

АДАПТАЦИЯ КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ПРОПОРЦИОНАЛЬНОМ ИЗМЕНЕНИИ НАГРУЗКИ

Ю. В. Акулич, Ю. И. Няшин, Р. М. Подгаец

Пермский государственный технический университет, Пермь, Россия

Представлена математическая модель процесса внутренней адаптационной перестройки спонгиозной и кортикальной костных тканей человека, позволяющая прогнозировать изменение механических свойств в реальном масштабе времени и при пропорциональном изменении нагрузки, когда не изменяется вид симметрии анизотропии упругих свойств. Характер измененной нагрузки в этом случае остается близким к физиологическому. Область применения методики остается достаточно широкой и включает адаптационные проблемы изменения свойств костных тканей при спортивных упражнениях, при разработке новых медицинских технологий реабилитации после травм и хирургических операций. Модель использует классическое определяющее соотношение пористой линейно – упругой среды [1] и новое кинетическое уравнение внутренней перестройки, устанавливающее линейную связь между скоростью изменения тензора жесткости костной ткани и скалярным деформационным стимулом активности костных клеток. В качестве коэффициента пропорциональности, характеризующего адаптационную чувствительность костной ткани к изменению физиологической нагрузки, в этом уравнении используется тензор четвертого ранга. Приводится обоснование структуры построенного кинетического уравнения путем сопоставления нового феноменологического уравнения пороупругой приспособляющейся среды с аналогичным уравнением, следующим из классической теории. Показано, что в предположении линейной зависимости активности костных клеток от деформационного стимула все независимые компоненты тензора чувствительности как функции параметров структуры могут быть определены аналитически. Для основных видов анизотропии костной ткани (изотропной, трансотропной и ортотропной) получены выражения этих функций. Приводятся результаты тестового расчета процесса адаптации однородного пористого стержня при увеличении одноосного сжатия. Полученный монотонный характер установления всех параметров процесса адаптации является качественным подтверждением обоснованности разработанной модели.

Литература

1. Hegedus D.H. and Cowin S.C. Bone remodeling II: small strain adaptive elasticity // J. Elast. – 1976. – Vol. 6(4). – P. 337-352.

614000, Пермь, Комсомольский проспект, 29а, e-mail: auv@theormech.pstu.ac.ru,
(3422) 391702, Акулич Юрий Владимирович

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕФОРМАЦИОННЫХ СВОЙСТВ ЭРИТРОЦИТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ УСОВЕРШЕНСТВОВАННОГО ЭКТАЦИТОМЕТРА

Белкин А. В., Марьинских В.В., Сайфиев Р.Р., Шалабодов А.Д.

Тюменский государственный университет г.Тюмень, Россия

Для эффективного обеспечения газотранспортной функции, эритроциты должны обладать способностью свободно проходить через микроциркуляторное русло, что определяется не только достаточным количеством гемоглобина в цитоплазме клеток, но и зависит от способности эритроцитов к упругим изменениям размеров и формы.

При наличии достаточно большого числа методов, нацеленных на изучение вязкоэластических свойств мембран эритроцитов, таких как фильтрационные, миграционно-скоростные, аспирационные, вискозиметрические, ультразвуковые, а также с использованием спиновых и флуоресцентных зондов, не один из них не отвечает требованию универсальности и полноценной объективности, так как условия измерения далеки от ситуации *in vivo*.

В 1975 г. для измерения вязкоэластических свойств мембран эритроцитов, подверженных деформирующему воздействию, был предложен метод лазерной дифрактометрии или эктацитометрии, как его назвали авторы Bessis M. и Mohandas N. из института крови в Париже. Однако, несмотря на его явные преимущества, широкого распространения в практике отечественных исследований реологических свойств эритроцитов он не получил.

Существенно изменив способ деформирующего воздействия на эритроциты, нами создана и испытана экспериментальная установка, по чувствительности и информативности не уступающая, а во многом и превосходящая существующие аналоги, что подтверждается многочисленными тестами на модельных ситуациях, а *rigid* модифицирующих вязкоэластические свойства мембран эритроцитов. Серьезные изменения были внесены и в способ регистрации и анализа выходного сигнала. При помощи цифровой видеокамеры, сопряженной с персональным компьютером, изменения дифракционной картины, по форме повторяющей эритроциты, находящиеся в сдвиговом потоке, стало возможным наблюдать и в динамике.

Данная работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, грант № 00-04-55049И

Россия, 625043, г.Тюмень, Биологический факультет, ул.Пирогова, 3.

Mar_vas2000@mail.ru (3452) 46-78-96, Марьинских В.В.

