7. Цвиккер К., Костен К. Звукопоглощающие материалы. – М.: ИЛ, 1952.

УДК 539.3

ТЕРМОДИНАМИЧЕСКАЯ И МОЛЕКУЛЯРНО-КИНЕТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ «ВАКУУМ-СИНДРОМА» ПРИ ТРАВМАТИЧЕСКОЙ ИЛИ ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОЙ ОТСЛОЙКЕ СОСУДИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ГЛАЗА

Б.А. Зимин^{1, 4}, А.Б. Качанов^{2, 3}, Е.С. Ялыч¹

*¹Балтийский государственный технический университет «ВОЕНМЕХ»
им. Д.Ф. Устинова, кафедра автономных информационных и управляющих систем,
Санкт-Петербург, bazimin@inbox.ru*

*²Санкт-Петербургский филиал Национального медицинского исследовательского
центра «Межотраслевой научно-технический комплекс “Микрохирургия глаза”
им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава РФ, Санкт-Петербург, andrey_kachanov@yahoo.com*

*³Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова
Минздрава России, Санкт-Петербург*

*⁴Государственный университет морского и речного флота
им. адм. С.О. Макарова, кафедра прикладной математики, Санкт-Петербург*

Рассмотрена ЦХО с помощью теории «вакуум-синдрома» В.В. Волкова. Рассмотрена термодинамика процесса разрывов в супрахориоидальном пространстве между сосудистой оболочкой и склерой. Показано, что образование разрыва между сосудистой оболочкой и склерой приводит к диссипации энергии связи между оболочками даже в рамках модели идеальной среды. На основе элементарной молекулярно-кинетической теории дана оценка времени развития ЦХО.

Ключевые слова: «вакуум-синдром», термодинамическая модель цилиохориоидальной отслойки, время действия «вакуум-синдрома».

Цилиохориоидальная отслойка (ЦХО) является частым и серьезным осложнением при травмах и хирургических операциях, способным привести к развитию тяжелых последствий. В настоящее время известны методы снижения риска возникновения и тактика лечения возникающего осложнения. Тем не менее остаются нерешенными вопросы

шенными многие вопросы, касающиеся причин возникновения ЦХО. В работе рассматривается появление ЦХО на основе теории В.В. Волкова. На основе элементарной молекулярно-кинетической теории дается оценка времени развития ЦХО.

Сосудистая оболочка, или хориоидея представляет собой структуру, локализованную между склерой и пигментным слоем сетчатки. Супрахориоидальное пространство является переходной зоной между сосудистой оболочкой и склерой. Оно состоит из волокнистой соединительной ткани. В норме, т.е. в обезвоженном состоянии, его толщина составляет порядка 30 мк. Существуют различные представления о происхождении отслойки сосудистой оболочки [1, 2]. Ряд офтальмологов полагают, что отслойка возникает вследствие нарушения внутриглазной гемодинамики. Другие считают, что это происходит из-за нарушения концентрации белка во влаге передней камеры глаза. Мы полагаем, что при оперативных вмешательствах и тупых травмах глазного яблока биохимические факторы отслойки имеют меньшее значение по сравнению с процессом механической деформации роговично-склеральной капсулы глаза и термодинамики процессов испарения и конденсации влаги в супрахориоидальном пространстве.

Такое объяснение цилиохориоидальной отслойки (ЦХО, *ablatio choro-ideae*) предложил В.В. Волков [3]. В.В. Волков объясняет появление ЦХО теорией «вакуум-синдрома» за счет быстрого восстановления деформированной склеральной капсулы. При этом происходит быстрое испарение внутритканевой жидкости в образовавшуюся вакуумную полость. Пока вакуум в образовавшейся полости сохраняется, внутритканевая жидкость будет интенсивно испаряться. Но одновременно с процессом испарения некоторое количество молекул пара возвращается на поверхность полости и конденсируется.

Рассмотрим термодинамику процесса разрывов в супрахориоидальном пространстве между сосудистой оболочкой и склерой. В этом случае приходится иметь дело с распределением скорости, плотности, давления и других характеристик.

Пусть есть система координат, в которой рассматриваемая поверхность разрыва (цилиохориоидальная отслойка) неподвижна. Тогда при переходе через эту поверхность скачки всех характери-

стических величин должны быть связаны фундаментальными законами сохранения [4]:

$$\text{массы} - \rho_1 V_1 = \rho_2 V_2; \quad (1)$$

$$\text{импульса} - p_1 + \rho_1 V_1^2 = p_2 + \rho_2 V_2^2; \quad (2)$$

$$\text{потока энергии} - F_1 + \frac{V_1^2}{2} = F_2 + \frac{V_2^2}{2}, \quad (3)$$

где ρ – плотность; p – давление; v – скорость; F – свободная энергия на единицу объема.

Индексом «1» отмечены параметры, относящиеся к точкам среды, находящимся перед сосудистой оболочкой, индексом «2» – к точке, находящейся на сосудистой оболочке.

Из формул (1), (2), (3) найдем соотношение

$$F_1 - F_2 = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{\rho_1} + \frac{1}{\rho_2} \right) (p_1 - p_2), \quad (4)$$

определяющее связь между соответствующими величинами по обе стороны от поверхности разрыва. Вычислим изменение энтропии S при образовании поверхности разрыва для процессов малой интенсивности, при которой $\Delta p = p_2 - p_1$ мало. Для этого разложим в ряд $F_2(S_2, p_2) - F_1(S_1, p_1)$ до линейных по скачку энтропии и до кубических по скачку давления:

$$\begin{aligned} F_2 - F_1 \cong & \left(\frac{\partial F}{\partial S_1} \right)_p (S_2 - S_1) + \left(\frac{\partial F}{\partial p_1} \right)_S (p_2 - p_1) + \\ & + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 F}{\partial p_1^2} \right)_S (p_2 - p_1)^2 + \frac{1}{6} \left(\frac{\partial^3 F}{\partial p_1^3} \right)_p (p_2 - p_1)^3. \end{aligned} \quad (5)$$

Из термодинамики следует, что

$$\left(\frac{\partial F}{\partial S} \right)_p = T, \quad \left(\frac{\partial F}{\partial p} \right)_S = \frac{1}{\rho}. \quad (6)$$

Аналогичное формуле (5) разложение в ряд выпишем для

$$\frac{1}{\rho_2} - \frac{1}{\rho_1} \cong \left(\frac{\partial \left(\frac{1}{\rho} \right)}{\partial p_1} \right)_S (p_2 - p_1) + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 \left(\frac{1}{\rho} \right)}{\partial p_1^2} \right)_S (p_2 - p_1)^2. \quad (7)$$

Подставляя выражения (7), (6), (5) в формулу (4), получим

$$\Delta S = S_2 - S_1 = \frac{1}{12T_1} \left(\frac{\partial^2 \left(\frac{1}{\rho} \right)}{\partial p_1^2} \right)_S (p_2 - p_1)^3. \quad (8)$$

Из выражения (8) следует, что скачок энтропии ΔS в области расслоения сосудистой оболочки является малой величиной третьего порядка по сравнению со скачком давления. Таким образом, образование разрыва между сосудистой оболочкой и склерой приводит к диссипации энергии связи между оболочками даже в рамках модели идеальной среды, что, в свою очередь, приводит к необратимым процессам.

Далее на основе электронной молекулярно-кинетической теории дается оценка времени развития ЦХО.

Будем полагать, что твердая фаза занимает полупространство $x < 0$ и газ (пары воды) $x > 0$. Движение газа описывается кинетическим уравнением Больцмана:

$$\frac{\partial f}{\partial t} + (\bar{\nabla}, \nabla) f = St(f),$$

где f – функция распределения частиц; $St(f)$ – интеграл столкновений $St(f) = \frac{f_0 - f}{\tau}$; τ – время свободного пробега молекул газа; f_0 – равновесная функция распределения.

В работе [5] на основе приближенного решения (1) при испарении в вакуум было показано для полупространства, что примерно через 20 «времен свободных пробегов» происходит стабилизация

обратного потока молекул и расход испарения снижается примерно на 20 %. Таким образом, в стационарном режиме испарения с максимальным расходом примерно 0,2 из числа испаряющихся молекул газа вновь возвращаются на поверхность и конденсируются. Для грубого подсчета времени нарекания в вакуумную полость газа считаем, что в 1 см³ газообразного воздуха содержится n_B молекул:

$$n_B = \frac{6 \cdot 10^{23}}{22,4 \text{ л}} = 2,7 \cdot 10^{19}, \quad (9)$$

$n_{\text{ж}}$ – число молекул водяного пара, $n_{\text{ж}} \sim 10^{22} \text{ л/см}^3$.

С площадки 1 см³ в 1 с испаряется количество молекул

$$N = \frac{n\lambda \langle V \rangle}{8}, \quad (10)$$

где λ – длина свободного пробега; $\langle V \rangle$ – средняя квадратичная (тепловая) скорость молекул.

Длина свободного пробега молекул для разных значений давления, но при одной и той же температуре газа находится по формуле

$$\lambda_0 p_0 = \lambda_1 p_1, \quad (11)$$

где λ_i , p_i – свободный пробег молекулы и давление газа соответственно.

При $p_1^{-7} \text{ атм}$ $\lambda_1 = 1 \text{ м}$, при $p_0 \sim 1 \text{ атм}$ $\lambda_0 = 10^{-5} \text{ см}$, для $p_2 = 0,1 \text{ атм}$ $\lambda_2 = 10^{-5} \text{ см}$.

Объем отслойки можно оценить как $U = (1,0 \dots 0,3) \text{ см}^3$. Тогда время, необходимое для заполнения вакуумной полости t , можно подсчитать, используя формулы (9), (10), (11):

$$t = \frac{8n_{\text{ж}}U}{\lambda n \langle V \rangle} \approx 5 \cdot 10^5 \text{ с} \approx 27 \text{ сут},$$

$$\lambda \sim 10^{-5} \text{ см}, \quad n \sim 10^{-19}, \quad n_{\text{ж}} \sim 10^{22}.$$

С учетом работы [6] это время уменьшится на 1/5 и будет

$$t_{\text{зал}} \cong 5 \text{ сут.}$$

Для полостей $U \sim 0,3 \text{ см}^3$ время t будет

$$t_{\text{зал}} \cong 1...2 \text{ сут.}$$

Вышеприведенная оценка времени по порядкам совпадает с клиническими наблюдениями [6].

В работе рассмотрена ЦХО с помощью теории «вакуум-синдрома» В.В. Волкова.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант 18-01-00832а.

Список литературы

1. Петров С.Ю., Подгорная Н.Н., Асламазова А.Э., Цилиохориоидальная отслойка // Глаукома: нац. журн. – 2015. – № 1. – С. 94–102.
2. Манаенкова Г.Е., Фабрикантов О.Л. Отслойка сосудистой оболочки. Этиология, патогенез, клиника и лечение // Сибирский научный медицинский журнал. – 2019. – № 5. – С. 141–148.
3. Волков В.В. Глазной вакуум-синдром // Вестник офтальмологии. – 1978. – № 5. – С. 45–48.
4. Станюкович К.П. Неустановившееся движение сплошной среды. – М.: Наука, 1971. – 854 с.
5. Anisimov S.I., Rakhmatulina A.Kh. The dynamics of expansion of a vapor when evaporated into a vacuum // Sov. Phys. JETP. – 1973. – No. 3. – P. 441–444.
6. Матюхина Е.Н., Бабушкин А.Э. Профилактика и лечение цилиохориоидальной отслойки после антиглаукоматозных операций (обзор литературы) // Науч.-практ. конф. по офтальмохирургии с междунар. участием «Восток – Запад», г. Уфа, 6–7 июня 2013 г. – Уфа, 2013. – С. 194–197.

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ В ПОРИСТОМ ИМПЛАНТАТЕ

Е.Э. Ильина¹, Л.Б. Маслов^{1, 2}, Н.А. Сабанеев¹

¹Ивановский государственный энергетический университет, кафедра теоретической и прикладной механики, Иваново, ladyevgenia2104@yandex.ru

²Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Центр компетенций НТИ «Новые производственные технологии», Санкт-Петербург, leonid.maslov@gmail.com

Построена трехмерная конечно-элементная модель биомеханической системы, включающая в себя фиксатор, большеберцовую кость, мозоль и пористый имплантат. С использованием специальных макросов APDL ANSYS рассчитана регенерация костной ткани в объеме пористого имплантата при различном механическом нагружении на модель. Полученные результаты позволяют оценить влияние нагрузки на процесс регенерации. Представленные данные могут использоваться в клинических условиях для лечения сломанной кости.

Ключевые слова: кость, имплантат, регенерация, моделирование, поропругость.

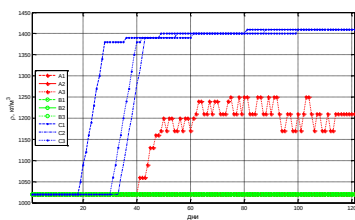
В данной работе исследуется влияние механического воздействия на процесс регенерации костной ткани в объеме пористого имплантата, в частности гармоническое нагружение. В статье даны описание трехмерной модели большеберцовой кости, постановка задачи регенерации ткани и условия проведения виртуальных испытаний. Представлены результаты исследования процесса регенерации костной ткани в объеме пористого имплантата при динамическом воздействии различной частоты.

Материалы и методы. Концепция регенерации костной ткани в результате дифференциации клеток и действия механического стимула и основные алгоритмы математического моделирования в рамках теории поропругости представлены в работах [2, 3]. Существенным отличием представленного алгоритма от известных моделей регенерации кости в зоне перелома является наличие пористого имплантата [4–6].

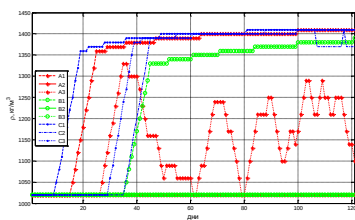
Построенная трехмерная конечно-элементная модель включает в себя берцовую большую кость, билатеральную одноплоскостную раму, пористый имплантат и костную мозоль. Моделирование регенерации кости осуществляется по значениям материальных констант основных видов ткани, ранее описанных в статьях [1–5].

Начальными условиями служат концентрации активных клеток в объеме мозоли $C_{oc} = 80\%$ и в объеме имплантата $C_{oi} = 30\%$. Граничным условием является концентрация клеток на границе мозоли $C_b = 100\%$. Для изучения влияния гармонической нагрузки приводится решение при различных значениях частоты ω и коэффициента величины гармонической нагрузки k .

Результаты. Проанализируем полученные результаты (рис. 1, 2). По картинам распределения плотности видно, что гармоническая нагрузка благотворно влияет на регенерацию и плотность активных клеток в имплантате возрастает по всему объему рассматриваемого участка.

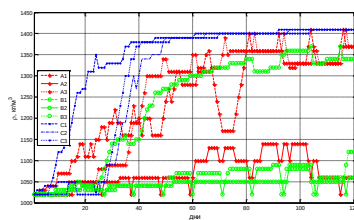


a

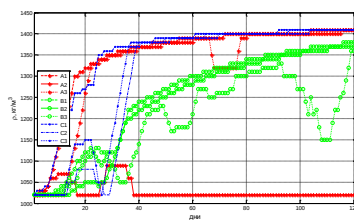


б

Рис. 1. Плотность костной ткани в выбранных точках имплантата с пористостью 50 % при $k = 0,01$, $F = 500$ Н и частоте нагружения f :
 $a - 10$ Гц, $б - 100$ Гц



a



б

Рис. 2. Плотность костной ткани в выбранных точках имплантата с пористостью 90 % при $k = 0,01$, $F = 500$ Н и частоте нагружения f :
 $a - 10$ Гц, $б - 100$ Гц

Кривые рис. 1 свидетельствуют о том, что процесс восстановления в имплантате пористостью 50 % начинается не сразу, а через 10–20 дней. Это связано с тем, что для начала процесса необходим определенный уровень напряженно-деформированного состояния ткани. При низких частотах порядка 10 Гц процесс восстановления нестабилен и приводит к образованию тканей фиброзного и хрящевого типа. Более высокие частоты нагружения порядка 100 Гц благотворно влияют на процесс регенерации, о чем свидетельствуют кривые A_1 – B_3 . Из сравнения графиков рис. 1, *а* и *б* видно, что зона восстановления при частоте колебаний 100 Гц значительно больше по размеру, чем для случая 10 Гц.

Кривые на рис. 2 свидетельствуют о том, что для успешного восстановления жесткого имплантата (с меньшей пористостью) требуется нагрузка более высокой частоты, чем для менее жесткого имплантата (с большей пористостью). В имплантате с пористостью 90 % процесс восстановления начинается с первых дней и даже при низких частотах порядка 10 Гц весь объем участвует в процессе регенерации (кривые A_1 – C_3). Причем, как видно из рис. 2, *б*, среднее сечение имплантата также достигает требуемых значений механических характеристик – процесс регенерации успешно завершается к 120-му дню.

Анализируя результаты при имплантатах с пористостью 50 и 90 %, $k = 0,1$, $F = 50$ Н и частоте нагружения 10–100 Гц, можно сделать вывод, что уменьшение статической составляющей даже при увеличении коэффициента величины гармонической нагрузки негативно сказывается на процессе регенерации.

Таким образом, недостаточное значение статической составляющей гармонической нагрузки прогнозирует неполное восстановление механических свойств ткани при любой жесткости имплантата. Можно сделать вывод, что нагружение поврежденной конечности силой, близкой к собственному весу пациента, приводит к более быстрому восстановлению упругих свойств регенерата. Поскольку более жесткий имплантат воспринимает больше нагрузки, чем мягкий, для обеспечения необходимого уровня деформаций ткани требуется повышенное силовое воздействие, которое по полученным кривым будет достигнуто позже. Следовательно, при

уменьшении нагрузки требуется увеличить время перехода статической составляющей нагрузки.

Интересно сравнить влияние коэффициента величины динамической составляющей. Для этого был рассмотрен случай $k = 0,1$ и $F = 500$ Н. При сравнении графиков очевидно, что с медицинской точки зрения данный вариант механического стимулирования может интерпретироваться как наиболее удовлетворительный. Независимо от жесткости имплантата процесс стабилен, кривые показывают равномерное увеличение плотности костной ткани по всему объему зоны регенерации. Можно предположить, что для рассмотренной комбинации параметров модели существует характерное время перехода на полную нагрузку, при котором процесс регенерации будет оптимальным.

Заключение. В настоящей работе представлено развитие математической постановки задачи регенерации костной ткани. Результаты численного исследования дают возможность изучить процессы восстановления поврежденной большой берцовой кости человека при наличии динамической нагрузки и теоретически обосновать выбор оптимальных параметров периодического воздействия с целью скорейшего и устойчивого заживления тканей. В частности, построенная модель позволила исследовать влияние величины статической составляющей и коэффициента величины динамической составляющей, что отсутствует в известных источниках. Полученные результаты моделирования сопоставимы с реальной картиной восстановления, что подтверждается известными клиническими исследованиями.

Благодарности. Исследования выполнены при финансовой поддержке Минобрнауки России в рамках реализации программы Научного центра мирового уровня по направлению «Передовые цифровые технологии» СПбПУ (соглашение № 075-15-2020-934)

Список литературы

1. A biomechanical model for periprosthetic fibrous tissue differentiation / R. Huiskes, W.D. van Driel, P.J. Prendergast, K. Soballe // J. Mater. Sci.: Materials in Medicine. – 1997. – Vol. 8. – P. 785–788.

2. Lacroix D., Prendergast P.J. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading // J. Biomech. – 2002. – Vol. 35, no. 8. – P. 1163–1171.

3. Maslov L.B. Mathematical modeling of the callus mechanical properties restoration // J. Appl. Math. Mech. – 2015. – Vol. 79, no. 2. – P. 195–206.

4. Маслов Л.Б. Биомеханическая модель и численный анализ регенерации ткани в объеме пористого имплантата // Прикл. мат. мех. – 2019. – Т. 83, № 5–6. – С. 834–860.

5. Maslov L.B. Mathematical model of bone regeneration in a porous implant // Mech. Comp. Mater. – 2017. – Vol. 53, no. 3. – P. 399–414.

УДК 004.891.3

ЦИФРОВАЯ ПЛАТФОРМА СОЗДАНИЯ ЭКСПЕРТНЫХ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ

Д.А. Истомин, Л.Ю. Перелыгин

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, leoperelygin@gmail.com

Целью работы является разработка универсальной цифровой платформы, с помощью которой врач-хирург, не имея навыков программирования, сможет создавать экспертные системы для различных областей медицины. Такая система имеет возможность адаптироваться под предметную область, поддерживать генерацию интерфейса в зависимости от правил, введенных врачом, оказывать помощь при составлении базы знаний и ее проверки на полноту и непротиворечивость. Основным функциональным назначением цифровой платформы является автоматизация процесса создания продукционной экспертной системы поддержки принятия врачебных решений.

Ключевые слова: экспертные системы поддержки принятия врачебных решений, база знаний, продукционная модель, CLIPS.

Целью работы является разработка универсальной цифровой платформы, с помощью которой врач-хирург, не используя навыки программирования, сможет создавать экспертные системы для различных областей медицины [1]. Такая система имеет возможность

адаптироваться под предметную область, поддерживать генерацию интерфейса в зависимости от правил, введенных врачом, оказывать помощь при составлении базы знаний и ее проверки на полноту и непротиворечивость.

Основным функциональным назначением цифровой платформы является автоматизация процесса создания продукционной экспертной системы поддержки принятия врачебных решений.

Функциональные требования. К разрабатываемой системе выдвигаются следующие функциональные требования:

1. Поддержка продукционной базы знаний.
2. Анализ добавляемых пользователем правил на полноту и непротиворечивость.
3. Поиск результатов, на которые влияет выбранный пользователем факт.
4. Визуализация правил базы знаний.
5. Визуализация результата диалога с системой в виде графа с отображением сработавших правил.
6. Генерация интерфейса под конкретную область применения.
7. Возможность загружать правила из своего файла.

Архитектура системы. Общая архитектура системы представлена на рис. 1. Систему можно поделить на две части: ядро экспертной системы, основанное на CLIPS, и графический интерфейс пользователя, представляющий собой приложение на Java. Связующим звеном этих двух модулей является библиотека CLIPS JNI [2], которая предоставляет интерфейсу основные механизмы работы с CLIPS.

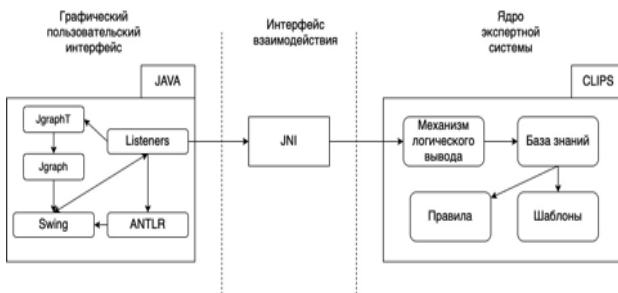


Рис. 1. Общая архитектура системы

Ядро экспертной системы содержит базу знаний, в которой хранятся факты и правила, загруженные пользователем, а также функции и правила, описывающие логику его работы.

Графический интерфейс включает в себя три основных модуля: парсер, модуль визуализации и модуль анализа базы знаний. Парсер предназначен для чтения правил из файла пользователя, которые написаны в виде «Если, ... то», и приведения их в древовидную структуру в памяти для последующей обработки и визуализации (рис. 2).

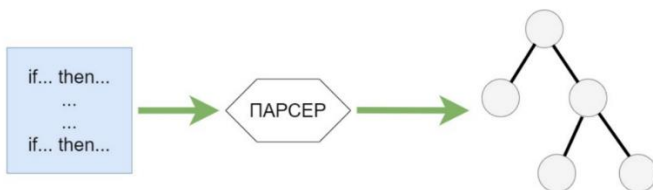


Рис. 2. Абстрактное представление работы парсера

Модуль визуализации предназначен для отображения вышеупомянутой древовидной структуры в интерфейсе. Пользователю системы будет проще увидеть ошибки и недочеты в базе знаний, глядя на граф, чем при проверке правил в текстовом виде.

Предназначение модуля анализа данных – обеспечивать поддержку пользователя при создании базы знаний за счет средств аналитики, позволяющих проверить правила на полноту и непротиворечивость.

Для описания системы используется use case-диаграмма [3]. Функциональное назначение системы показано на рис. 3.

На диаграмме обозначены основные возможности системы, такие как работа методами анализа или получение диагноза в ходе диалога с системой.

Продукционная модель, используемая в разрабатываемой системе, имеет несколько положительных моментов:

1. Высокая модульность.
2. Простота внесения изменений.
3. Простота для понимания работы с ними.

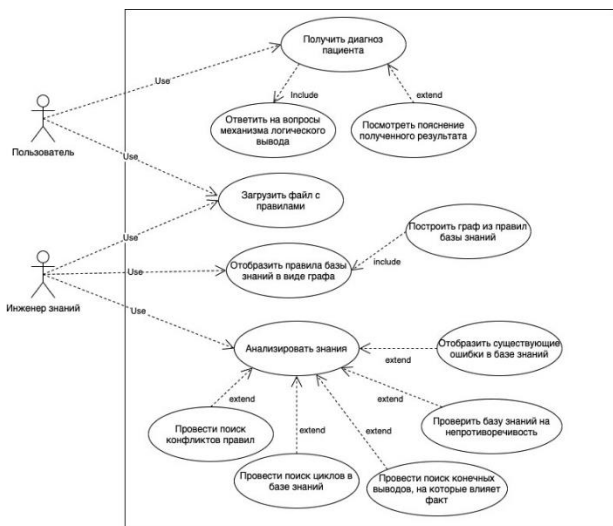


Рис. 3. Функциональное назначение системы

Когда база знаний разрастается, неподготовленному человеку тяжело работать с описанными правилами, из-за чего внесение изменений становится непростой задачей. Затрудняется изучение предметной области другим человеком. Причиной этому может являться представление базы знаний в текстовом виде – в виде продукции. В таком виде базу знаний нельзя назвать наглядной. Исходя из этого, поставлен вопрос визуализации знаний в понятном для пользователя виде. Интуитивно понятной пользователю и возможной для применения в системах любого типа является древовидная структура представления знаний, ведь даже любой технологический объект можно представить в виде дерева.

Одним из требований к системе является анализ базы знаний. Анализ базы знаний должен позволить пользователю исправить конфликты или неучтенные предпосылки в правилах, что требуется для правильного и точного результата диалога с системой.

Одним из методов анализа является поиск конечных выводов, на которые влияет факт (рис. 4). Данный поиск позволит оценить, насколько корректно построена цепочка выбора – от выбранного факта до конечных результатов, а также оценить, существуют ли в данной цепочке логические противоречия. Также должен быть реа-

лизирован поиск циклов в правилах, что является логической ошибкой в построении базы знаний. В случае, когда встречается данная ошибка, возможно, есть смысл изменить антецедент или консеквент правила.

Анализ базы знаний на полноту также является одним из требований к системе (рис. 5). Продукционная база знаний является полной, если любой набор или любая последовательность ответов пользователя на вопросы системы приводят к искомому результату.

Наиболее важным методом анализа является проверка правил на непротиворечивость (рис. 6), ведь известно, когда накапливается большое количество продукций, они начинают противоречить друг другу, что недопустимо. База знаний является непротиворечивой, если она не содержит несовместные правила – правила с одинаковыми условиями, но различными заключениями.

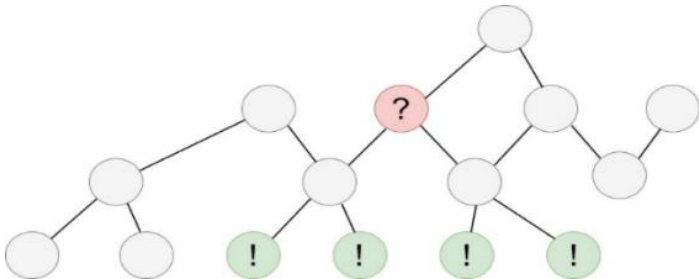


Рис. 4. Поиск конечных выводов

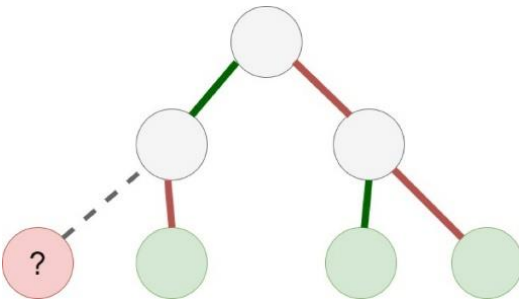


Рис. 5. Проверка на полноту базы знаний

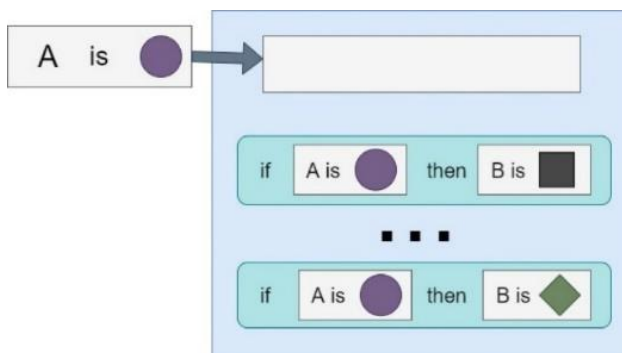


Рис. 6. Проверка на непротиворечивость базы знаний

При создании базы знаний вступают в противоречие два требования: для увеличения точности модели необходимо увеличивать количество правил в базе знаний, а для увеличения быстродействия и улучшения прозрачности модели, что напрямую связано с точностью диагностирования, необходимо уменьшать число правил. Минимальная база знаний – база, из которой нельзя удалить ни одного из продукционных правил, не нарушив тем самым полноту. Конфликтной ситуацией могут являться неучтенные предпосылки или некорректные условия правила, вследствие чего правило никогда не работает. Такие ситуации должны анализироваться системой.

Заключение. В настоящее время разработанная цифровая платформа проходит тестовую проверку при создании экспертной системы поддержки врачебных решений при диагностике и лечении грыж брюшной полости. В случае успешного тестирования платформа может быть рекомендована для широкого использования во врачебной практике.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Пермского края на развитие научной школы по компьютерной биомеханике и цифровой медицине.

Список литературы

1. Application of remote real-time monitoring to offshore oil and gas operations / National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine. – Washington, DC: The National Academies Press, 2016. DOI: 10.17226/23499

2. Orchard B. FuzzyCLIPS Version 6.10 d User's Guide / National Research Council of Canada. – Canada, 2004.

3. Meredith J.R., Mantel Jr.S.J. Project management: a managerial approach. – John Wiley & Sons, Inc., 2009.

УДК 539.3

АНАЛИЗ ЗАВИСИМОСТИ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЗУБОВ-АНТАГОНИСТОВ ОТ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ КОНФИГУРАЦИИ ПРОМЕЖУТОЧНОГО СЛОЯ ЗАЩИТНОЙ КАППЫ

А.А. Каменских, А.Д. Пушкарева

*Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра
вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, anna_kamenskih@mail.ru*

Выполнен анализ влияния геометрической конфигурации защитной каппы на деформационное поведение пары зубов-антагонистов. Анализ был направлен на исследование качественных и количественных закономерностей изменения напряженно-деформированного состояния конструкции биомеханического узла при разной толщине, длине и положении прослойки из А-силикона в каппе из Eva.

Ключевые слова: биомеханика, каппа, геометрия конструкции, трение, контакт.

В России и мире можно отметить рост исследований, направленных на рационализацию геометрической конфигураций защитных зубных шин [1, 2].

В работе рассмотрено влияние на контактное деформирование пары зубов через использование однослойной и трехслойной капп. На рис. 1 показаны расчетные схемы биомеханического контактного взаимодействия пары зубов-антагонистов. Основной материал каппы – Eva, материал прослойки – А-силикон [3]. Математическая постановка задачи описана ранее в работе [1]. Задача реализуется в рамках теории упругости. На S_1 действует постоянная сила инден-тирования 100 Н и запрещен изгиб, на S_2 запрещены вертикальные

перемещения. В работе рассматривается влияние положения, толщины и длины слоя из А-силикона на контактное деформационное поведение биомеханического узла.

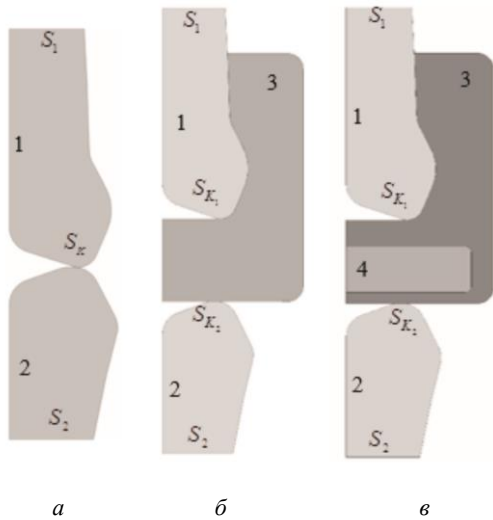


Рис. 1. Расчетные схемы контакта зубов-антагонистов:
а – без учета каппы; *б* и *в* – с учетом однослойной и трехслойной капп

На рис. 2 показаны поля интенсивности напряжений в паре зубов при контакте без учета защитных зубных шин.

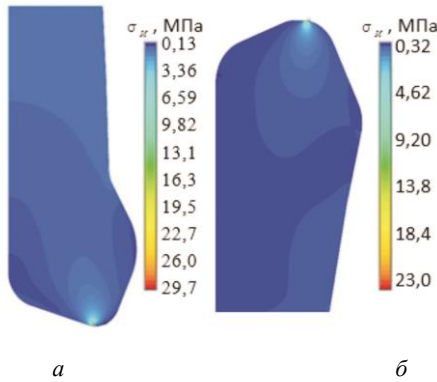


Рис. 2. Интенсивность напряжений расчетной схемы без учета каппы:
а – зуб верхнего зубного ряда; *б* – зуб нижнего зубного ряда

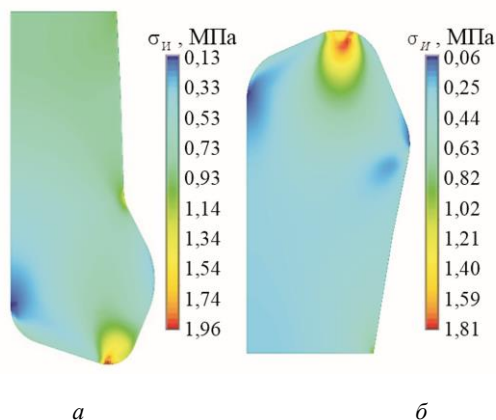


Рис. 3. Интенсивность напряжений при контакте через однослойную каппу: *а* – зуб верхнего зубного ряда; *б* – зуб нижнего зубного ряда

Контакт зубов-антагонистов точечный, максимальное напряжение наблюдается непосредственно в зоне смыкания зубов и достигает 29,7 и 42 МПа в зубе верхнего и нижнего зубных рядов соответственно.

Вторым этапом исследования стало моделирование контакта зубов-антагонистов через однослойную каппу и анализ ее влияния на интенсивность напряжений (рис. 3) и другие характеристики деформационного поведения биомеханического узла.

При контакте зубов-антагонистов через однослойную каппу наблюдается значительное снижение максимального уровня σ_{II} в среднем на 93,4 % в зубе верхнего зубного ряда и на 95,69 % в зубе нижнего зубного ряда.

Далее исследовано влияние толщины, длины и положения прослойки из А-силикона на деформирование зубов-антагонистов. Получены качественные и количественные закономерности влияния геометрических характеристик прослойки на характер распределения и уровень интенсивности напряжения и деформации, контактное давление и контактное касательное напряжение (рис. 4).

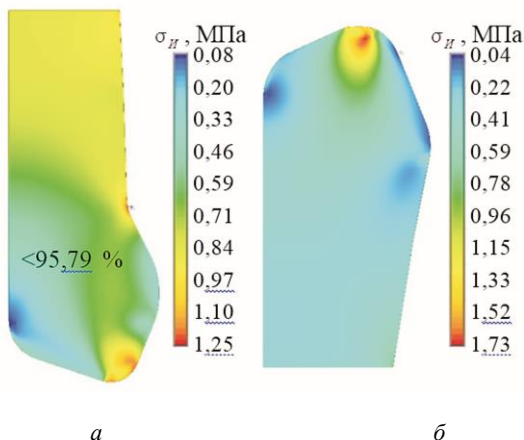


Рис. 4. Интенсивность напряжений при контакте через трехслойную капу:
а – зуб верхнего зубного ряда; *б* – зуб нижнего зубного ряда

Для зуба нижнего зубного ряда наблюдается снижение максимального уровня интенсивности напряжений до прослойки длиной 6 мм, затем наблюдаются небольшие колебания значений максимального уровня интенсивности напряжений.

Благодарности. Исследование выполнено при поддержке гранта правительства Пермского края на развитие научной школы «Компьютерная биомеханика и цифровые технологии в биомедицине» и РФФИ (проект № 17-48-590411 p_a).

Список литературы

1. Numerical and experimental study of the functional loads distribution in the dental system to evaluate the new design of the sports dental splint / A. Kamenskiy, N.B. Astashina, Y. Lesnikova, E. Sergeeva, A.G. Kuchumov // Series on Biomechanics. – 2018. – Vol. 32, no. 1. – P. 3–15.
2. Mills S., Canal E. Prevention of athletic dental injuries: the mouthguard // Modern Sports Dentistry. – 2018. – P. 111–133.
3. Экспериментальное исследование материалов новой конструкции спортивной зубной шины / В.А. Лохов, А.Г. Кучумов, А.Ф. Мерзляков, Н.Б. Асташина, Е.С. Ожгихина, В.А. Тропин // Российский журнал биомеханики. – 2015. – № 4. – С. 409–420.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИКИ ДВИЖЕНИЙ БЕСШАЖНОГО КЛАССИЧЕСКОГО ЛЫЖНОГО ХОДА

А.Е. Кубяк¹, Д.В. Паршин²

*¹Новосибирский национальный государственный исследовательский университет,
Новосибирск, kubik.k99@yandex.ru*

*²Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева Сибирского отделения
Российской академии наук, Новосибирск, parshin@hydro.nsc.ru*

Высококвалифицированные лыжники-гонщики часто отдают предпочтение технике одновременного бесшажного хода (дабл полинг) в силу скорости и универсальности. Данная работа направлена на разработку биомеханической модели лыжника, передвигающегося техникой дабл полинг. Для этого с использованием видеозаписей соревнований были подготовлены и проанализированы экспериментальные данные шести спортсменов элитного уровня (трех мужчин и трех женщин), которые применяли данную технику во время прохождения дистанции. Были собраны и обработаны экспериментальные данные передвижения дабл полингом, что позволило определить зависимость от времени углов в некоторых суставах, а также оценить повторяемость движения от цикла к циклу. В результате были выявлены основные управляющие параметры, которыми лыжник регулирует темп своего перемещения по трассе и важные для моделирования геометрические характеристики. Сделанные выводы будут способствовать построению корректной математической модели механики дабл полинга.

Ключевые слова: биомеханика движений, лыжный классический ход, дабл полинг.

На сегодняшний день существует отдельная индустрия, направленная на достижение высоких результатов в спорте, в частности в лыжных гонках. Она направлена на улучшение скольжения – решение целого спектра трибологических задач; облегчение конструкции лыжи, палок и креплений – отдельная ветвь в материаловедении; улучшение физической подготовки спортсмена – отдельное направление прикладной физиологии, а также стабилизацию его психоэмоционального состояния. Кроме того, ступенчато, с большими временными интервалами происходит революция в технике хода, позволяющая выполнять движения более эффективно: менее

энергозатратно для организма и с большей энергетической отдачей в смысле передвижения. Такая техника, как одновременный бесшажный классический ход (дабл полинг) сейчас очень популярна, так как является самым быстрым классическим ходом и часто используется спортсменами в длительных гонках и финише дистанции. Настоящая работа направлена на разработку концепции математической модели передвижения таким классическим ходом в лыжных гонках и определение параметров оптимального хода в зависимости от индивидуальных антропометрических характеристик лыжника. Как в отечественной литературе, так и в высокорейтинговых зарубежных журналах [1, 2] часто встречаются работы, посвященные развитию физических способностей лыжников-гонщиков [3], также имеют место исследования о влиянии окружающей среды на работоспособность лыжников и др. Однако именно биомеханическая модель передвижения в технике дабл полинг проработана слабо, а полученные в лаборатории результаты диаграммы передвижения статистически значимо (рисунок) отличаются от естественного передвижения лыжника на лыже.