БЕСПОРЯДОК АКТИН-МИОЗИНОВОЙ РЕШЕТКИ В МЫШЕЧНЫХ ВОЛОКОНАХ - СРАВНЕНИЕ ДАННЫХ РЕНТГЕНОВСКОЙ ДИФРАКЦИИ И ЭЛЕКТРОННОЙ МИКРОСКОПИИ

П.М. Беннет⁴, С. Ю. Бершицкий², Н.А. Кубасова¹, М.А. Ференци³,
Д.А. Шестаков¹

¹Институт механики, Московский Государственный Университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия; ²Институт экологии и генетики микроорганизмов УрО РАН, Екатеринбург, Россия; ³Имперский Колледж, Университет Лондона, Лондон, Великобритания, ⁴Центр изучения молекулярных механизмов функционирования клетки им. Рэндалла, Лондонский Королевский Колледж, Лондон, Великобритания

Рентгено-дифракционные эксперименты на волокнах мышц кролика показывают, что скачок температуры в расслабленных волокнах сопровождается изменением интенсивности экваториальных рефлексов (1-3). Изменения экваториальных рефлексов традиционно связывают с переносом массы миозиновых головок от нитей миозина к актину. Однако они могут быть вызваны также изменением беспорядка актин-миозиновой решётки. Для проверки этого предположения были проведены две серии экспериментов. В одной из них (на синхротроне в Дасбери, Великобритания) были измерены изменения интенсивности рентгеновских рефлексов расслабленных волокон мышц кролика в ответ на скачок температуры. В другой в ходе аналогичных экспериментов, в результате быстрой заморозки волокон, были получены электронные микрофотографии их срезов до и после скачков температуры, а также в состоянии ригора. Метод, дающий возможность быстро замораживать волокно с сохранением его структуры даже после температурных скачков, был описан ранее (4). Был разработан и реализован метод обработки этих микрофотографий, позволяющий непосредственно вычислять средний уровень беспорядка актин-миозиновой решётки. Определенные таким образом величины были использованы для контрольного численного моделирования экваториальных рефлексов. Сравнение данных рентгеновской дифракции и электронной микроскопии позволяет утверждать, что изменение интенсивности экваториальных рентгеновских рефлексов, в самом деле, в значительной степени связано с изменением беспорядка актин-миозиновой решётки.

Работа была поддержана грантами РФФИ, INTAS, ННМИ.

Литература

1. Wray, 1987, *J. Muscle Res. Cell Motil.*, 8: 62
2. Lowy и др., 1991, *Biophys. J.*, 60: 812-824
3. Xu и др., *Biophys. J.*, 1999, 77: 2665-2676
4. Bennet и др., *J. Microsc.*, 2002, *in press*

Шестаков Д.А. Институт механики МГУ, 119992, Москва, Мичуринский проспект, д. 1.
тел.: (095)-939-12-52, факс: (095)-939-01-65; e-mail: shestakov@imec.msu.ru

СТЕРЕОСПЕЦИФИЧЕСКОЕ ПРИСОЕДИНЕНИЕ МИОЗИНОВЫХ ГОЛОВОК РАСТЯГИВАЕТ И РАСКРУЧИВАЕТ АКТИНОВУЮ СПИРАЛЬ

С. Ю. Бершицкий², Н. А. Кубасова¹, М. А. Ференци³, А.К. Цатурян¹

¹Институт механики, Московский Государственный Университет, Москва, Россия; ²Институт экологии и генетики микроорганизмов УрО РАН, Екатеринбург, Россия; ³Имперский Колледж, Университет Лондона, Лондон, Великобритания

Мы измеряли положение ярких актиновых слоевых линий 5,9, 5,1 и 2,7 нм на рентгенограммах маленьких пучков мышечных волокон в состояниях ригора и расслабления. Эксперименты были выполнены на демембранизованных клетках из скелетной мышцы кролика на источниках синхротронного излучения в Дасбери (Великобритания) и в Гренобле (Франция). Изменение положения этих слоевых линий соответствует вытяжению актиновой спирали на 0,11% и увеличению азимутального угла между соседними мономерами актина θ_0 на $0,6^\circ$ при присоединении миозиновых мостиков к актину. Оказалось, что эти изменения структуры актиновой спирали противоположны тем, которые наблюдали во время активации перетянутой мышцы (Wakabayashi и др., 1994) или во время быстрого укорочения мышцы (Bordas и др., 1999). В названных экспериментах актиновая спираль укорачивалась на 0,1%, а угол θ_0 уменьшался на $\sim 0,4^\circ$ по сравнению с соответствующими значениями в расслаблении. Наши данные показывают, что удлинение актиновых нитей во время сокращения может быть вызвано не только их упругостью, но и прямым эффектом присоединения миозиновых головок. Такие изменения в структуре актина могли бы объяснить разницу между оценками податливости тонких нитей, выполненных в точных механических (0,14%/T₀, где T₀ – изометрическое напряжение; Linari и др., 1998) и рентгено-дифракционных экспериментах: 0,2-0,3%/T₀ (Н.Е. Huxley и др., 1994; Wakabayashi и др., 1994) или даже 0,42%/T₀ (Bordas и др., 1999).