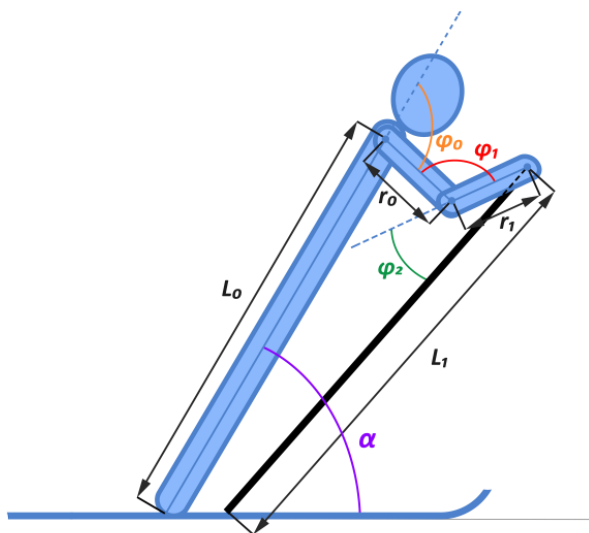


Рис. Схематическое изображение спортсмена-лыжника.
Геометрическая постановка задачи

Работа выполнялась в предположении упрощенной геометрической постановки спортсмена-лыжника (см. рисунок). В рассмотренной биомеханической модели лыжник находится в положении под постоянным углом α к трассе и имеет угол Φ_0 между плечевым суставом и корпусом, угол Φ_1 между плечевым и локтевым суставом и угол Φ_2 между локтевым суставом и палкой. С помощью видеозаписей соревнований (Олимпийских игр и этапов Кубка мира) была определена повторяемость цикла отталкивания для трех лыжников мужчин и трех лыжников женщин элитного уровня, а также получена зависимость углов от времени для каждого из спортсменов.

На основе интерполированных данных была построена численная модель в программе Wolfram Mathematica, которая учитывает вышеуказанные антропометрические характеристики спортсмена. В дальнейшем эта модель будет использована для сравнения и выявления особенностей хода отдельных лыжников с целью определения оптимальных параметров работы модели.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Правительства РФ (договор 14.W03.31.0002).

Список литературы

1. Strength training improves double-poling performance after prolonged submaximal exercise in cross-country skiers / S. Øfsteng [et al.] // Scandinavian J. of Medicine Science in Sports. – Nov. 2017. – Vol. 28(3). – P. 893–904.
2. Аэробные и скоростно-силовые возможности лыжников в конце подготовительного и начале соревновательного периодов подготовки / А.Д. Бутков [и др.] // Физиология человека. – 2017. – Т. 43, № 3. – С. 57–63.
3. Effects of 20-s and 180-s double poling interval training in cross-country skier / J.E. Nilsson, H.-Ch. Holmberg, P. Tveit, J. Hall'en // Eur J. Appl. Physiol. – 2004. – Vol. 92. – P. 121–127.

ПРИМЕНЕНИЕ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ГИДРОДИНАМИКИ В РЕШЕНИИ НЕКОТОРЫХ ЗАДАЧ ХИРУРГИИ

А.Г. Кучумов

*Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра
вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, kuchumov@inbox.ru*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: вычислительная гидродинамика, кровь, желчь, моделирование, сердечно-сосудистая хирургия, абдоминальная хирургия.

Развитие методов неинвазивной диагностики в современной хирургии, математических и компьютерных моделей позволяет со все возрастающей степенью точности описывать биомеханические процессы, протекающие в организме [1]. Данное обстоятельство повышает возможность их использования при совершенствовании имеющихся и разработке новых персонализированных методов диагностики и прогнозирования лечения. Вычислительная гидродинамика является динамично развивающимся инструментом в решении инженерных и междисциплинарных задач [2]. Медицина является одной из областей, где применение компьютерных методов и технологий необходимо [3, 4]. Одним из важных аспектов является рассмотрение применения методов биомеханики и вычислительной гидродинамики с точки зрения биоэтики. В данной работе представлены результаты применения методов вычислительной гидродинамики в решении актуальных задач хирургии (моделирование течения крови для оценки эффективности шунтирования при аортолегочном анастомозе у детей с врожденным пороком сердца, создание персонализированной модели течения желчи в билиарной системе для прогнозирования результатов холецистэктомии).

Цель исследования. Создание моделей для решения актуальных проблем абдоминальной и сердечно-сосудистой хирургии.

Моделирование течения крови для оценки эффективности шунтирования при аортолегочном анастомозе у детей с врож-

денным пороком сердца. На основе изображений магнитно-резонансной томографии была построена система аорта–пульмонарная артерия–шунт для анализа гемодинамики у детей с врожденным пороком сердца. Кровь рассматривалась как ньютоновская жидкость (плотность – 1060 кг/м^3 ; вязкость – $0,0035 \text{ Па}\cdot\text{с}$). Граничные условия были получены из ультразвуковых измерений.

В данной работе рассмотрена модель течения крови аорта–шунт–легочная артерия. Был получен набор геометрических образов у четырех пациентов для последующего импорта в конечно-элементный решатель ANSYS CFX с целью решения задачи гемодинамики. Анализировались три варианта установки модифицированного шунта Blalock–Taussig с помощью распространенных гемодинамических показателей (пристеночные касательные напряжения, осредненные за сердечный цикл пристеночные касательные напряжения, индекс колебаний касательных напряжений, относительное время пребывания). Было выявлено, что варианты формирования шунта должны быть индивидуальны, т.е. учитывать анатомо-физиологические особенности конкретного пациента. Отмечена несимметричность кровотока в легочных артериях в различных местах имплантации шунта. Также было проведено сравнение работоспособности гемодинамических показателей для оценки эффективности модифицированного шунта Blalock–Taussig. Объективизированный и персонализированный подход к особому лечению каждого конкретного пациента позволит значительно снизить детскую смертность и улучшить качество реабилитации.

Создание персонализированной модели течения желчи в билиарной системе для прогнозирования результатов холецистэктомии. Различные модели (например, модель Франка, перистальтическое движение жидкости, алгоритм взаимодействия «жидкость – твердое тело») могут описывать движение жидкости в каналах с упругими и податливыми стенками. Наш подход заключается в рассмотрении билиарной системы как совокупности трех составляющих (внепеченочные желчные протоки, желчный пузырь, большой дуоденальный сосок). Течение желчи во внепеченочных желчных протоках осуществляется с использованием алгоритма взаимодействия жидкости и твердого тела. Течение в желчном пузыре можно рассматривать как течение в резервуаре с податливыми

стенками с использованием модели Франка. Течение желчи в большом дуоденальном соске рассматривалось как перистальтическое течение, поскольку сокращение стенки является важным фактором движения жидкости в данном сегменте. Объединение моделей в одну осуществлялось с использованием соответствующих граничных условий. Геометрия билиарной системы была получена с использованием изображений магнитно-резонансной томографии для каждого конкретного пациента. Экспериментально подтверждено, что желчь в норме можно рассматривать как ньютоновскую жидкость, а литогенную желчь – как неньютоновскую [5]. Желчные протоки рассматривались как гиперупругий материал. Анализ течения желчи в норме, при патологии и после холецистэктомии был проведен для нескольких пациентов.

Влияние патологии на распределение скоростей и давлений во внепеченочных желчных протоках было изучено с помощью алгоритма взаимодействия жидкости и твердого тела. Был проведен анализ нескольких случаев. Было проведено сравнение параметров холединамики в норме и при патологии [6]. Более низкие значения давлений во внепеченочных желчных протоках наблюдались в случаях течения желчи в норме. Было показано, что изменение реологических свойств желчи и различие в геометрии желчных протоков играют важную роль в варьировании скоростей, давлений и напряжений, что может привести к развитию желчнокаменной болезни.

Благодарности. Автор благодарит Ю.И. Няшина, В.А. Самарцева, А.А. Породикову, А.Р. Хайрулина, М.Р. Камалтдинова за полезные обсуждения и дискуссии. Часть работы выполнена при поддержке гранта на развитие научной школы Пермского края «Компьютерная биомеханика и цифровые технологии в биомедицине».

Список литературы

1. Patient-specific simulation of a gallbladder refilling based on mri and ultrasound in vivo measurements / A.G. Kuchumov, A.R. Khairulin, M.R. Kamaltidinov, Y.A. Ivashova, V.A. Samartsev, R. Taiar // AIP Conf. Proceed. 28th Rus. Conf. on Mathem. Model. in Natural Sci., RuMoNaS 2019. – 2020. – P. 060004.

2. Non-Newtonian flow of pathological bile in the biliary system: experimental investigation and CFD simulations / A.G. Kuchumov,

V. Gilev, V. Popov, V. Samartsev, V. Gavrilov // Korea-Australia Rheology J. – Vol. 26. – P. 81–90.

3. Применение математического моделирования для оценки результатов формирования системно-легочных анастомозов / Ю.С. Синельников, В.Б. Арутюнян, А.А. Породииков, А.Н. Биянов, В.С. Туктамышев, М.И. Шмурак, А.Р. Хайрулин, А.Г. Кучумов // Патология кровообращения и кардиохирургия. – 2020. – Т. 24, № 3. – С. 45–61.

4. Численный анализ гемодинамики в сонной артерии с учетом персонализированного подхода и различных моделей крови / А.Р. Хайрулин, А.А. Байдаров, А.А. Породииков, А.Г. Кучумов // Master's J. – 2020. – № 1. – С. 245–258.

5. Экспериментальное исследование реологии патологической желчи / А.Г. Кучумов, В.Г. Гилев, В.А. Попов, В.А. Самарцев, В.А. Гаврилов // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 3 (53). – С. 52–60.

6. Кучумов А.Г. Математическое моделирование накопления частиц на поверхности пластикового билиарного стента для прогнозирования его окклюзии // Известия Саратов. ун-та. Новая серия. Сер. Математика. Механика. Информатика. – 2020. – Т. 20, № 2. – С. 220–231.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ СТРУКТУР ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ ДЕФОРМИРУЮЩЕМ КОКСАРТРОЗЕ

В.А. Лебедева, П.И. Бегун

*Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического
приборостроения, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербург,
verolebe@yandex.ru, petrbegin1114@mail.ru*

Проведено исследование состояния структур тазобедренного сустава при деформирующем артрозе при различных значениях модуля упругости хряща и радиуса контактного пятна, а также его положения. При увеличении модуля упругости хряща и расположения контактного пятна уменьшаются напряжения и перемещения в зоне контакта хряща и вертлужной впадины, а наиболее опасное место расположения пятна контакта – в верхней части вертлужной впадины, в зоне сочленения подвздошной и седалищной костей.

Ключевые слова: деформирующий артроз, напряженно-деформированное состояние, тазобедренный сустав.

Актуальность исследования. Лечение больных с дистрофическими поражениями тазобедренного сустава является важнейшей проблемой с точки зрения медицинских, экономических и научно-практических позиций, ведь частота встречаемости остеоартрозов тазобедренного (коксартроз) и коленного (гонартроз) составляет 13 000 случаев на 100 тысяч населения [1]. Остеоартроз проявляется у большей части людей старше 65 лет и практически у каждого человека после 75–80 лет, и его запущенные стадии ведут к ограничению движения и потере трудоспособности [2].

Постановка проблемы. Несмотря на распространенность патологии, на сегодняшний день отсутствуют некоторые сведения, характеризующие бедренную кость при деформирующем коксартрозе, а именно величины напряжений и перемещений в суставе при изменении модуля упругости хряща и его толщины, при различных радиусах и расположениях контактного пятна между хрящем и вертлужной впадиной.

Построение компьютерной модели тазобедренного сустава (ТБС). При построении модели необходимо учитывать свойства материала, геометрию и структуру биологического объекта, а также его закрепление и внешнюю нагрузку. При построении модели выполняются следующие этапы (рис. 1):

1. Построение содержательной модели с учетом следующих допущений: материалы, использованные в модели, являются сплошными, изотропными и упругими; в модели отсутствуют начальные напряжения; введено жесткое закрепление дистального конца бедренной кости. Влияние мышц не учитывается.

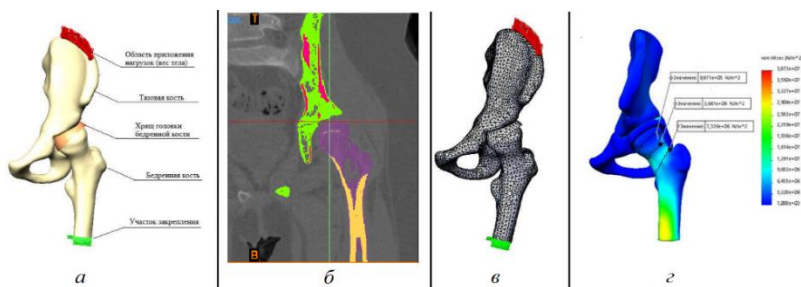


Рис. 1. Этапы создания модели: *а* – содержательная модель ТБС для исследования; *б* – маска ТБС в программе Mimics; *в* – модель ТБС, разбитая на конечно-элементную сетку; *г* – эпюра напряжений в модели ТБС после приложения нагрузки

2. Построение компьютерной геометрической модели в пакетах прикладных программ Mimics и SolidWorks. В программе Mimics создается и редактируется сетка биообъекта в формате STL, затем она импортируется в программу SolidWorks и на ее основе создается твердотельная модель.

Исследование выполняется для следующих исходных данных: давление, действующее на площадку размером от 3,5 до 78,5 мм² под воздействием силы в 500 Н, передается со стороны таза на бедренную кость. Диапазон изменения модуля упругости хряща в норме составляет от 5 до 51 МПа, при патологии от 51 до 200 МПа. [2]. В качестве данных о величине действующих сил взята информация с электронного ресурса OrthoLoad [3].

Результаты. С увеличением модуля упругости уменьшаются напряжения и перемещения в зоне контакта хряща и вертлужной впадины (рис. 2).

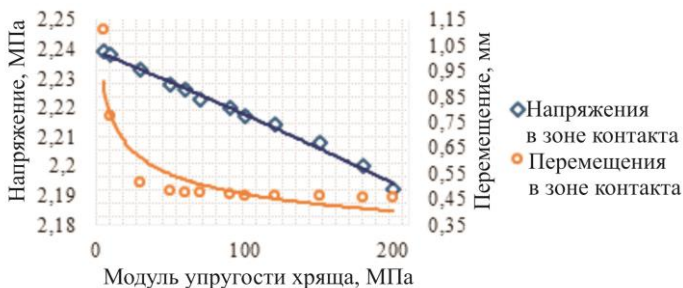


Рис. 2. График зависимости напряжений и перемещений в точке приложения нагрузки от модуля упругости хряща

С увеличением радиуса пятна контакта значения напряжений и перемещений в зоне контакта хряща и тазовой кости уменьшаются (рис. 3).

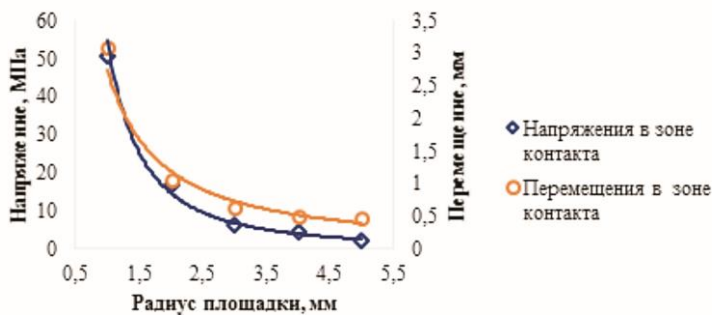


Рис. 3. График зависимости напряжений и перемещений в зоне приложения нагрузки от радиуса пятна контакта

Наиболее опасным местом расположения пятна контакта является его положение на границе вертлужной впадины, когда на него оказывается объединенное воздействие от подвздошной и седалищной костей (рис. 4, 5).

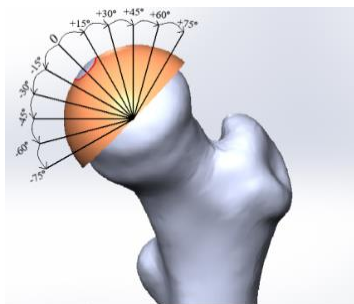


Рис. 4. Схема перемещения пятна контакта

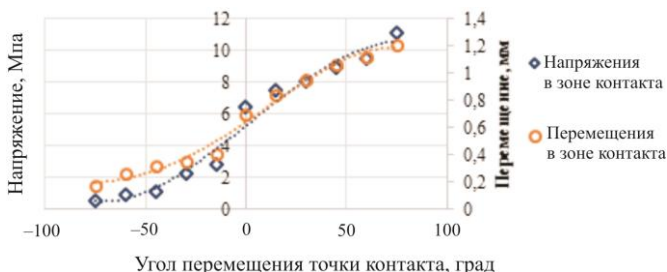


Рис. 5. График зависимости величины напряжений в точке контакта от ее отклонения от геометрического центра хрящевой полусферы

Выводы. Проведено биомеханическое исследование состояния структур тазобедренного сустава при деформирующем артрозе для различных величин модуля упругости хряща, размера и расположения пятна контакта. Полученные данные могут быть использованы при выборе тактики лечения и при назначении допускаемых нагрузок.

Список литературы

1. Галушко Е.А., Насонов Е.Л. Распространенность ревматических заболеваний в России // Альманах клинической медицины. – 2018. – № 1. – С. 32–39.
2. Остеоартроз тазобедренного сустава. Клинические и социальные аспекты заболевания. Аналитический обзор литературы. Часть 1 / В.А. Фищенко, В.И. Кириченко, С.Ю. Яремин, А.Ю. Браницкий, Е.Д. Карпинская // Травма – 2019. – № 1. – С. 118–125.
3. OrthoLoad. Loading of Orthopaedic Implants. – URL: <https://orthoload.com>.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БАКТЕРИАЛЬНОЙ НАНОЦЕЛЛЮЛОЗЫ КАК МАТЕРИАЛА ДЛЯ ЗАКРЫТИЯ ДЕФЕКТОВ ТВЕРДОЙ МОЗГОВОЙ ОБОЛОЧКИ

А.И. Липовка¹, Д.В. Паршин¹, А.В. Харченко²

¹*Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева Сибирского отделения
Российской академии наук, Новосибирск, danilo.skiman@gmail.com*

²*Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии
и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирск*

Твердая мозговая оболочка – одна из мембран головного мозга, выполняющая защитную функцию. После травм или операций на головном мозге может возникнуть дефект этого материала, требующий закрытия. Бактериальная целлюлоза является хорошим вариантом для этой задачи. Проводится экспериментальное исследование прочностных свойств бактериальной наноцеллюлозы в чистом виде и с добавлением материала Chitosol™ при помощи одноосного механического эксперимента на универсальной разрывной машине Instron 5944. Для каждого эксперимента построены графики «напряжение – деформация», выделены значения предельной нагрузки, проведен статистический анализ полученных данных.

Ключевые слова: биомеханика, твердая мозговая оболочка, бактериальная наноцеллюлоза, новые медицинские материалы.

Твердая мозговая оболочка – одна из оболочек головного мозга, выполняющая защитную и транспортную функции. После травм или операций на головном мозге может возникнуть дефект этого материала, требующий закрытия.

Бактериальная целлюлоза является хорошим вариантом для этой задачи [1]. Она обладает повышенной прочностью, в отличие от природной целлюлозы, и наноразмерностью.

В работе проводится экспериментальное исследование прочностных свойств бактериальной наноцеллюлозы в чистом виде и с добавлением материала Chitosol™ при помощи одноосного механического эксперимента на универсальной разрывной машине Instron 5944.

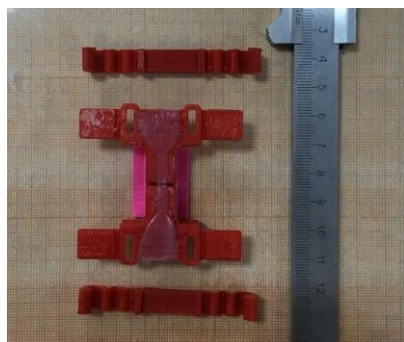


Рис. 1. Образец бактериальной наноцеллюлозы перед началом эксперимента

Была разработана методика проведения эксперимента на основе существующих протоколов тестирования [2] аналогичных биоматериалов. Изготовлены тиски методом 3D-печати (рис. 1) специально под размеры образцов. Каждый образец имел одинаковые размеры и форму «собачьей кости», толщина замерялась лазерным толщинометром.

Эксперимент по растяжению выполнялся в несколько этапов, с последовательным увеличением относительного напряжения. Также была использована методика preconditioning – несколько циклов предварительной нагрузки, что позволяет замерить истинные напряжения в образце [3]. Значения удлинения замерялись как с трассеры, так и при помощи видеоэкстензометра.

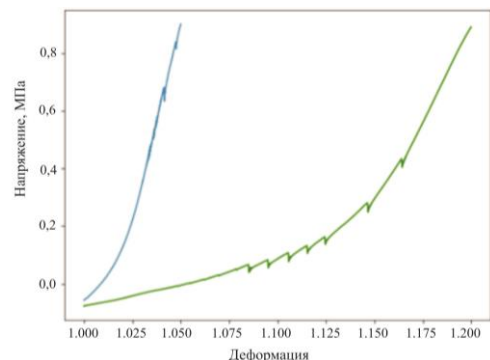


Рис. 2. Полученные диаграммы «напряжение – деформация» для ТМО (зеленый) и бактериальной наноцеллюлозы (синий)

Для каждого эксперимента построены графики «напряжение – деформация» (рис. 2), выделены значения предельной нагрузки, проведен статистический анализ полученных данных.

Благодарности. Работа была поддержана грантом Правительства РФ № 14.W03.31.0002.

Список литературы

1. Харченко А.В., Ступак В.В. Бактериальная наноцеллюлоза как пластический материал для закрытия дефектов твердой мозговой оболочки: обзор литературы // Хирургия позвоночника. – 2019. – № 16.3.
2. Comparison of biomechanical properties of dura mater substitutes and cranial human dura mater: an in vitro study / C. Kizmazoglu [et al.] // J. of Korean Neuros. Soc. – 2019. – Vol. 62.6. – P. 635.
3. Ogden R., Holzapfel G.A. Mechanics of biological tissue. – Springer, 2006. – 441 p. DOI: 10.1007/3-540-31184-X

УДК 532.5: 531.3: 576.72

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МЕХАНИЗМОВ АКТИВНЫХ МЕЖКЛЕТОЧНЫХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЙ НА ЭВОЛЮЦИЮ МАЛОЙ ПОЛОСТИ В КЛЕТОЧНОМ СФЕРОИДЕ

С.А. Логвенков^{1, 2}, А.А. Штейн², Е.Н. Юдина²

*¹Национальный исследовательский университет
«Высшая школа экономики», Москва, logv@bk.ru*

*²Институт механики Московского государственного университета
им. М.В. Ломоносова, Москва, stein.msu@bk.ru*

Решена задача об эволюции полости, сформировавшейся к начальному моменту времени в центральной части клеточного агрегата. Такое формообразование характерно для ранней стадии эмбрионального развития. Клеточный агрегат имеет форму сферически симметричного слоя, ограниченного внешней поверхностью постоянного радиуса и внутренней поверхностью, радиус которой может меняться со временем и подлежит определению. Изучено влияние различных механизмов развития активных напряжений (локального и нелокального) на движение фронта, отделяющего клеточную среду от жидкости.

Ключевые слова: клеточные системы, активные среды, биологическое формообразование.

В предлагаемой работе рассмотрена задача об эволюции полости, сформировавшейся к начальному моменту времени в центральной части клеточного агрегата сферической формы. Такое формообразование происходит на одной из ранних стадий эмбрионального развития. Описание и анализ предполагаемых механизмов, управляющих клеточными движениями, приводящими к биологическому формообразованию, требует привлечения математических моделей, которые адекватно учитывают участие механических факторов в процессах формообразования на тканевом уровне с учетом активных механизмов, действующих на клеточном и субклеточном уровнях.

При решении задачи используется разработанная и обоснованная ранее [1, 2] модель биологической среды, образованной механически активными клетками. В модель внесены изменения, касающиеся активного взаимодействия клеток с внешней границей.

Биологическая многоклеточная ткань рассматривается как трехфазная сплошная среда, состоящая из клеток, внеклеточной жидкости и дополнительной фазы, отвечающей за активное силовое взаимодействие между клетками. Дополнительная фаза может соответствовать, в частности, системе выростов различной формы и размера, возникающих на поверхности клеток и образующих контакты различной прочности и продолжительности с поверхностями соседних клеток, или единой механически напряженной сети, составленной мембранами контактирующих клеток и выстилающими их поверхностными сократительными структурами. Активные межклеточные взаимодействия обеспечиваются посредством напряжений, развивающихся в дополнительной фазе в результате сократительной активности элементов клеточного скелета. В дальнейшем предполагается, что объемом дополнительной фазы можно пренебречь. Основные уравнения имеют следующий вид [3]:

$$\frac{\partial n}{\partial t} + \nabla \cdot (n \mathbf{v}) = 0,$$

$$\frac{\partial(1-n)}{\partial t} + \nabla \cdot ((1-n) \mathbf{w}) = 0,$$

$$e_{ij} = \frac{1}{2} (\nabla_i v_j + \nabla_j v_i),$$

$$\mathbf{e} = \frac{1}{2\mu_{\text{adh}}} \left((1-n)p\mathbf{I} + \boldsymbol{\sigma}^{(c)} \right) - \frac{1}{2\mu_{\text{mot}}} \boldsymbol{\tau}, \quad (1)$$

$$\boldsymbol{\tau}(\mathbf{x}) = -\Pi(n)\mathbf{I} + m \cdot \frac{3}{4\pi R_s^4} \int_S n(\mathbf{x} + \mathbf{r}) \cdot \mathbf{r} \otimes \mathbf{r} ds + \mathbf{f}_\Sigma, \quad \Pi(n) = E \frac{n}{1-n},$$

$$\nabla \cdot (n \cdot \boldsymbol{\sigma}^{(c)} + \boldsymbol{\tau}) + p \nabla n + k_0 n(1-n) \cdot (\mathbf{w} - \mathbf{v}) = 0,$$

$$-\nabla((1-n) \cdot p) + p \nabla(1-n) - k_0 n(1-n) \cdot (\mathbf{w} - \mathbf{v}) = 0.$$

Здесь n – объемная плотность клеток; $\mathbf{v}$ и $\mathbf{w}$ – скорости клеточной фазы и внеклеточной жидкости соответственно; e_{ij} – компоненты тензора скоростей деформации клеточной фазы $\mathbf{e}$; p – давление во внеклеточной жидкости; $\mathbf{I}$ – единичный тензор; $\boldsymbol{\sigma}^{(c)}$ и $\boldsymbol{\tau}$ – тензоры напряжений в клеточной фазе и дополнительной фазе соответственно; μ_{adh} и μ_{mot} – коэффициенты, характеризующие клеточную адгезию и подвижность соответственно; $\Pi(n)$ – давление, характеризующее хаотическое движение клеток; S – часть поверхности сферы с некоторым радиусом R_s и центром в рассматриваемой точке, лежащая целиком внутри среды (R_s называется радиусом чувствительности; он характеризует расстояние, на котором происходит силовое активное взаимодействие клеток и имеет порядок одного или нескольких клеточных размеров); $\mathbf{r}$ – радиус-вектор точки на поверхности сферы; $\mathbf{f}_\Sigma$ – тензор, описывающий активные взаимодействия клеток с поверхностью, ограничивающей среду (считаем, что граничная поверхность образована клеточными и внеклеточными составляющими, обеспечивающими активные взаимодействия с клетками рассматриваемой среды); k_0 – коэффициент межфазного трения. Компоненты тензора $\mathbf{f}_\Sigma$ отличны от нуля лишь в пограничных точках – точках, удаленных от ограничивающей среду поверхности на расстояние меньше радиуса

чувствительности R_s . Во внутренних точках среды взаимодействие с границей отсутствует.

Рассматривается клеточный агрегат, имеющий форму сферически симметричного слоя, ограниченного внешней поверхностью постоянного радиуса $r = R_{\text{out}}$ и внутренней поверхностью $r = R_{\text{in}}(t)$, радиус которой может меняться со временем и подлежит определению. Считаем, что во внеклеточной жидкости на внешней поверхности $r = R_{\text{out}}$ поддерживается нулевой поток жидкости и постоянное давление в жидкой фазе. Такое состояние может физически обеспечиваться осмотическими механизмами при участии активных ионных насосов, регулирующих поступление ионов из наружной среды.

Система уравнений для физических компонент векторов и тензоров в сферической системе координат, связанной с центром клеточного сфероиды, решается в предположении сферической симметрии.

В качестве граничных условий при $r = R_{\text{out}}$ примем $v_r = w_r = 0$, $p = p_0$. На внутренней поверхности сферического слоя будем учитывать непрерывность вектора напряжений в среде в целом и непрерывность гидростатического давления. Тогда на внутренней поверхности слоя получим условие $-(1-n)p + n\sigma_{rr}^{(c)} + \tau_{rr} = -p$ при $r = R_{\text{in}}(t)$. Перемещение внутренней границы слоя определяется движением клеток. Граничное условие для n не ставится, так как $r = R_{\text{out}}$ и $r = R_{\text{in}}(t)$ являются характеристиками для первого уравнения системы (1) и граничные условия в этих точках получаются из решения этого уравнения, записанного в соответствующих точках.

В результате решения задачи изучено влияние различных механизмов развития активных напряжений (локального, учитывающего хаотическую активность клеток, характеризуемую давлением, которое проявляется в отталкивании клеток, и нелокального, характеризуемого напряжением, создаваемым в результате направленных активных межклеточных взаимодействий) на движение фронта, отделяющего клеточную среду от жидкости, и распределение объемной плотности клеток.

В результате решения получено, что в ряде случаев (характеризуемых давлением жидкости и плотностью начального распределения клеток) только хаотической активности клеток оказывается вполне достаточно для увеличения радиуса внутренней полости. В других случаях развитие полости оказывается невозможным без участия нелокального механизма активных взаимодействий между клетками и взаимодействия клеток с внешней границей. Нелокальный механизм активных межклеточных взаимодействий при отсутствии взаимодействия клеток с внешней границей приводит к росту полости не при любых начальных размерах полости. Эволюция полости достаточно малого начального радиуса сопровождается «отрывом» клеток от внешней границы в результате нелокальных межклеточных взаимодействий.

Постановка и решение задачи дают более полное понимание роли возможных механизмов межклеточных взаимодействий в формообразовании при раннем эмбриональном развитии.

Благодарности. Работа поддержана РФФИ (проект № 20-01-00329) и Госпрограммой АААА-А19-119012990119-3.

Список литературы

1. Логвенков С.А., Штейн А.А. Математическая модель пространственной самоорганизации в механически активной клеточной среде // Биофизика. – 2017. – Т. 62, № 6. – С. 1123–1133.
2. Логвенков С.А. Математическая модель биологической среды с учетом активных взаимодействий и взаимных перемещений составляющих ее клеток // Изв. РАН. МЖГ. – 2018. – № 5. – С. 3–16.
3. Логвенков С.А., Юдина Е.Н. Исследование развития полости в клеточном сфероиде в зависимости от механизмов активных межклеточных взаимодействий // Изв. РАН. МЖГ. – 2021. (В печати.)

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОГО ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ ДВИЖЕНИИ ЧЕЛОВЕКА

И.Л. Маслова¹, Л.Б. Маслов^{1,2}, М.А. Жмайло²

¹Ивановский государственный энергетический университет, кафедра теоретической и прикладной механики, Иваново, ilmaslova.97@gmail.com, leonid-maslov@mail.ru

²Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Центр компетенций НТИ «Новые производственные технологии», Санкт-Петербург, zhmaylo@compmechlab.com

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: биомеханика, метод конечных элементов, цифровое проектирование, кастомизированный имплантат.

Человек ежедневно выполняет различные виды физической активности: встает и садится, ходит, поднимается и спускается по лестницам, бегает, прыгает и выполняет различные упражнения. Все эти виды движения приводят к сложному нагружению скелета и мышц. В данной работе стоит вопрос: может ли человек, прошедший тотальную артропластику тазобедренного сустава, выполнять все эти действия? Найти ответ на этот вопрос в биомеханических исследованиях помогают современные подходы цифрового проектирования и компьютерного инжиниринга [1].

Целью данной работы является компьютерное моделирование системы таз–кастомизированный имплантат при сложных условиях нагружения: ходьба, вставание со стула, присаживание на стул, подъем по лестнице, спуск по лестнице.

Материалы и методы. Задача рассматривается на примере 35-летней пациентки ФГБУ «НМИЦ травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена», масса которой на момент проведения операции составляла 90 кг. Трехмерные модели здоровой и поврежденной костей таза и крестца пациента получены с помощью многослойной компьютерной томографии. Персонально для данного пациента

была разработана конструкция имплантата, соединяющая поврежденные части тазовых костей и обеспечивающая установку ацетабулярного компонента эндопротеза тазобедренного сустава (рис. 1).



Рис. 1. Трехмерная модель эндопротеза и винтов, замещающих поврежденную часть таза: *а* – вид спереди; *б* – вид сбоку

Формирование сетки конечных элементов осуществляется с применением специализированного инженерного программного обеспечения. Общее количество элементов в рассматриваемой сборке составило 1 732 365.

Применяемая схема нагружения представлена на рис. 2, где F_L – силы реакций, возникающие в левой ноге; F_R – силы реакций, возникающие в правой ноге, а верхняя поверхность позвонка крестца жестко закреплена по всем осям перемещений.

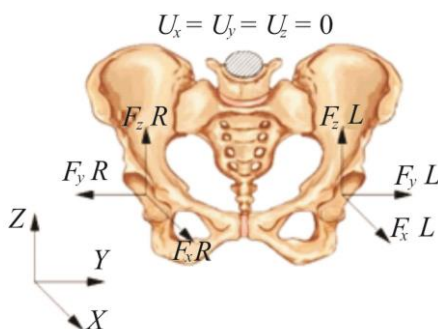


Рис. 2. Схема нагружения системы таз–кастомизированный имплантат

Сценарии нагружения системы сформированы таким образом, чтобы корректно описывать два этапа – затяжку винтов и приложение реактивных сил, действующих на тазобедренный сустав (ТБС), имитируя сложные условия нагружения.

Первый этап – стяжка имплантата и костей винтами – очень важен, так как позволяет повысить уровень адекватности расчетов модели реальности и обеспечить достоверность результатов расчетов при последующих сложных условиях нагружения. Сила затяга винтов равна 120 Н в силу настройки медицинского инструмента.

Второй этап – моделирование сложного нагружения путем приложения реактивных сил к ТБС. Применяемые значения сил реакций берутся из исследования [2], где они получены экспериментальным методом. К примеру, график сил реакций ТБС при подъеме по лестнице представлен на рис. 3. Силы разложены по трем проекциям в глобальной системе координат таза и приведены для обеих ног с учетом сдвига фаз [3].

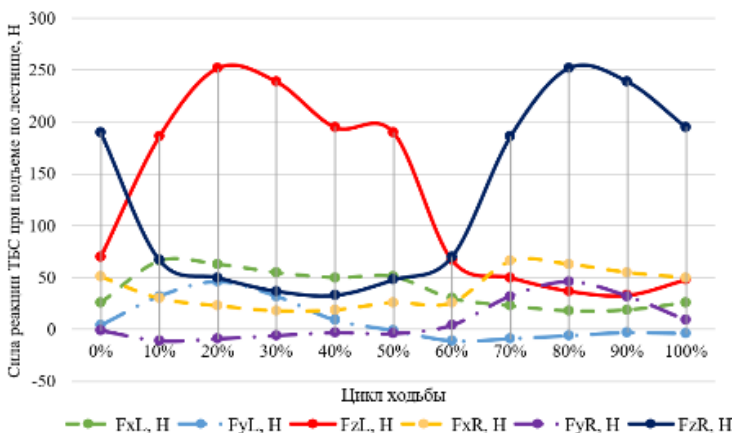


Рис. 3. График сил реакций ТБС в трех проекциях при подъеме по лестнице

Результаты. Для анализа степени нагруженности имплантата при разных видах движений проводится оценка напряжений в потенциально опасных местах, а именно на кромках отверстий (рис. 4).

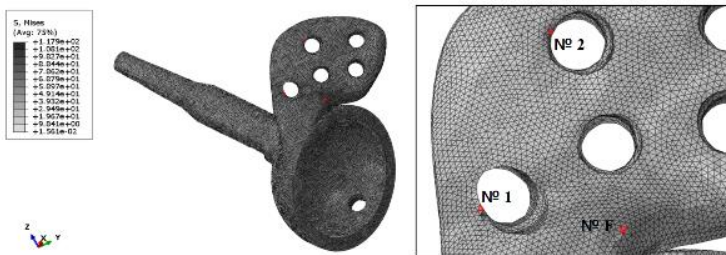


Рис. 4. Выделенные элементы в имплантате, в которых берутся пробы напряжений

На рис. 5 представлены графики зависимости напряжений в элементах №№ 1, 2 от фазы нагружения. Можно видеть разницу в количественных разбросах напряжений в одном и том же элементе при разных видах нагружения.

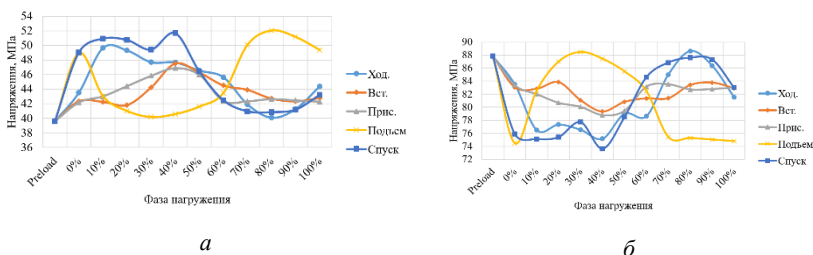


Рис. 5. Графики напряжений в имплантате в элементах: *а* – № 1; *б* – № 2 при ходьбе (ход.), вставании со стула (вст.), присаживании на стул (прис.), подъеме по лестнице (подъем), спуске с лестницы (спуск)

Заметим, что максимальные напряжения локализованы на кромке второго отверстия и находятся в диапазоне от 72 до 90 МПа. На кромке первого отверстия напряжения не превышают 52 МПа.

Отметим, что при фазах нагружения до 50 % при ходьбе, вставании, присаживании и спуске с лестницы отверстие № 1 более напряжено, чем на последующих фазах нагружений. Обратная ситуация наблюдается при тех же видах нагружения в отверстии № 2 – здесь наиболее напряженное состояние наблюдается на фазах цикла после 50 %. Отдельно отметим подъем по лестнице: напряжения в отверстии № 1 резко падают на промежутке цикла от 10 до 70 %, а

в отверстии № 2 на этом же промежутке цикла, наоборот, возрастают.

Заключение. Для верификации проведенных расчетов найденные напряжения сравниваются с работами [1, 3, 4]. Можно сказать, что полученные результаты являются адекватными, а значения напряжения лежат в близких диапазонах. По результатам работы можно сделать вывод, что ходьба, присаживание и вставание со стула являются менее опасными случаями нагружения для пациента, чем подъем и спуск по лестнице. Однако последние виды движения также не следует считать противопоказанными, поскольку уровень возникающих напряжений находится в пределах, не превышающих критических значений.

Благодарности. Исследования выполнены при поддержке Минобрнауки России в рамках реализации программы НЦМУ по направлению «Передовые цифровые технологии» СПбПУ (соглашение № 075-15-2020-934).

Список литературы

1. Finite element stress analysis of a total hip replacement in two-legged stance / A.I. Borovkov, L.B. Maslov, M.A. Zhmaylo, I.A. Zelinskiy, I.B. Voinov, I.A. Keresten, D.V. Mamchits, R.M. Tikhilov, A.N. Kovalenko, S.S. Bilyk, A.O. Denisov // *Rus. J. Biomech.* – 2018. – Vol. 22, no. 4. – P. 382–400.

2. Bergmann G., Deuretzbacher G. Hip contact forces and gait patterns from routine activities // *J. Biomech.* – 2001. – Vol. 34, no. 7. – P. 859–871.

3. Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis / D. Liu, Z. Hua, X. Yan, Z. Jin // *Med. Eng. Phys.* – 2016. – Vol. 38, no. 12. – P. 1–10.

4. One step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection / K.C. Wong, S.M. Kumta, N.V. Geel, J. Demol // *Comp. Aided Surg.* – 2015. – Vol. 20, no. 1. – P. 14–23.

О МОДЕЛИРОВАНИИ ПОВОРОТА ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА ПО ИНФОРМАЦИИ ОТ ВЕСТИБУЛЯРНОГО АППАРАТА

Я.Ю. Миняйло¹, А.П. Кручинина¹, Р.Р. Каспранский²

*¹Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова,
Москва, minyailo_yana@mail.ru, a.kruch@moids.ru*

*²Научно-исследовательский институт «Центр подготовки космонавтов
им. А.Ю. Гагарина», Москва*

Посвящено способу оценки вклада информации от вестибулярного аппарата в управление глазными мышцами. Описывается эксперимент, проведенный в ФГБУ «НИИ Центр подготовки космонавтов им. А.Ю. Гагарина» на центрифуге с кардановым подвесом, и анализ полученных результатов. Показано, что вклад вестибулярной информации в управление глазодвигательными мышцами удастся оценить, только считая отолитовую составляющую значимой. Показано, что главные компоненты моментов глазодвигательных мышц во время компенсаторного противовращения глазных яблок можно считать линейно связанными с информацией об угловом ускорении и модулем соответствующей проекции ускорения свободного падения.

Ключевые слова: вестибулоокулярный рефлекс, модель управления движением глазного яблока.

Зрение – важнейший источник информации для человека. Оно играет важную роль в ориентировании в пространстве, координированном совершении движений, взаимодействии с окружающим миром и его изучении. Анализатором световой информации выступает глазное яблоко, которое благодаря динамической системе линз улавливает лучи света и фокусирует их на светочувствительном эпителии – сетчатке. Для четкого видения объекта его изображение должно быть сфокусировано на центральной части сетчатки (fovea). При взаимном постоянстве положения рассматриваемого объекта и головы наблюдателя задача выполняется тривиальным образом: за счет поворота глазодвигательными мышцами глазного яблока на однозначно определяемый угол.

Задача динамической фиксации образа объекта более сложная и ее можно разделить на две подзадачи. Первая – слежение за дви-

жущимся объектом в условиях неподвижного наблюдателя. В условиях второй задачи подвижна голова наблюдателя. Ниже мы ограничимся рассмотрением второй задачи.

Движение глазного яблока обеспечивают шесть глазодвигательных мышц (ГДМ). Четыре прямые мышцы: медиальная, латеральная, верхняя и нижняя и две косые – верхняя и нижняя. Каждая мышца вращает глаз относительно некоторой оси, проходящей через геометрический центр сферы глаза. Положение этой оси определяется геометрическими характеристиками каждой отдельной мышцы и положением глаза на момент активации мышцы. Комбинированное сокращение этих мышц позволяет переводить взгляд в любую точку, лежащую в области достижимости.

В общем виде считаем глаз абсолютно твердым шаром радиусом R , с моментом инерции I , коэффициентами вязкости и упругости k и v соответственно. Запишем уравнение движения:

$$I\ddot{\alpha} + vR\dot{\alpha} + kR\alpha = \sum_{i=1}^6 \vec{M}_i,$$

где α – трехмерный вектор, состоящий из углов поворота вокруг трех осей координат, а правая часть уравнения содержит суммарный момент сил всех шести ГДМ. Мы будем рассматривать его как управление, приходящееся на глазодвигательный аппарат, наибольшее значение в котором вносит компонента, позволяющая главному яблоку оставаться неподвижным относительно окружающего пространства при поворотах головы.

Информация о движении головы регистрируется вестибулярным аппаратом. Этот биомеханический сенсор расположен во внутреннем ухе, является парным органом, состоит из трех полукружных каналов (ПК), чувствительных к угловым ускорениям [1], и двух отолитовых органов, реагирующих на линейные ускорения [2]. Оси чувствительности ПК расположены практически попарно взаимно перпендикулярно [3], плоскости чувствительности отолитовых органов также можно считать ортогональными в первом приближении.

Связь глазодвигательного и вестибулярного аппаратов. Механизм стабилизации изображения на сетчатке при движениях головы за счет противовращения глазного яблока относительно

головы носит название вестибулоокулярного рефлекса (ВОР) [2]. Данный механизм присутствует и при отсутствии зрительной информации, что позволяет сделать обоснованное предположение о ведущей роли управления ГДМ по вестибулярной информации. Нас будут интересовать ситуации, когда присутствует вращательное движение, т.е. есть стимул для ПК. Также будем учитывать, что при произвольных поворотах в поле силы тяжести проекция вектора ускорения свободного падения на плоскости отолитов будет изменяться, приводя к перемещению чувствительной массы отолита.

Предлагаемая модель связи основывается на работах Дж. Эвальда и Я. Сентаготаи [4, 5]. В работе [5] показано, что в ответ на воздействие, активирующее полукружный канал (у млекопитающих), типичную реакцию сокращения дает одна строго определенная мышца каждого глаза, а остальные мышцы не реагируют вовсе. Также в этой работе затрагивается вопрос взаимосвязей отолитов (саккулюса и утрикулюса) и глазодвигательных мышц. Я. Сентаготаи выдвигает гипотезу о том, что каждый из отолитов связан с четырьмя мышцами – каждой мышце соответствует участок волосяного эпителия. В начальном приближении мы ограничились предположением о связи каждого отолитового органа с одной ГДМ с каждой стороны.

Экспериментальные данные и способ их анализа. Четыре вертикальных ПК канала расположены в черепе таким образом, что каждая пара диаметрально противоположных каналов лежит в одной плоскости. Первая пара каналов: передний левый и задний правый, вторая пара: передний правый и задний левый. Соответственно, вращение головы в плоскости пары каналов будет вызывать в них наибольшее возбуждение волосяных клеток, а в остальных каналах возбуждение будет незначительным. В ходе экспериментов выполнялись вращения головы в этих двух плоскостях (с некоторыми погрешностями). Согласно работе [5], основным компонент управления, формируемого на основании информации от вестибулярного аппарата, соответствует моменту силы одной мышцы для каждого из шести полукружных каналов. Следовательно, двум активируемым каналам соответствуют четыре мышцы, по две на каждом глазу.

Эксперимент проводился в ФГБУ «НИИ Центр подготовки космонавтов им. Ю.А. Гагарина» на центрифуге ЦФ-18 с карданным подвесом. В ходе вращения центрифуги регистрировались движения глаз человека (методом видеоокулографии) и инерциальная информация о движении головы. Вращения выполнялись по синусоидальному закону, сначала в плоскости первой пары каналов, а затем в плоскости второй пары, с одинаковым периодом 16 секунд и амплитудой 40°.

По полученным данным о положении глаза был восстановлен суммарный момент сил, приложенный к главному яблоку. Этот момент представляется в виде линейной композиции моментов сил мышц, реализующих данное движение (вверх – верхняя прямая и нижняя косая, вниз – нижняя прямая и верхняя косая):

$$\overrightarrow{M_{\text{exp}}} = a\overrightarrow{M_R} + b\overrightarrow{M_O},$$

где $\overrightarrow{M_{\text{exp}}}$ – восстановленный из окулограммы момент; $\overrightarrow{M_O}$ и $\overrightarrow{M_R}$ – моменты косой и прямой мышц соответственно, реализующих данное движение; a и b – коэффициенты разложения.

Такое разложение удалось найти, предположив наличие второй главной компоненты управления, формируемой на основании информации от отолитовых органов. Было предположено, что саккулос в большей степени активизирует косые мышцы левого и правого глаза, а утрикулос – прямые мышцы. Вклад от отолитов считаем пропорциональным модулю соответствующей проекции ускорения свободного падения, которая зависит от угла поворота кабины центрифуги, с которой жестко связана голова, – α . Таким образом, суммарный момент сил представим в виде

$$\overrightarrow{M_{\text{exp}}} = (a + \cos \alpha)\overrightarrow{M_O} + (b + \sin \alpha)\overrightarrow{M_R}.$$

Значения коэффициентов a и b удалось определить из экспериментальных данных.

Выводы. Основываясь на работах [4, 5], геометрическом представлении расположения осей чувствительности вестибулярного аппарата, геометрической модели глазодвигательного аппарата и собственных экспериментах, можно заключить, что связь ве-

стибулярной информации с моментами сил глазодвигательных мышц в первом приближении может быть описана линейной моделью с постоянными коэффициентами. Также имеются основания полагать, что влияние изменяющихся линейных ускорений значимо для формирования управления глазодвигательным аппаратом.

Благодарности. Работа поддержана грантом РФФИ 18-00-01590.

Список литературы

1. Астахова Т.Г. Математическая модель полукружного канала вестибулярной системы как датчика углового ускорения // Вестник Моск. ун-та. Сер. 1. Математика, механика. – 1989. – № 1. – С. 69–72.

2. Бабский Е.Б., Косицкий Г.И., Ходоров Б.И. Физиология человека. – 3-е изд. – М., 1985.

3. Della Santina C.C., Potyagaylo V. Orientation of human semi-circular canals measured by three-dimensional multiplanar CT reconstruction // J. of the Assoc. for Res. in Otolaryngology. – 2005. – Vol. 6. – P. 191–206.

4. Ewald J.R. Physiologische Untersuchungen Ueber Das Endorgan Des Nervus Octavus / Verlag von J.F. Bergmann. – Wiesbaden, 1892.

5. Szhentagothai J. Das Rolle Der Einzelnen Labyrinthrezeptoren Bei Der Orientation Von Augen Und Kopf Im Raume / Academiai Kiado. – Budapest, 1952.

НЕЙРОСЕТЕВОЙ СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННОЙ ПАТОЛОГИИ ПО ФОТОИЗОБРАЖЕНИЯМ ФАЦИЙ ПЛЕВРАЛЬНОГО ВЫПОТА

И.А. Митрофанов¹, Л.Н. Ясницкий^{1, 2},
С.А. Плаксин³, Л.И. Фаршатова³

¹Пермский государственный национальный исследовательский университет,
кафедра прикладной математики и информатики, Пермь, uasn@psu.ru

²Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики»,
Пермь, uasn@psu.ru

³Пермский государственный медицинский университет им. акад. Е.А. Вагнера
Минздрава РФ, Пермь, splaksin@mail.ru

Описан опыт разработки и применения сверточных нейронных сетей для диагностики наличия онкологического заболевания у человека на основе изображений высушенной капли плевральной жидкости. Применение созданной интеллектуальной системы для диагностики онкологических заболеваний позволит существенно экономить время и стоимость обследований пациентов, что, в свою очередь, позволит повысить выявляемость злокачественных новообразований, а значит, и эффективность их лечения.

Ключевые слова: онкология, плевральный выпот, нейронная сеть, диагностика.

Как известно, одной из главных нерешенных медицинских проблем XXI в. является ранняя диагностика онкологических заболеваний. Инвазивные методы, направленные на гистологическую верификацию диагноза, технически сложны и сопряжены с риском осложнений. Ввиду этого разработка новых доступных малотравматичных способов диагностики остается актуальной задачей.

Идея нашего проекта состоит в применении современных нейронных сетей для распознавания признаков онкологии по фациям, полученным методом клиновидной дегидратации и представляющим собой пленки, образовавшиеся после высыхания капли плевральной жидкости, нанесенной на обезжиренное предметное стекло.

Для обучения нейронной сети были взяты 163 такие фации, полученные в ходе обследования пациентов торакальных отделе-

ний Пермской краевой клинической больницы и городской клинической больницы № 4 г. Перми. Все больные были разделены на две группы – онкологические (злокачественный плевральный выпот, 65 человек) и все другие заболевания (98 пациентов). Такой подход был обусловлен приоритетностью и важностью выявления в первую очередь злокачественных опухолей, представляющих наибольшую угрозу здоровью пациента.

Фотоизображения фаций были обрезаны по кругу как можно ближе к периметру фаций. В результате были получены квадратные изображения, которые впоследствии были сжаты до размера 150×150 пикселей. Пример обрезки изображения представлен на рис. 1.

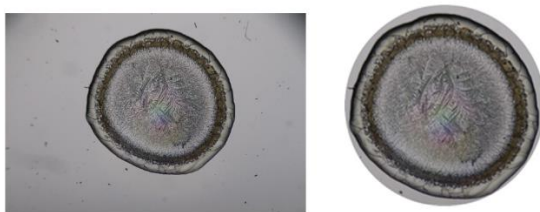


Рис. 1. Исходное изображение высушенной капли плевральной жидкости до и после обрезки

Исходное множество, состоящее из 339 изображений, обрезанных по кругу, было разделено на обучающее и тестирующее в соотношении 70:30. Таким образом, количество изображений в обучающей выборке составило 236, а в тестирующей – 103.

Для увеличения количества изображений в обучающем множестве в него были добавлены копии исходных изображений, повернутых на определенное количество градусов с заданным шагом. В результате предобработки изображений исходное обучающее множество, состоящее из 236 фотографий, было увеличено до 8496 путем обрезки клеток по кругу как можно ближе к их периметру и создания копий исходных изображений, повернутых с шагом 10 град.

В качестве архитектуры нейронной сети была выбрана структура нейронной сети, состоящей из сверточного блока сети VGG16 с весами, обученными на наборе данных ImageNet, одного скрытого полносвязного слоя, выполняющего роль классификатора, и вы-

ходного слоя, веса которых были обучены на изображениях капель плевральной жидкости. Все веса, кроме тех, что содержатся в сверточном блоке, определялись в процессе обучения.

Обучение нейронной сети проводилось с помощью сервиса Google Colaboratory [5], представляющего собой сервис облачных вычислений на базе GPU Nvidia Tesla K80. Такой подход позволяет сократить время обучения в несколько раз по сравнению со временем обучением на GPU ноутбука.

Обученная нейронная сеть была использована для создания демонстрационного прототипа интеллектуальной системы диагностики злокачественного плеврального выпота. На рис. 2 изображен скриншот рабочего окна демонстрационного прототипа в момент диагностики фаций плевральной жидкости трех пациентов. Как видно из рисунка, у первого пациента интеллектуальная система обнаружила злокачественный выпот с вероятностью 71 %, у второго – онкопатологию с вероятностью 84 %, у третьего пациента признаков онкологии не обнаружено с вероятностью 83 %.

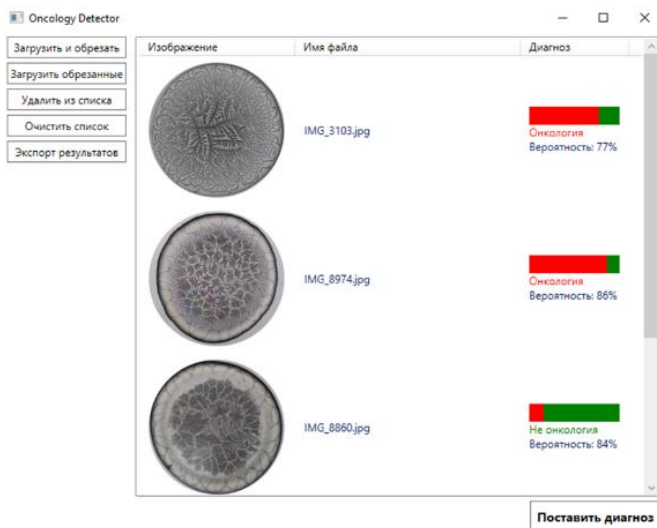


Рис. 2. Внешний вид рабочего окна демонстрационного прототипа интеллектуальной системы в момент диагностики

Проведенное исследование показало возможность использования автоматического анализа изображений фаций плеврального выпота, полученных клиновидной дегидратацией, с помощью сверточных нейронных сетей для выявления злокачественной патологии плевры простым малотравматичным способом. Точность диагностики будет постоянно увеличиваться благодаря способности сверточных нейронных сетей к самообучению с накоплением числа наблюдений. Достигнутые результаты ограничены малым количеством данных и не всегда высоким качеством анализируемых изображений.

Увеличение числа обследованных пациентов способно не только повысить эффективность диагностики онкопатологии, но и использовать разработанный прототип нейронной сети для распознавания других заболеваний, вызывающих плевральный выпот.

Использование нейросетевых методов при диагностике онкологических заболеваний позволит существенно экономить время и стоимость обследования пациентов, что, в свою очередь, позволит повысить выявляемость злокачественных новообразований, а значит, и эффективность их лечения.

Список литературы

1. McCracken D.J., Porcel J.M., Rahman N.M. Malignant pleural effusions: management options // *Semin Respir Crit Care Med.* – 2018. – Vol. 39, no. 6. – P. 704–712.
2. Management of benign pleural effusions using indwelling pleural catheters: a systematic review and meta-analysis / M. Patil, S.S. Dhillon, K. Attwood [et al.] // *Chest.* – 2017. – Vol. 151, no. 3. – P. 626–635.
3. Simonyan K., Zisserman A. Very deep convolutional networks for large-scale image recognition // *Proc. Int. Conf. on Learn. Representations.* – 2015. – P. 1–14.
4. Span S.J., Yang Q. A survey on transfer learning // *IEEE Trans. on Knowledge and Data Eng.* – 2010. – No. 22. – P. 1345–1359.
5. Colaboratory. – URL: <https://colab.research.google.com/> (accessed 13 February 2019).

ЭФФЕКТИВНАЯ МОДЕЛЬ НЕЛИНЕЙНО-УПРУГОГО ДЕФОРМИРОВАНИЯ ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА: ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ

И.Н. Моисеева, А.А. Штейн

*Институт механики Московского государственного университета
им. М.В. Ломоносова, Москва, moiseeva.ir@yandex.ru, stein.msu@bk.ru*

Выполнено математическое моделирование деформации глазного яблока под действием внутреннего давления. Результаты расчетов сопоставлены с экспериментальными данными, полученными на энуклерованных глазах человека. Оценены значения роговичной и склеральной жесткостей, а также параметра, определяющего нелинейность упругого деформирования роговицы. Показано, что наблюдаемая в опытах нелинейность зависимости внутриглазного объема от давления определяется нелинейностью роговицы, тогда как склеральная область в исследованном диапазоне давлений деформируется практически линейно. Расчеты, проведенные для аппланационной тонометрии по Маклакову, показали, что учет нелинейности упругого поведения роговицы приводит к некоторому увеличению оцениваемой разницы между тонометрическим и истинным значениями давления.

Ключевые слова: глаз, внутриглазное давление, роговица, склера, упругие свойства, нелинейность, статическая тонометрия.

Нами была ранее предложена методика, позволяющая моделировать деформирование глазного яблока [1] с сохранением лишь небольшого количества параметров, описывающих механические свойства роговицы и склеральной области. Основываясь на известном факте слабого сопротивления роговицы изгибу, мы предложили рассматривать роговицу как безмоментную двумерную поверхность, а склеральную область – как нульмерный элемент, характеризуемый объемом, зависящим от внутриглазного давления. В отличие от интегральных характеристик целого глаза, параметры, определяемые при таком подходе, отдельно отражают реальные механические свойства роговицы и склерального сегмента, что существенно как для диагностики, так и для оценок, имеющих значение при лечении и планировании операций. Значительное количество задач, в частности относящихся к тонометрии, оказалось возможным ре-

шить, оставаясь в рамках упругой модели в линейном приближении. В частности, на основании измерений, выполненных на живом глазу, были оценены средние для нормальных глаз значения присутствующих в модели упругих характеристик: роговичной жесткости $E_c = 0,3$ МПа и склеральной жесткости $E_s = 10$ МПа.

Между тем клинические исследования показали, что нелинейность может оказаться существенной в тех случаях, когда в процессе механического воздействия на глаз (при тонометрии или инъекциях) давление в нем значительно увеличивается по сравнению с ненагруженным состоянием. Сильно нелинейную зависимость геометрических характеристик от давления демонстрируют опыты с растяжением изолированной роговицы приложенным извне давлением. Опыты по раздуванию живого или энуклеированного глаза вводимыми объемами жидкости также демонстрируют нелинейную зависимость «объем – давление», но значительно более слабую.

Оценки показали, что деформации глазных тканей в физиологическом диапазоне нагрузок остаются геометрически малыми. Таким образом, речь может идти только о физической нелинейности.

Рассматриваются задачи, для которых в процессе деформации роговицы сохраняется условие осевой симметрии и присутствуют лишь компоненты тензоров деформаций и двумерных напряжений (усилий), направленные по главным осям, соответствующим в каждой точке меридиональному и перпендикулярному к нему направлениям. Была предложена простейшая нелинейная модель [2], описывающая экспоненциальную зависимость усилий от деформаций в окрестности начального состояния, в котором роговица имеет форму сферического сегмента. С учетом условий изотропии и потенциальности деформаций определяющие соотношения имеют вид:

$$\begin{aligned} T_1 &= A[B(\exp(B\varepsilon_1 + C\varepsilon_2) - 1) + C(\exp(B\varepsilon_2 + C\varepsilon_1) - 1)] + T_0, \\ T_2 &= A[B(\exp(B\varepsilon_2 + C\varepsilon_1) - 1) + C(\exp(B\varepsilon_1 + C\varepsilon_2) - 1)] + T_0, \\ A &= \frac{E_c^*}{\varsigma^2(1 - v_c)}, \quad B = \frac{\varsigma}{2} \left(1 \pm \sqrt{\frac{1 - v_c}{1 + v_c}} \right), \quad C = \varsigma - B. \end{aligned}$$

Здесь ε_i и T_i ($i=1, 2$) – компоненты двумерных тензоров деформаций и напряжений в направлении главных осей; ζ – безразмерный параметр нелинейности, а E_c^* и ν_c – упругие модули (модуль растяжения и коэффициент Пуассона) роговицы как двумерной линейно-упругой поверхности при нулевых деформациях (т.е. при $T_1 = T_2 = T_0$). Постоянная величина T_0 определяется формулой $T_0 = p_0 R_c / 2$, где p_0 – начальное давление, а R_c – радиус роговицы при этом давлении. Такое представление соответствует допущению, что при давлении p_0 роговица имела форму сферического сегмента. Далее используется формально введенный модуль растяжения материала роговицы $E_c = E_c^* / \delta_c$, где $\delta_c = 0,5$ мм. Модель отличается от линейной модели роговицы единственным параметром нелинейности ζ . Предложено также нелинейное обобщение для модели склерального элемента, которое, как показали дальнейшие исследования, оказывается практически избыточным.

Нелинейная модель для роговицы была тестирована в сравнении с данными экспериментов по раздуванию изолированной роговицы давлением. Удалось оценить возможный диапазон изменения параметра нелинейности для мертвой роговицы человека. Ближе к ситуации, имеющей место в живом глазу, эксперименты по раздуванию давлением уже не роговицы, а целого энуклеированного глаза. Из нелинейной кривой «объем – давление» удастся оценить все три основных параметра модели: E_c , E_s и ζ . Дополнительные оценки позволяют положить $\nu_c \sim 0,5$.

Оказалось, что в диапазоне давлений, которые может испытывать живой глаз человека, нелинейность экспериментальной зависимости «объем – давление» практически определяется нелинейностью упругого поведения роговицы. Влияние нелинейной упругости склерального сегмента обнаруживается лишь при очень высоких давлениях, которые в живом глазу достигаются разве что при наиболее объемных внутриглазных инъекциях. Да и то это влияние столь невелико, что при оценочных расчетах им можно спокойно пренебрегать и использовать для склерального сегмента линейную модель.

Несмотря на существенную нелинейность упругого поведения роговицы, практическая линейность упругого отклика склеральной области сильно сглаживает нелинейность кривой «объем – давление» для глазного яблока в целом. Рост его объемной жесткости с давлением замечен лишь при умеренных давлениях (до 30 мм рт. ст.). При более высоких давлениях растяжение полного объема выходит на новый, близкий к линейному закон с существенно большей объемной жесткостью. Давление, при котором происходит выход на такой режим, тем выше, чем мягче роговица и ниже параметр нелинейности.

Оцененные при сравнении с экспериментом значения жесткостей роговицы и склеры $E_s = 10...15$ МПа, $E_c = 0,1...0,4$ МПа большинства обследованных глаз оказались близки к средним значениям $E_s = 10$ МПа и $E_c = 0,3$ МПа, полученным нами ранее [1] для живых неглаукомных глаз. В среднем несколько большие значения склеральной жесткости могут быть связаны как с возможными патологиями исследованных глаз, так и с условиями посмертного хранения. Значения параметра нелинейности оказались близки (хотя в среднем и несколько ниже) к тому диапазону, который мы определили по данным экспериментов с целой изолированной роговицей [2]. По данным рассмотренного эксперимента параметры модели определяются с точностью 1 МПа для E_s , 0,05 МПа для E_c и 10 для ζ , т.е. приблизительно 10 % для всех величин. Наблюдающиеся заметные различия упругих параметров для разных глаз подтверждают их высокую индивидуальную вариабельность.

Расчеты, проведенные для аппланационной тонометрии по Маклакову [3], показали, что нелинейность упругого поведения роговицы в оцененном диапазоне параметра ζ приводит к некоторому увеличению разницы между тонометрическим и истинным значениями давления. Эта поправка не слишком велика, но ее желательно учитывать при больших давлениях и весах тонометра. Можно ожидать более значительного влияния роговицы на показания тонометра Шиотца, для которого тонометрические давления заметно выше. Соответствующие расчеты выполняются.

Что касается оценки в клинике упругих параметров индивидуального глаза, включая степень нелинейности упругого отклика роговицы, то она должна выполняться посредством неинвазивного

нагружения его различными тонометрами. Такая оценка необходима для корректного определения внутриглазного давления и имеет самостоятельную диагностическую ценность. Разрабатываемый подход дает возможность решения этой задачи.

Благодарности. Работа выполнена в рамках Госпрограммы АААА-А19-119012990119-3.

Список литературы

1. Моисеева И.Н., Штейн А.А. Анализ зависимости давление – объем для глазного яблока, нагруженного плоским штампом, на основе двухсегментной упругой модели // Изв. РАН. Механика жидкости и газа. – 2011. – № 5. – С. 3–15.

2. Штейн А.А., Моисеева И.Н., Любимов Г.А. Математическая модель роговицы глаза с учетом экспоненциальной нелинейности ее упругих свойств при условии геометрической малости деформаций // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 375–390.

3. Моисеева И.Н., Штейн А.А. Математическое моделирование аппланационного нагружения глазного яблока с учетом нелинейности упругих свойств роговицы // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 3. – С. 272–281.

ИЗМЕНЕНИЕ МИКРОМЕХАНИКИ ЭРИТРОЦИТОВ ПОД ВЛИЯНИЕМ ГАЗОТРАНСМИТТЕРА МОНООКСИДА УГЛЕРОДА

**А.В. Муравьев, И.А. Тихомирова, Е.П. Петроченко,
П.В. Михайлов, С.В. Булаева, Ю.В. Малышева**

*Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского,
Ярославль, alexei.47@mail.ru*

Целью данной работы было изучение микрореологических ответов эритроцитов на действие донора монооксида углерода. Регистрировали деформируемость эритроцитов и показатели их агрегации после инкубации с донором СО, CORM-3 и соединениями, ингибирующими вероятные молекулярные мишени для СО. Наблюдали прирост ДЭ и снижение ПАЭ после инкубации клеток с CORM-3. Блокирование КСа-каналов устраняло эффекты CORM-3. При ингибировании NO-ассоциированного сигнального пути микрореологические эффекты CORM-3 не проявлялись. Таким образом, результаты исследования свидетельствовали о том, что СО повышал ДЭ и выраженно снижал их агрегацию. При этом эффекты СО могут реализоваться как при активации Ca^{2+} -зависимых КСа-каналов, так и с использованием NO-ассоциированного сигнального каскада.

Ключевые слова: эритроциты, деформируемость, агрегация, монооксид углерода.

Известно, что на микрореологию клеток крови положительное влияние оказывает оксид азота (NO) – один из важнейших газотрансмиттеров [1]. Вместе с тем существенно меньше информации об эффектах сероводорода (H_2S) [2] и совсем отсутствуют данные о сигнальной роли монооксида углерода (СО) в изменениях микрореологии эритроцитов. СО образуется в процессе клеточного метаболизма с участием фермента гемоксигеназы, которая расщепляет гемовое кольцо в гемопroteинах на биливердин, СО и железо [3]. На уровне обменных капилляров, диаметр которых часто меньше размера клеток, деформируемость эритроцита является критической характеристикой потока и, следовательно, определяет эффективность доставки кислорода в ткани [4–6]. С учетом сказанного была сформулирована *цель* данной работы как изучение мик-

рореологических ответов эритроцитов на действие донора монооксида углерода.

Материал и методы. Образцы цельной крови (9 мл) здоровых доноров ($n = 36$) получали венопункцией в вакуумные пробирки (вакутайнеры с EDTA). Суспензию эритроцитов делили на несколько аликвот и клетки инкубировали при 37 °C в течение 30 минут с каждым из перечисленных ниже соединений:

1) донором CO трикарбонилхлор(глицинат) рутением (II) (CORM-3, 15, 50 и 100 мкМ);

2) ингибитором активности растворимой гуанилатциклазы – 1Н-[1,2,4]оксадиазоло[4,3-а][хиноксалин-1-он (ODQ, 0,5 мкМ);

3) блокатором Ca^{2+} -зависимых K^{+} -каналов тетраэтиламмония (TEA, 50 мкМ).

В каждом опыте в качестве контроля использовали суспензию эритроцитов, инкубируемых в течение 30 минут при 37 °C в буферном растворе без добавления указанных выше препаратов.

Степень агрегации эритроцитов (ПАЭ) определяли с помощью агрегометра Myrenne M1 (Германия). Для оценки мембранной вязкоэластичности эритроцитов определяли индекс удлинения эритроцитов (ИУЭ) в проточной микрокамере, где создавали постоянное течение суспензии эритроцитов ($\text{Hct} = 0,5\%$). В микрокамеру подавали давление, которое создавало напряжение сдвига $0,54 \text{ Н/м}^2$ и вытягивало клетки, прикрепленные ко дну камеры. На основе измерения длины (L) и ширины (W) вытянутых потоком клеток рассчитывали индекс их удлинения (ИУЭ) как показатель деформируемости эритроцитов: $\text{ИУЭ} = L/W$ (отн. ед.).

Статистическую обработку результатов проводили с использованием программы Statistica 6.0. За уровень статистически значимых различий принимали изменения при $p < 0,05$ и $p < 0,01$.

Результаты и обсуждение. После инкубации эритроцитов с CORM-3 прирост ИУЭ составил 8 % (с $1,90 \pm 0,03$ до $2,04 \pm 0,04$ отн. ед., $p < 0,01$, при концентрации донора 50 мкМ) и снижение их агрегации на 49 % (с $15,8 \pm 1,5$ до $8,1 \pm 1,1$ отн. ед., $p < 0,01$). Анализ дозозависимых микрореологических ответов эритроцитов показал, что более выраженные изменения ИУЭ и ПАЭ при концентрации CORM-3 50 мкМ (рисунок).

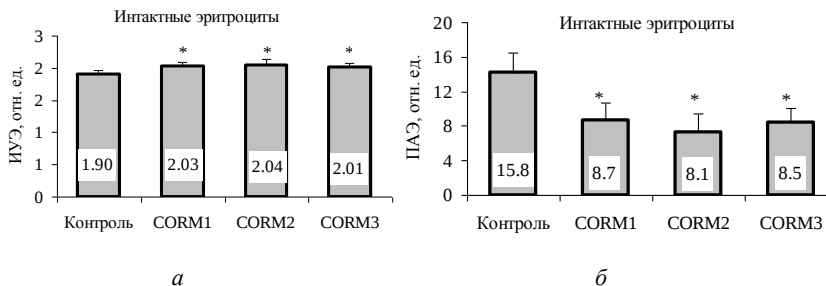


Рис. Относительные (в %) изменения деформируемости (а) и агрегации эритроцитов (б) после их инкубации с CORM-3 в разных концентрациях: 1 – 15 мкМ, 2 – 50 мкМ, 3 – 100 мкМ. * Отличие от контроля статистически значимо ($p < 0,01$)

Когда СО взаимодействует с гемом, это приводит к увеличению связывания Ca^{2+} с каналом [7]. Тетраэтиламмоний (TEA) уменьшил влияние CORM-3 на деформируемость эритроцитов, но не устранил его полностью. Если сравнить ответы эритроцитов на CORM-3 и сочетание TEA + CORM-3, то разница в величинах ИУЭ, равная 5 %, была достоверной ($p < 0,01$). Что касается агрегации, то TEA полностью устранял снижение ПАЭ, происходящее под влиянием CORM-3. Ингибирование p -ГЦ с помощью ODQ также сопровождалось устранением ответов эритроцитов на CORM-3. Можно полагать, что эффект реализуется через активацию p -ГЦ с последующим снижением внутриклеточной концентрации Ca^{2+} [8]. Было найдено, что ингибитор растворимой гуанилатциклазы ODQ практически полностью устранял эффект донора СО. Это было подтверждено на двух моделях как в опытах с деформируемостью эритроцитов, так и при регистрации их агрегации.

Заключение. Донор монооксида углерода (CORM) высвобождает молекулы монооксида углерода, что обеспечивает доставку контролируемых количеств СО для регуляции работы биологических систем [9]. Результаты исследования показали, что CORM-3 заметно повышает эластичность мембран эритроцитов и деформируемость клеток в целом. Вместе с выраженным снижением агрегации это может существенно сказываться на перфузии тканей.

Что касается молекулярных мишеней, то результаты опытов позволяют заключить, что эффекты СО могут реализоваться как

через активацию кальций-зависимых K^+ -каналов, так и путем использования NO-опосредованного сигнального пути.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-015-00475-а.

Список литературы

1. Red blood cell nitric oxide synthase modulates red blood cell deformability in sickle cell anemia / A. Mozar, P. Connes, B. Collins, M.D. Hardy-Dessources, M. Romana, N. Lemonne, W. Bloch, M. Grau // Clin. Hemorheol. Microcirc. – 2016. – Vol. 64. – P. 47–53. DOI: 10.3233/CH-162042
2. Muravyov A.V., Antonova N., Tikhomirova I.A. Red blood cell micromechanical responses to hydrogen sulfide and nitric oxide donors: Analysis of crosstalk of two gasotransmitters (H_2S and NO) // Series on Biomechanics. – 2019. – Vol. 33. – P. 34–40.
3. Wang R. Resurgence of carbon monoxide: An endogenous gaseous vasorelaxing factor // Can. J. Physiol. Pharmacol. – 1998. – Vol. 76. – P. 1–15. DOI: 10.1139/cjpp-76-1-1
4. Pries A.R., Secomb T.W. Rheology of the microcirculation // Clin. Hemorheol. Microcirc. – 2003. – Vol. 29. – P. 143–148.
5. Popel A.S., Johnson P.C. Microcirculation and hemorheology // Annu. Rev. Fluid. Mech. – 2005. – Vol. 37. – P. 43–69. DOI: 10.1146/annurev.fluid.37.042604.133933
6. Guo Q., Duffy S.P., Matthews K. Microfluidic analysis of red blood cell deformability // J. Biomech. – 2014. – Vol. 47. – P. 1767–1776. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.03.038
7. Heme is a carbon monoxide receptor for large-conductance Ca^{2+} -activated K^+ channels / J.H. Jaggar, A. Li, H. Parfenova, J. Liu, E.S. Umstot, A.M. Dopico, C.W. Leffler // Circ. Res. – 2005. – Vol. 97. – P. 805–812. DOI: 10.1161/01
8. Smooth muscle cell derived carbon monoxide is a regulator of vascular cGMP / T. Morita, M.A. Perrella, M.E. Lee, S. Kourembanas // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. – 1995. – Vol. 92. – P. 1475–1479. DOI: 10.1073/pnas.92.5.1475
9. Soboleva L.M. 3-Hydroxyflavones and 3-Hydroxy-4-oxoquinolines as Carbon Monoxide-Releasing Molecules // Molecules. – 2019. – Vol. 24. – pii: E1252. DOI: 10.3390/molecules24071252

К МОДЕЛИРОВАНИЮ РЕШЕТЧАТОЙ ПЛАСТИНКИ СКЛЕРЫ ГЛАЗА С УЧЕТОМ ПОЛЕЙ ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ

Р.Д. Недин

*Южный федеральный университет, Институт математики, механики
и компьютерных наук им. И.И. Воровича, Ростов-на-Дону, rdn90@bk.ru*

Посвящена развитию теоретических основ для моделирования и акустического мониторинга неоднородной решетчатой пластинки склеры (*lamina cribrosa*) глазного яблока с учетом ее предварительно напряженного состояния. Для исследования предварительно напряженной решетчатой пластины с учетом сдвиговых деформаций и касательных напряжений предложена модель упругой неоднородной пластины в рамках гипотез деформирования Тимошенко – Миндлина. Проведен численный конечно-элементный анализ влияния параметров предварительного напряженного состояния решетчатой пластины с отверстиями на ее деформационные и динамические характеристики.

Ключевые слова: биомеханика, решетчатая пластина, склера глаза, предварительные напряжения, линеаризованная модель.

Настоящая работа посвящена развитию теоретических основ для моделирования и акустического мониторинга неоднородной решетчатой пластинки склеры (*lamina cribrosa*) глазного яблока с учетом ее предварительно напряженного состояния. Решетчатая пластинка является существенно неоднородной слоистой структурой переменной толщины, ослабленной большим числом отверстий, сквозь которые проходят нервные волокна; эта структура испытывает механические нагрузки и деформации вследствие перепадов внутричерепного и внутриглазного давления и, быть может, находится в условиях предварительного напряженно-деформированного состояния [1, 2]. Подобные факторы могут привести к атрофии нервных волокон и возникновению распространенного заболевания — глаукомы. Диагностика глаукомы как следствия чрезмерного деформирования решетчатой пластинки склеры глаза является актуальной задачей биомеханики, особенно на ранних стадиях возникновения заболевания, когда атрофия нервных волокон еще обратима. Для объективной оценки физиологического со-

стояния тканей и органов необходимы надежные методы реконструкции их свойств. При этом ввиду специфики исследования живых тканей важным требованием является неинвазивность применяемых подходов. Этому требованию удовлетворяют акустические методы, которые являются достаточно точными и простыми в практической реализации и позволяют определять неизвестные характеристики тел по измеренным физическим полям в некоторых участках объектов. В свою очередь, для создания основ акустического мониторинга состояния решетчатой пластинки склеры глаза требуется разработка и исследование моделей колебаний предварительно напряженных неоднородных тонких пластин при наличии сложной геометрии и отверстий и поля предварительных напряжений. Отметим, что зачастую моделирование деформаций решетчатой пластинки основывается на модели сплошных круглых пластин переменной жесткости с использованием различных граничных условий, включая упругое опирание [3]. В настоящей работе предложена модель, учитывающая в явном виде геометрические особенности решетчатых пластин глаза, неоднородность материальных характеристик и наличие полей остаточных напряжений.

Рассмотрена линейаризованная модель предварительно напряженного неоднородного упругого тела при установившихся колебаниях с частотой ω (в метрике начальной деформированной конфигурации) [4]:

$$\nabla \cdot (\boldsymbol{\sigma}_0 \cdot \nabla \mathbf{u} + \boldsymbol{\sigma}) + \rho \omega^2 \mathbf{u} = 0, \quad \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_0 = 0, \quad (1)$$

$$\mathbf{u}_0|_{S_u^0} = \mathbf{f}_0, \quad \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_0|_{S_\sigma^0} = \mathbf{P}_0, \quad (2)$$

$$\mathbf{u}|_{S_u} = 0, \quad \mathbf{n} \cdot (\boldsymbol{\sigma}_0 \cdot \nabla \mathbf{u} + \boldsymbol{\sigma})|_{S_\sigma} = \mathbf{P}, \quad (3)$$

где $\mathbf{u}$ и $\mathbf{u}_0$ – векторы начальных и малых добавочных перемещений; $\boldsymbol{\sigma}_0$ и $\boldsymbol{\sigma}$ – тензоры предварительных и инкрементальных напряжений; ρ – плотность тела. Уравнения (1) представляют собой линейаризованные уравнения движения (с учетом наложения малых деформаций на конечные) и уравнения равновесия для начальной конфигурации; уравнения (2)–(3) – главные и естествен-

ные граничные условия в начальной и текущей конфигурациях соответственно.

Для исследования предварительно напряженной решетчатой пластины с учетом сдвиговых деформаций и касательных напряжений предложена модель упругой неоднородной пластины в рамках гипотез деформирования Тимошенко – Миндлина. Для этого на основе общей линеаризованной модели (1)–(3) с помощью вариационного принципа построена постановка задачи об установившихся колебаниях решетчатой пластины, в которой учитывается поле предварительных напряжений, образованных в результате действия начальной нагрузки, вызванной внутриглазным давлением. Предложенная модель позволяет учитывать неоднородность материальных свойств пластины и задавать произвольные законы неоднородности для компонент тензора предварительных напряжений. Для описания поля предварительных напряжений отдельно решена задача статики о прогибе решетчатой пластины, защемленной по контуру, под действием распределенной нагрузки; на основе найденного решения рассчитаны интегральные характеристики для компонент предварительных напряжений, входящие в состав уравнений установившихся колебаний. Задача решена численно с помощью метода конечных элементов. Рассмотрены различные варианты описания геометрии решетчатой пластины с отверстиями; предложено несколько способов формирования отверстий, проведен их сравнительный анализ с точки зрения влияния на деформационные характеристики и образование концентраторов напряжений. Проведен анализ влияния параметров предварительного напряженного состояния решетчатой пластины на ее деформационные и динамические характеристики: поля планарных и изгибных перемещений, углы поворота нормали вдоль осей в плоскости пластины, резонансные частоты, амплитудно-частотные характеристики.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант 18-71-10045).