Работа поддержана грантами NATO, INTAS, HHMI, РФФИ, а также MRC, Daresbury Laboratory, EMBL.

Литература

1. Bordas J. и др., 1999. Extensibility and symmetry of actin filaments in contracting muscles *Biophys. J.* **77**: 3197-3207.
2. Huxley H.E. и др. 1994. X-ray diffraction measurements of the extensibility of actin and myosin filaments in contracting muscle. *Biophys. J.* **167**:2411-2421.
3. Linari, M. и др. 1998. The stiffness of skeletal muscle in isometric contraction and rigor P. the fraction of myosin heads bound to actin. *Biophys. J.* **74**:2459-2473
4. Wakabayashi K. и др. 1994. X-ray diffraction measurements for the extensibility of actin and myosin filaments during muscle contraction. *Biophys. J.* **67**:2422-2435

Москва, 119992, Ленинские Горы, Институт механики МГУ; (095)-9391252
e-mail: natalia@imec.msu.ru Кубасова Наталия Алексеевна

БИОМЕХАНИКА ИЗМЕРЕНИЙ В УРЕТРЕ

Быкова А.А., Гумин Л.М.

Институт механики МГУ, Москва

Представлен краткий обзор основных идей, касающихся математического моделирования нижних мочевыводящих путей как управляемой механической системы. Обзор основан на анализе литературы и аналогиях с моделированием некоторых других систем организма. Практически все модели ставят своей целью совершенствование интерпретации клинических измерений.

Одна из главных практических проблем уродинамики связана с недержанием мочи, в особенности у женщин и лиц преклонного возраста, с пониманием причин и осознанным выбором лечения. Задачи теории и эксперимента для уретры мужчин имеют еще один важный аспект: обструктивные нарушения, связанные с заболеваниями простаты.

Основа обзора – описание строения нижних мочевыводящих путей, свойств тканей, целей и методов измерений, в том числе: давления и объема в мочевом пузыре при наполнении и опорожнении; давления (в разных условиях), просвета и потока (при мочеиспускании) в уретре; ее расходных характеристик, сопротивления и запирающих свойств.

Обсуждается общая математическая модель функционирования нижних мочевыводящих путей. В квазиодномерном приближении основные переменные модели суть объем мочевого пузыря, трансмуральное давление в пузыре, внутренний (эффективный) радиус уретры, трансмуральное давление в уретре и поток в уретре. Уровни активации мышц пузыря и уретры, как и внутрибрюшное давление, полагаются задаваемыми пробными функциями. Рассматриваются возможные применения этой модели к названным выше измерениям.

Работа частично поддержана РФФИ (проекты 02-01-00338, 00-15-96009).

117192, Россия, Москва, Мичуринский пр., 1, Институт механики МГУ
e-mail: nbykova@online.ru, (095)9392555, Быкова А.А.

ИЗМЕРЕНИЕ ОСТАТОЧНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ ЭМБРИОНАЛЬНЫХ ТКАНЕЙ КАК СРЕДСТВО АНАЛИЗА МОРФОГЕНЕЗА

Глаголева Н.С., Белоусов Л.В.