Список литературы

1. Иомдина Е.Н., Бауэр С.М., Котляр К.Е. Биомеханика глаза: теоретические аспекты и клинические приложения / под ред. В.В. Нероева. – М.: Реал Тайм, 2015. – 208 с.

2. Bauer S.M., Voronkova E.B. On the deformation of the lamina cribrosa under intraocular pressure // Rus. J. of Biomech. – 2001. – Vol. 5, no. 1. – P. 73–82.

3. Ватульян А.О., Потетюнко О.А. К оценке деформативности решетчатой пластинки глаза // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 8–17.

4. Ватульян А.О., Дударев В.В., Недин Р.Д. Предварительные напряжения: моделирование и идентификация. – Ростов н/Д: Изд-во ЮФУ, 2015. – 206 с.

УДК 004.891.3

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ГРЫЖ НА ОСНОВЕ ТЕОРИИ НЕЧЕТКИХ МНОЖЕСТВ

Л.Ю. Перельгин¹, В.А. Гаврилов², Д.А. Истомин¹

¹Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, leopereygin@gmail.com

*²Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А.Вагнера
Минздрава РФ, кафедра общей хирургии № 1, Пермь*

Целью исследования является повышение эффективности врачебной деятельности с помощью экспертной системы поддержки принятия врачебных решений, основанной на знаниях, при использовании теории нечетких множеств.

Ключевые слова: теория нечетких множеств, нечеткий алгоритм k -ближайших соседей, кластеризация, классификация, прогнозирование, абдоминальная хирургия, грыжа передней брюшной стенки, послеоперационная грыжа.

Целью исследования является повышение эффективности врачебной деятельности с помощью экспертной системы поддержки принятия врачебных решений, основанной на знаниях, при использовании теории нечетких множеств.

В текущий период определено, что при хирургическом вмешательстве у пациентов с рассматриваемым диагнозом существует ряд проблем [1–3]:

- отсутствие ярко выраженных критериев степени тяжести заболевания, позволяющих на первичном этапе исследования решить вопрос о методе операции;

- в рекомендациях и литературе недостаточно описана единая тактика лечения больных с грыжами передней брюшной стенки в зависимости от степени их сложности;

- отсутствуют объективные критерии выбора сетчатых материалов при лечении пациентов с данным диагнозом;

- не существует объективно обоснованного алгоритма выбора размещения сетчатого имплантата при послеоперационных грыжах.

В настоящий момент в каждом конкретном случае хирург выбирает способ лечения, основываясь на своем личном опыте. Сохраняющийся на фоне прогресса хирургических технологий процент рецидива заболевания говорит о ненадежности такого подхода. Для устранения этой проблемы принято решение реализовать экспертную систему рекомендательного характера, которая бы помогла обобщить врачебный опыт положительных результатов лечения.

Данная система разрабатывается совместными усилиями кафедры ВММБ ПНИПУ под руководством профессора В.Ю. Столбова и кафедры общей хирургии № 1 ПГМУ им. акад. Е.А. Вагнера под руководством профессора В.А. Самарцева и доцента В.А. Гаврилова.

Постановка задачи и алгоритм решения. В настоящее время существует определенный опыт создания медицинских систем для различных заболеваний [4–6], в которых используется теория нечетких множеств и обработка больших массивов эмпирических данных. При этом считается, что существует зависимость

$$Y = F(X), \quad (1)$$

где X – исходные данные о пациенте; Y – результаты лечения; F – оператор, определяющий технологию лечения в зависимости от данных о пациенте. При этом оператор F в общем случае неизвестен. Однако известны результаты лечения для некоторой группы пациентов.

Предлагается приближенное определение оператора F с помощью обработки исходных данных методами теории нечетких множеств.

Для этого выбран следующий общий алгоритм решения, включающий последовательное решение задач кластеризации, классификации и прогнозирования.

1. Кластеризация данных.

Множество данных X разбивается на подмножества (классы) $S_1, S_2, \dots, S_k$, где k заранее неизвестно и определяется из решения задачи кластеризации. После определения классов соотношение (1) можно переписать в виде

$$Y = F(X) = F(S_1, S_2, \dots, S_k).$$

2. Декомпозиция задачи.

Считается, что для каждого класса пациентов существует такая технология лечения, при которой будут достигаться близкие результаты. Тогда

$$y_i = F_i(s_i), i = 1, k. \quad (2)$$

Таким образом, задача (1) разбивается на k более простых задач классификации (2) и прогнозирования. Другими словами, на основе персональных данных пациент относится к одному из классов, для которого определены наиболее эффективные методы лечения. Операторы F_i в общем виде неизвестны, но их можно приближенно найти с помощью экспертной системы, основанной на знаниях хирургов, а также на основе теории нечетких множеств.

Модель прогнозирования. На данном этапе построена и обучена прогнозирующая модель на основе теории нечетких множеств для решения следующих частных задач:

- задача определения технологии лечения для пациента i -го класса;
- задача прогнозирования неблагоприятных событий.

Для решения задач определен язык программирования Python и библиотеки `sklearn`, `pandas`, `numpy`, `matplotlib`. В качестве платформы для вычислений выбран Google Colab.

Для создания ретроспективной базы использованы результаты лечения 932 пациентов за 3 года с первичными и послеоперационными грыжами передней брюшной стенки. Пациенты в этой базе данных деперсонализированы и имеют только определенный номер. Таблица имеет 932 значения (объекта) и 129 столбцов (характеристик пациентов). В качестве набора данных для кластеризации берутся только те признаки, критерий важности которых, согласно мнению экспертов, является высоким. Выбранные параметры переработаны в нечеткую порядковую шкалу в интервале чисел от 0 до 1, которые указывают на степень тяжести того или иного признака.

По результатам проведения кластеризации методом k -средних [7] выделено 4 класса пациентов. Численности каждого класса изображены на рис. 1.

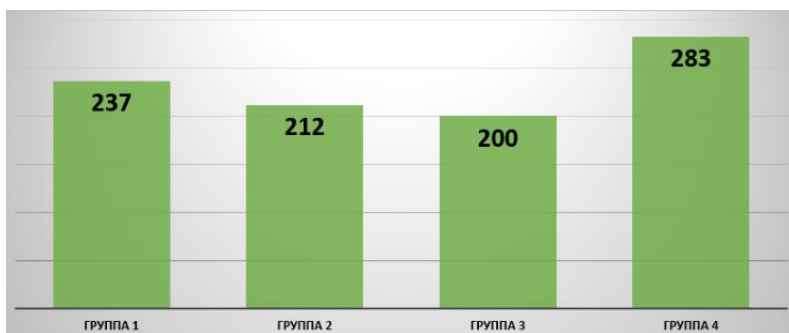


Рис. 1. Диаграмма распределения пациентов по классам

В первом классе большинство операций (69 %) сделаны с применением техники использования местных тканей, 19 % занимает метод Sublay и небольшой процент составляет использование методов Inlay и Onlay (рис. 2).

Во второй класс попали пациенты, для которых самым применяемым методом операционного вмешательства стал Sublay – 46 %, операция с применением местных тканей выполняется почти в каждом третьем случае – 30 %, а для 14 % пациентов был использован метод Onlay. Отметим, что только во второй класс попали пациенты, для которых был выбран метод TAR. В третий класс включены пациенты с паховыми грыжами. Около 2/3 операций проводились с использованием метода установки сетчатого им-

плантата по Лихтенштейну, у 27 % пациентов использовались местные ткани, а TAPP использовался в 5 % случаев.

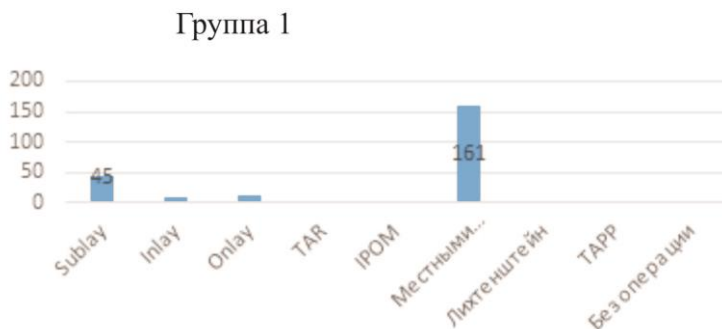


Рис. 2. Диаграмма распределения методов операционного вмешательства в первом классе

В четвертый класс попали также пациенты с паховыми грыжами, которым в большинстве случаев (70 %) выполнена герниопластика по Лихтенштейну, 25 % с использованием местных тканей, а остальным – по технологии TAPP.

На этапе прогнозирования реализуется нечеткий алгоритм *k*-ближайших соседей. Для нахождения расстояния между объектами используется метрика Евклида. Метод операции выбирается на основе схожести по характеристикам исследуемого объекта с объектами, используемыми при обучении модели. Число соседей, с которыми сравнивается исследуемый объект, варьируется от 1 до 40.

По завершении этапа прогнозирования метода операционного вмешательства для каждого класса получены зависимости значения процента несоответствия от количества *k*-соседей при сравнении результатов, полученных при использовании нечеткого алгоритма *k*-ближайших соседей, с исходными данными о методах лечения. По горизонтальной шкале отображается число *k*-соседей, на которое опирается метод при вычислении. По вертикальной шкале расположены значения процента несоответствия.

Для первого класса процент несоответствия варьируется от 0,17 до 0,27 (рис. 3).

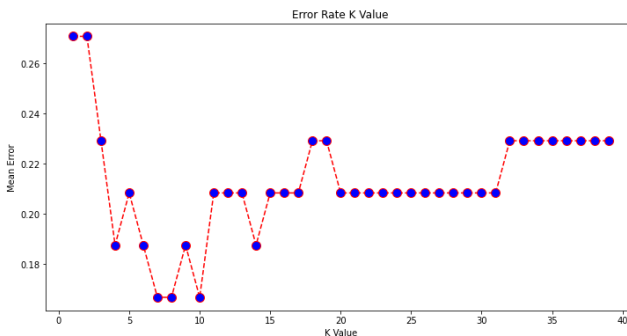


Рис. 3. Диаграмма значения процента ошибки при сравнении полученных методов операционного вмешательства с исходными для первого класса

Для остальных классов получены аналогичные графики. Для пациентов второго класса значение процента несоответствия в среднем составляет 0,25. Для третьего класса значение процента несоответствия находится в пределе от 0,22 до 0,25. Для четвертого класса средний показатель составляет 0,20.

При использовании нечеткого метода k -ближайших соседей соответствие прогнозирования метода лечения примененному методу на практике составляет 76 %, что соответствует результатам схожих экспертных систем при диагностике других заболеваний. При этом, согласно мнению практикующих хирургов, для оставшихся 24 % возможен выбор другого метода лечения.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта Пермского края на развитие научной школы по компьютерной биомеханике и цифровой медицине.

Список литературы

1. Паршаков А.А., Гаврилов В.А., Самарцев В.А. Профилактика осложнений в хирургии послеоперационных грыж передней брюшной стенки: современное состояние проблемы (обзор) // Современные технологии в медицине. – 2018. – Т. 10, № 2. – С. 175–186.
2. Противоспаечные барьеры в абдоминальной хирургии: современное состояние проблемы / В.А. Самарцев, М.В. Кузнецова, В.А. Гаврилов, М.В. Кузнецова, А.А. Паршаков // Пермский медицинский журнал. – 2017. – Т. 34 (2). – С. 87–93.

3. Задняя сепарационная герниопластика TAR при послеоперационных вентральных грыжах W3 / В.А. Самарцев, В.А. Гаврилов, А.А. Паршаков, М.В. Кузнецова // Пермский медицинский журнал. – 2017. – Т. 34 (1). – С. 35–42.

4. Оразбаев Б.Б. Экспертные системы для медицинской диагностики с применением методов теории нечетких множеств // ИТ-портал. – 2016. – № 4 (12).

5. Абдухалимова З.К., Белов С.В. Разработка системы диагностики состояния костных тканей в стоматологии посредством анализа рентген-снимков // Euror. Sci. – 2018. – № 4(36). – С. 25–30.

6. Коробова Л.А., Гладких Т.В. Разработка модели принятия решения для постановки диагноза заболеваний на основе нечеткой логики // Вестник ВГУИТ. – 2018. – № 4 (78).

7. Тюрин А.Г., Зуев И.О. Кластерный анализ, методы и алгоритмы кластеризации // Вестник МГТУ-МИРЭА. – 2014. – № 12. – С. 12.

УДК 539.3

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ НОВЫХ АВТОНОМНЫХ УСТРОЙСТВ ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ ПРИ ХОДЬБЕ БОЛЬНЫХ С РАЗЛИЧНЫМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

**К.А. Петрушанская¹, С.В. Шалыгин²,
С.В. Котов¹, А.Б. Секирин¹**

¹Московский областной научно-исследовательский клинический институт
им. М.Ф. Владимирского, sutchenkova@rambler.ru, moniki@monikiweb.ru

²Научно-медицинская фирма МБН, Москва, info@mbn.ru

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: искусственная коррекция движений, электрическая стимуляция мышц, стимулятор.

В настоящее время метод искусственной коррекции движений (ИКД) посредством программируемой электростимуляции мышц (ЭСМ) при ходьбе широко применяется в различных медицинских

учреждениях Москвы и в других городах России. Данный метод был разработан профессором А.С. Витензоном и его учениками. Сущность метода ИКД состоит в том, что электрическая стимуляция мышц во время локомоции происходит в точном соответствии с естественным возбуждением и сокращением мышц в двигательном акте. Благодаря этому в процессе длительной тренировки улучшается функциональное состояние мышц, корректируются неправильно выполняемые движения и постепенно вырабатывается приближающийся к норме двигательный стереотип. За 45 лет работы в данной области (с 1974 г.) только в Центральном НИИ протезирования и протезостроения (ЦНИИПП), затем в Федеральном центре экспертизы и реабилитации инвалидов (ФЦЭРИ) и в Федеральном бюро медико-социальной экспертизы (ФБМСЭ) курс функциональной электрической стимуляции (ФЭС) успешно проведен более чем девяти тысячам больным с различными заболеваниями опорно-двигательной и нервной систем: с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы в различных отделах, последствиями полиомиелита, гемипарезом церебрального происхождения, детским церебральным параличом (диплегическая и гемипаретическая формы), со сколиотической болезнью I–III степеней, остеохондрозом позвоночника, больным после эндопротезирования коленного и тазобедренного суставов, инвалидам с культями голени и бедра, пользующимся протезами, больным с сосудистыми заболеваниями нижних конечностей атеросклеротического генеза.

Профессор А.С. Витензон детально разработал метод функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе, определил идеологию метода, а также физиологические и биомеханические предпосылки применения ИКД при ходьбе, ввел понятие ДМФ и предложил методы его выявления при ходьбе и других ритмических движениях, определил показания и противопоказания к применению ФЭС при каждом заболевании, разработал основные принципы применения ФЭС и определил главные функции метода. Профессор А.С. Витензон и его ученики детально разработали организацию метода ФЭС мышц при ходьбе при каждом заболевании, которая включает следующие важнейшие составляющие: выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц; определение амплитудной программы электрической стимуляции мышц при

ходьбе, определение временной программы электрической стимуляции мышц при ходьбе и упражнениях на велоэргометре, выбор типа, формы и размера электродов, а также их локализации на теле больного; определение режима ФЭС мышц при ходьбе.

К настоящему времени многие теоретические аспекты данного метода успешно развиваются, в частности появилась возможность применить ФЭС при ряде других заболеваний: у больных с рассеянным склерозом, у больных с ишемическим инсультом в ранний восстановительный период заболевания, у детей с гиперкинетической формой ДЦП, у больных с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы с полной нижней параплегией при условии сочетания ФЭС с ходьбой в экзоскелете.

Наши многолетние исследования показали, что двигательная реабилитация (в том числе ФЭС мышц) для каждого больного должна быть абсолютно конкретна, т.е. должна учитывать индивидуальные особенности пациента, а это предполагает выполнение следующих условий:

1) необходим тщательный клинический осмотр невролога и ортопеда-травматолога с целью выявить недостаточность функции отдельных мышц или мышечных групп, т.е. дефицит мышечной функции (ДМФ) в элементарном двигательном акте (например, при сгибании и разгибании в суставе);

2) исследование кинематических параметров ходьбы с целью выявления конкретных нарушений в том или другом суставе (например, уменьшение основного сгибания в КС или подгибания в КС, изменение формы угла, наличие длительной горизонтальной площадки в опорную фазу в ТБС и т.д.);

3) проведение пробного сеанса ФЭС с учетом ранее проведенных исследований с целью определения коррекционного эффекта;

4) проведение пробного сеанса стимуляции в сочетании с биомеханическим исследованием с целью выявить целесообразность выбора той или иной коррекции.

Только такой подход позволяет корректно определить двигательные нарушения, выявить ДМФ, выбрать необходимые коррекции и выявить, какие коррекции дают наилучший эффект. Однако такой подход требует переосмысления нашего огромного опыта и предъявляет повышенные требования к корректору движений.

С нашей точки зрения, несмотря на большое разнообразие корректоров движения, на сегодняшний день в нашей стране существует только один стимулятор, который соответствует данным требованиям – «МБН-Стимул». Данный прибор позволяет одновременно проводить ЭС до восьми мышц, так как имеет восемь независимых каналов. Данное устройство выдает стимуляционное воздействие в виде пачки коротких прямоугольных импульсов тока. Интенсивность стимуляции определяется следующими параметрами: амплитудой до 100 мА, длительностью 20–200 мкс и частотой от 5 до 130 Гц (в среднем 60 Гц). Данный электростимулятор и ранее имел существенные преимущества перед аналогичными устройствами. Во-первых, он является не только терапевтическим устройством, но и диагностическим, так как во время сеанса возможно провести биомеханическое исследование. Такое сочетание коррекции движений и одновременное отслеживание изменений биомеханических параметров позволяет выявить, как изменяется амплитуда межзвездных углов, скорость, темп и длина двойного шага под влиянием ФЭС. Во-вторых, наличие большого количества датчиков синхронизации (два коленных, два тазобедренных, два пяточных и два носковых) позволяет правильно организовать временную программу ФЭС даже у самых тяжелых больных, которые передвигаются со скоростью менее 1 км/ч.

В-третьих, как уже было выше сказано, временная программа ЭС определяет фазы стимуляции мышц в течение цикла. Она базируется на представлении, что фазы искусственного возбуждения и сокращения мышц должны точно соответствовать фазам их естественного возбуждения и сокращения. Фазы стимуляции мышц программируются внутри двигательного цикла в соответствии с ранее установленным процентным значением электромиографического профиля, под которым подразумевается расположение основной волны электрической активности мышцы на протяжении цикла. Точность фазовой программы ЭС является важнейшим компонентом выработки правильного навыка ходьбы. Точность выполнения временной программы ФЭС в приборе «МБН-Стимул» – 1 %, т.е. самая высокая по сравнению с аналогичными отечественными стимуляторами.

В-четвертых, важнейшим преимуществом «МБН-Стимула» является наличие обратной связи во время сеанса. Это означает, что в течение сеанса можно отслеживать интенсивность коррекционно-

го воздействия, проверять правильность работы синхронизирующих датчиков, определять количество шагов, пройденное больным к настоящему времени, длительность локомоторного цикла, а следовательно, темп ходьбы, пройденное больным расстояние за сеанс и, наконец, величину коленного или тазобедренного углов.

Последним и очень важным достижением специалистов фирмы МБН явилось создание автономного носимого блока ФЭС, подключаемого к компьютеру по специализированному радиоканалу. В отделении неврологии Московского областного научно-исследовательского клинического института им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ) курс стимуляции с применением такого автономного носимого блока был проведен девяти больным: четырем больным с ишемическим инсультом в ранний восстановительный период заболевания и пяти больным с рассеянным склерозом. Всего было проведено 79 сеансов ФЭС. Во время всех сеансов полностью сохранялась обратная связь: больные обращались с просьбой увеличить или уменьшить силу тока. Также отслеживалась работа датчиков во время сеанса, больные видели на экране количество пройденных шагов, свой темп ходьбы и изменение величины угла под воздействием ФЭС. Именно сохранение обратной связи наряду с автономным принципом работы делает этот корректор движений одновременно уникальным и универсальным. С нашей точки зрения, такое сочетание приведет к существенному расширению возможностей применения ФЭС мышц в России:

- 1) позволит проводить стимуляцию в помещениях с меньшей площадью;

- 2) даст возможность проводить ФЭС за пределами помещения, например на улице или на стадионе;

- 3) даст возможность проводить стимуляцию при ходьбе не только по горизонтальной поверхности, но и вверх и вниз по лестнице, по наклонной поверхности;

- 4) отсутствие проводов обеспечивает комфорт и независимость перемещения, позволяя освободить ассистента или родителя от постоянного жесткого контроля во время сеанса;

- 5) позволяет проводить ФЭС мышц одновременно с биомеханическими исследованиями, т.е. проводить более точную диагностику прямо во время сеанса, при этом автономный вариант работы стимулятора позволяет проводить такие исследования значительно быстрее;

6) позволяет сочетать ФЭС с другими методами: роботизированной механотерапией, ходьбой в экзоскелете, тренировкой ритмических движений на велоэргометре;

7) даст возможность впервые выйти за пределы клиник и проводить на высоком научном уровне ФЭС мышц в домашних условиях.

С нашей точки зрения, все вышеперечисленные достоинства прибора в сочетании с его компактностью, малым весом, легкостью управления и доказанной ранее эффективностью делают возможным применение ФЭС фактически в любых условиях, для огромного количества пациентов (включая самых тяжелых), а самое главное – возможность легко переносить прибор делает ФЭС доступной в домашних условиях.

УДК 531.391:612.76

ОБ АЛГОРИТМАХ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЯ ЦЕНТРА МАСС ЧЕЛОВЕКА ПО РЕЗУЛЬТАТАМ СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

М.А. Подопряхин, И.Д. Бекеров, П.А. Кручинин

*Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, кафедра
прикладной механики и управления, Москва, podoprikhin.maxim@gmail.com,
pkruch@mech.math.msu.su*

Сравниваются подходы к определению положения центра масс по показаниям стабиллоанализатора. Первый из этих подходов связан с применением прямого и обратного преобразований Фурье. Второй использует информацию о начальном и финальном положении и скорости центра масс. Алгоритмы модифицированы для решения задачи в условиях совершения человеком достаточно интенсивных движений. Рассмотренные модифицированные алгоритмы сравнивались на записях движений четырех человек, выполнявших пробу со ступенчатым воздействием. Одновременно система видеокамер использовалась для определения координат маркера, закрепленного на высоте центра масс

Ключевые слова: стабилометрия, постурология, центр масс, центр давления, некорректная задача, регуляризация.

Задача определения положения центра масс (ЦМ) по показаниям силовой платформы – координатам центра давления (ЦД) –

решается с привлечением математической модели движения человека. Однако даже использование простой модели приводит к постановке математически некорректной задачи: для ее решения приходится интегрировать дифференциальное уравнение перевернутого маятника, решение которого неустойчиво. Для парирования этой неустойчивости необходимо привлекать дополнительную информацию.

Использование известных алгоритмов [1–3] в задачах с интенсивным движением в литературе не обсуждалось. Между тем применение упомянутых алгоритмов имеет особенности, которые являются предметом настоящего доклада.

Для моделирования движения человека в сагиттальной плоскости воспользуемся моделью перевернутого маятника. Запишем дифференциальное уравнение, связывающее координаты ЦМ η и ЦД y в соответствии с работами [1–4]:

$$T^2 \ddot{\eta} = \eta - y, \quad (1)$$

где T – постоянная времени перевернутого маятника.

Алгоритмы, использующие «фильтрацию». Этот подход использует предположение об отсутствии экспоненциальных составляющих, порожденных решением однородного уравнения. Уравнению (1) поставим в соответствие передаточную функцию

$$G(s) = -(T^2 s^2 - 1)^{-1}. \quad (2)$$

Фурье образы $N(\omega)$ и $Y(\omega)$ функций $\eta(t)$ и $y(t)$ в силу уравнения (1) связаны между собой соотношением

$$N(\omega) = G(i\omega)Y(\omega).$$

В этом случае алгоритм задается последовательностью операций: преобразование Фурье показаний стабильноанализатора $\eta(t)$, умножение на функцию $G(i\omega)$, обратное преобразование Фурье. Тем не менее прямое применение этого алгоритма, изложенного в работах [1, 2], приводит к значимым погрешностям оценивания вблизи границ интервала. Эта погрешность связана с наличием разрывов при распространении исследуемой функции на всю число-

вую ось. При анализе движений с существенным изменением положения ЦД ошибка становится соизмеримой с величиной полезного сигнала. Компенсировать погрешность можно двумя способами.

Первый из способов связан с предварительным вычитанием из сигнала линейной функции, соединяющей концы интервала, и добавлением ее к полученному решению.

Второй связан с представлением передаточной функции (2) в виде произведения двух апериодических звеньев первого порядка $G(s) = -(Ts + 1)^{-1} (Ts - 1)^{-1}$. Первое из них устойчиво при интегрировании в прямом времени, а второе в обратном. Их последовательное применение позволяет получить оценку, минуя применение преобразования Фурье, и не зависит от разрывов на границе.

Алгоритм приведения к краевой задаче. Для реализации алгоритма [3] потребуем проводить обследование с интенсивным движением таким образом, чтобы в начале и в конце записи человек не совершал интенсивных движений на интервале τ . Тогда средние значения координат ЦМ и ЦД на интервалах времени спокойного стояния совпадают, а средние скорости их изменения равны нулю. В соответствии с этим вместо краевых условий используем соотношения

$$\int_{t_0}^{t_0+\tau} \eta(t_1) dt_1 = \int_{t_0}^{t_0+\tau} y(t_1) dt_1, \quad \int_{t_f-\tau}^{t_f} \eta(t_1) dt_1 = \int_{t_f-\tau}^{t_f} y(t_1) dt_1 \quad (3)$$

$$\eta(t_0 + \tau) - \eta(t_0) = 0,$$

За оценки положения ЦМ принимаются решения системы (1), (3). Для дискретизированной задачи при наличии N измерений координат ЦД получим $N + 2$ уравнения, решение которых будем получать методом наименьших квадратов.

Результаты сравнения алгоритмов. Для сравнения погрешностей алгоритмов в лаборатории МОИДС ПСВР МГУ им. М.В. Ломоносова проведены записи движений четырех человек, выполнявших на стабилоанализаторе «Стабилан 2-01» пробу со ступенчатым воздействием. Одновременно система видеокамер ARTtrack и программа захвата изображений использовались для опре-

деления координат маркера, закрепленного на поясе человека, приближенно на высоте ЦМ.

Для сравнения методов оценки траектории ЦМ исходные записи были поделены на 20-секундные интервалы. Рассматривалось два типа интервалов: интервалы, на которых человек находился в состоянии покоя (не совершал интенсивных движений), и интервалы, на которых человек совершал активное движение (наклон вперед или возвращение в исходную позицию). Для каждого интервала по приведенным алгоритмам вычислялись координаты ЦМ.

Наглядное представление о характере ошибок оценивания показано на графиках разностей результатов оценивания координат ЦМ и координат маркера системы видеоанализа (рисунок).

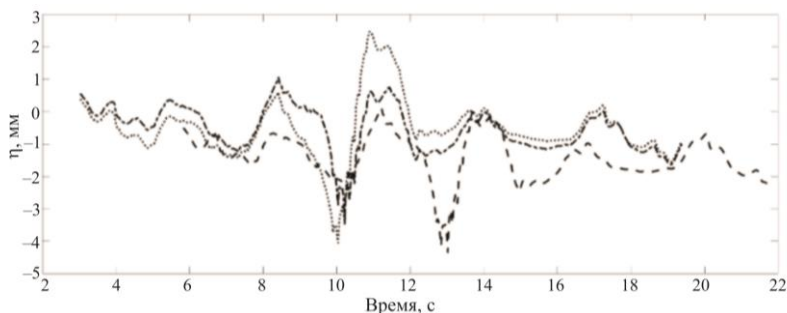


Рис. Погрешности оценки сагиттальных координат ЦМ на интервалах активного движения. Штриховой линией показана погрешность решения переопределенной краевой задачи, пунктирной – применение преобразования Фурье, штрихпунктирной – применение двух фильтров

В таблице приведены средние квадратические значения разностей оценок сагиттальных координат ЦМ и координат маркера системы видеоанализа, рассчитанные на интервалах спокойного стояния и интервалах активного движения. Для участков движения эти разности возрастают более чем в 2 раза. Максимальные значения в отдельных случаях достигали 25 % от амплитуды движения, однако такие большие величины могли быть вызваны погрешностями синхронизации измерений, порожденными нестабильностью временных отсчетов системы видеоанализа. Таким образом, все приведенные алгоритмы показали свою работоспособность, но алгоритм двойной фильтрации обладает меньшими погрешностями.

Средние квадратические значения разностей оценок координат
ЦМ и маркера системы видеоанализа

СКЗ (мм)	Преобразование Фурье	Двойной фильтр	Краевая задача
Спокойное стояние	0,91	0,79	0,95
Активное движение	1,85	1,45	1,76

Благодарности. Работа частично поддержана грантом РФФИ 18-00-01590.

Список литературы

1. Lafond D., Duarte M., Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment // J. of Biomech. – 2004. – Vol. 37. – P. 1421–1426.
2. Gagey B., Bourdeaux O., Gagey P.-M. From the center of pressure to the center of gravity, a new algorithm for a step forward in stabilometry // Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation J. – 2015. – Vol. 13. – P. 264. – URL: <http://dx.doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2015.13.264>.
3. Кручинин П.А., Троицкий К.А., Холмогорова Н.В. Оценка показателей работы мышц ног по данным фронтальных стабилотграмм // Инженерный журнал: наука и инновации. – 2018. – № 2(74).
4. Кручинин П.А. Механические модели в стабилотметрии // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 2. – С. 184–193.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ УСТОЙЧИВОСТИ МОДЕЛИ КРОВЕНОСНОГО СОСУДА В ЗАВИСИМОСТИ ОТ РЕЖИМА ТЕЧЕНИЯ

А.Б. Подопросветова, В.В. Веденеев

*Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва,
poroshina_ab@mail.ru*

Экспериментальное исследование автоколебаний модели кровеносного сосуда с протекающей внутри жидкостью при турбулентном и ламинарном режимах проводилось с одинаковыми скоростями потока и перепадами давления в резисторе Старлинга для выявления влияния режима течения. Было проведено сравнение границ устойчивости и были выявлены четыре типа колебаний, наблюдаемые по датчикам перепада давления, датчику выходного давления и визуализации режимов колебаний модели кровеносного сосуда

Ключевые слова: устойчивость, упругая трубка, режим течения.

Проблема взаимодействия кровотока со стенками сосудов является значительной проблемой в механике сердечно-сосудистой системы. Теоретическое и экспериментальное исследование устойчивости модели кровеносного сосуда с протекающей внутри жидкостью проводилось различными исследователями в течение нескольких десятилетий в контексте биологических приложений [1–3].

Большинство этих исследований проводилось только для турбулентных течений, и только несколько было проведено для ламинарных течений [4]. Хотя известно, что при нормальных условиях турбулентный режим течения имеет место только в небольшой части сердечно-сосудистой системы, тогда как большая часть кровотока отвечает ламинарному режиму течения. Следовательно, изучение влияния режимов потока на возникновение и характер колебаний модельного кровеносного сосуда представляет большой интерес.

Экспериментальный метод. Экспериментальное исследование проводилось на установке, имеющей принципиальную схему Starling resistor [5] (рис. 1). Установка состоит из модели кровеносного сосуда (тонкостенной эластичной трубки Пенроуза) диаметром 10 мм, длиной 44 см и толщиной 0,3 мм, натянутой между двумя жесткими трубками одинакового диаметра и помещенной в камеру. В качестве рабочей жидкости при турбулентном режиме

течения использовалась вода, а при ламинарном режиме – водные растворы глицерина. Жидкость течет по замкнутому контуру и изолирована от окружающего воздуха. Течение внутри трубки происходит за счет перепада давления $\Delta p = p_1 - p_2$ (разность значений давления между входом p_1 и выходом p_2). Перепад давления в трубке изменяется в зависимости от расхода Q или давления на выходе p_2 . Внешнее давление p_e в камере постоянно.

Для сравнения поведения трубки на турбулентном и ламинарном режимах течения при равном расходе, перепаде давления Δp и форме трубки эксперименты проводятся следующим образом.

Сначала проводятся эксперименты по определению диаметра упругой трубки в зависимости от выходного давления. Затем рассчитывается вязкость (концентрация) водных растворов глицерина и скорость потока, которые обеспечивают одинаковый перепад давления в трубке при ламинарном и турбулентном режимах. Получено, что диапазон расхода от 1,9 до 3,2 л/мин и концентрация водных растворов глицерина от 40 до 44 % при температуре 20 °С являются необходимыми условиями для сравнения.

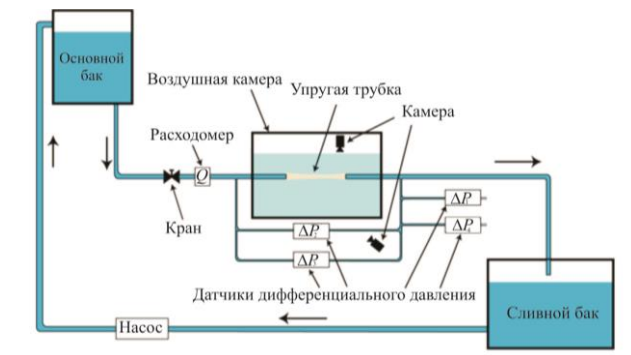


Рис. 1. Схема установки

Наконец, эксперименты по исследованию устойчивости проводились отдельно для потоков воды (турбулентный режим) и водных растворов глицерина (ламинарный режим).

Результаты. По результатам экспериментов найдено четыре типа колебаний. Один ярко выраженный пик присутствует во всех типах колебаний на графике зависимости перепада давления от времени и соответствует резкому увеличению, а затем уменьшению перепада давления. Затем происходит четыре, три, два или одно

небольшое изменение перепада давления для четвертого, третьего, второго и первого типов колебаний соответственно.

Было установлено, что потеря устойчивости при турбулентном режиме течения происходит при меньшем перепаде давления, чем при ламинарном режиме. Затем происходит резкое увеличение перепада давления при турбулентном режиме и наблюдаются колебания третьего типа. В то же время колебания упругой трубки с ламинарным потоком внутри происходят согласно четвертому типу и только при дальнейшем увеличении перепада давления переходят к третьему типу. Третий тип колебаний реализуется при близких перепадах давления для обоих режимов течения. Колебания упругой трубки переходят ко второму типу при дальнейшем увеличении перепада давления, а граница перехода от третьего типа ко второму соответствует почти одинаковым перепадам давления для турбулентных и ламинарных течений. Однако переход к первому режиму для турбулентного потока происходит при меньшем перепаде давления, чем для ламинарного потока. Наблюдаемые области режимов колебаний упругой трубки для ламинарного и турбулентного потоков при одинаковых расходах показаны на рис. 2.

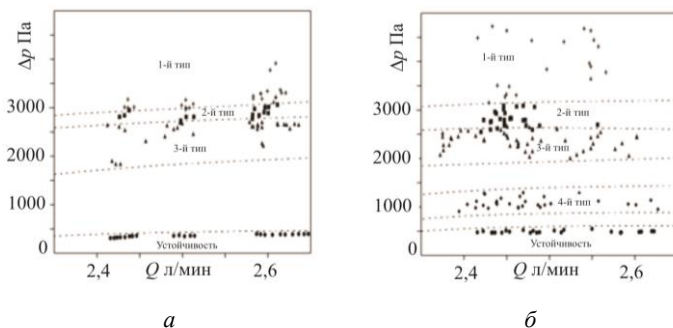


Рис. 2. Перепад давления в зависимости от расхода для турбулентного *а* и ламинарного течений *б*

Кроме того, проведено сравнение режимов колебаний упругой трубки на основе визуализации, полученной с двух камер, расположенных сверху и сбоку трубки (см. рис. 1).

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-31-90018 и 18-29-10020.

Список литературы

1. Grotberg J.B., Jensen O.E. Biofluid mechanics in flexible tubes // Ann. Rev. Fluid Mech. – 2004. – Vol. 36. – P. 121–147.
2. Bertram C.D. Experimental studies of collapsible tubes // Flow Past Highly Compliant Boundaries and in Collapsible Tubes. – Kluwer, 2003.
3. Heil M., Hazel A.L. Fluid-structure interaction in internal physiological flows // Ann. Rev. Fluid Mech. – 2011. – Vol. 43. – P. 141–162.
4. Bertram C.D., Tscherry J. The onset of flow-rate limitation and flow-induced oscillations in collapsible tubes // J. Fluids Struct. – 2006. – Vol. 22(8). – P. 1029–1045.
5. Knowlton F.P., Starling E.H. The influence of variations in temperature and blood pressure on the performance of the isolated mammalian heart // J. Physiol. – 1912. – Vol. 44. – P. 206–219.

УДК 539.3

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИММОБИЛИЗАЦИИ ЗУБОВ ПРИ ПАРОДОНТИТЕ ЛЕГКОЙ СТЕПЕНИ ТЯЖЕСТИ

Е.П. Рогожникова¹, В.Н. Никитин², Н.Б. Асташина¹

¹ *Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера
Минздрава РФ, Пермь, caddis@mail.ru, evgeshanikova@icloud.com*

² *Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь*

Высокая распространенность пародонтита среди трудоспособного населения экономически развитых стран мира привела к необходимости поиска новых наукоемких подходов и методов его лечения и профилактики. Для решения подобных задач успешно используют методы компьютерного моделирования. Интеграция современных методов диагностики, используемых в стоматологии и биомеханике, позволила создать модель пародонтального комплекса в условиях развития патологического процесса и получить новые фундаментальные сведения об изменении амплитуды смещения зубов и нарушении характера распределения функциональных нагрузжений, а также разработать рациональный метод их коррекции.

Ключевые слова: пародонтит, метод конечных элементов, иммобилизация зубов, назубная шина, полимерные термопластические материалы.

На протяжении длительного времени сохраняется необходимость разработки рациональных подходов к лечению пародонтита в связи с высокой степенью его распространенности среди лиц трудоспособного возраста. По данным экспертов ВОЗ, этот показатель в различных регионах варьирует от 40 до 95 % и зависит от экологии, уровня жизни населения, возраста и наличия у пациентов сопутствующей соматической патологии [1]. Базовой терапией в комплексе ортопедических мероприятий при лечении заболеваний пародонта является иммобилизация зубов при помощи различных ортопедических конструкций: шинирующих протезов, назубных шин, кап [2, 3]. На этапах планирования стоматологического лечения успешно применяется биомоделирование. Применение наукоемких методов позволяет оценить возможные риски и последствия врачебного вмешательства в организм человека, определить наиболее эффективный вариант лечения в конкретной клинической ситуации за счет уменьшения степени неблагоприятного воздействия функциональной нагрузки на органы и ткани [4].

По мнению большинства отечественных и зарубежных ученых, показанием к иммобилизации зубов является появление признаков их патологической подвижности, что, в свою очередь, свидетельствует о декомпенсированном состоянии пародонта, в то время как другие склонны включать в этот список функциональную перегрузку опорного аппарата зубов [2], признаки которой появляются уже на ранней стадии хронического пародонтита до возникновения выраженных клинических проявлений.

В результате воздействия чрезмерной нагрузки на зуб возникает окклюзионная травма, которая выражается в расширении периодонтальной щели и нарастающей резорбции костной ткани альвеолярного отростка. Это ведет к увеличению перегрузки оставшихся опорных тканей, ускорению процесса разрушения, а в конечном итоге к появлению подвижности и утрате зуба. С точки зрения механики описанный процесс можно характеризовать как потерю устойчивости динамического равновесия зуба [5, 6].

Таким образом, применение современных компьютерных технологий с учетом аспектов биомеханики на этапах лечения пациентов с патологией пародонта – перспективное, актуальное и востребованное направление развития стоматологии, применение которо-

го объективизирует процесс анализа распределения функциональных нагрузжений, формирующихся в пародонте на фоне развития патологического состояния и при его коррекции с помощью ортопедических конструкций. Кроме того, при компьютерном проектировании лечебно-профилактических конструкций существует возможность формирования технических решений, улучшающих их эксплуатационные характеристики.

Цель исследования – изучить методом биомеханического моделирования амплитуду смещения зубов и характер распределения функциональных нагрузжений, развивающихся в тканях пародонтального комплекса у пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом легкой степени тяжести, определить рациональный метод коррекции развивающихся нарушений за счет использования шинирующей авторской конструкции.

Для решения поставленных в ходе исследования задач биомеханики разработан алгоритм и построены конечно-элементные модели основных компонентов пародонтального комплекса в норме и при начальной стадии хронического генерализованного пародонтита, а также создана компьютерная модель лечебно-профилактической шинирующей конструкции с использованием современных медицинских 3D-технологий.

С помощью метода конечных элементов, встроенного в пакет ANSYS, проведен анализ амплитуды смещения зубов при воздействии окклюзионных сил, а также напряжений, возникающих на поверхности контакта корня зуба и периодонта. С учетом длительности воздействия функциональной нагрузки, формирующейся при пародонтите, пародонтальную связку рассматривали в качестве упругого тела, а зубы и альвеолярную кость – как абсолютно твердые тела. Значения модуля Юнга для пародонта на основании анализа данных литературы приняли равным 0,68 МПа, коэффициента Пуассона 0,49; для твердых тканей зуба модуль Юнга составил 20 000 МПа, коэффициент Пуассона 0,3. Суммарную величину вертикальной нагрузки приняли равной 160 Н – среднестатистическому значению жевательной нагрузки в положении центральной окклюзии [7].

Полученные результаты показали, что максимальные смещения в области контакта корня зуба и периодонта изменяются следующим образом: при нормальной высоте периодонта и вертикальных

силах они лежат в пределах 0,9–6,0 мкм, а при действии горизонтальных сил они практически не увеличиваются и находятся в пределах 1,1–6,3 мкм. Снижение высоты альвеолярной кости до $\frac{1}{4}$ высоты корня вызывает увеличение этих смещений в 1,2–1,3 раза для вертикальных сил (1,5–7,6 мкм) и в 1,4–2 раза для горизонтальных сил (3,1–11,6 мкм) соответственно. При этом снижение высоты альвеолярной кости приводит к возрастанию контактных напряжений в 1,1 раза при действии вертикальных (0,19–0,72 МПа) и в 1,2–1,5 раза при действии горизонтальных сил (0,21–0,98 МПа). Это свидетельствует о том, что при генерализованном пародонтите даже легкой степени тяжести уже возникает перегрузка периодонта зубов. Таким образом, поведение максимального смещения в области контакта корня зуба и периодонта коррелирует с поведением максимального контактного напряжения.

Одной из задач биомеханического моделирования являлось определение эффективного метода распределения функциональных нагрузжений и снижения амплитуды смещения зубов. В ходе исследования была разработана компьютерная модель назубной шины и совокупность основных конструкционных элементов. Полученные значения напряжений, возникающих в конструкции, сравнивались с предельными значениями прочности на разрыв возможных конструкционных материалов (кобальто-хромовый сплав, термопластический материал Dental D) с целью определения возможности применения предложенной шины в конкретной клинической ситуации.

В ходе исследования установлено, что зона максимальных напряжений в зубах располагается в области контакта с шиной в обоих случаях и равномерно распределяется по всему зубному ряду. В результате биомеханического анализа определено, что в случае иммобилизации зубов авторской конструкцией лечебно-профилактической шины, изготовленной методом литьевого прессования из термопластического материала, амплитуда смещения зубов при действии нагрузки снижается и находится в пределах физиологической нормы до 8 мкм, а шиной из КХС – в пределах 2–4 мкм.

Более того, анализ полученных результатов позволяет констатировать, что использование шинирующих конструкций из термопластического материала и КХС показало себя как эффективный метод снижения подвижности зубов до уровня физиологической

нормы, однако применение сплава металлов значительно уменьшает амплитуду смещения зубов почти до пороговой границы нормы. Использование шинирующей конструкции из полимерного материала Dental D позволяет перераспределить функциональную нагрузку по зубному ряду и снизить нагрузку на альвеолярную часть нижней челюсти, являющуюся опорной зоной зубов, вступивших в процесс жевания. Шинирующей конструкции из термопластического материала оказалось достаточно для того, чтобы эффективно снизить амплитуду физиологического смещения зубов до нормальных значений. Следовательно, термопластический полимер, предложенный в качестве конструкционного материала, и тип разработанной лечебно-профилактической конструкции отвечают всем требованиям, предъявляемым к шинирующим аппаратам, и могут эффективно применяться на этапах лечения заболеваний пародонта с целью обеспечения «физиологического поведения» зубов при жевательных нагрузках (до 250 Н). Более того, они являются предпочтительным вариантом выбора для сохранения подвижности зубов в пределах физиологической нормы.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-31-90147.

Список литературы

1. Современные подходы к лечению воспалительных генерализованных заболеваний пародонта (обзор литературы) / Л.М. Цепов [и др.] // Пародонтология. – 2015. – Т. 2, № 75. – С. 3–9.
2. Лебеденко И.Ю., Брагин Е.А., Каливрадзян Э.С. Ортопедическая стоматология: национальное руководство. – М., 2015. – 640 с.
3. Седегова О.Н., Каченюк М.Н., Асташина Н.Б. Возможность применения углеродного волокна в шинировании подвижных зубов // Здоровье, демография, экология финно-угорских народов (Health, demography, ecology of finno-ugric peoples). – 2002. – № 1. – С. 47.
4. Наумович С.С., Наумович С.А. Современные возможности и практическое применение математического моделирования в стоматологии // Современная стоматология. – 2011. – № 1. – С. 38–42.
5. Биомеханическое моделирование применения шинирующего волокна на основе базальта при лечении пациентов с заболева-

ниями пародонта / Е.М. Караваева [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2015. – № 1. – С. 106–115.

6. Клинико-морфологические взаимосвязи потери минеральной плотности кости при заболеваниях пародонта на фоне соматической патологии / С.Д. Арутюнов, А.Л. Верткин, О.В. Зайратянц [и др.] // Институт стоматологии. – 2008. – № 2. – С. 88–91.

7. Ряховский А.Н., Логинова Н.К., Котенко С.А. Влияние механической нагрузки на ткани пародонта // Стоматология. – 2010. – Т. 3. – С. 72.

УДК 577.31

ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННАЯ КИНЕТИКА ЛОКАЛИЗАЦИИ ТЕПЛА, СВЯЗАННАЯ С МЕТАБОЛИЗМОМ ПРИ РАКЕ

**А.А. Роготнев^{1, 2}, А.С. Никитюк²,
Ю.В. Баяндин², О.Б. Наймарк²**

*¹Пермский федеральный исследовательский центр Уральского отделения
Российской академии наук, лаборатория механобиологии живых систем,
Пермь, rogotnev.a@icmm.ru*

*²Институт механики сплошных сред Уральского отделения
Российской академии наук, лаборатория физических основ прочности, Пермь,
nas@icmm.ru, buv@icmm.ru, naimark@icmm.ru*

Раковые клетки имеют измененный метаболизм, связанный с критической динамикой структурной трансформации в ДНК и приводящий к специфической кинетике распределения тепла и корреляционным свойствам областей локализации тепла. Модифицированное нелинейное уравнение Пеннеса было использовано для моделирования температурной динамики при измененном метаболизме в молочной железе, пораженной опухолью. Были проведены численные эксперименты с целью установления параметров метаболических реакций в терминах пространственно-временных инвариантов как характеристик динамики режимов с обострением и индикатора наличия рака.

Ключевые слова: рак молочной железы, спектр сингулярностей, уравнение Пеннеса, решения с обострениями.

Рак молочной железы является одним из наиболее часто диагностируемых типов рака [1]. Известно, что в раковых клетках наблюдается измененный метаболизм [2], который связан с критической динамикой структурной трансформации в ДНК и приводит к специфической кинетике распределения тепла и корреляционным свойствам областей локализации тепла. Так, например, температурный паттерн поверхности молочной железы, связанный с метаболизмом и васкуляризацией в прилежащих тканях, может быть изменен в результате патологических процессов [3]. Соответствие структурной трансформации сценариям самоорганизации может экспериментально наблюдаться в тканях с помощью временных рядов температурных флуктуаций [4], получаемых как в здоровой, так и в пораженной молочной железе. Различия между временными рядами нормальных и пораженных тканей устанавливается с помощью оценки спектров сингулярностей в результате применения метода максимумов модулей вейвлет-преобразования (ММВП), дающего различия в терминах моно- и мультифрактальности [5]. На рис. 1 представлены температурные паттерны поверхности здоровой и раковой молочных желез, полученные с помощью инфракрасной термографии, а на рис. 2 соответствующие им спектры сингулярностей.

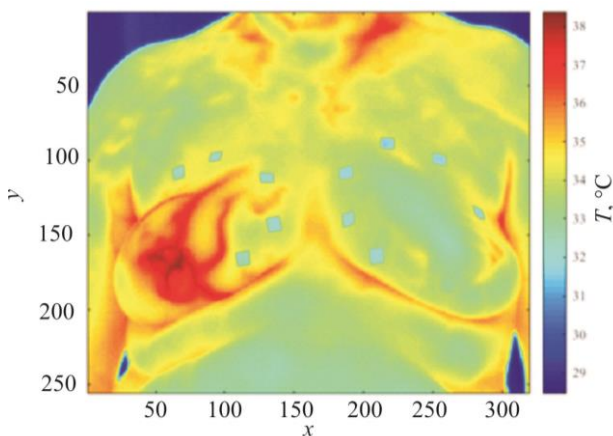


Рис. 1. Термограмма (температурные паттерны) пациентки, имеющей рак правой молочной железы [5]

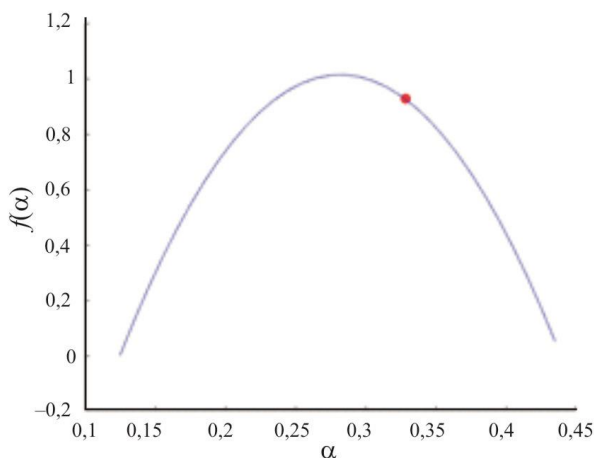


Рис. 2. Спектры сингулярностей, соответствующие пациенту, термограмма которого изображена на рис. 1, построенные на основе сигналов, извлеченных из пораженной (красная линия) и здоровой (синяя линия) молочных желез

Из рис. 2 видно, что в раковой молочной железе наблюдается монофрактальная температурная динамика, а в здоровой – мультифрактальная.

Модель метаболизма при раке молочной железы формулируется в терминах модифицированного биотеплового уравнения Пеннеса для случая плоской симметрии. Диссипативный член в этом уравнении отражает нелинейную необратимую динамику открытых комплексов в структуре ДНК, ответственную за качественные изменения в кинетике экспрессии [6]. Задавая данный источник в нелинейном виде и предполагая, что он дает режимы с обострением, соответствующие формированию локализованных мод экспрессии, провели численные эксперименты для описания теплового поведения молочной железы. На рис. 3 и 4 представлены результаты решения тестовой задачи, подробно описанной в работе [7].

Результаты решения тестовой задачи демонстрируют различные типы решения при варьируемых значениях параметров задачи. Таким образом, данный подход применим к описанию различий температурной динамики здоровых и пораженных раком молочных желез.

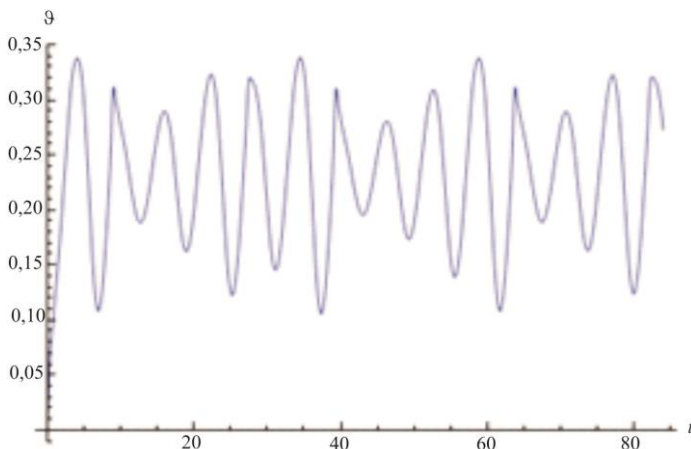


Рис. 3. Результат решения задачи, описанной в работе [7]. Временное распределение температуры. Решение без обострения [7]

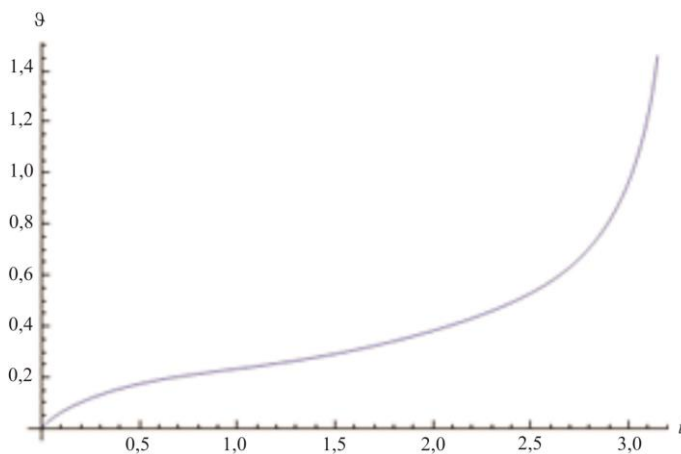


Рис. 4. Временное распределение температуры.
Решение с обострением [7]

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (госзадание № AAAA-A19-119013090021-5, AAAA-A19-119031890083-9).

Список литературы

1. Macroscopic thermal profile of heterogeneous cancerous breasts. A three-dimensional multiscale analysis / J. Marchena-Menedez, A. Ramirez-Torres, R. Penta, R. Rodriguez-Ramos, J. Merodio // *Int. J. of Eng. Sci.* – 2019. – Vol. 144. – P. 103135.
2. Wu W., Zhao S. Metabolic changes in cancer: beyond the Warburg effect // *Acta Biochim. et Biophys. Sin.* – 2013. – Vol. 45, no. 1. – P. 18–26.
3. Gautherie M. Thermopathology of breast cancer: measurement and analysis of in vivo temperature and blood flow // *Annals of the New York Academy of Sci.* – 1980. – Vol. 335, no. 1. – P. 383–415.
4. Наймарк О.Б. Структурно-скейлинговые переходы и локализованные моды дисторсии в двойной спирали ДНК // *Физическая мезомеханика.* – 2006. – Т. 9, № 4. – С. 15–29.
5. Wavelet-based multifractal analysis of dynamic infrared thermograms to assist in early breast cancer diagnosis / E. Gerasimova, B. Audit, S.G. Roux, A. Khalil, O. Gileva, F. Argoul, O. Naimark and A. Arneodo // *Frontiers in Physiol.* – 2014. – Vol. 5. – P. 176.
6. Naimark O. Mesoscopic cell dynamics in different environment and problem of cancer // *AIP Conf. Proceed.* – AIP Publishing LLC, 2019. – Vol. 2167, no. 1. – P. 020237.
7. Метаболизм и пространственно-временная динамика локализации тепла при раке молочной железы / А.А. Роготнев, А.С. Никитюк, О.Б. Наймарк, Ю.В. Баяндин // *Пермские гидродинамические научные чтения: материалы VII Всерос. конф. с междунар. Участием, 22–24 октября 2020, г. Пермь.* – Пермь, 2020 (в печати.)

МЕТОД УЗЛОВЫХ СИЛ ДЛЯ ГИПЕРУПРУГОГО МАТЕРИАЛА И ЕГО ПРИЛОЖЕНИЕ К КЛИНИЧЕСКОЙ ЗАДАЧЕ

В.Ю. Саламатова¹, А.А. Легкий², Ю.В. Василевский^{1,2}

*¹Первый Московский государственный медицинский университет
им. И.М. Сеченова, Москва, salamatova@inbox.ru*

*²Московский физико-технический институт, Долгопрудный; Институт
вычислительной математики им. Г.И. Марчука Российской академии наук, Москва,
al.liogky@yandex.ru, yuri.vassilevski@mail.ru.*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: гиперупругость, математическое моделирование, аортальный клапан.

Моделирование тонкостенных упругих тел играет важную роль в задачах биомеханики в силу особенностей организации и строения многих живых структур, причем во многих случаях тонкостенные структуры не сопротивляются изгибным деформациям, поэтому для описания их механического поведения оправданно использование мембранного приближения [1].

Особенностью мембранной постановки для исследования напряженно-деформированного состояния упругого тела является сведение трехмерной задачи теории упругости к описанию деформирования срединной поверхности мембраны в трехмерном пространстве. При этом постановка новых задач в различных приложениях подразумевает учет геометрической и физической нелинейностей при моделировании деформации мембран [1, 2]. Данное обстоятельство является одной из причин развития численных методов для моделирования напряженно-деформированного состояния мембран [2], несмотря на многолетнюю историю методов расчета деформаций мембран.

В данной работе для описания деформирования гиперупругих мембран предлагается использовать метод гиперупругих узловых сил, описанный ранее в работах [3, 4] для случая конечных дефор-

маций гиперупругих материалов. Подход, основанный на использовании интерполяционных свойств барицентрических координат и принципа минимума потенциальной энергии, позволяет получить все формулы в аналитическом и компактном представлении. Главной особенностью подхода является гибкость, дающая возможность достаточно просто реализовывать практически любой гиперупругий материал. Необходимой модификацией подхода для его применения в случае мембран является корректный учет деформации плоского треугольника в трехмерном пространстве.

Без потери общности подхода будет рассмотрен изотропный материал, упругий потенциал которого записан через инварианты правого тензора Коши – Грина (стандартная мера деформации в нелинейной теории упругости). В случае анизотропного материала, как правило, вводятся дополнительные инварианты и все формулы могут быть получены аналогичным изотропному случаю образом [4].

Предложенный метод моделирования деформации нелинейных мембран будет использован для оценки коаптационных характеристик аортального клапана при его реконструкции с использованием аутоперикарда.

Список литературы

1. Humphrey J.D. Computer methods in membrane biomechanics // Computer Methods in Biomech. and Biomed. Engineering. – 1998. – Vol. 1, no. 3. – P. 171–210.
2. Sauer R.A., Duong T.X., Corbett C.J. A computational formulation for constrained solid and liquid membranes considering isogeometric finite elements // Computer Methods in App. Mechan. and Eng. – 2014. – Vol. 271. – P. 48–68.
3. Василевский Ю.В., Саламатова В.Ю., Лозовский А.В. О компактных формулах расчета деформаций мягких биологических тканей // Дифференциальные уравнения. – 2017. – Т. 53, № 7. – С. 935–935.
4. Саламатова В.Ю. Конечно-элементный метод расчета трехмерной деформации гиперупругих материалов // Дифференциальные уравнения. – 2019. – Т. 55, № 7. – С. 1023–1032.

ДИАГНОСТИКА ТЯЖЕСТИ ОСТРОГО ПАНКРЕАТИТА ПРИ ПОМОЩИ СКРИНИНГОВОГО ПРОГРАММНО-ЭКСПЕРТНОГО ПОДХОДА

В.А. Самарцев, В.А. Гаврилов

*Пермский государственный медицинский университет
им. академика Е.А. Вагнера Минздрава РФ,
кафедра общей хирургии № 1, Пермь, gensurperm@mail.ru*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: острый панкреатит, программно-экспертный подход, классификация, абдоминальная хирургия, панкреатит средней степени тяжести.

Актуальность. Проблема острого панкреатита по-прежнему активно обсуждается в хирургическом сообществе. Ежегодно распространенность данной патологии в Европе составляет 150–420 случаев на 1 миллион населения и увеличивается с каждым годом [1]. Среди характерных заболеваний, вследствие которых чаще всего развивается острый панкреатит, зарубежные авторы отмечают желчнокаменную болезнь (40–70 %) и алкогольную интоксикацию (25–35 %) [2]. Не стоит забывать также, что сахарный диабет и ожирение, нозологии национального уровня являются факторами риска развития острого панкреатита. В 2012 г. в классификацию острого панкреатита Atlanta была добавлена новая категория тяжести – средняя. Средняя степень, в отличие от легкой и тяжелой, включает в себя возможное развитие местных осложнений и транзиторной органной дисфункции (менее 48 часов). Авторами подчеркивается гетерогенность смертности: от 0,3 % при легкой степени тяжести и достигает 40 % при инфицированном панкреонекрозе [3]. При этом минимальное количество исследований и клинических обзоров описывает течение, развитие осложнений, смертность и результаты лечения панкреатита средней степени тяжести. Именно поэтому основная причина отсутствия ощутимого прогресса в диагно-

стике и лечении – ошибочно поставленный диагноз и как следствие – назначение необоснованно агрессивной и дорогостоящей терапии [4].

Цель работы – разработка скринингового программного продукта, задачей которого является оценка степени тяжести острого панкреатита, основанного на изучении отдаленных результатов лечения больных и анализе научной литературы.

Материалы и методы. Работа базируется на проведенном ретроспективном анализе результатов хирургического лечения 396 пациентов с острым панкреатитом, находившихся на лечении в ГАУЗ ПК ГКБ № 4 в период с 2014 по 2016 г. Возраст пациентов варьирует от 18 до 92 лет. Наибольшее число случаев представлено в группе от 25 до 44 лет. Гендерный состав: мужчины – 254 (61,4 %), женщины – 142 (35,9 %).

Основная группа была представлена острым панкреатитом легкой степени тяжести – 283 (71,5 %), далее тяжелой степени – 94 (23,7 %) случая. Наименьшей была группа средней степени тяжести – 19 (4,8 %). Дифференцировка степени тяжести острого панкреатита проводилась с помощью классификации «Атланта» (2012).

Оперативное лечение потребовалось 107 (27,0 %) больным, из них открытое оперативное вмешательство выполнено в 12 (11,2 %) случаях, лапароскопическое в 60 (56,1 %), комбинированное лечение потребовалось в 16 (15,0 %) случаях. Число релапаротомий – 6 (5,6 %) случаев, релапароскопий – 5 (4,7 %) (таблица). Общая летальность в группе составила 24 (6,1 %) случая, послеоперационная летальность – 18 (16,8 %).

Распределение больных по степеням тяжести
острого панкреатита

Вид оперативного вмешательства	Абс.	%
Лапаротомия	16	14,95
Релапаротомия	6	5,61
Лапароскопия	60	56,07
Релапароскопия	5	4,67
Оба вмешательства	20	18,69

Дальнейшее качество жизни пациентов оценивалось при помощи анкетирования по методике SF36.

В основу оценочных критериев степени тяжести острого панкреатита программного комплекса были положены европейские и российские национальные клинические рекомендации, российские медико-экономические стандарты оказания квалифицированной помощи больным с диагнозом «острый панкреатит», европейские шкалы оценки тяжести острого панкреатита: Glasgow-Imrie (1984), Ranson (1974), BISAP (2008), шкалы SOFA, qSOFA, Третий международный определительный консенсус для сепсиса и септического шока (Sepsis-3). Такой подход обусловлен тем, что все эти критерии, представленные в объединенном варианте, ранее не имели совместный подход использования, а использовались отдельно, не позволяя своевременно и точно оценить состояние органных систем пациента.

Всего выбран 21 показатель, который фигурировал при обследовании большинства больных острым панкреатитом по итогу анализа 396 историй болезни пациентов с острым и хроническим панкреатитом, проходивших лечение в хирургическом стационаре ГАУЗ ПК ГКБ № 4 в период с 2012 по 2016 г. Для каждого вводимого параметра закладывался механизм подсчета баллов в программе. Приложение написано на языке программирования C++ в Qt 5.8.2.

Результаты. Применение экспертной системы диагностики степени тяжести острого панкреатита было протестировано на 44 больных с клиникой острого панкреатита. Лечение проводилось по действующим стандартам оказания помощи, а также учитывались рекомендации экспертной системы. Состояние больных отслеживалось в течение первых 48 часов, далее до купирования полиорганной недостаточности или летального исхода. Проспективно у 15 (34 %) пациентов результат программно-экспертной системы указывал на тяжелую степень острого панкреатита, что не совпало с первичной диагностикой. Программно-экспертная система продемонстрировала точность до 91 % при определении тяжелого острого панкреатита и 4,5 % сигналов ложного срабатывания. Был проведен ROC-анализ чувствительности метода (рисунок). На представленном графике видно, что коэффициент площади кривой находится в интервале 0,8–0,9, что свидетельствует о хорошей информативности диагностического метода.

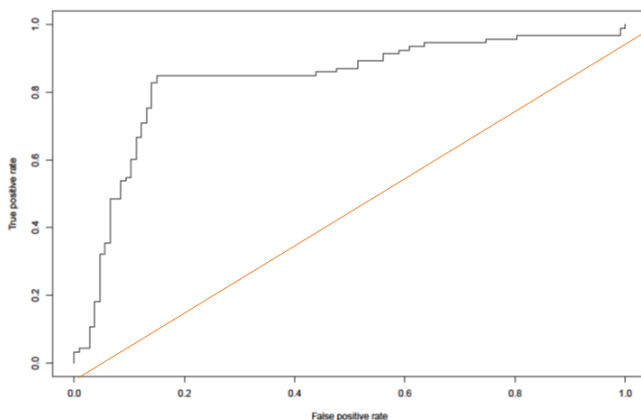


Рис. ROC-анализ чувствительности предложенной программно-экспертной системы

На основании проведенного исследования получено свидетельство на программный продукт № 2017617070 от 23.06.17 г.

Выводы. Исходя из вышесказанного, можно сделать вывод, что применение компьютерных программ в качестве скрининговой технологий позволяет с более высокой точностью объективизировать дифференцировку острого панкреатита и его возможных осложнений по степеням тяжести для своевременного и адекватного комплексного лечения.

Список литературы

1. Retrospective study of patients with acute pancreatitis: is serum amylase still required? / D. Gomez, A. Addison, A. De Rosa, A. Brooks, I.C. Cameron // *BMJ Open*. – 2012. – Vol. 2. – P. e001471. – URL: <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2012-001471>.
2. American College of Gastroenterology guideline: management of acute pancreatitis / S. Tenner, J. Baillie, J. DeWitt, V.S. Swaroop // *Am. J. Gastroenterol.* – 2013. – Vol. 108. – P. 1400e15. – URL: <https://doi.org/10.1038/ajg.2013.218>.
3. Serrablo A., Tejedor L., Martínez J. Antibiotics in severe acute pancreatitis // *Central Europ. J. of Medicine*. – August 2014. – Vol. 9, iss. 4. – P. 565–573. – URL: <https://doi.org/10.2478/s11536-013-0281-3>.

4. How severe is moderately severe acute pancreatitis? / P. Ignatavicius, A. Gulla, K. Cernauskis, G. Barauskas, Z. Dambrauskas // Clinical Validation of Revised. – 2012 (Atlanta Classification).

УДК 539.3

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ В СУДЕБНО-МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ

А.В. Светлаков¹, А.В. Сотин²

*¹Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера
Минздрава РФ, кафедра судебной медицины, Пермь*

*²Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра
вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, sotin@mail.ru*

Ситуалогическая комплексная судебная экспертиза укладывается в парадигму имитационного моделирования и требует построения биомеханической модели юридически значимого события, в рамках которой необходимо устанавливать пространственные, временные (хронологические), динамико-кинематические и прочностные параметры. Усложнение модели идет до тех пор, пока не появляется возможность сформулировать категорические выводы. Экспертный альянс судебных медиков и специалистов в области биомеханики в рамках судебной комплексной (медицинской, динамико-кинематической) экспертизы позволяет достичь однозначного решения ситуационной задачи по установлению обстоятельств травмы.

Ключевые слова: биомеханика, ситуалогическое исследование, судебно-медицинская экспертиза.

Методы исследования и технические приемы в случаях проведения судебно-медицинских экспертиз по реконструкции события причинения травмы перечислены в п.п. 85.8.3–85.8.4, 85.9 Порядка организации и производства судебно-медицинских экспертиз в государственных судебно-экспертных учреждениях Российской Федерации, утвержденного Приказом Минздравсоцразвития РФ от 12.05.2010 г. № 346н. Для категорического разрешения ситуационной задачи эксперт при выборе методов должен отдавать предпочтение наиболее эффективным.

Ситуационная экспертиза укладывается в парадигму имитационного моделирования [1] и требует построения биомеханической

модели происшествия. В рамках этого подхода усложнение модели идет до тех пор, пока не появляется возможность сформулировать категорические выводы. После достижения такого вывода дальнейшее усложнение модели может быть осуществлено для проверки достигнутого результата.

По нашему опыту, при установлении обстоятельств причинения травмы, в зависимости от сложности фигурирующих в деле версий, требуется определять пространственные, временные (хронологические), динамико-кинематические и прочностные характеристики происшествия (ситуации) и соотносить их с параметрами неживых объектов происшествия и индивидуальными антропоморфологическими и физиологическими параметрами участников происшествия.

Пространственный анализ необходим в исследованиях при определении позы пострадавшего/нападавшего, взаиморасположения участников (объектов) рассматриваемого события и т.п. Например, по характеристикам колото-резаного (огнестрельного) ранения [2] допустимо исключить/подтвердить возможность причинения этой травмы при установленном следствием положении клинка в руке нападавшего; по локализации бампер-перелома – возможность его формирования от удара передней частью той или иной модели автомобиля. Выводы, базирующиеся на сравнении значений пространственных параметров происшествия, могут быть сделаны судебно-медицинским экспертом единолично. Однако существующие методики до сих пор имеют «белые пятна», для закрытия некоторых был защищен патент [3]. Проведение пространственного анализа требует измерения ландшафтных (для места происшествия), геометрических (для механизмов), антропометрических (для людей) параметров. В некоторых случаях для определения размеров и локализации внутренних повреждений возникает необходимость в томографическом исследовании.

Хронологический анализ нужен в экспертных исследованиях по следственным делам, когда эпизоду травмирования предшествуют определенные обстоятельства. В данном случае речь не идет об установлении давности повреждений, чему посвящена многочисленная специальная литература, а касается таких значимых обстоятельств, как существование возможности успеть оказаться в

месте травматизации или, наоборот, наличие возможности успеть избежать события, послужившего причиной травмирования.

Хронологический анализ может быть проведен как одним судебным медиком, так и в комплексе с экспертом другой специальности, например криминалистом. Реконструкция хронологии событий возможна и при проведении следственного эксперимента с измерением недостающих значимых хронологических параметров. При этом эксперт, криминалист или следователь должен иметь четкое представление о значимости слов о временных параметрах происшествия, поскольку в дальнейшем эти обстоятельства подлежат сравнительному анализу с физиологическими возможностями человека, его временем реакции и т.д.

В динамико-кинематическом анализе происшествия возникает необходимость в случаях, когда разрешение ситуалогических вопросов предполагает изучение движения тела под действием приложенных к нему сил [4]. Проведение динамико-кинематического анализа уже предполагает наличие специального технического (физико-математического) образования, что, естественно, переводит экспертизу в категорию комплексных.

Подобный анализ осуществляется путем формализации, рассматриваемой в деле ситуации; на основании фактических данных (результатов судебно-медицинского исследования трупа пострадавшего или живого лица, материальных свойств орудия травмы), по версии(-ям) обстоятельств, предложенных следствием, потерпевшим, подозреваемым строится математическая модель происшествия. Для определения параметров модели могут потребоваться дополнительные исследования, в рамках которых измеряются механические параметры объектов исследования, а также индивидуальные антропометрические характеристики и физиологические возможности участников происшествия.

В дальнейшем эта формальная модель подлежит биомеханическому анализу и интерпретация полученных результатов позволяет сделать вывод о допущении или невозможности формирования повреждений в конкретных, предложенных следствием условиях. Результаты проведенных математических расчетов обычно сложны для восприятия несведущими людьми, поэтому их целесообразно

дополнять 3D-визуализацией и/или анимацией, наглядно иллюстрирующими полученные результаты. Ключевой вывод экспертизы может быть сделан как единолично судебным медиком, так и совместно с экспертом инженером-биомехаником.

В случае если все предыдущие этапы исследования не позволили прийти экспертам к категоричным выводам, возникает необходимость в анализе прочностных характеристик, значимых для ответа на вопрос о возможности образования обнаруженных повреждений при конкретных условиях. В данном типе экспертного исследования используются экспериментальные методы определения параметров травматизации [5] и методы 3D-моделирования [6]. В большинстве случаев результаты моделирования сравниваются с данными специальной литературы по травмообразованию, но иногда возможно и непосредственное проведение следственного эксперимента либо проведение численного эксперимента с реконструкцией обстоятельств травмирования. Численное моделирование процесса травмообразования стало доступным только в последнее время в связи с развитием вычислительных мощностей современных компьютеров. Результаты моделирования представляются в виде 3D-картины напряженно-деформированного состояния объекта с указанием участков разрушения.

Таким образом, ситуалогические экспертизы следует различать по превалирующему в экспертном исследовании научному анализу, а сотрудничество со специалистами в области биомеханики позволяет эффективно достигнуть категорического разрешения ситуационной задачи.

Список литературы

1. Светлаков А.В., Селянинов А.А., Сотин А.В. Применение математических моделей при решении ситуационных вопросов в судебно-медицинской практике // Пермский медицинский журнал. – 2011. – № 3. – С. 110–113.
2. Светлаков А.В., Сотин А.В., Давыдова З.В. Биомеханические аспекты судебно-медицинской экспертизы пострадавших от травмы острыми предметами // Актуальные вопросы судебно-медицинской экспертизы потерпевших, подозреваемых, обвиняе-

мых и других лиц: тез. докл. Всерос. науч.-практ. конф., г. Рязань, 15–16 марта 2007 г. / РГМУ имени академика И.П. Павлова Росздрава. – М.; Рязань, 2007. – С. 177–178.

3. Способ определения пространственной ориентации сквозных огнестрельных пулевых раневых каналов при судебно-медицинской экспертизе трупов пострадавших: пат. 2390308. Рос. Федерация: МПК А6/В5/107/ Светлаков А.В., Сотин А.В., Сычев Ю.В. – Заявл. 10.03.2009; опубл. 27.05.2010.

4. Динамико-кинематический анализ в судебно-медицинской экспертизе / А.В. Светлаков, А.А. Селянинов, А.В. Сотин, Ю.В. Сычев, Р.М. Подгаец // Российский журнал биомеханики. – 2004. – № 1. – С. 21–38.

5. Светлаков А.В. Судебно-медицинская оценка морфологии повреждений хрящевой ткани при травме тупыми твердыми предметами: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 1997. – 17 с.

6. Эффективность использования современных компьютерных технологий в клинической практике и перспективы применения биомеханических 3D-моделей в судебной медицине и медицинской криминалистике / И.Ю. Макаров, А.В. Светлаков, А.В. Сотин, А.А. Гусаров, С.А. Смиренин, В.В. Емелин, В.Б. Страгис, В.А. Фетисов // Судебно-медицинская экспертиза. – 2018. – № 2. – С. 58–64.

**ОСОБЕННОСТИ БИОМЕХАНИКИ
ГАСТРОЭЗОФАГЕАЛЬНОГО РЕФЛЮКСА
У ДЕТЕЙ И ВЗРОСЛЫХ**

**А.А. Селянинов¹, А.М. Еловигов²,
Д.В. Конищев², А.П. Тиунова²**

*¹Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь,
prof.selyaninov@yandex.ru*

*²Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера
Минздрава РФ, кафедра оториноларингологии, Пермь, aleks.elovikov@yandex.ru*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: биомеханика, гастроэзофагеальный рефлюкс, внепищеводные проявления ГЭР.

Гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь (ГЭРБ) – хроническое рецидивирующее заболевание, характеризующееся забросами (рефлюксом) в пищевод желудочного или дуоденального содержимого, возникающими вследствие нарушений моторно-эвакуаторной функции эзофагогастродуоденальной зоны, которые проявляются симптомами, беспокоящими больного, и /или развитием осложнений. Наиболее характерными симптомами ГЭРБ являются изжога и регургитация, а наиболее распространенным осложнением – рефлюкс-эзофагит [1, 2]. В основе гастроэзофагеального рефлюкса (ГЭР) лежит нарушение перистальтики органов эзофагогастродуоденальной зоны с часто повторяющимися забросами в пищевод желудочного или дуоденального содержимого, с удлинением времени экспозиции рефлюктата в пищеводе, приводящим к повреждению как пищевода, так и других органов [3, 4].

Истинная распространенность заболевания неизвестна, что связано с большой вариабельностью клинических симптомов. Исследования, проведенные в Европе и США, показали, что 20–25 % населения страдают симптомами ГЭРБ, а у 7 % симптомы возникают ежедневно [1].

Гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь имеет следующие патогенетические особенности:

1. Снижение функции антирефлюксного барьера: снижение давления в нижнем пищеводном сфинктере, полная или частичная анатомическая несостоятельность сфинктера при грыже пищеводного отверстия диафрагмы (скользящая или фиксированная грыжа), увеличение числа эпизодов спонтанного расслабления сфинктера, снижение тонуса и перистальтики пищевода.

2. Снижение клиренса пищевода: химического (уменьшение нейтрализующего действия слюны и бикарбонатов пищеводной слизи), объемного (угнетение вторичной перистальтики и снижение тонуса грудного отдела пищевода, обеспечивающего освобождение пищевода от рефлюктата).

3. Повреждающее действие соляной кислоты, пепсина и желчных кислот.

4. Снижение защитных способностей слизистой оболочки пищевода противостоять агрессивным факторам.

5. Нарушение моторно-эвакуаторной функции желудка и двенадцатиперстной кишки (наблюдается у каждого 2-го пациента с ГЭРБ) [1, 5].

С патофизиологической точки зрения гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь является заболеванием, развивающимся на фоне первичного нарушения двигательной функции верхних отделов пищеварительного тракта, что может наблюдаться при различных состояниях.

Повреждение тканей при ГЭРБ происходит за счет воздействия соляной кислоты желудочного сока, пепсина и желчных кислот [1].

Для заброса содержимого желудка или двенадцатиперстной кишки в пищевод или еще выше необходимо иметь разомкнутый нижнепищеводный сфинктер или преодолеть его сопротивление. Многообразие клинических проявлений ГЭРБ свидетельствует о наличии большого разнообразия механизмов развития и проявления данного патологического состояния. Особенно это касается внепищеводных проявлений ГЭРБ.

Без сомнения гастроэзофагеальный рефлюкс является механическим процессом. В доступной литературе мы не встретили опи-

сания биомеханики внепищеводных проявлений гастроэзофагеального рефлюкса.

Предпосылки решения биомеханической задачи. На основании анализа клинических проявлений внепищеводного ГЭР и ассоциированной с ним патологии органов уха, горла и носа нами выдвигаются следующие постулаты развития данного процесса:

1. Поступление желудочного содержимого в полость глотки происходит из пищевода при открытии глоточно-пищеводного сфинктера (входа в пищевод) под воздействием избыточного давления выше 25–30 мм рт. ст. (у взрослого человека). У детей внутрипросветное пищеводное давление на уровне верхнего сфинктера значительно ниже [6].

2. На изменение давления в пищеводе большое влияние оказывают многие факторы: положение тела в пространстве, возраст человека, конституциональные особенности и др.

3. Разнообразие клинических симптомов внепищеводных проявлений ГЭР дает возможность предположить наличие различных механизмов поступления пищеводного субстрата в глотку в разных агрегатных состояниях (жидком, аэрозольном) и различных объемах.

4. Анатомические особенности: строение глотки, полости носа, гортани и слуховой трубы, а также состояние мышечного тонуса глоточной мускулатуры приводит к различному распространению желудочного субстрата в глотке и длительности контакта последнего с тканями глотки и полости рта.

Жидкий желудочно-пищеводный субстрат при большом его объеме вызывает затекание в гортань и трахеобронхиальное дерево. При меньшем объеме желудочного заброса возможно воздействие на слизистую полости рта и зубы, заднюю стенку глотки и небные миндалины. На слизистую оболочку носа, носоглотки оказывает воздействие аэрозольно-газовая форма субстрата. Возможно сочетание различных воздействий.

Цель исследования – изучить биомеханические составляющие внепищеводных проявлений гастроэзофагеального рефлюкса у взрослых и детей.

Задачи исследования: построить математическую модель внепищеводного ГЭР в соответствии с различными клиническими проявлениями; определить ведущие и вспомогательные анатомиче-

ские и механические факторы, определяющие вид и особенности клинических проявлений внепищеводного ГЭР.

Для биомеханической постановки задачи применили модель Франка, которая хорошо зарекомендовала себя при исследовании течения желчи в билиарной системе из пузыря в двенадцатиперстную кишку в результате изменения градиента давления и взаимодействия с упругими стенками [7].

Выводы. При гастроэзофагеальной рефлюксной болезни происходит повреждение тканей за счет воздействия соляной кислоты желудочного сока, пепсина и желчных кислот. В работе в качестве постулатов определены предпосылки решения биомеханической задачи и сделана постановка задачи с применением модели Франка.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке правительства Пермского края, а также поддержано грантом УМНИК-18 (б), тема «Разработка экспресс-теста для диагностики гастроэзофагеальной рефлюксной болезни у детей» (14059ГУ/2019).

Список литературы

1. Гастроэнтерология: национальное руководство / под ред. В.Т. Ивашкина, Т.Л. Лапиной. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 704 с.
2. Montreal definition and classification of Gastroesophageal reflux disease: a global evidence_based consensus / N. Vaki [et al.] // Am. J. Gastroenterol. – 2006. – Vol. 101. – P. 1900–1920.
3. Ивашкин В.Т., Трухманов А.С. Гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь // Болезни пищевода. Патологическая физиология, клиника, диагностика, лечение. – М., 2000. – С. 56–68.
4. Рекомендации по обследованию и лечению больных гастроэзофагеальной рефлюксной болезнью / В.Т. Ивашкин, А.А. Шептулин, А.С. Трухманов, О.А. Скланская, Р.Н. Гурвич, М.Ю. Коньков. – М., 2001.
5. Петрова Л.Г., Чайковский В.В., Рыбак П.Р. Фаринголарингеальный рефлюкс как одна из причин хронического секреторного среднего отита // Вестник оториноларингологии. – 2013. – № 1. – С. 19–21.
6. Функциональная морфология пищевода / Ф.Ф. Сакс, М.А. Медведев, В.Ф. Байтингер [и др.]. – М.: Медицина, 1987. – 176 с.

7. Patient-specific simulation of gallbladder emptying based MRI and ultrasound in vivo measurements / A. Kuchumov, M. Kamaltdinov, V. Samartsev, Y. Ivashova, R. Taiar, A.R. Khairulin // AIP Conf. Proceed. – 2020. – Vol. 2216. – P. 060004.

УДК 531/534

АВТОМАТИЗАЦИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ И МОРФОЛОГИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПО ИХ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

Е.В. Семенова^{1, 2}, В.В. Яикова^{1, 2}, Н.В. Харин^{1, 2}, А.Д. Иванова¹, И.С. Тагирова¹, А.Р. Каюмов¹, О.А Саченков¹

¹Казанский (Приволжский) федеральный университет, Казань, elena.semionova2011@rambler.ru

²Казанский (Приволжский) федеральный университет, Научно-клинический центр прецизионной и регенеративной медицины, Казань, yaikovavictoriya@mail.ru

Предложен возможный подход для определения свойств механического и морфологического характера для биологических изображений, когда существует необходимость анализа распределения некоторого подкрашенного вещества в исходном изображении. В качестве примера рассмотрена задача определения качества заживления травмы дермы для микроскопии, где в роли исследуемого вещества выступают волокна коллагена.

Ключевые слова: тензор структуры, бинаризация, обработка изображений.

Обработка и анализ изображений – распространенная задача биологии и медицины. Количество данных при исследовании может быть достаточно большим, а их ручная обработка трудоемкой и длительной по времени. Также полученные таким образом результаты подвержены ошибкам, связанным с человеческим фактором, поэтому их автоматизация является актуальной в наши дни задач.

В данной работе представлен возможный метод автоматизации обработки и анализа изображений, который был разработан для изображений микроскопии и позволяет находить морфологические характеристики для оценки качества заживления травм дермы [1]. В данных задачах за объект исследования принимался распределенный по изображению дермы и окрашенный методами гистологии коллаген.

Для количественного описания его распределения был использован тензор структуры [2]. Это положительно определенный тензор второго ранга, который позволяет учесть особенности строения исследуемого объекта.

Для построения тензора структуры нашел свое применение MIL-метод [2–4]. Применение этого метода предполагает предварительную бинаризацию рассматриваемого массива, а также задание сетки, которая представляет собой семейство линий, исходящих из центра образца, и которая в полярной системе координат определяется шагом по углу $\Delta\varphi$. Вводятся две функции: $L(\varphi)$ – суммарная длина интересующего вещества в заданном направлении; $I(\varphi)$ – длина сетки в этом же направлении. MIL-распределение вычисляется по формуле

$$\text{MIL}(\varphi) = \frac{L(\varphi)}{I(\varphi)}.$$

Полученное распределение далее аппроксимируется эллипсом

$$A_{11}x^2 + A_{22}y^2 + A_{33}z^2 + 2A_{12}xy + 2A_{23}yz + 2A_{13}xz + 2B_1x + 2B_2y + 2B_3z + C = 0,$$

коэффициенты квадратичной формы которого позволяют определить тензор структуры

$$H = \sqrt{\begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{12} & A_{22} \end{pmatrix}^{-1}}.$$

Для реализации данного метода в пакете прикладных программ MATLAB был написан программный комплекс, позволяющий в полуавтоматическом режиме обрабатывать изображения. При работе в нем пользователь имеет возможность задать порог бинаризации, при этом выделить необрабатываемые цветовые участки, которые не учитываются при анализе, а также разбить изображение на квадратную сетку, в каждой ячейке которой рассчитывается относительная плотность коллагена и его величина анизотропии r , которая вычисляется как отношение минимального главного значения тензора структуры к максимальному. В качестве

параметра, характеризующего качество заживления, для всего образца выступает зона восстановления, которая может быть оценена параметром Q , для вычисления которого была использована следующая формула:

$$Q = \frac{\int_{|\bar{F}(x,y)| < \delta} dS}{\int_S dS}.$$

Здесь в числителе стоит площадь анализируемого изображения, где величина степени анизотропии превышает некоторый заданный параметр, а в знаменателе – площадь исследуемого образца.

В работе представлен подход для анализа и обработки биологических изображений дермы в полуавтоматическом режиме, который позволяет вычислять морфологические характеристики качества ее заживления. Данный метод при небольших изменениях может быть обобщен на ряд задач, связанных с микроскопией и анализом изображений в биологии и медицине.

Благодарности. Работа выполнена в рамках реализации Программы развития Научно-образовательного математического центра Приволжского федерального округа, соглашение № 075-02-2020-1478.

Список литературы

1. Automatic processing and analysis of the quality healing of derma injury / E. Semenova, O. Gerasimov, E. Koroleva, N. Ahmetov, T. Baltina, O. Sachenkov // Biomechanics: Biomechanics in Medicine and Biology. – 2018. – P. 107–113.
2. Harrigan T.P., Mann, R.W. Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor // J. Mater. Sci. – 1984. – Vol. 19. – P. 761–767.
3. Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И. Математическое описание поведения губчатой костной ткани под нагрузкой // Математическое моделирование в естественных науках. – 2013. – № 1. – С. 84–85.
4. Экспериментальное определение тензора структуры трабекулярной костной ткани / А.А. Киченко, В.М. Тверье, Ю.И. Няшин, А.А. Заборских // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 4 (54). – С. 78–93.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ ДЛИННЫХ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ ПРИ ВОССТАНОВЛЕНИИ ПОСЛЕ ТЯЖЕЛЫХ ТРАВМ

Ю.Д. Семенова, П.И. Бегун

*Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического
приборостроения, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербург,
agito095@yandex.ru, petrbegin1114@mail.ru*

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской (с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: биомеханика, остеосинтез, внешняя фиксация, регенерат, бедренная кость, метод конечных элементов.

Одной из актуальных проблем современной медицины является учащение случаев получения травм, сопровождающихся переломами диафизов длинных трубчатых костей (48,1 %) [1]. При этом повреждения бедренной кости в общей структуре переломов занимают второе место по частоте и составляют 15–45 % [2, 3].

Перелом бедренной кости является очень тяжелым повреждением. Соответственно, в силу своей малой инвазивности в качестве тактики лечения диафизарных переломов может быть выбран метод чрескостного остеосинтеза аппаратом внешней фиксации (АВФ).

Своевременное возобновление активности пациента является важным аспектом восстановительного процесса. Однако данных, характеризующих допустимые функциональные нагрузки на разных этапах восстановления бедренной кости, на сегодняшний день нет.

Цель исследования – разработка и построение модели для биомеханического исследования максимально допустимых нагрузок на разных стадиях формирования костного регенерата в условиях чрескостного остеосинтеза стержневым АВФ.

Материалы и методы исследования. В качестве исходных материалов были взяты данные о механических характеристиках костных структур, а также данные компьютерной томографии (КТ) [4, 5]. Построение компьютерной геометрической модели бедрен-

ной кости осуществлялось в пакете прикладных программ Mimics Medical и 3-matic Medical в несколько этапов: создание и редактирование сетки биообъекта, ее экспорт в формате STL.

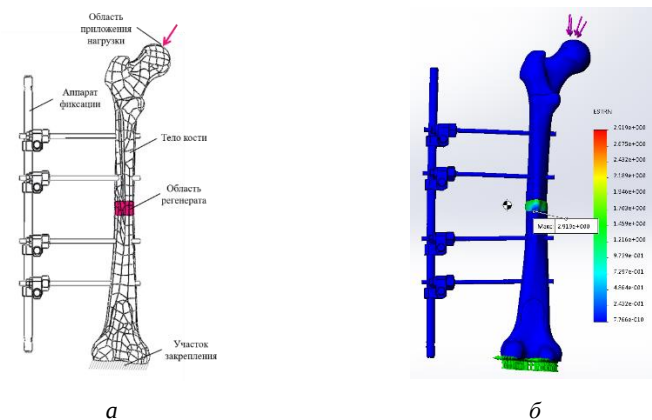


Рис. 1. Содержательная модель системы аппарат–кость (а) и эпюра напряжения при приложении нагрузки (б)

Построение твердотельной трехмерной модели кости, а также ее дальнейший анализ проводились в пакете программ SolidWorks: на основе импортируемой сетки создавалось тело t-spline (рис. 1). При моделировании были введены следующие допущения: бедренная кость схематизирована двумя слоями – кортикальным и спонгиозным; механические свойства регенерата изменяются на каждом этапе реконструирования костной мозоли; все материалы удовлетворяют условиям сплошности, однородны и изотропны; в материалах отсутствуют начальные напряжения; мышечные усилия не включены в анализ; поверхностные нагрузки, прикладываемые к головке бедренной кости, заменены составляющими сосредоточенной силы, приложенной в центре головки кости.

Результаты. В результате серии экспериментов при приложении внешних нагрузок к головке бедренной кости в диапазоне от 100 до 3500 Н с и без учета веса от АВФ было выявлено, что нагрузка от стержневого аппарата не оказывает значительного влияния на деформации в области регенерата и возникающие напряжения в стержнях АВФ. Соответственно, данная сила не учитывалась при дальнейших исследованиях.

Рассчитаны значения максимально допустимых деформаций в области костного регенерата при разных значениях его модуля упругости. На основе этих значений, а также данных о размерах костного регенерата можно рассчитать максимально допустимые нагрузки (рис. 2) для регенерата с деформациями от $\varepsilon = 0,08$ до $\varepsilon = 0,02$ на начальной и конечной стадиях восстановления соответственно.

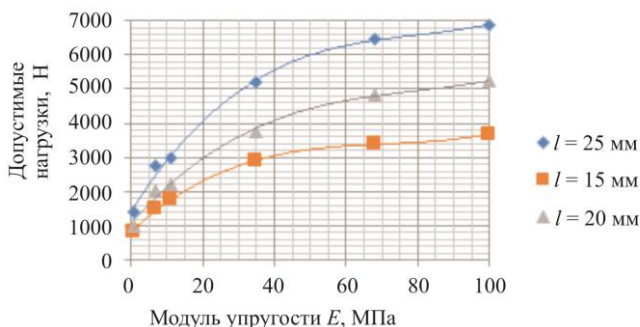


Рис. 2. График зависимости максимально допустимых нагрузок от модуля упругости костного регенерата (l – длина регенерируемого участка)

Выводы. Проведено биомеханическое исследование состояния системы аппарат–бедренная кость в условиях нейтрального чрескостного остеосинтеза стержневым АВФ с одноплоскостной компоновкой. По разработанному алгоритму можно осуществлять моделирование нагрузок с любыми компоновками аппарата внешней фиксации, а также формой, типом и размером костного регенерата. Это делает методику универсальной и позволяет учитывать индивидуальные особенности каждого пациента. Полученные данные позволяют рекомендовать различные виды нагрузок на разных стадиях восстановления кости.

Список литературы

1. Мирошниченко М.Н., Каркусова А.В. Сравнительный анализ методов проведения остеосинтеза при переломах диафиза трубчатых костей // Здоровье и образование в XXI веке. – 2016. – № 1.
2. Котельников Г.П., Миронов С.П. Травматология: национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 820 с.

3. Femoral fractures in adolescents: a comparison of four methods of fixation / L.E. Ramseier, J.A. Janicki, S. Weir, U.G. Narayanan // J. Bone Joint Surg. – 2010. – Vol. 92-A(5). – P. 1122–1129.

4. Матвейчук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю. Изучение биофизических свойств костной ткани для медико-биологических приложений // Альманах клинической медицины. – 2016. – № 2.

5. Условия сращения перелома // Травматолог. Ортопед: справочник травматолога. – URL: <http://www.dovidnyk.org/dir/16/97/1056.html>.

УДК 539.3

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НЕКОТОРЫХ ПАТОЛОГИЙ МИОКАРДА ПРИ ПОМОЩИ МНОГОМАСШТАБНОЙ МОДЕЛИ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА

Ф.А. Семин^{1,2}, А.Р. Хабибуллина¹, А.Ш. Осепян¹, А.К. Цатурян¹

¹Научно-исследовательский институт механики Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова, Москва, f.syomin@imec.msu.ru

²Российский университет дружбы народов, Москва

Разработанная нами модель сердечно-сосудистой системы с многомасштабным описанием левого желудочка сердца была применена для численного анализа некоторых патологий клетки сердечной мышцы. Приведены результаты исследования влияния нарушений сократимости и проводимости миокарда желудочка, а также нарушений его сократительной и регуляторной функции в случае некоторых кардиомиопатических мутаций на производительность желудочка и системную гемодинамику. Показаны изменения в напряженно-деформированном состоянии желудочка и гемодинамических характеристиках при рассматриваемых патологиях.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, левый желудочек сердца, механика миокарда, численное моделирование, биомеханика.

Многомасштабные модели сердца активно разрабатываются научными коллективами по всему миру. Такие модели, учитывающие сложные электромеханические и механохимические процессы на уровне кардиомиоцита и описывающие эффекты таких процессов на уровнях ткани и целого органа, могут применяться для диагностики сердечных заболеваний и выработки рекомендаций по их

лечению. Однако большинство современных моделей, использующих анатомически точную аппроксимацию камер сердца и описывающих ионные токи через мембрану кардиомиоцита, не включают в себя в достаточной мере детального описания процессов, ответственных за активное сокращение мышцы и его регуляцию. Это не позволяет корректно воспроизводить изменения в работе сердца в ответ на изменения сократительной или регуляторной способности миокарда.

В докладе представлены результаты решения нескольких задач, описывающих в осесимметричной постановке поведение сердца при некоторых патологиях, с помощью разработанной нами модели системы кровообращения, включающей многомасштабное описание левого желудочка (ЛЖ) сердца [1]. Миокард стенки ЛЖ описывали с помощью численно эффективной детальной модели сокращения и регуляции миокарда [2], рассматриваемого как несжимаемая трансверсально-изотропная сплошная среда. Активные напряжения в миокарде определяли из системы обыкновенных дифференциальных уравнений (ОДУ) для переменных, описывающих состояния сократительных и регуляторных белков в кардиомиоците. Течение крови описывали в рамках модели с сосредоточенными параметрами, а сокращения предсердий и правого желудочка задавали упрощенно, связывая давление в камере и ее объем при помощи заданной функции времени для активации сокращения камеры. Полная модель адекватно воспроизводила сердечный цикл и эффекты, оказываемые изменениями характеристик сосудистого русла и клапанными патологиями на производительность сердца [1]. В этой модели активация миокарда в разных точках стенки ЛЖ происходила одновременно. Чтобы изучать влияние распространения волны активации на функцию ЛЖ, мы ввели переменную задержки, которую находили из модели электрической активности кардиомиоцита Алиева – Панфилова [3]. Учитывали зависимость тензора проводимости миокарда от координат, обусловленную более высокой скоростью проводимости вдоль направления мышечных волокон и вдоль волокон Пуркинье, расположенных в эндокардиальном слое желудочка.

Модель сердечно-сосудистой системы применили для численного исследования осесимметричного инфаркта верхушки ЛЖ различной степени тяжести, замедления распространения волны активации по стенке ЛЖ и некоторых наследственных кардиомиопатий.

Для постановки задачи о сокращении ЛЖ с областью инфаркта в районе верхушки уменьшали параметр, описывающий максимальные активные напряжения в этой области. Для инфаркта различной степени тяжести, определяемой его размером и степенью снижения способности к развитию активных напряжений, провели анализ ударного объема ЛЖ, пиковых давлений в нем, его глобальной продольной деформации (Global Longitudinal Strain, GLS), а также физических компонент напряжений и напряжений по Мизесу в различных областях стенки желудочка. Расчеты показали значительное падение ударного объема ЛЖ, пикового артериального давления (рис. 1, сплошные линии) и абсолютного значения GLS с увеличением тяжести инфаркта. При обширном инфаркте продольные деформации в районе верхушки желудочка изменяли знак по сравнению с их значениями в норме, что наблюдается на практике. В приграничной области инфаркта наблюдались концентрации напряжений. Временной ход напряжений в самой широкой, экваториальной, части желудочка в середине стенки показан на рис. 2 (сплошные линии).

Численное исследование снижения проводимости миокарда показало незначительное падение производительности ЛЖ при уменьшении скорости прохождения волны возбуждения примерно в три раза (рис. 1, штрих). Мы полагаем, что такой слабый эффект связан с ограничениями осесимметричной модели ЛЖ и отсутствием детального описания правого желудочка, который имеет общую стенку с ЛЖ. Интересным результатом, на наш взгляд, является увеличение физических компонент напряжений вдоль мышечных волокон в центре стенки ЛЖ (рис. 2, штрих), которое сопровождается указанным выше падением ударного объема и артериального давления.

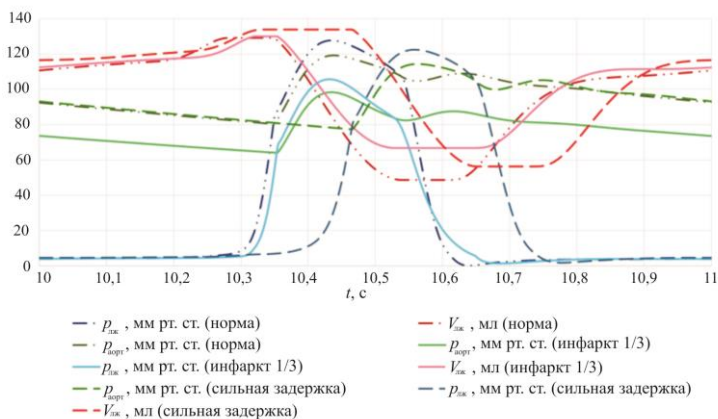


Рис. 1. Гемодинамические переменные сердечного цикла в норме (штрихпунктир), при инфаркте 1/3 ЛЖ по высоте (сплошная) и при замедленной проводимости (штрих). Приведены объем ЛЖ (оттенки красного, мл), давление в ЛЖ (оттенки синего, мм рт. ст.) и артериальное давление (оттенки зеленого, мм рт. ст.)

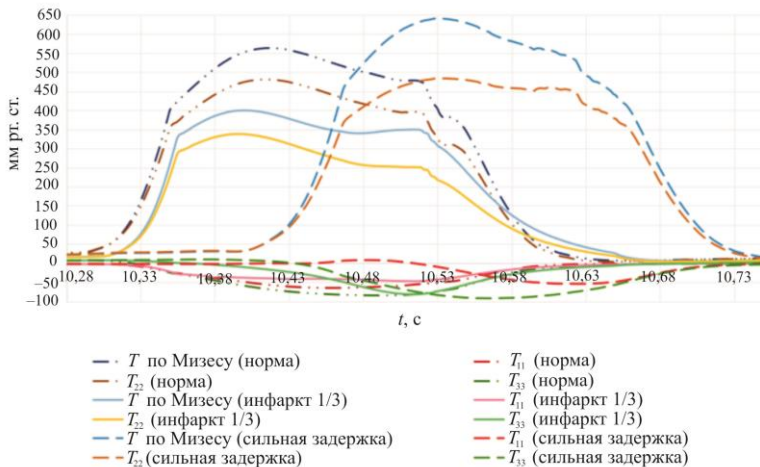


Рис. 2. Напряжения в центре стенки ЛЖ в его экваториальной части во время сердечного цикла в норме (штрихпунктир), при инфаркте 1/3 ЛЖ по высоте (сплошная) и при замедленной проводимости (штрих). Приведены физические компоненты напряжений и напряжения по Мизесу в мм рт. ст.

Было проведено исследование нарушения сердечной функции при двух наследственных мутациях, одна из которых приводила к гипертрофической кардиомиопатии, а другая – к дилатационной [4]. Используя клинические данные об изменениях стационарного сокращения кардиомиоцита для каждой из мутаций, мы подбирали параметры клеточного блока модели для их воспроизведения и анализировали изменения в производительности ЛЖ на макроуровне. Отдельно учитывали влияние ремоделирования ЛЖ: утолщение его стенок при гипертрофии и увеличение полости при дилатации. Результаты показали падение производительности ЛЖ в случае каждой из мутаций и незначительную компенсацию этого падения при учете ремоделирования ЛЖ. Анализ петель «давление – объем ЛЖ» показал соответствие результатов расчетов клиническим данным.

Численные расчеты показали, что даже осесимметричную модель можно с успехом применять для изучения некоторых патологий.

Планируется доработка и оптимизация модели для перехода к моделированию обоих желудочков сердца с более сложной аппроксимацией их геометрии.

Благодарности. Работа поддержана грантами РФФИ 18-31-00065 и 17-00-00066.

Список литературы

1. Syomin F., Zberia M., Tsaturyan A. Multiscale simulation of the effects of atrioventricular block and valve diseases on heart performance // *Int. J. Num. Methods Biomed. Eng.* – 2019. – Vol. 35. – P. e3216.
2. Syomin F.A., Tsaturyan A.K. A simple model of cardiac muscle for multiscale simulation: passive mechanics, crossbridge kinetics and calcium regulation // *J. Theor. Biol.* – 2017. – Vol. 420. – P. 105–116.
3. Aliev R.R., Panfilov A.V. A simple two-variable model of cardiac excitation // *Chaos, Solitons & Fractals.* – 1996. – Vol. 7. – P. 293–301.
4. Hemodynamic effects of alpha-tropomyosin mutations associated with inherited cardiomyopathies: Multiscale simulation / F. Syomin, A. Khabibullina, A. Osepyan, A. Tsaturyan // *Mathematics.* – 2020. – Vol. 8, no. 7. – P. 1169.

**РАСЧЕТНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ
ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОЙ СТРУКТУРЫ ТЕЧЕНИЯ
В БИФУРКАЦИИ БРЮШНОЙ АОРТЫ ПРИ НАЛИЧИИ
СТЕНОЗА В ОДНОЙ ИЗ ВЕТВЕЙ**

Д.Э. Синицына, А.Д. Юхнев, Д.К. Зайцев, Е.М. Смирнов

*Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
Санкт-Петербург, sinicina.daria@yandex.ru*

Методами вычислительной гидродинамики и ультразвуковых доплеровских измерений изучена пространственно-временная структура течения в модели среднестатистической конфигурации, включающей бифуркацию брюшной аорты и последующие бифуркации общих подвздошных артерий с осесимметричным стенозом в правой общей подвздошной артерии. В стенозированной ветви зафиксирован переход от устойчивого двухвихревого течения в общей подвздошной артерии к устойчивому одновихревому в наружной подвздошной артерии. В ветви без стеноза формируются неустойчивые в течение цикла двухвихревые и четырехвихревые структуры малой интенсивности. Наличие стеноза не влияет на структуру потока в расположенных ниже по течению внутренних подвздошных артериях – в обеих формируется переходное течение от двухвихревого к одновихревому.

Ключевые слова: гидродинамика кровообращения, ультразвуковой доплеровский метод, численное моделирование, брюшная аорта, стеноз, вторичные течения.

С применением технологий численного трехмерного моделирования и ультразвукового (УЗ) доплеровского метода изучается пространственно-временная структура течения, которая формируется при движении кровеемизирующей жидкости в модели бифуркации брюшной аорты (БА) среднестатистической конфигурации. Помимо собственно бифуркации брюшной аорты, модель включает и последующие бифуркации подвздошных артерий с гемодинамически значимым сужением (стенозом) в правой общей подвздошной артерии (ОПА).

Исходная модель среднестатистической конфигурации брюшной аорты и нестенозированных подвздошных артерий (рис. 1) построена по осредненным клиническим данным около 800 здоровых пациентов [1]. Рассматриваемая модель отличается тем, что, как и в

предыдущем исследовании стационарного течения [2], в правой ОПА расположен гемодинамически значимый осесимметричный стеноз, длина которого 22 мм, минимальный проходной диаметр 5,9 мм; степень сужения стеноза (по площади) составляет 70 %.

Настоящее исследование проведено для случая пульсирующих расходов (рис. 2), близких по характеристикам к таковым в здоровых артериях выделенного участка сосудистого русла [3]. Число Рейнольдса на входе в БА в момент максимального расхода $Re_{\text{макс}} = 1418$, число Уомерсли $Wo = 23$. Физическое моделирование проводилось на экспериментальном стенде (рис. 3) с кровеемитирующей жидкостью (36%-ный водно-глицериновый раствор, $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$, $\mu = 0,004 \text{ Па}\cdot\text{с}$).

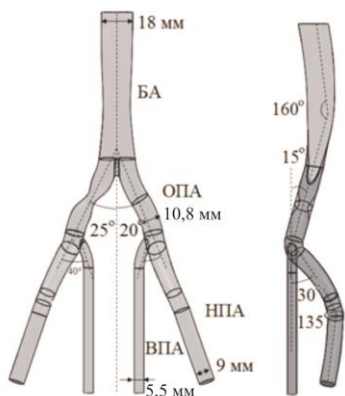


Рис. 1. Модель среднестатистической конфигурации бифуркации брюшной аорты (БА) и подвздошных артерий: общих (ОПА), наружных (НПА) и внутренних (ВПА)

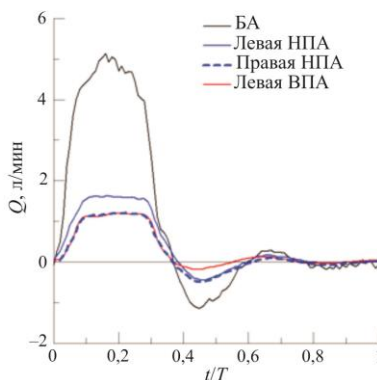


Рис. 2. Измеренные на модели и использованные при расчете кривые расхода в ветвях бифуркации брюшной аорты

Для получения экспериментальных данных о поле скорости в модели использовался линейный датчик ультразвукового сканера LogicScan 64 с рабочей частотой 7 МГц. Вихревая структура течения определялась посредством анализа полей проекции поперечной скорости на ось УЗ-датчика. В режиме цветового доплеровского картирования оттенки красного цвета визуализируют зоны со ско-

ростями, направленными к датчику, оттенки синего – от датчика, зоны малых скоростей не визуализируются.

Численное моделирование проводилось в предположении о ламинарном характере кровотока. Решалась полная система нестационарных уравнений Навье – Стокса для несжимаемой жидкости с постоянной вязкостью. На входе в БА, на выходах из правой и левой НПА и на выходе из левой ВПА задавались экспериментальные кривые расхода, а на выходе из правой ВПА – нулевой уровень редуцированного давления. Расчетная область покрывалась сеткой, состоящей в основном из гексаэдральных элементов, с пятью призматическими слоями у стенок. Общее число ячеек около 3 млн. Расчеты проводились с использованием программного пакета ANSYS CFX 16.2, со вторым порядком точности пространственной и временной дискретизации.

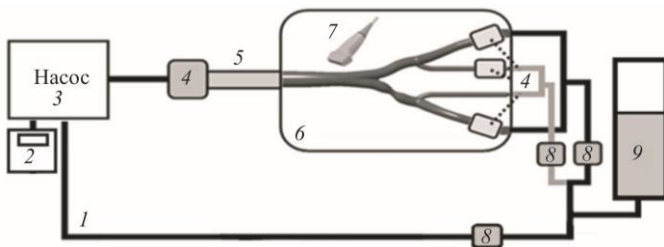


Рис. 3. Схема экспериментального стенда: 1 – замкнутый гидравлический контур; 2 – контроллер, 3 – центробежный насос; 4 – датчики электромагнитного расходомера; 5 – хонейкомб; 6 – акустическая ванночка с моделью бифуркации брюшной аорты и подвздошных артерий; 7 – датчик ультразвукового сканера; 8 – регуляторы расхода; 9 – демпфер

Проведенные расчеты показали, в частности, что стеноз нарушает регулярную структуру течения и оказывает влияние как вверх по потоку (у внутренней стенки на входе в ОПА образуется зона обратных токов, которая развивается в течение цикла и достигает 40 % площади сечения в фазу уменьшения расхода), так и вниз по потоку (большая зона обратных токов за стенозом занимает около 50 % площади сечения в течение почти всего цикла). В сосудах ниже по потоку влияние стеноза незначительно.

На рис. 3 сопоставляются результаты расчетов и измерений проекции поперечной скорости V_t на направление оси УЗ-датчика: в центре – УЗ-картины течения, по бокам – расчетные. По краям рисунка изображены расчетные линии тока.

Общий анализ расчетных полей проекции V_t на направление оси датчика в течение цикла позволяет выделить несколько типов вихревых структур. В стенозированной ветви ОПА фиксируется переход от устойчивого двухвихревого течения (в фазы увеличения и максимального расхода) к устойчивому одновихревому в НПА (в фазы уменьшения расхода и обратного тока). В ОПА без сужения формируются неустойчивые в течение цикла двухвихревые и четырехвихревые структуры. В обеих ВПА формируется переходное течение: от двухвихревого к одновихревому. В целом можно заключить, что наличие стеноза в сочетании с пространственной извитостью сосудов существенно влияет на устойчивость вихревых структур.

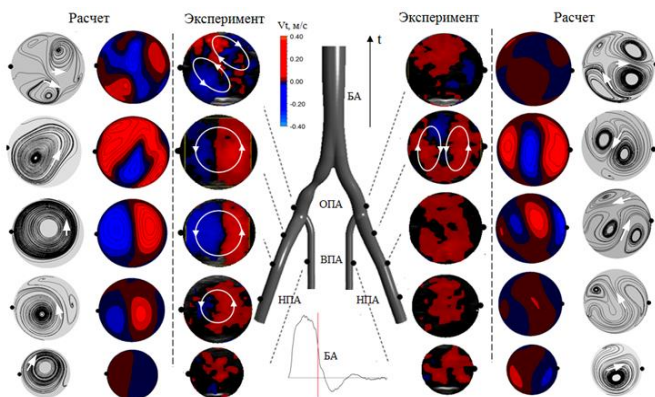


Рис. 4. Расчетные и экспериментальные поля поперечной скорости и линии тока в фазу уменьшения расхода (0,3T)

Полученные УЗ-картины течения качественно согласуются с результатами расчета (рис. 4). Образы устойчивых одновихревого и двухвихревого течений по всей длине стенозированной ветви отчетливо регистрируются на УЗ-изображениях, в отличие от неустойчивого четырехвихревого течения малой интенсивности в ветви без сужения. Зона обратных токов за стенозом также регистрируется вполне отчетливо.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 18-01-00629А).

Список литературы

1. Reference values of vessel diameters, stenosis prevalence, and arterial variations of the lower limb arteries in a male population sample using contrast-enhanced MR angiography / R. Lorbeer, A. Grotz, M. Dörr [et al.] // PLoS One. – 2018. – Vol. 13, no. 6. – P. 15.

2. Ультразвуковое и численное исследование структуры течения в трехмерной модели бифуркации брюшной аорты / Д.Э. Сидницина, М.В. Туркина, А.Д. Юхнев, Д.К. Зайцев // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. – 2019. – Т. 12, № 4. – С. 50–60.

3. Fluid-solid interaction analysis on iliac bifurcation artery: a numerical study / L. Ke, J. Wentao, C. Yu, T. Xiaobao, Z. Zhihong, Y. Ding // Int. J. of Comput. Methods. – 2018. – Vol. 16, no. 5. – P. 1–18.

УДК 621.9

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ФАКТОРЫ ЭНДОТЕЛИЗАЦИИ ПОТОК-ПЕРЕНАПРАВЛЯЮЩИХ УСТРОЙСТВ В ГЕМОДИНАМИКЕ ЦЕРЕБРАЛЬНЫХ АНЕВРИЗМ

**Д.В. Тихвинский¹, Ю.О. Куянова²,
Д.В. Паршин², К.Ю. Орлов³**

¹Новосибирский государственный университет, Новосибирск, d.tikhvinski@ngsu.ru

²Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева Сибирского отделения
Российской академии наук, Новосибирск, danilo.skiman@gmail.com

³Национальный медицинский исследовательский центр
им. акад. Е.Н. Мешалкина, Новосибирск

Церебральные аневризмы являются широко распространенным заболеванием и встречаются в среднем в количестве 50 на 1000 человек населения. Целью данной работы является изучение причин реканализации церебральных аневризм при лечении их эндоваскулярно установкой поток-перенаправляющих устройств. Численно в пакете ANSYS 17.2 подтверждается, что именно изме-

нение значений WSS для постоперационной конфигурации сосудов со стентом, по сравнению с дооперационной, соответствует хорошему исходу. Полученный результат обнаруживает сходство с влиянием изменения значений WSS для других внутрисосудистых устройств.

Ключевые слова: церебральная аневризма, WSS, стент, эндотелий, послеоперационные осложнения.

Церебральные аневризмы являются широко распространенным заболеванием и встречаются в среднем в количестве 50 на 1000 человек населения [1]. Основными задачами современной нейрохирургии церебральных аневризм являются определение риска их разрыва и минимизация постоперационных рисков, в том числе их реканализация (повторного возникновения кровотока в аневризме). Вычислительная гемодинамика является мощным современным методом предоперационного моделирования [1, 2]. Целью данной работы является изучение гемодинамических основ эндотелизации стента на основе клинических данных и численного моделирования и, как следствие, причин реканализации церебральных аневризм при лечении их эндоваскулярно установкой поток-перенаправляющих устройств.

В работе мы рассмотрели три подхода к моделированию структуры стента и его виртуальную установку в церебральные сосуды пациент-специфичной геометрии (четыре случая), которая была получена в результате реконструкции DICOM-изображений реальных пациентов, проходивших лечение в Национальном медицинском исследовательском центре им. академика Е.Н. Мешалкина. Согласно локальному комитету по этике, данные пациентов предоставлялись анонимно. В нашей работе мы проводили численное моделирование в ANSYS 17/2 (лицензия ИГИЛ СО РАН).

В работе исследовано четыре пациент-специфичных геометрии. Для каждой из них были проведены стационарные расчеты для определения самой эффективной формы стента и нестационарные расчеты для определения распределения WSS по поверхности стента.

В нашей работе мы предполагали, что именно изменение значений WSS для постоперационной конфигурации, по сравнению с дооперационной, соответствует хорошему исходу, т.е. когда эндотелизация стента происходит штатно, и, напротив, малые изменения WSS в области стента после операции, по сравнению с дооперационной картиной, свидетельствуют о плохой эндотелизации стента.

При анализе данных численных расчетов стационарной задачи по всем трем сценариям мы обнаружили уменьшение кровотока в области, занимаемой аневризмой головного мозга из бассейна сонной артерии, адекватное клиническим показателям.

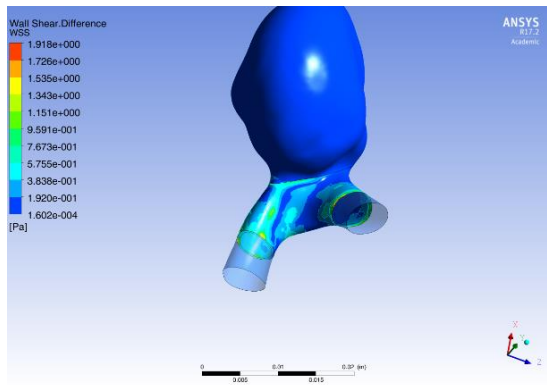


Рис. Пример распределения разницы WSS после установки стента у одного из пациентов

Полученные распределения WSS по поверхности стента подтвердили все предположения и дали примерные границы изменения WSS после установки поток-перенаправляющего устройства для удачного исхода операции и для двух неудачных сценариев развития послеоперационных осложнений: отсутствие окклюзии и возникновение стеноза (рисунок). Полученный результат обнаруживает сходство с влиянием изменения значений WSS для других внутрисосудистых устройств (таблица) [3].

Значения изменения WSS после установки поток-перенаправляющего стента в выбранные моменты времени (T1 и T4 – фазы диастолы, T2 и T3 – фазы систолы)

Идентификатор пациента	T1, Па	T2, Па	T3, Па	T4, Па	Результат
Пациент № 3	19,02	26,93	26,62	20,01	Стеноз на стенте
Пациент № 4	1,421	1,918	1,899	1,491	
Пациент № 1	1,141	1,667	1,660	1,226	Норма
Пациент № 2	0,997	1,432	1,426	1,067	Нет окклюзии

Также была получена статистика распределения изменения WSS после установки стента в сосуд в зонах до, в районе и после шеи аневризмы. Данная статистика подтвердила все результаты моделирования и предоставила еще один путь предоперационной оценки рисков – путем изучения статистики распределения изменения WSS после установки поток-перенаправляющего устройства по поверхности стента.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке РНФ, проект 20-71-10034.

Список литературы

1. Sforza D.M., Putman C.M., Cebal J.R. Computational fluid dynamics in brain aneurysms // Int. J. for Numerical Methods in Biomed. Eng. – 2011.

2. О влиянии поток-перенаправляющего стента на гемодинамику церебральных аневризм / Д.В. Паршин, Ю.О. Куянова, Д.С. Кислицин, У. Виндбергер, А.П. Чупахин // Прикладная механика и техническая физика. – 2018. – Т. 59, № 6. – С. 963–970.

3. Predisposing factors for recanalization of cerebral aneurysms after endovascular embolization: a multivariate study / Q. Zhang, L. Jing, J. Liu, K. Wang, Y. Zhang, N. Paliwal, H. Meng, Y. Wang, Sh. Wang, and X. Yang. // J. of NeuroInterventional Surgery. – 2018. – Vol. 10, no. 3. – P. 252–257.

**К ВОПРОСУ ФОРМИРОВАНИЯ БАКТЕРИАЛЬНОЙ
ПЛЕНКИ НА МЕЖФАЗНОЙ ГРАНИЦЕ
БИОЖИДКОСТЬ–УГЛЕВОДОРОД**

**Е.В. Феокистова¹, М.А. Осипенко²,
А.А. Селянинов², М.С. Куюкина³**

*¹Пермская государственная фармацевтическая академия, кафедра физики
и математики, Пермь, ekaterina_feoktistova@bk.ru*

*²Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь,
osipenko.michael@yandex.ru, prof.selyaninov@yandex.ru*

*³Институт экологии и генетики микроорганизмов
Уральского отделения Российской академии наук,
Пермь, kuzyukina@mail.ru*

Рассмотрено накопление бактериальных клеток на границе раздела водной суспензии клеток и налитого сверху углеводорода. Накопление происходит за счет всплывания клеток, которое, в свою очередь, обусловлено тем, что температура клеток выше температуры окружающей их воды. Накопление обнаруживается по уменьшению межфазного натяжения. Теоретически найдена оценка скорости всплывания, которая находится в соответствии с экспериментом.

Ключевые слова: биомеханика, бактериальная пленка, межфазная граница, всплывание клеток.

Если в колбу, содержащую суспензию бактериальных клеток, налить сверху жидкий углеводород, представляющий для клеток питательную среду, то образуется межфазная граница. На этой межфазной границе начинают накапливаться клетки, что приводит к постепенному снижению поверхностного натяжения. Динамика этого снижения содержит важную информацию о свойствах клеток и сейчас активно изучается [1]. Настоящая работа касается только одного аспекта данного процесса – влияния конвекции на всплывание клеток к межфазной границе.

Представим схематично бактериальную клетку в виде шара радиусом r_1 , находящегося в жидкости (рисунок). Температура клетки равна T_1 ; температура жидкости вдали от клетки равна T_2 . Сферически симметричное стационарное распределение температуры в жидкости $T(r)$ удовлетворяет уравнению Лапласа $\Delta T = 0$ и

краевым условиям $T(r_1) = T_1$, $T(r_2) = T_2$. Величина r_2 в данной модели не имеет строго определенного значения. Это связано с тем, что решение уравнения Лапласа убывает на ∞ как $1/r$ и эта зависимость не имеет «характерной длины». Величина r_2 имеет физический смысл размера «зоны влияния» данной клетки и может быть оценена как половина среднего расстояния между клетками, которое, в свою очередь, оценивается как $n^{-1/3}$, где n – концентрация клеток. Положим,

$$r_2 = kr_1, \quad (1)$$

где $k = 1/(2r_1 n^{1/3})$. Решение уравнения Лапласа с указанными краевыми условиями тогда имеет вид [2]

$$T(r) = \frac{kT_2 - T_1}{k - 1} + \frac{k(T_1 - T_2)r_1}{(k - 1)r}. \quad (2)$$

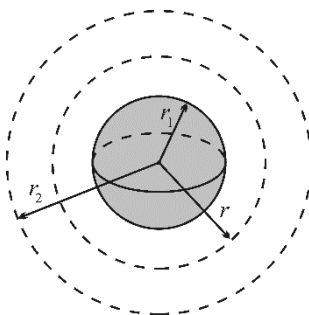


Рис. Модель бактериальной клетки

Плотность жидкости

$$\rho(r) = \rho_2 (1 - \alpha(T(r) - T_2)), \quad (3)$$

где ρ_2 – плотность при температуре T_2 ; α – коэффициент теплового расширения.

Разность между силой Архимеда и силой тяжести, действующими на составной шар радиусом r_2 ,

$$F = F_A - mg , \quad (4)$$

где

$$F_A = \rho_2 \frac{4}{3} \pi r_2^3 g , \quad (5)$$

$$m = \rho_2 \frac{4}{3} \pi r_1^3 + \int_{r_1}^{r_2} \rho(r) 4\pi r^2 dr \quad (6)$$

(плотность клетки принята равной ρ_2).

Из формул (1)–(6) находим

$$F = (2\pi/3)(k-1)(k+2)\rho_2 g \alpha r_1^3 (T_1 - T_2) . \quad (7)$$

Далее для оценки скорости $\bar{V}$ движения жидкости (и вместе с ней клетки) используем уравнение Навье – Стокса:

$$\frac{\partial \bar{V}}{\partial t} + (\bar{V} \nabla) \bar{V} = \bar{g} - \frac{1}{\rho_2} \nabla p + \frac{\eta}{\rho_2} \Delta \bar{V} , \quad (8)$$

где p – давление; η – вязкость. Движение считаем медленным и стационарным; тогда левую часть уравнения (8) можно положить равной нулю. Слагаемое $\bar{g}$ в правой части уравнения (8) уже фактически учтено в F ; градиент давления имеет порядок F/r_2^3 (сила, отнесенная к характерному объему), а $\Delta \bar{V}$ имеет порядок V/r_2^2 . Тогда из формулы (8) получим $V = F/(r_2 \eta)$, или с учетом формулы (7)

$$V = \frac{2\pi(k-1)(k+2)\rho_2 g \alpha r_1^2 (T_1 - T_2)}{3k\eta} .$$

Фактически клетка имеет форму не шара, а (вытянутого) цилиндра длиной L и радиусом основания R . Эквивалентный по площади поверхности шар имеет радиус $r_1 = \sqrt{R(R+L)/2}$.

Примем следующие численные значения [3–5]: $R = 1$ мкм, $L = 15$ мкм, $r_1 = 2,8$ мкм, $n = 10^8$ см⁻³, $k = 3,8$, $\rho_2 = 1$ г/см³, $\alpha = 10^{-3}$ 1/град, $T_1 - T_2 = 3$ град, $\eta = 10^{-3}$ кг/(м·с). Тогда

$V = 7,6$ мм/ч. Это означает, что в колбе высотой около 100 мм клетки всплывут за время порядка 10 ч, что соответствует экспериментальным данным.

Заметим еще, что плотность клеток $\rho_1 = 1,1$ г/см³ несколько превышает плотность жидкости $\rho_2 = 1$ г/см³. Поскольку вычисление скорости V всплывания клеток носит оценочный характер, на оценку $V = 7,6$ мм/ч небольшое отличие ρ_1 от ρ_2 не повлияет. Однако ясно, что при достаточно большой ρ_1 клетки будут не всплывать, а тонуть. Это произойдет, если разность между силой тяжести и силой Архимеда, которые действуют на клетку, превзойдет силу взаимодействия (за счет вязкости) клетки с всплывающей нагретой жидкостью:

$$\frac{4}{3}\pi r_1^3 \rho_1 g - \frac{4}{3}\pi r_1^3 \rho_2 g > 6\pi\eta r_1 V_1,$$

где V_1 – скорость всплывания нагретой жидкости; сила вязкого сопротивления найдена по формуле Стокса. Подставляя численные значения, найдем $V_1 < 6,2$ мм/ч. Таким образом, при $V = 7,6$ мм/ч клетки тонуть не будут. Если же клетки неживые, то $T_1 - T_2 = 0$; тогда скорость всплывания клеток $V = 0$, но за счет небольшого превышения ρ_1 над ρ_2 неживые клетки будут тонуть. Все это также соответствует экспериментальным данным.

Таким образом, предложенная модель адекватно описывает процесс всплывания бактериальных клеток к межфазной границе и может входить как составная часть в более общую модель, описывающую вышеупомянутую динамику поверхностного натяжения.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке правительства Пермского края, а также поддержано грантом РФФИ 18-29-05006.

Список литературы

1. Моделирование динамики межфазного натяжения на границе углеводород–вода при образовании кластеров актинобактерий // М.С. Куюкина, Е.В. Феоктистова, М.А. Осипенко, И.Б. Ившина,

Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 48–57.

2. Тихонов А.Н., Самарский А.А. Уравнения математической физики. – М.: Изд-во МГУ, 1999. – 798 с.

3. Кинетическая модель процесса иммобилизации бактериальных клеток на твердом носителе / М.С. Куюкина, И.Б. Ившина, М.А. Осипенко, Ю.И. Няшин, А.Н. Тюленева, М.К. Серебренникова, А.В. Криворучко // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 2. – С. 79–87.

4. Об учете формы свободной поверхности жидкости при моделировании процесса иммобилизации бактериальных клеток на твердом носителе / М.С. Куюкина, И.Б. Ившина, М.А. Осипенко, Ю.И. Няшин, А.Н. Тюленева, М.К. Серебренникова // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 2. – С. 7–14.

5. Математическая модель морфогенетического цикла бактерий рода *Rhodococcus* / М.А. Осипенко, М.С. Куюкина, Т.Н. Каменских, И.Б. Ившина, Ю.И. Няшин, О.В. Любивая // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 4. – С. 26–34.

К ВОПРОСАМ РАЗРУШЕНИЯ И ВОССТАНОВЛЕНИЯ БАКТЕРИАЛЬНОЙ ПЛЕНКИ НА МЕЖФАЗНОЙ ГРАНИЦЕ БИОЖИДКОСТЬ–УГЛЕВОДОРОД

Е.В. Феоктистова^{1, 4}, М.А. Осипенко²,
А.А. Селянинов², М.С. Куюкина³

¹Пермская государственная фармацевтическая академия, кафедра физики
и математики, Пермь, ekaterina_feoktistova@bk.ru

²Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра
вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь,
osipenko.michael@yandex.ru; prof.selyaninov@yandex.ru

³Институт экологии и генетики микроорганизмов Уральского отделения Российской
академии наук, лаборатория алканотрофных микроорганизмов, Пермь

⁴Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра
дизайна, графики и начертательной геометрии, Пермь, ekaterina_feoktistova@bk.ru

Отражено содержание доклада, сделанного на XIV Всероссийской
(с международным участием) конференции «Биомеханика-2020».

Ключевые слова: биожидкость, бактерии, бактериальная пленка, математическое моделирование.

Ежедневно потребляя около 14 млн т нефти, промышленность в процессе ее транспортировки и переработки за счет утечек и экологических происшествий различного уровня ежегодно выбрасывает в окружающую среду несколько тысяч тонн этого сырья. Проблема загрязнения приобрела огромную актуальность как во всем мире, так и в нашей стране. Одним из эффективных способов ликвидации последствий нефтезагрязнения водоемов является применение биосорбентов [1].

Актинобактерии рода *Rhodococcus* (рис. 1) являются представителями важной эколого-трофической группы микроорганизмов, окисляющих природные и антропогенные углеводороды и, следовательно, участвующих в биогеохимических циклах углерода и восстановлении загрязненных углеводородными ксенобиотиками экосистем [2].

Родококки способны к окислительной деструкции практически всех углеводородных компонентов нефти: алканов, циклических и

ароматических углеводородов и их производных, сложных поли- и гетероциклических соединений. Отдельные представители рода *Rhodococcus* используются в составе биопрепаратов, предназначенных для биоремедиации нефтезагрязненных сред [3].

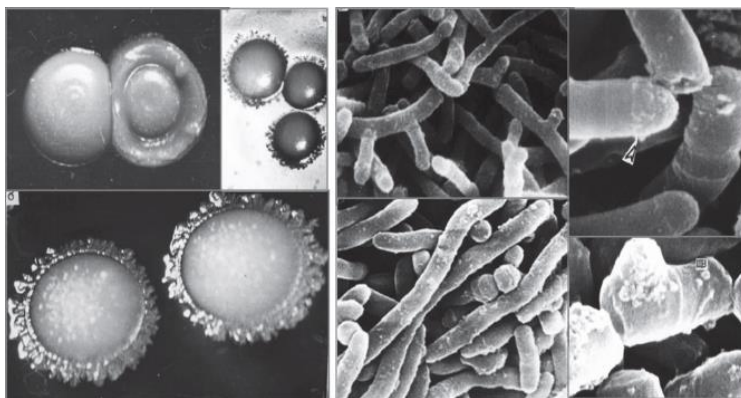


Рис. 1. Колонии (слева) и клетки (справа) родококков

Институтом экологии и генетики микроорганизмов (ИЭГМ) УрО РАН в ходе экспериментов по определению межфазного натяжения было выявлено нестабильное поведение бактерий на межфазной границе вода–углеводород–воздух. Рассмотрены поверхностные явления на границе клеточная суспензия бактерий рода *Rhodococcus*–жидкий углеводород. В роли углеводорода в работе выступает *n*-гексодекан.

На основе данных опытов была разработана модель формирования пленки родококками на границе раздела фаз. В заявленной математической модели своеобразная зависимость межфазного натяжения от времени объясняется лавинообразным возникновением общего кластера клеток.

При отсутствии измерительного кольца, которое при каждом измерении нарушает целостность биопленки [4], произошло бы уменьшение межфазного натяжения $\sigma(t)$, а присутствие измерительного кольца приводит к случайным осцилляциям натяжения за счет случайного взаимодействия кольца с пленкой бактерий (рис. 2).

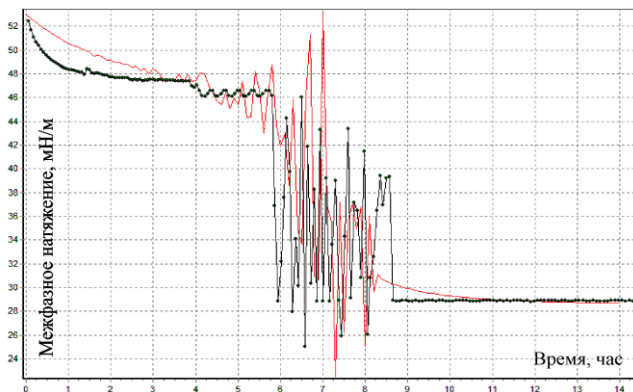


Рис. 2. Экспериментальная зависимость $\sigma(t)$ (черная линия) и соответствующая теоретическая зависимость (красная линия)

По мере накопления клеток на межфазной границе межфазное натяжение постепенно уменьшается. Моделирование указанных случайных процессов проводилось методом Монте-Карло.

При достаточно большой концентрации возникают качественно новые явления. Во-первых, за счет межклеточного взаимодействия формируются клеточные кластеры, которые при некотором критическом значении концентрации объединяются в один кластер (рис. 3).

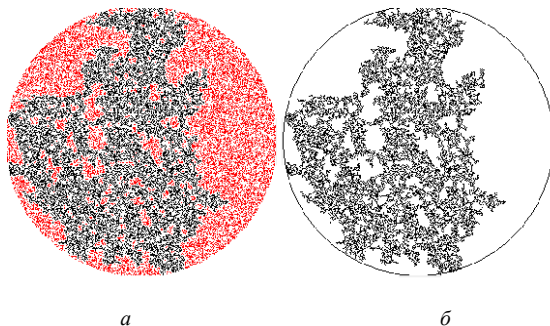


Рис. 3. Скопление бактерий (а) и наибольший кластер (б)

Во-вторых, измерительное кольцо при каждом измерении случайным образом не только разрушает этот кластер, но и способствует формированию нового за счет вынужденной конвекции

биожидкости. В отсутствие измерений межфазное натяжение снижалось бы плавно. При наличии разрушения межфазное натяжение меняется случайно и скачкообразно. При дальнейшем увеличении концентрации кольцо уже не может разрушить кластер, и возобновляется плавное снижение межфазного натяжения (рис. 4).

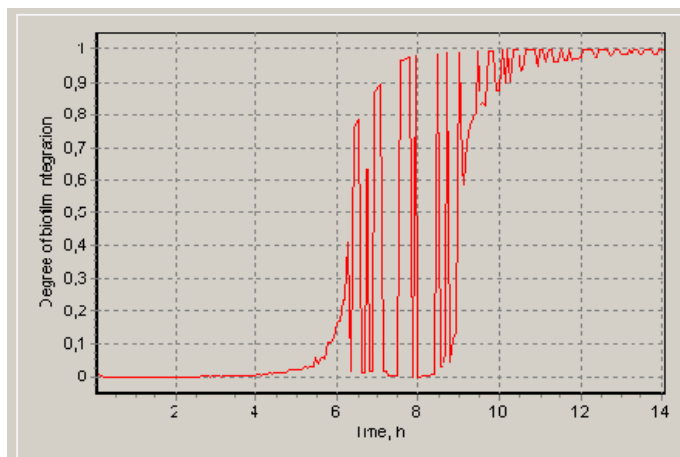


Рис. 4. Степень разрушения кольцом пленки бактерий

Полученные теоретические зависимости полностью соответствуют имеющимся экспериментальным данным.

Вывод. Моделирование эксперимента по определению межфазного натяжения на границе биожидкость–углеводород позволило выявить в качестве важного фактора формирования непрерывной биопленки под нефтяным пятном вынужденную конвекцию биожидкости вблизи поверхности.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке правительства Пермского края, а также поддержано Комплексной программой фундаментальных исследований УрО РАН (проект № 18-4-8-21).

Список литературы

1. Перспективы применения биосорбентов для очистки водоемов при ликвидации аварийных разливов нефти / Е.А. Артюх,

А.С. Мазур, Т.В. Украинцева, Л.В. Костюк // Известия СПбГТИ(ТУ). – 2014. – № 26. – С. 58–66.

2. Ившина И.Б., Пшеничных Р.А., Оборин А.А. Пропанокисляющие родококки / УНЦ АН СССР. – Свердловск, 1987. – 125 с.

3. Kuykina M.S., Ivshina I.B. Bioremediation of contaminated environments using Rhodococcus // Biology of Rhodococcus, Microbiology Monographs / ed. H.M. Alvarez. – 2nd ed. – Springer Nature, 2019. – Vol. 16. – P. 231–262.

4. Николаев Ю.А., Плакунов В.К. Биопленка – «город микробов» или аналог многоклеточного организма? // Микробиология. – 2007. – Т. 76, № 2. – С. 149–163.

УДК 539.3

ПОКАЗАТЕЛИ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ КОЛЬЦЕВОЙ ВАКУУМНОЙ ПРИСОСКИ

Д.В. Франус

*Санкт-Петербургский государственный университет, Санкт-Петербург,
franusdv@gmail.com*

Решается параметрическая нелинейная осесимметричная контактная задача с помощью конечно-элементного моделирования эллипсоидальной многослойной корнеосклеральной оболочки. Проведено изучение влияния модуля Юнга стромы роговицы и склеры на показатели внутриглазного давления при увеличении уровня вакуума под кольцевой присоской.

Ключевые слова: ВГД, вакуумная присоска, корнеосклеральная оболочка.

Данное исследование посвящено изучению влияния применения вакуумной кольцевой присоски на показатели внутриглазного давления (ВГД) с помощью построения конечно-элементной модели многослойной корнеосклеральной оболочки. Вакуумная кольцевая присоска используется на первом этапе операции по коррекции зрения (тип LASIK); за счет создания вакуума в диапазоне 500–550 мм рт. ст. возрастает ВГД до значений более 65 мм рт. ст., что, в свою оче-

редь, позволяет создать достаточно ровный и тонкий роговичный лоскут [1, 2].

Конечно-элементная модель. Корнеосклеральная оболочка моделируется двумя основными частями:

1. Сферическим сегментом роговицы переменной толщины, состоящим из четырех слоев:

а) эпителий – тонкий внешний слой со значением модуля Юнга 0,06 МПа;

б) боуменова мембрана – тонкий слой, разделяющий эпителий и строму, со значением модуля Юнга 0,6 МПа;

в) строма роговицы – основной слой роговицы переменной толщины от 0,4 до 0,5 мм; модуль Юнга варьируется при моделировании от 0,29 до 0,31 МПа;

г) десцементова мембрана – внутренний моноклеточный слой со значением модуля Юнга 0,9 МПа.

2. Склера моделируется примыкающим к роговице сферическим сегментом радиусом 11,6 мм под углом $\alpha + \beta = 62^\circ$ и вторым эллипсоидальным сегментом. Внешний радиус склеры $R_{sc} = 12$ мм, толщина изменяется от $h_{sc_r} = 1$ мм у основания роговицы до $h_{sc_inter} = 0,8$ мм ($\alpha = 50^\circ$), далее до $h_{sc_cent} = 0,6$ мм в экваториальной зоне склеральной оболочки и далее увеличивается до $h_{sc_b} = 1$ мм [3, 4]. Длина переднезадней оси в модели изменяется с помощью параметра a_{sc} в диапазоне от 19 до 28 мм.

Вакуумное кольцо описывается тремя геометрическими параметрами: внутренним радиусом r_1 , внешним радиусом r_2 и высотой h (рис. 1). Коэффициент Пуассона для всей корнеосклеральной оболочки принят $\nu = 0,48$.

В качестве граничного условия для вакуумного кольца принимается, что смещения и вращения равны нулю во всех направлениях, а само кольцо моделируется как абсолютно твердое тело. В качестве граничного условия в зоне контакта вакуумного кольца и склеры применяется смещение, равное нулю в направлении, перпендикулярном к склере, при этом вакуумное кольцо может свободно перемещаться в тангенциальном направлении (вдоль склеры).

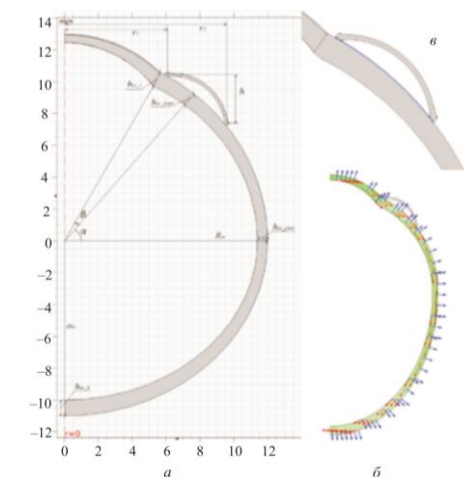


Рис. 1. Геометрические параметры КЭ модели (а); граничные условия вакуумного кольца (б); начальная криволинейная система координат (в)

Результаты моделирования. На рис. 2, а показано распределение напряжений по Мизесу в склеральной оболочке под действием вакуумного давления – 500 мм рт. ст. в случае изначально нормального ВГД (15 мм рт. ст.), модуль упругости склеры 8 МПа, модуль упругости стромы роговицы 0,3 МПа, длина переднезадней оси 28 мм, толщина роговицы в центре 0,5 мм.

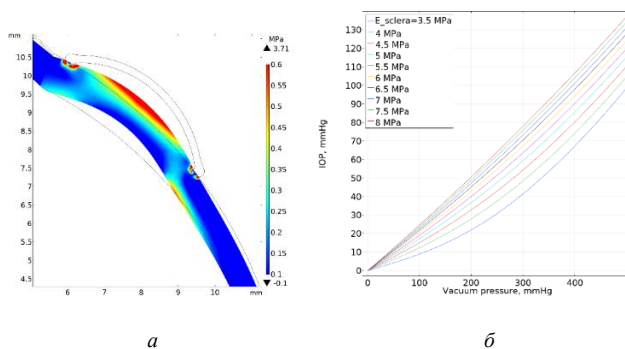


Рис. 2. Напряжения по Мизесу в области вакуумного кольца при вакуумном давлении 500 мм рт. ст. (а); зависимость уровня ВГД от давления под вакуумным кольцом для модуля упругости склеры от 3,5 до 8 МПа (б)

На рис. 2, б показано увеличение уровня ВГД (сверх нормального – 15 мм рт. ст.) на внутренней поверхности центра роговицы при увеличении вакуумного давления до 500 мм рт. ст. для модулей упругости склеры от 3,5 до 8 МПа, модуль упругости стромы роговицы 0,3 МПа, длина переднезадней оси 24 мм, толщина роговицы в центре 0,5 мм.

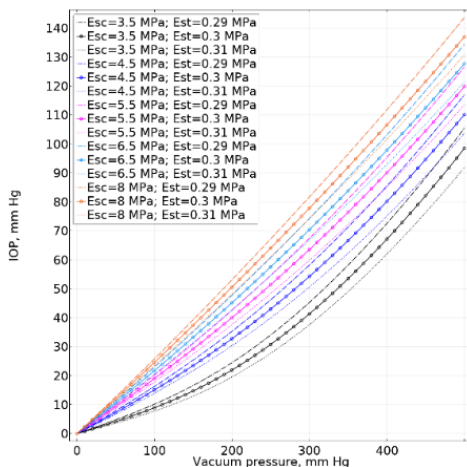


Рис. 3. Отклонение уровня ВГД для модуля упругости стромы роговицы E_{st} 0,29–0,31 МПа для различных модулей упругости склеры 3,5–8 МПа

На рис. 3 видно почти 10%-ное отклонение уровня ВГД на внутренней поверхности в центре роговицы при изменении модуля упругости стромы роговицы в диапазоне от 0,29 до 0,31 МПа для различных значений модуля упругости склеры от 3,5 до 8 МПа; длина переднезадней оси 24 мм, толщина роговицы в центре 0,5 мм.

Закключение. 1. Чем выше значение модуля упругости склеры, тем больше возрастает уровень ВГД при использовании вакуумного кольца.

2. Трехпроцентное изменение жесткости стромы роговицы приводит почти к 10%-ному отклонению уровня ВГД при нагружении вакуумом до 500 мм рт. ст.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 18-01-00832.

Список литературы

1. Иомдина Е.Н., Бауэр С.М., Котляр К.Е. Биомеханика глаза: теоретические аспекты и клинические приложения. – М.: Реал Тайм, 2015. – 208 с.
2. Biomechanics of Ocular Pneumoplethysmography / Ch. Chen, J.F. Reed, D.C. Rice, W.D. Gee, P. Updike, E.P. Salathe // J. Biomech. Eng. – 1993. – Vol. 115(3). – P. 231–238.
3. Вит В.В. Строение зрительной системы человека. – Одесса: Астропринт, 2003.
4. Захаров В.Д. Витреоретинальная хирургия. – М., 2003. – 173 с.

УДК 531/534: [57+61]

ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОВЕДЕНИЯ СЕГМЕНТОВ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ЧЕЛОВЕКА

**Д.В. Хорошев¹, О.Р. Ильялов¹,
Н.Е. Устюжанцев², Ю.И. Няшин¹**

¹*Пермский национальный исследовательский политехнический университет, кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь, horosh-den@mail.ru, oleg390@mail.ru, nyashin@inbox.ru*

²*Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера Минздрава РФ, кафедра нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии, Пермь, ustyuzhan@mail.ru*

Боль в спине встречается в виде ноющего, резкого, колющего ощущения, которое беспокоит более 50 % жителей мира. Цель работы – используя методы биомеханического моделирования, показать, что при появлении дегенеративных изменений в позвоночно-двигательном сегменте и подвывихе фасеточных суставов источником боли является чрезмерное воздействие на нерв Люшко. Построена объемная пороупругая модель позвоночно-двигательного сегмента L4–L5, состоящая из позвонков и межпозвоночного диска L4–L5. На верхнюю часть тела позвонка L4 действует давление величиной 2 МПа. На границе пульпозного ядра приложено внутридискное давление, равное 330 кПа. Поставленная задача решена с использованием пакета Ansys. Получены распределения перемещений, напряжений и деформаций.

Ключевые слова: позвоночно-двигательный сегмент, пороупругая модель, фасеточный сустав, межпозвоночный диск.

Боль в спине является актуальной и важной проблемой в области здравоохранения, на решение которой отводится большое количество средств в бюджете любой страны мира. Ее появление может быть разовым или носить эпизодический характер. Известно, что более 80 % населения земного шара испытывают боли в спине с различной степенью интенсивности [1]. В исследованиях [1, 2] показано, что болевые ощущения в поясничном отделе являются веской причиной для потери работоспособности населения мира, что, в свою очередь, влияет на качество жизни человека в обществе.

В позвоночнике выделяют прямой и косвенный виды боли. К прямому относятся спазмы мышц, остеопороз и переломы позвонков, где причиной боли является позвоночник. Косвенная боль в позвоночнике возникает от заболеваний почек, желчного пузыря и других органов. Отметим, что под определением «боль» подразумевается узкий медицинский малоизвестный термин «гиперрецепция» [3]. Гиперрецепция – это повышенная возбудимость рецепторов и проводников. Врачебная практика показывает, что почти в половине случаев боль в поясничном отделе позвоночника неразрывно связана с грыжей межпозвоночного диска L4–L5.

При сильных и непреходящих болевых ощущениях часто рекомендуется оперативное вмешательство, заключающееся в удалении грыжи межпозвоночного диска. Однако не всегда удаление грыжи приводит к полному исчезновению боли. С нашей точки зрения, это связано с перераспределением нагрузки в позвоночно-двигательном сегменте при дегенеративном уменьшении высоты межпозвоночного диска. Вследствие этого при высокой кратковременной, длительной статической или переменной нагрузках происходит подвывих фасеточных суставов. В итоге деформация суставных сумок и снижение площади контакта между отростками приводят к возрастанию давления на отростках и вынуждают близлежащие барорецепторы или афферентные рецепторы подавать сигналы о наличии боли в сегменте. Одновременно происходит нарушение питания поверхностей суставов и начинается протекать процесс инволюции хряща по причине перегрузок. Отметим, что подвывих фасеточных суставов имеет место не только у людей с грыжей диска, но и при возрастном изменении морфометрических параметров и свойств межпозвоночного диска.

Цель работы – используя методы биомеханического моделирования, показать, что при развитии дегенеративных изменений в межпозвоночном диске на поясничном уровне помимо изменений высоты между телами позвонков изменяются и анатомические взаимоотношения в фасеточных суставах, что, в свою очередь, ведет к поясничным болям (повышенной возбудимости (гиперрецепции) болевых рецепторов возвратного нерва Люшка). Анализ литературы по моделированию межпозвоночного диска L4–L5 [4] показал, что теория пороупругости является оптимальной и актуальной для описания поведения диска. Ввиду этого в исследовании представлено построение объемной пороупругой конечно-элементной модели позвоночно-двигательного сегмента L4–L5.

Модель получена по данным пациента возраста 22 лет (набор снимков компьютерной томографии с шагом 0,6 мм) и обработана в программном пакете MIMICS. Материал считается изотропным. Физические характеристики соответствуют данным статьи [5]. Модель состоит из позвонков, межпозвоночного диска L4–L5, который включает в себя пульпозное ядро, фиброзное кольцо и хрящевые замыкательные пластинки. Фиброзное кольцо включает в себя набор колец, состоящих из 22 эластических волокон и 21 матрикса. Внутридискное давление составляет 330 кПа. На верхнюю часть тела позвонка L4 на поверхности действует давление величиной 2 МПа, что соответствует нагрузке в 400 кг, а нижняя часть тела позвонка L5 закреплена. Все тела склеены между собой. Трение между суставными отростками позвонков отсутствует.

Поставленная задача решена с использованием пакета Ansys. Получены распределения перемещений, напряжений и деформаций. Также решена отдельно задача в первом приближении по моделированию фасеточного сустава с учетом синовиальной жидкости. В дальнейшем в модели позвоночно-двигательного сегмента будут учтены фасеточные суставы, состоящие из капсулы, синовиальной жидкости и хрящевых образований на концах отростков позвонков.

Благодарности. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-31-90055.

Список литературы

1. Левин О.С. Боль в спине в общей клинической практике. – М.: Умный доктор, 2018. – 80 с.
2. Парфенов В.А., Исайкин А.И. Боль в нижней части спины: мифы и реальность. – М.: ИМА-ПРЕСС, 2016. – 104 с.
3. Personalized geometry digitization technique of the vertebromotor segment L4–L5 in vivo / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustuyzhantsev, Y.I. Nyashin // Rus. J. of Biomech. – 2019. – Vol. 23, no. 4. – P. 547–554.
4. Biomechanical modelling of the intervertebral disc of the human lumbar spine – the problem current state / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustuyzhantsev, Y.I. Nyashin // Rus. J. of Biomech. – 2019. – Vol. 23, no. 3. – P. 351–361.
5. Jamie R.W., Raghu N.N., Gunnar B.J. Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading // J. of Biomech. – 2007. – Vol. 40. – P. 1981–1987.

УДК 539.3

ЭВОЛЮЦИЯ ТРАБЕКУЛЯРНОЙ СТРУКТУРЫ В ПРОЦЕССЕ ПЕРЕСТРОЙКИ КОСТНОЙ ТКАНИ

Т.Н. Чикова, В.М. Тверье

*Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь,
ChikovaTN@gmail.com, tverier_55@perm.ru*

Костную ткань человека в зависимости от плотности разделяют на два вида: спонгиозную (трабекулярную) и компактную. Трабекулярная ткань представляет собой каркас из костных балочек, называемых трабекулами, которые, как правило, ориентированы вдоль линии действия наибольших механических нагрузок. Механизм переориентации трабекул костной ткани вследствие изменения нагрузки называется перестройкой. Предлагается математическая модель перестройки трабекулярной костной ткани и приводятся примеры ее применения.

Ключевые слова: биомеханика, трабекулярная (губчатая) костная ткань, тензор структуры, пространство Ильюшина.

В последние годы успехи современной медицины неразрывно связаны с развитием и использованием фундаментальных наук. Костная система занимает одно из первых мест в организме человека по сложности формирования, анатомическому строению и многообразию выполняемых функций, поэтому ее необходимо исследовать с позиций различных дисциплин (биологии, медицины, физики). При конвергенции дисциплин возникают новые методы исследования, формируется более полное понимание процессов, происходящих в организме. Благодаря биомеханике появляются объяснения ранее нерешенных задач медицины, в том числе и биомеханики костной системы.

Знание структуры кости и умение предсказать ее реакцию на изменение нагрузки поможет избежать ошибок при проведении различных вмешательств. Тем самым станет возможным подбор подходящего лечения для каждого пациента индивидуально. Примерами могут служить исправление прикуса зубочелюстной системы, протезирование, моделирование операций на человеческом теле.

Цель данной работы заключается в разработке имитационной модели перестройки трабекулярной костной ткани (один из типов костной ткани скелета человека), позволяющей наблюдать, как изменяются структура и свойства костной ткани в течение интересующего периода.

Для наглядного представления процесса в данной работе используется подход А.А. Ильюшина [1], заключающийся в использовании пятимерных векторных аналогов тензорных величин. Известно, что значительное изменение нагрузки, приводящее к пороговым значениям деформации, вызывает перестройку структуры и пористости трабекулярной кости (рис. 1) [2].

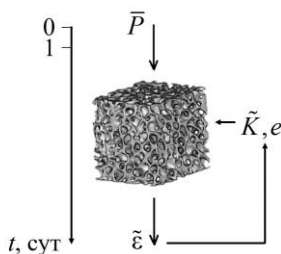


Рис. 1. Схема перестройки трабекулярной костной ткани

Для описания этого изменения предложена система кинетических уравнений [3]

$$\frac{d\gamma}{dt} = f_1(\gamma), \quad \frac{d\eta}{d\xi} = f_2(\varepsilon, \eta, \varphi), \quad \frac{de}{dt} = f_3(\tilde{\varepsilon}, \tilde{K}, e),$$

где η – длина вектора структуры, которому соответствует тензор $\tilde{K}$ в физическом пространстве (ФП); ε – длина вектора деформации, которому соответствует тензор $\tilde{\varepsilon}$ в ФП; ξ – длина дуги траектории деформации, соответствующая времени t в ФП; e – изменение доли твердого объема кости в ФП; γ, φ – углы в пространстве Ильюшина (рис. 2); $\bar{q}_1, \bar{q}_2$ – касательная и нормаль в рассматриваемой точке.

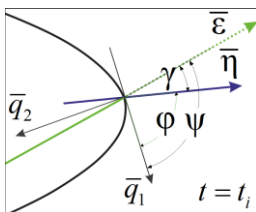


Рис. 2. Представление перестройки в пространстве Ильюшина

Совместно с кинетическими уравнениями предложенная модель представляет собой краевую задачу линейной теории упругости анизотропного тела.

Каждый участок костной ткани человека находится в некотором напряженном состоянии под действием нагрузки, создаваемой окружающими тканями, причем костные трабекулы расположены преимущественно вдоль линий действия главных напряжений, обеспечивая, таким образом, наилучшую прочность скелету. С точки зрения рассматриваемой модели векторы напряжений и структуры в каждой рассматриваемой области кости лежат на одной прямой. Значительное изменение нагрузки может нарушить существующее равновесие, тогда векторы структуры и деформации итерационно начнут стремиться к новому положению вектора напряжений. Описанный процесс на микроуровне реализуется посред-

ством разрушения старых костных трабекул остеокластами и формирования новых остеобластами.

Актуальность работы связана с наличием повторных обращений пациентов за медицинской помощью, которым ранее были установлены протезы либо другие ортопедические конструкции, положение которых стало неустойчиво из-за рассасывания окружающей костной ткани. Предполагается что предложенная модель позволит создавать искусственную костную ткань с необходимыми свойствами, а также поможет при разработке и установке конструкций, предназначенных для контролируемого роста костной ткани и предотвращения ее рассасывания.

Благодарности. Публикация подготовлена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 18-01-00589–а) и правительства Пермского края.

Список литературы

1. Ильюшин А.А. Пластичность. Основы общей математической теории. – М.: Изд-во АН СССР, 1963. – 271 с.
2. Тверье В.М. Кинетические уравнения перестройки трабекулярной костной ткани в пространстве Ильюшина // Российский журнал биомеханики. –2019. – Т. 23, № 2. – С. 293–301.
3. Cowin S.C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium // J. Biomech. Eng. – 1986. – Vol. 108. – P. 83–88.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРЫЖКОВ В ФИГУРНОМ КАТАНИИ

Н.С. Шабрыкина

*Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики,
Пермь, shabrykina@yandex.ru*

Представлена биомеханическая модель движения тела человека при исполнении прыжка в фигурном катании. При построении модели рассматривались три этапа исполнения прыжка: скольжение по дуге при заходе на прыжок, отталкивание и полет. Основное внимание уделялось движению рук и корпуса фигуриста в фазах отталкивания и полета. Экспериментальные данные о движении тела фигуриста в полете были получены на примере прыжка тур.

Ключевые слова: биомеханика, фигурное катание, захват движения.

В последние годы в фигурном катании наблюдается бурное развитие техники исполнения многооборотных прыжков. С другой стороны, постоянное исполнение сложных прыжков приводит к большому количеству травм и часто является причиной того, что спортсмены вынуждены заканчивать спортивную карьеру в юном возрасте. Исходя из этого, в настоящее время все чаще специалисты используют биомеханику для анализа и улучшения техники выполнения прыжков и уменьшения вероятности получения травм [1].

При этом в научной литературе большинство работ посвящены экспериментальному исследованию прыжков [1, 2]. Первые попытки построения математических моделей элементов фигурного катания предпринял А.Н. Мишин, впоследствии его идеи развила в своих работах В.И. Виноградова [3]. Данная работа посвящена созданию комплексной математической модели прыжка, учитывающей взаимосвязь различных этапов его исполнения.

Для описания движения тела фигуриста в ходе выполнения прыжка в данной работе используется модель человека, состоящая из простых геометрических тел. Для построения модели прыжок разбивается на этапы: скольжение по дуге при заходе на прыжок, отталкивание и полет.

При выполнении захода фигурист скользит по дуге, чтобы придать телу положение, обеспечивающее оптимальное выполнение толчка. Кроме того, фигурист приобретает начальную угловую скорость, необходимую для выполнения прыжка. При построении модели считается, что фигурист движется по дуге окружности вокруг неподвижной оси Oz , при этом ось симметрии тела располагается в плоскости yOz и наклонена к вертикали под углом α . С помощью принципа Даламбера было получено соотношение, связывающее угловую скорость движения вокруг неподвижной оси Oz с радиусом кривизны траектории и положением центра масс [4].

Угловая скорость вращения фигуриста в полете определяется с помощью теоремы об изменении кинетического момента. В фазе полета, приближая звенья тела к оси вращения (т.е. совершая так называемую группировку), фигурист увеличивает приобретенную при отталкивании угловую скорость. Начальный кинетический момент приобретается в фазе отталкивания за счет скольжения по дуге и закручивания туловища фигуриста при отталкивании с последующим быстрым его раскручиванием непосредственно перед отрывом ото льда [3, 4].

Количество оборотов в воздухе в зависимости от скорости и радиуса кривизны траектории при заходе

Горизонтальная составляющая скорости, м/с	Вертикальная составляющая скорости, м/с	Количество оборотов		
		Радиус 1,00 м	Радиус 0,75 м	Радиус 0,50 м
4,20	1,22	1,21	1,09	1,15
4,20	1,84	1,82	1,64	1,73
4,20	2,46	2,43	2,20	2,32
3,60	1,84	1,78	1,57	1,61
4,80	1,84	1,87	1,74	1,87

С помощью системы захвата движения было описано движение рук и корпуса спортсмена в фазах отталкивания и полета. Для упрощения проведения эксперимента эти исследования проводились на примере тренировочного прыжка тур. Данный прыжок используется фигуристами всех уровней подготовки для отработки движения рук и корпуса. На основе полученных экспериментальных данных были вычислены значения кинетического момента, приобретенного спортсменом при отталкивании за счет скручивания

корпуса, и момента инерции тела фигуриста в фазе полета в зависимости от времени.

Предложенная биомеханическая модель применялась для определения угловой скорости фигуриста в фазе полета и вычисления количества оборотов, совершаемых в прыжке [4]. Были исследованы зависимости этих величин от движения корпуса и рук спортсмена во время подготовки к прыжку, отталкивания и полета, а также от радиуса кривизны траектории и угла наклона тела при выполнении захода.

В качестве примера возможного применения данной модели в таблице приведены вычисленные с ее помощью данные о количестве оборотов в воздухе для прыжка с различными скоростями и радиусами кривизны дуги при заходе. При попытке исполнения прыжка в два оборота, для которого проводились расчеты, успешными можно считать прыжки с количеством оборотов $2 \pm 0,25$. Интересно заметить, что к нужному результату приводят различные сочетания параметров, что дает возможность корректировать индивидуальную технику с учетом индивидуальных особенностей спортсмена.

Список литературы

1. Cabell L., Bateman E. Biomechanics in figure skating // The Sci. of Figure Skat. / ed. J.D. Vescovi, J.L. VanHeest. – New York: Routledge, 2018. – P. 20–35.

2. Mazurkiewicz A., Iwańska D., Urbanik C. Biomechanics of the Axel Paulsen figure skating jump // Pol. J. Sport Tourism. – 2018. – Vol. 25. – P. 3–9.

3. Виноградова В.И. Основы биомеханики прыжков в фигурном катании на коньках. – М.: Советский спорт, 2013. – 216 с.

4. Shabrykina N. Mathematical modeling of figure skating jumps // 28th Rus. Conf. on Mathem. Model. in Natural Sci.: (proceedings), Perm, Russia, 2–5 Oct. 2019 / ed.: V.P. Matveenko, P.V. Trusov, A.Yu. Yants, V.A. Faerman; Amer. Inst. of Physics (AIP). – Melville: AIP Publishing, 2020. – P. 060006-1–060006-5.

БИОМЕХАНИКА СТЕНКИ МЕЛКОЙ АРТЕРИИ

Н.Х. Шадрина

Институт физиологии им. И.П. Павлова Российской академии наук, лаборатория физиологии сердечно-сосудистой и лимфатической систем, Санкт-Петербург, nkshsh@yandex.ru

Представлена математическая модель стенки малого артериального сосуда с учетом способности гладкомышечных клеток активироваться под действием механических воздействий. Полагается, что в пассивном состоянии материал стенки гиперупругий, активные напряжения имеют только окружную составляющую. Активная часть напряжений описывается функцией, зависящей от растяжений и концентрации свободных ионов кальция в цитоплазме гладкомышечных клеток. Показано, что активные сокращения приводят к существенному снижению напряжения в направлении ориентации гладкомышечных волокон, более однородному его распределению по сечению стенки, увеличивают отношение радиальной составляющей напряжения к окружной.

Ключевые слова: биомеханика, резистивный сосуд, гладкомышечные сокращения, механические напряжения.

Напряжения в сосудистой стенке имеют пассивную и активную составляющие. Пассивная составляющая определяется свойствами материала стенки и деформациями, активная – как деформациями, так и степенью активации гладкомышечных клеток в стенке. Для сосудов диаметром порядка ≤ 100 мкм невозможно установить связь между напряжениями и деформациями/растяжениями на основе экспериментов с растяжением вырезанных образцов, как это делается для крупных артерий [1]. Этим объясняется отсутствие моделей, описывающих механические свойства артерий малого диаметра. Задача представляемой работы состояла в получении биомеханической модели для мелкой артерии косвенным способом на основе имеющихся в литературе статических экспериментов с нагружением ветвей мозговой артерии крысы в пассивном и активированном состояниях внутрисосудистым давлением [2].

Постановка задачи и метод решения. Рассматривается задача о растяжении сосуда внутрисосудистым давлением. Сосуд представляется круглым цилиндром, материал стенки сосуда полагается

несжимаемым, гиперупругим. Пассивная составляющая напряжений определяется из функции энергии деформаций

$$W = \frac{A}{2} \exp(a_1 \varepsilon_\theta^2 + a_2 \varepsilon_r^2 + 2a_3 \varepsilon_\theta \varepsilon_r), \quad (1)$$

где a_i ($i = 1, 2, 3$) – константы; ε_θ и ε_r – окружная и радиальная компоненты тензора деформаций. Из-за отсутствия соответствующих экспериментальных данных остаточные напряжения и продольное растяжение (λ_z) не рассматриваются, полагается, что $\lambda_z \equiv 1$.

В результате активации гладкомышечные клетки сокращаются, создавая дополнительное напряжение. Поскольку в малых артериях сократительные элементы имеют окружное направление [3], полагается, что активное напряжения ($\sigma^{(a)}$) развивается только в окружном направлении и записывается в виде произведения двух функций:

$$\sigma^{(a)} = S f(\lambda_r, \lambda_\theta) \Psi(C_m), \quad (2)$$

где S – доля площади поперечного сечения сосудистой стенки, приходящаяся на гладкие мышцы; λ_r и λ_θ – радиальное и окружное растяжения соответственно; C_m – концентрация кальция в цитоплазме гладкомышечных клеток, определяющего степень их активности. Зависимость $\sigma^{(a)}$ от растяжений берется аналогичной зависимости, полученной для крупных артерий [1]:

$$f = b_1 \lambda_\theta \exp \left(- \left(\frac{\lambda_\theta}{b_2} + \frac{\lambda_r}{b_3} - b_4 \right)^2 \right). \quad (3)$$

Вид функции Ψ для рассматриваемого сосуда был получен ранее [4]:

$$\Psi = 1 - \frac{b_5}{1 + \exp(b_6 (C_m - b_7))}. \quad (4)$$

В цилиндрической системе координат уравнения равновесия и несжимаемости для стенки имеют вид

$$\frac{\partial \sigma_r}{\partial r} + \frac{\sigma_r - \sigma_\theta}{r} = 0, \quad \lambda_r \lambda_\theta \lambda_z = 1. \quad (5)$$

Уравнения (5) решаются с граничными условиями

$$\sigma_r = -p, \quad r = r_i; \quad \sigma_r = 0, \quad r = r_i + h. \quad (6)$$

В соотношениях (3)–(6) b_i ($i = 1, \dots, 6$) – константы, подлежащие определению; r – радиальная координата; r_i – внутренний радиус; h – толщина стенки; и σ_r , σ_θ – радиальная и окружная компоненты напряжения, $\sigma_r \equiv \sigma_r^{(p)}$, $\sigma_\theta = \sigma_\theta^{(p)} + \sigma^{(a)}$; верхний индекс « p » обозначает пассивную составляющую.

Подстановка граничного условия на внутренней стенке в найденное из уравнений (5) радиальное напряжение σ_r для неактивированного сосуда позволяет получить коэффициенты A , a_i в соотношении (1). Для этого используется метод минимизации суммы квадратов отклонений решения σ_r при $r = r_i$ от экспериментальных значений p . После нахождения параметров модели стенки пассивного сосуда аналогичным образом из решения, полученного для активированного сосуда, определяются коэффициенты, входящие в соотношения (3) и (4). При определении неизвестных параметров используются экспериментальные значения радиуса и концентрации кальция.

Результаты и выводы. Расчеты показали, что соотношения (1–4), введенные для описания напряжений в стенке, с достаточной точностью описывают статическую зависимость сосудистого радиуса от давления, полученную в экспериментах на малых церебральных артериях. Показано, что активация приводит к существенному снижению напряжения в направлении ориентации сократительных элементов гладкомышечного слоя; распределение окружного напряжения становится более однородным (рисунок, a).

Та же тенденция характерна и для окружных растяжений. Общее напряжение в сосудистой стенке определяется главным образом напряжениями, возникающими вследствие гладкомышечных сокращений. С ростом активации возрастает доля радиального напряжения (рисунок, b). Поскольку радиальное напряжение максимально на внутренней стенке, увеличение степени активации повышает риск повреждения внутренней стенки сосуда.

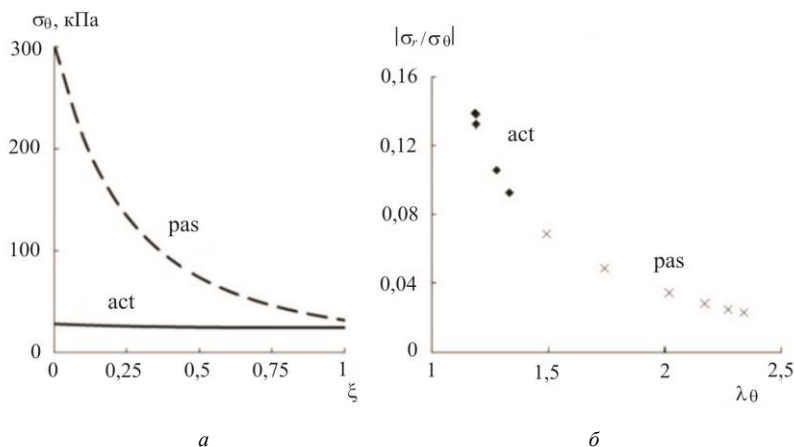


Рис. Изменение окружного напряжения в стенке пассивного и активированного сосудов в радиальном направлении (а): ξ – нормированное расстояние от внутренней стенки и зависимость модуля отношения компонент напряжений от окружного растяжения (б)

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке Программы фундаментальных научных исследований государственных академий на 2013–2020 гг. (ГП-14, раздел 64).

Список литературы

1. Passive and active triaxial wall mechanics in two-layer model of porcine coronary artery / Y. Lu, H. Wu, Y. Gong [et al.] // Sci. Rep. – 2017. – Vol. 7, no. 1. – P. 13911. DOI.org/10.1038/s41598-017-14276-1
2. Knot H.J., Nelson M.T. // J. Physiol. – 1998. – Vol. 508, no. 1. – P. 199–209. DOI: 10.1111/j.1469-7793.1998.199br.x
3. Sleek G.E., Duling B.R. // Circul/ Res. – 1986. – Vol. 59. – P. 620–627. DOI:10.1161/01.res.59.6.620
4. Шадрина Н.Х. Исследование влияния гладкомышечных сокращений на свойства стенки малого артериального сосуда // Известия РАН. Механика жидкости и газа. – 2020. – № 2. – С. 3–11. DOI: 10.31857/S0568528120020115

МЕХАНИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ В РЕГУЛЯЦИИ МОРФОГЕНЕЗА ШПОРЦЕВОЙ ЛЯГУШКИ

Т.Д. Шаповалова, И.В. Володяев

*Московский государственный университет
им. М.В. Ломоносова, кафедра эмбриологии, Москва,
shapovalova_tania@mail.ru, ivolodyaev@gmail.com*

Во время раннего развития шпорцевой лягушки происходит формирование и перестройка клеточных пластов. Помимо генетических факторов в регуляции данных процессов принимают участие механические напряжения, формирующиеся в эмбриональной ткани. Клетки ощущают приложенные к ним силы с помощью механохимических сенсоров – особых структур, находящихся на межклеточных контактах. Возникающие механические сигналы влияют на широкий спектр клеточных процессов, включая дифференцировку, пролиферацию, полярность и направленные коллективные клеточные движения.

Ключевые слова: биомеханика, морфогенез, морфомеханика, клеточные движения, механические напряжения.

Практически все морфогенетические процессы основаны на коллективных сложно организованных движениях обширных клеточных систем и регулируются множеством различных факторов, в том числе механической природы. Коллективные клеточные движения, регулируемые механическими напряжениями в ткани, наблюдаются на разных этапах эмбриогенеза, но наиболее выражены они в период гаструляции.

Гаструляция – это первый обширный морфогенетический процесс, в результате которого в зародыше происходят значительные перестройки. Для формирования основного плана строения животного требуется целый комплекс координированных клеточных движений (рис. 1).

В процессах клеточной подвижности важнейшую роль играют элементы цитоскелета клетки. Ключевыми белками являются актин, который формирует пучки и разветвленные сети, и миозин,

который встраивается в актиновую сеть, способствует скольжению актиновых филаментов, вследствие чего в клетке происходит сокращение [3]. Данные актомиозиновые конструкции действуют как механические элементы. Их можно представить в виде серии соединенных между собой механических компонентов: вязкоупругих элементов (рис. 2, красный) и сократительных структур (рис. 2, зеленый).

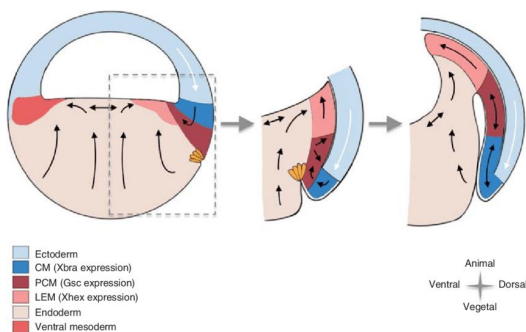


Рис. 1. Гастрюляционные движения у эмбриона *Xenopus laevis* [1]

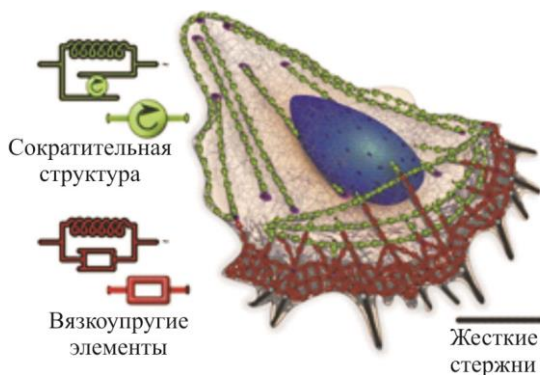


Рис. 2. Схематичное изображение клетки с наложением цитоскелета, образующего подобие механических элементов [3]

Помимо этого, перегруппировка клеток в большинстве случаев обусловлена активным ремоделированием адгезионных межклеточных контактов [4]. Кадгерин связывается с актиновым цитоскелетом через ряд вспомогательных белков катенинов [5, 6]. Такие

структуры представляют собой механохимические сенсоры [7, 8]: при увеличении силы, приложенной к данной конструкции, происходит индукция сигналов, приводящих к формированию адгезивных контактов и/или их ремоделированию [4].

Тянущие силы, возникающие на межклеточных контактах, также вызывают координированные коллективные клеточные движения, что влияет на морфогенез тканей в целом. Было показано, что одиночные клетки мезендодермы эмбриона шпорцевой лягушки становятся мультиполярными (рис. 3), образуют протрузии хаотичным образом и мигрируют в разные стороны с непостоянной скоростью [9]. Для индукции поляризованных коллективных клеточных движений достаточно сил, локально приложенных к С-кадгеринам отдельных клеток. Кадгерины в данном процессе являются механочувствительными сенсорами, т.е. ощущают приложенную к ним силу и реагируют на нее.



Рис. 3. Поведение находящихся в составе ткани и одиночных клеток [9]

Физической основой концепции, описывающей эмбриональное развитие, могут являться механические деформации упругих тел. Деформирующие силы, действующие на эти тела, связаны с предшествующим морфогенезом механизмом обратной связи, в качестве основного компонента которой выступают механические напряжения. Иными словами, возникающие пассивные напряжения по петле обратной связи действуют на механохимические клеточные элементы, которые приводят к появлению активных напряжений и последующему изменению формы [10]. Таким образом, основой коллективных клеточных движений в развитии шпорцевой лягушки являются механические напряжения в эмбриональных тканях.

Гипотеза гипертрофирования Белоусова – Миттенталя наилучшим образом описывает такие обратные связи [10]. Она гласит,

что на изменение механического напряжения эмбриональная ткань отвечает активной реакцией, направленной на восстановление исходного напряжения, но с переизбытком [11]. Разработаны модели, рассматривающие клеточные системы как многофазный континуум и позволяющие формализовать этот подход [12].

Таким образом, коллективные клеточные движения в морфогенезе происходят за счет механических напряжений, возникающих в эмбриональных тканях. В основе молекулярных изменений в процессе клеточных миграций лежит реорганизация актомиозинового цитоскелета, а также перестройки адгезивных межклеточных контактов. Тем не менее многие механизмы, лежащие в основе клеточного ответа на те или иные механические факторы, все еще остаются неизученными.

Список литературы

1. Huang Y., Winklbauer R. Cell migration in the *Xenopus* gastrula // Wiley Interdiscip. Rev. Dev. Biol. – 2018. – Vol. 7, no. 6.
2. Leptin M. Gastrulation movements: the logic and the nuts and bolts. // Dev. Cell. – 2005. – Vol. 8, no. 3. – P. 305–20.
3. Actin dynamics, architecture, and mechanics in cell motility / L. Blanchoin [et. al] // Physiol. Rev. – 2014. – Vol. 94, no. 1. – P. 235–263.
4. Twiss F., Rooij J. De. Cadherin mechanotransduction in tissue remodeling // Cell. Mol. Life Sci. – 2013. – Vol. 70, no. 21. – P. 4101–4116.
5. α -Catenin-vinculin interaction functions to organize the apical junctional complex in epithelial cells / M. Watabe-Uchida [et. al] // J. Cell Biol. – 1998. – Vol. 142, no. 3. – P. 847–857.
6. In vitro and in vivo reconstitution of the cadherin-catenin-actin complex from *Caenorhabditis elegans* / A.V. Kwiatkowski [et. al] // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. – 2010. – Vol. 107, no. 33. – P. 14591–14596.
7. α -Catenin as a tension transducer that induces adherens junction development / S. Yonemura [et. al] // Nat. Cell Biol. – 2010. – Vol. 12, no. 6. – P. 533–542.
8. Vinculin potentiates E-cadherin mechanosensing and is recruited to actin-anchored sites within adherens junctions in a myosin II-dependent manner / D.Q. Le [et. al] // J. Cell Biol. – 2010. – Vol. 189, no. 7. – P. 1107–1115.
9. Weber G.F., Bjerke M.A., DeSimone D.W. A mechanoresponsive cadherin-keratin complex directs polarized protrusive behavior and collective cell migration // Dev. Cell. – 2012. – Vol. 22, no. 1. – P. 104–15.

10. Belousov L.V. Morphomechanical rules of embryonic development // BioSystems. – 2018. – Vol. 173. – P. 10–17.

11. Белоусов Л., Миттенталь Д. Гипервосстановление механических напряжений как возможный движущий механизм морфогенеза // Журнал общей биологии. – 1992. – Т. 53, № 6. – С. 797–807.

12. Stein A.A., Logvenkov S.A., Volodyaev I.V. Continuum modeling of mechano-dependent reactions in tissues composed of mechanically active cells // BioSystems. – 2018. – Vol. 173. – P. 225–234.

13. Neuro-mesodermal patterns in artificially deformed embryonic explants: A role for mechano-geometry in tissue differentiation / E.S. Komikova [et. al] // Dev. Dyn. – 2010. – Vol. 239, no. 3. – P. 885–896.

14. Geometric control of cell life and death / C.S. Chen [et. al] // Science. – 1997. – Vol. 276, no. 5317. – P. 1425–1428.

УДК 539.3

КИНЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ХОДЬБЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВИДЕОСИСТЕМЫ VICON

**В.В. Якова^{1, 2}, Е.И. Яковлева^{1, 3}, И.С. Тагирова²,
М.Э. Балтин³, Н.В. Харин², О.А. Саченков²**

¹Казанский (Приволжский) федеральный университет, Научно-клинический центр прецизионной и регенеративной медицины, Казань, yaikovavictoriya@mail.ru

²Казанский (Приволжский) федеральный университет, кафедра теоретической механики, Казань, irina-s-00@mail.ru

³Казанский (Приволжский) федеральный университет, кафедра физиологии человека и животных, Казань, bloom9876@mail.ru

Быстрая диагностика заболеваний опорно-двигательной системы человека часто зависит от качества современных измерительных средств. Использование системы Vicon Nexus позволяет получать координаты с маркеров в каждый момент времени. При обработке полученных данных применяется метод гониометрии. Походки испытуемых разделяются на циклы шага, которые в свою очередь, делятся на фазу опоры и фазу переноса. Данные изменения углов в бедренном, коленном и голеностопном суставах аппроксимируются и разделяются на группы посредством многомерной кластеризации. Данная методика дает возможность отделить походку условно здоровых людей от патологии.

Ключевые слова: биомеханика, фаза шага, гониометрия, кластерный анализ, метод видеофиксации.

Походка является самым восприимчивым индикатором состояния здоровья человека. Для проведения кинематического анализа исследуется движение в трех основных анатомических плоскостях тела: в сагиттальной, горизонтальной и во фронтальной плоскостях [1, 2]. Благодаря развитию современных измерительных средств удастся не только диагностировать различные заболевания на ранних этапах, но и проводить персонализированное лечение пациента, опираясь при этом на методы доказательной медицины [3].

В данной работе используется метод гониометрии – измерение движений в суставах нижней конечности (тазобедренном, коленном, голеностопном). Для решения поставленной задачи необходимы экспериментальные данные, а именно координаты, изменяющиеся в каждый момент времени. Искомые кинематические характеристики находятся с помощью программного комплекса Vicon Nexus, работающего по технологии захвата движения [4].

Vicon – это система, состоящая из нескольких цифровых инфракрасных камер Vicon MX (Vicon Motion Systems, Оксфорд, Великобритания) с регулируемыми линзами и фокусом и проработанного программного обеспечения для обработки и визуализации данных Vicon Nexus. Камеры размещаются на специальных держателях по периметру области (рис. 1).

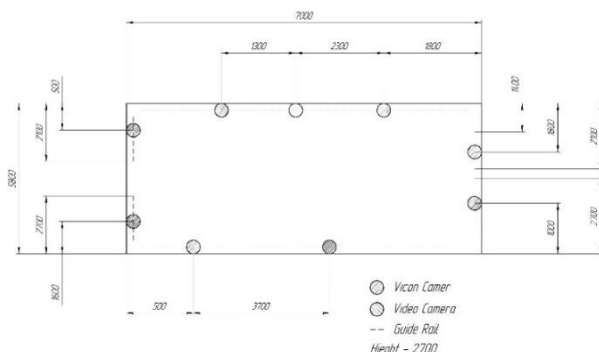


Рис. 1. Схема расположения камер на исследуемой области

На испытуемого крепятся маркеры (датчики) в соответствии с разработанной схемой (рис. 2). Двадцать семь пассивных рефлексивных маркеров были размещены на мышцах спины, крестца, бедренных, коленных и голеностопных суставах.

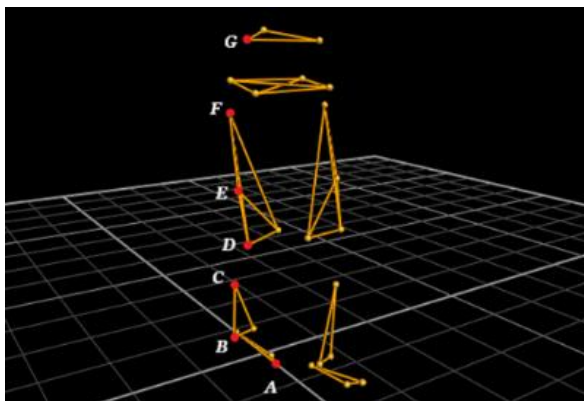


Рис. 2. Положение маркеров на испытуемом в экспериментах

Алгоритм программы содержит следующие этапы: чтение файла в формате .c3d; визуализация скелета; разделение всего массива на целые шаги; выделение в каждом шаге фазы опоры и переноса. В последующем были вычислены углы в суставах. Полученные значения углов разделены по фазам и записаны в файл для последующей обработки. Дальнейший анализ ведется со значениями углов в фазах. Для изучения характера движения график изменения угла в фазе аппроксимируется непрерывно дифференцируемой функцией пятой степени. В результате реализации программного кода в MATLAB характер угла может быть описан нормирующим коэффициентом и аппроксимирующей функцией. Для нахождения однотипных походок, а также отделения нормы от патологии использовался такой метод машинного обучения, как многомерная кластеризация [5]. С помощью этого инструмента, использующего алгоритм k -средних, происходит разделение на кластеры так, чтобы различия между объектами внутри кластера были минимальны.

В эксперименте принимали участие трое мужчин и три женщины, каждый из которых моделировал несколько вариантов походки: стандартная походка, косолапость, шарканье, перекатывание с пятки на носок, по прямой, с пятки носок слегка развернут, прихрамывание на левую и правую ногу, бег, широкий шаг. Каждый вариант походки был записан несколько раз.

После процесса многомерной кластеризации проводилась проверка на нормальное распределение, подсчет стандартной ошибки и дальнейшее осреднение параметров группы. Для полного анализа полученных групп необходимо провести сравнение статистической значимости.

В результате исследования получены группы объединенных походок, которые статистически различимы (рис. 3, 4).

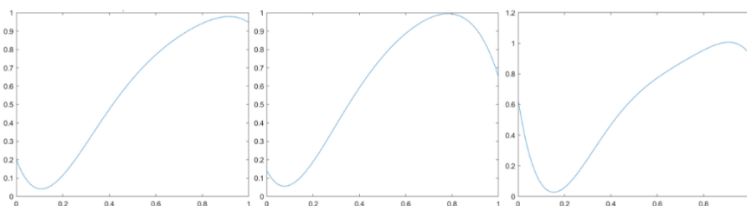


Рис. 3. Изменение бедренного угла в фазе опоры (группа А)

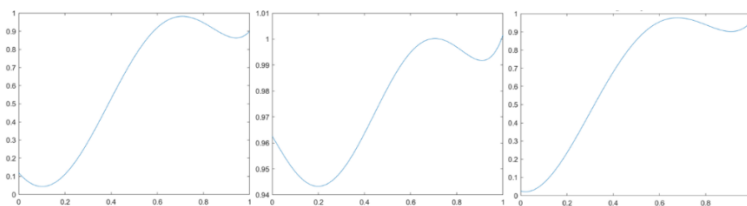


Рис. 4. Изменение бедренного угла в фазе опоры (группа Б)

Таким образом, появляется возможность разделения нормальной походки и походки с патологией.

Представленная выше методика способствует ускорению времени диагностики заболеваний, а также корректировке применяемой терапии в зависимости от актуального состояния пациента.

Благодарности. Работа выполнена при поддержке субсидии, выделяемой Казанскому федеральному университету по государственному заданию в сфере научной деятельности (грант № 0671-2020-0059).

Список литературы

1. Биомеханические исследования ходьбы по горизонтальной поверхности и по лестнице / А.С. Витензон, Г.П. Гриценко, К.А. Петрушанская, И.А. Сутченков, Н.Е. Михеева // Биомеханика-

2000: тез. докл. V Всерос. конф., г. Нижний Новгород, 29 мая – 2 июня 2000 г. – Н. Новгород, 2000.

2. Электромиографические исследования ходьбы по горизонтальной поверхности и по лестнице / А.С. Витензон, К.А. Петрушанская, Г.П. Грищенко, Н.Е. Михеева, И.А. Сутченков // Биомеханика-2000: тез. докл. V Всерос. конф., г. Нижний Новгород, 29 мая – 2 июня 2000 г. – Н. Новгород, 2000.

3. Restoring function after spinal cord injury: promoting spontaneous regeneration with stem cells and activity-based therapies / V. Belegu, M. Oudega, D.S. Gary, J.W. McDonald // Neurosurgery Clinics of North America. – 2007. – Vol. 18(1). – P. 143–168. DOI.org/10.1016/j.nec.2006.10.012

4. Компьютерный видеонализ движений в спортивной медицине и нейрореабилитации / В.И. Доценко, А.В. Воронов, Н.Ю. Титаренко, К.Е. Титаренко // Медицинский алфавит. – 2005. – Т. 3(41). – С. 12–14.

5. Козырев С.В. Многомерная кластеризация и гиперграфы // Теоретическая и математическая физика. – 2010. – Т. 164. – С. 394–400.

УДК 004.8

ГЛАВНАЯ ЭТИЧЕСКАЯ ПРОБЛЕМА СОВРЕМЕННОЙ МЕДИЦИНЫ И ПУТИ ЕЕ РЕШЕНИЯ МЕТОДАМИ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА

Л.Н. Ясницкий¹, А.И. Мартынов²

¹*Пермский государственный национальный исследовательский университет,
кафедра прикладной математики и информатики, Пермь, Yasn@psu.ru*

²*Московский государственный медико-стоматологический университет
им. А.И. Евдокимова, Москва, anatmartynov@mail.ru*

Прослеживается история развития искусственного интеллекта как науки, постоянно реагирующей на текущие проблемы, возникающие в медицинской практике. Обращается внимание на то, что практически все современные нейростевиые системы медицинского назначения являются статическими, т.е. не имеют оси времени, и поэтому могут ставить диагнозы заболеваний только в текущий момент времени. В результате врачам приходится делать назначение курсов лечения, не проверяя на компьютерных моделях, к чему это лечение может

привести в будущем. Таким образом, осознанно или неосознанно, врачам приходится экспериментировать на пациентах, что представляет собой этическую проблему. Показано, что эта многовековая этическая проблема может быть решена путем дальнейшего развития и применения современных методов искусственного интеллекта. Оптимальный подбор курсов профилактики и лечения можно производить путем виртуального прогнозного экспериментирования на динамических компьютерных моделях пациентов.

Ключевые слова: математическое моделирование, компьютерный эксперимент, нейронная сеть, искусственный интеллект, сердечно-сосудистая система.

Несмотря на успехи современной медицины, до сих пор остается нерешенной важная этическая проблема взаимоотношений врача и пациента, суть которой заключается в следующем.

Вместо того, чтобы, предварительно создав математическую модель пациента, проверить на ней, к чему приведет в будущем тот или иной курс лечения и профилактики заболевания, врачи вынуждены пробовать их действие непосредственно на пациенте. Очень часто они делают назначение лекарственных препаратов и наблюдают за пациентом: поможет или не поможет? Если не поможет, назначают другие лекарственные препараты и снова наблюдают.

В физике экспериментирование такой метод исследований принято называть экспериментированием «на натуральных объектах». Но «натурным объектом» в данном случае является человек. Получается, что врачи, осознанно или нет, вынуждены экспериментировать на живых людях, что является нарушением первого принципа Нюрнбергского кодекса [1], а значит, представляет серьезную этическую проблему.

Каковы же возможности решения этой многовековой этической проблемы взаимоотношений врача и пациента?

Многие ученые связывают современное состояние медицины и ее будущее с активным внедрением методов «новой» научной отрасли – искусственного интеллекта [2]. Но мало кто из врачей знает, что этой научной отрасли уже более 700 лет и что первой системой искусственного интеллекта была механическая система медицинской диагностики, созданная испанским ученым Раймундом Луллием в XIII в. Это открытие (назовем его *Открытием № 1*) легло в основу технологии экспертных систем. С помощью этой технологии в 1970-х гг. учеными Стэнфордского университета бы-

ла создана знаменитая экспертная система медицинской диагностики MYCIN.

Следующим великим открытием (назовем его *Открытием № 2*) стало изобретение в середине XX в. американскими учеными Уорреном МакКаллоком (Warren McCulloch) и Уолтером Питтсом (Walter Pitts) математического нейрона [3], а также создание Фрэнком Розенблаттом (Frank Rosenblatt) персептрона [4], предназначенного для распознавания букв латинского алфавита. Однако попытки практического применения персептрона для создания системы распознавания противника «Свой или Чужой» (этот проект был актуален в США в связи с Карибским кризисом 1962 г.) оказались безуспешными. Неудачными были и попытки создания нейросетевой системы диагностики инфаркта миокарда на основе анализа электрокардиограмм.

Причина неудач заключалась в отсутствии эффективного алгоритма обучения многослойных нейронных сетей. Такие алгоритмы были изобретены в 1973 г. российским ученым Александром Галушкиным [5] (назовем его *Открытием № 3*) и независимо от него в 1974 г. американским ученым Полом Вербосом (Paul Werbos) [6]. Благодаря этому открытию искусственный интеллект бы выведен из научного тупика [7].

Открытия №№ 2 и 3 ознаменовали появление новой технологии искусственного интеллекта – технологии нейронных сетей. Ее преимущество перед технологией экспертных систем состоит в том, что знания предметной области закладываются не автором компьютерной программы, а приобретаются в процессе обучения на практическом опыте. Это свойство нейронных сетей оказалось особенно эффективным в медицине, теоретическая база которой весьма далека от совершенства.

В настоящее время для распознавания патологий на рентгеновских снимках широко применяются сверточные нейронные сети. Эти сети обязаны своим появлением японскому ученому Кунихико Фукусиме (Kunihiko Fukushima) [8], который в 1979 г. предложил способ более полного по сравнению с персептроном учета топологических свойств распознаваемого объекта (назовем его *Открытием № 4*).

В наши дни термин «искусственный интеллект» приобрел чрезмерно высокую популярность [9]. В мировой медицинской литературе имеется огромное количество сообщений об успешном применении нейронных сетей для диагностики самых различных заболеваний. Помимо термина «нейросетевая диагностика» встречаются термины «прогноз заболеваний», «предсказание заболеваний», «оптимизация курсов профилактики и лечения».

Однако, как показано в работах [10, 11], при внимательном ознакомлении с этими публикациями можно заметить, что указанные термины используются только в узком смысле этого слова: как «исход заболевания», «выживет — не выживет», «какой процент пациентов выживет», «обратится ли пациент вновь к врачу» или как «диагноз, прогнозируемый в неопределенном будущем». А под «оптимизацией» иногда понимается оптимизация стоимости лечения. Сведения же о применении аппарата нейронных сетей для моделирования заболеваний как процессов, развивающихся во времени в том смысле, как это понимают физики и инженеры, оказались весьма скудными и не отражающими в полной мере реальную специфику динамических явлений.

Как показывает анализ медицинской литературы (например, работ [12, 13]), по-нашему мнению, полноценному применению метода нейросетевого математического моделирования препятствует проблема существования внутренних корреляционных зависимостей между параметрами, характеризующими человека. Дело в том, что в медицине входные параметры моделируемого объекта имеют сложные корреляционные взаимозависимости, характер которых изучен весьма слабо. Например, с возрастом у человека появляются новые симптомы и жалобы, изменения на электрокардиограмме, изменяются результаты эхокардиографии и биохимических анализов и т.д. То же самое относится и к исследованию влияния образа жизни на здоровье человека. Например, в работе [13] методом сценарного прогнозирования изучается влияние курения на риск возникновения ишемической болезни сердца путем виртуального изменения одного единственного входного параметра модели, отвечающего за курение. Множество же других параметров человека в компьютерных экспериментах сохраняется неизменным, что представляется некорректным.

При проведении компьютерных экспериментов в процессе виртуального изменения одного или нескольких входных параметров модели другие входные параметры тоже должны быть изменены согласно существующим между ними зависимостям. Но такие зависимости, как правило, неизвестны, и учесть их не представляется возможным. По-видимому, эти сложности и явились «камнем преткновения». Они явились причиной того, что на сегодняшний день в медицинской литературе практически отсутствуют упоминания о существовании полноценных динамических нейросетевых моделей, способных на количественном уровне прогнозировать процессы появления и прогрессирования заболеваний на длительные периоды жизни пациента.

В результате врачи в своей практике часто бывают вынуждены применять «метод проб и ошибок», т.е., как отмечалось выше, по сути, врачи занимаются экспериментированием на живых людях, нарушая Нюрнбергский кодекс [1]. Что не способствует решению упомянутой выше многовековой этической проблемы взаимоотношений врача и пациента.

По-видимому, впервые возможности нейронных сетей для прогнозирования развития заболеваний во времени на количественном уровне, а также для подбора оптимальных курсов лечения и образа жизни пациентов были продемонстрированы в публикациях 2013–2018 гг. [10, 11]. На основе этих теоретических результатов (назовем их *Открытием № 5*) нами создан демонстрационный прототип интеллектуальной системы KARDIONET, наглядно показывающий, что врачам так же, как физикам и инженерам, иногда можно отказываться от натурного экспериментирования. Прежде чем делать какие-либо назначения больным, врачи могут создавать компьютерные модели пациентов и, экспериментируя на них, наблюдать на экране компьютера возможные последствия своих назначений в ближайшем и отдаленном будущем. Экспериментируя на компьютерных моделях, врачи, как и инженеры, могут подбирать оптимальные курсы лечения и профилактики заболеваний с учетом особенностей организма пациентов.

Таким образом, многовековая этическая проблема взаимоотношений врача и пациента может быть решена путем применения современных методов искусственного интеллекта.

Обратиться к KARDIONET, узнать состояние сердечно-сосудистой системы в данный момент и в будущем, подобрать оптимальный образ жизни и приема некоторых лекарственных препаратов можно, обратившись к сайту <https://en.kardionet.ru/>

Список литературы

1. Annas G.J., Grodin M.A. The Nazi Doctors and the Nuremberg Code. – New York, NY: Oxford University Press Inc., 1992 (Print).

2. Биоэтика, искусственный интеллект и медицинская диагностика / А.Г. Чучалин, В.А. Черешнев, В.Ю. Мишланов [и др.], ПГМУ им. академика Е.А. Вагнера. – Пермь, 2019. – 208 с.

3. McCulloch W.S., Pitts W. A logical calculus of ideas immanent in nervous activity // Bull. Mathematical Biophysics. – 1943. – Vol. 5.

4. Rosenblatt F. The perseptron: a probabilistic model for information storage and organization in the brain // Psychol. Rev. – 1958. – Vol. 65.

5. Галушкин А.И. Об алгоритмах адаптации в многослойных системах распознавания образов // Доклады АН УССР (представлено акад. В.М. Глушковым). – 1973. – Т. 91, № 1. – С. 15–21.

6. Werbos P.J. Beyond regression: new tools for prediction and analysis in the behavioral sciences: Phd Thesis / Dept. of Applied Mathematics, Harvard University. – Cambridge, MA, 1974.

7. Ясницкий Л.Н. О приоритете советской науки в области нейроинформатики // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. – 2019. – Т. 21, № 1. – С. 6–8.

8. Fukushima K. Neural network model for a mechanism of pattern recognition unaffected by shift in position – neocognitron // Transactions of the IECCE. – 1979. – Vol. J62-A(10). – P. 658–65.

9. Yasnitsky L.N. Whether be new “Winter” of artificial intelligence? // Lect. Notes in Networks and Syst. – 2020. – Vol. 78. – P. 13–17.

10. Ясницкий Л.Н., Думлер А.А., Черепанов Ф.М. Новые возможности применения методов искусственного интеллекта для моделирования появления и развития заболеваний и оптимизации их профилактики и лечения // Терапия. – 2018. – № 1. – С. 109–18.

11. Yasnitsky L.N., Dumler A.A., Cherepanov F.M. The Capabilities of artificial intelligence to simulate the emergence and development of diseases, optimize prevention and treatment thereof, and identify new

medical knowledge // J. of Pharmac. Sci. and Res. – 2018. – Vol. 10, no. 9. – P. 2192–200.

12. Yahaya L., Oye N.D., Garba E.J. A comprehensive review on heart disease prediction using data mining and machine learning techniques // American J. of Artificial Intelligence. – 2020. – Vol. 23, no. 4(1). – P. 20–9.

13. Ayatollahi H., Gholamhosseini L., Salehi M. Predicting coronary artery disease: a comparison between two data mining algorithms // BMC Public Health. – 2019. – Vol. 19, no. 1. – P. 1–9.

УДК [531/534+539.3/.5]

EVALUATION OF SKIN BLOOD FLOW REGULATION MECHANISMS IN PATIENTS WITH TYPE 2 DIABETES MELLITUS AND METABOLIC SYNDROME

**V. Paskova¹, N. Antonova¹, S. Podtaev²,
I. Velcheva³, N. Chaushev⁴, H. Chalakov³**

*¹Department of Biomechanics, Institute of Mechanics, Bulgarian Academy
of Sciences, Sofia, Bulgaria*

²Institute of Continuous Media Mechanics UB Russian Academy of Sciences, Perm

³“Uni Hospital”, Department of Neurology, Panagyurishte, Bulgaria

*⁴University Hospital of Neurology and Psychiatry “St. Naum”, Medical University,
Department of Neurology, Sofia, Bulgaria*

Diabetes mellitus type 2 (DM2) has high social and economic importance and accompanied by vascular degenerative complications, leading to the change in the mechanical properties of vessels of the microcirculation (capillaries, arterioles, venules and the like). It is one of the major risk factors of cardiovascular diseases.

Keywords: Type 2 diabetes, local heating test, skin temperature fluctuations.

The aim of the study was to investigate the possibility of assessing disorders in the regulatory mechanism of microcirculatory vascular tone in DM2 patients by applying a wavelet analysis of skin temperature (WAST). In addition, the study aimed to compare our results obtained in patients with DM2 with literature data from a group of patients with metabolic syndrome conducted using the same methods. Using this approach for non-invasive assessment, the temperature fluctuations of the

skin surface in the range of oscillations from 0.0095 to 0.02 Hz were found. Low-amplitude temperature fluctuations on the surface of the skin occur as a result of altered tone and speed of blood flow in the subcutaneous tissue. By recording these fluctuations and analyzing them for certain frequency ranges, we analyze the disturbances in the active mechanisms for regulation of vascular tone. Blood flow oscillations at frequencies 0.05–0.15 Hz characterize the myogenic mechanism of vascular tone. The neurogenic activity induces vessel walls movement with frequency 0.02–0.05 Hz. At the frequency 0.0095–0.02 Hz reflect the vascular tone regulation due to the endothelium activity.

The study showed that in patients with type 2 diabetes and in patients with metabolic syndrome a violation of skin vasodilation and vasoconstriction in response to the stimulus of local heating test.

Acknowledgements. This work was supported by the National Program "Young Scientists and Postdoctoral Students" of the Ministry of Education and Science, project: "Development of non-invasive methodology and tools for assessment of regulatory mechanisms in patients with metabolic syndrome" and Grant № KII-06-H27/13 "Development of an experimental microfluidic system and methodology for assessment of the microrheological properties of blood. Analysis of the peripheral vasomotor reactivity and vascular endothelial functions in patients with type 2 diabetes mellitus".

Научное издание

БИОМЕХАНИКА-2020

*Материалы
XIV Всероссийской конференции
с международным участием*

(г. Пермь, 3–5 декабря 2020 г.)

Корректор *Е.Б. Денисова*

Подписано в печать 21.12.2020. Формат 60×90/16.
Усл. печ. л. 18,0. Тираж 18 экз. Заказ № 138/2020.

Издательство
Пермского национального исследовательского
политехнического университета.
Адрес: 614990, г. Пермь, Комсомольский пр., 29, к. 113.
Тел. (342) 219-80-33.