Биологический факультет

Московского государственного университета, Москва, Россия

Одним из важнейших морфогенетических процессов, играющих большую роль в развитии животных, является так называемая интеркаляция (взаимное вставление) эмбриональных клеток. В результате интеркаляции происходит активное изотропное или анизотропное растяжение данного зачатка. Встает вопрос, чем может регулироваться в ходе эмбрионального развития время, место и направление клеточной интеркаляции. В работах [1, 2] было показано, что искусственное растяжение эмбриональных тканей стимулирует интеркаляцию, идущую в направлении растяжения. Мерой интеркаляционного ответа тканей могут служить их остаточные деформации (ОД), сохраняющиеся после снятия растягивающей силы. Задачей данной работы было измерение ОД вентральной и дорсальной эктодермы ранней гаструлы и боковой эктодермы поздней гаструлы – ранней нейрулы шпорцевой лягушки после растяжений различной длительности и величины. Было установлено, что на кратковременные растяжения все образцы реагировали как упругие тела (ОД отсутствовали). Вместе с тем, после 30 – 60-минутного растяжения в тканях ранней гаструлы возникали существенные ОД, причем в вентральных тканях они были достоверно больше, нежели в поперечно растянутых дорсальных. Растяжения устанавливали в образце дальний морфогенетический порядок, который отсутствовал в нерастянутых образцах. В растянутых тканях боковой эктодермы поздней гаструлы – ранней нейрулы ОД были значительно меньше или вовсе отсутствовали и в ответ на растяжение развивалась сократительная реакция. Из полученных данных следует: (1) механические условия гаструляции и нейруляции совершенно различны – первая протекает в условиях релаксируемых, а вторая – нерелаксируемых натяжений окружающих тканей; (2) при гаструляции имеются региональные дорсо-вентральные различия по величинам ОД, которые могут объяснить наблюдаемую в норме вентро-дорсальную миграцию клеток.

Работа поддержана грантом РФФИ (проект 02-04-49004).

Литература

1. Лучинская Н.Н., Белоусов Л.В., Штейн А.А. (1997) Морфогенетические реакции эктодермы ранней гаструлы шпорцевой лягушки на механическое растяжение. // Онтогенез. Т. 28. С. 106-116.
2. Belousov L.V., Louchinskaia N.N., Stein A.A. (2000) Tension-dependent collective cell movements in the early gastrula ectoderm of *Xenopus laevis* embryos. // Development, Genes and Evolution. V. 210 P. 305-320.

Россия 119899 Москва, МГУ, биологический факультет, lbelous@soil.msu.ru
(095) 939-39-15, Глаголева Надежда Сергеевна.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЛОКАЛЬНЫХ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ И МИКРОСТРУКТУРЫ ТКАНЕЙ МЕТОДАМИ АКУСТИЧЕСКОЙ МИКРОСКОПИИ

Л.А.Денисова

Институт биохимической физики им.Н.М.Эмануэля РАН, Москва, Россия

Методы акустической микроскопии базируются на исследовании взаимодействия короткоимпульсного высокочастотного (20-2000 МГц) фокусированного ультразвукового сигнала с веществом образца. Распространение звука определяется плотностью, упругостью, вязкостью вещества. Следовательно, изучая изменение ультразвукового сигнала в результате прохождения через образец или отражения от поверхности образца, мы получаем информацию не только об акустических параметрах, но и о механических свойствах объекта.

Исследование в акустическом микроскопе не требует фиксации, обезвоживания, декальцинации, контрастирования образцов или изготовления реплик, не вызывает повреждений и изменений объекта. Это дает возможность исследовать микроструктуру и механические свойства тканей в состоянии, наиболее приближенном к нативному.

В работе представлены результаты исследования компактной и спонгиозной костной ткани, дентина и эмали зубов, хрящевой ткани. Показано, что применение акустического микроскопа позволяет получать растровые изображения микроструктуры биологических тканей с разрешением от десятков до долей микрона. Акустические изображения передают не только форму и распределение элементов структуры, но и топографию распределения областей, отличающихся по механическим свойствам. Выявленная корреляция между акустическими параметрами (скорость продольного и поперечного распространения ультразвука, акустический импеданс) и показателями механических свойств, полученных в стандартных испытаниях (прочность на сжатие, модуль упругости, модуль сдвига, микротвердость) может стать основой для разработки новых неразрушающих методов оценки механических свойств биологических тканей.

Благодаря неразрушающему характеру методов акустической микроскопии на одном и том же образце в каждой группе объектов, не подвергавшихся фиксации или декальцинации, проведены и морфологические исследования, и оценка акустических и механических параметров, что позволило получить новые данные о микробиомеханике и структурно-функциональной организации биологических тканей.

Москва, 119991, ул.Косыгина, д.4, ИБХФ РАН, Международный центр по исследованию современных материалов, e-мэйл: isi@com2com.ru ; тел.: (095) 137-83-47, (095) 409-78-35, Денисова Людмила Александровна

ВЛИЯНИЕ РЕГУЛЯРНОЙ ДИСТРАКЦИИ НА МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ

Ф.Л.Доленко

Архитектурно-строительный университет, Нижний Новгород, Россия

Целью работы являлось установление механизма удлинения мышц под влиянием регулярного растягивания. Это средство тренировки широко применяется в спорте, хореографии, цирковом искусстве.

Проведен последовательный модельный эксперимент на 54 животных (кроликах), у которых в течение 160 дней со стандартным дозированным усилием производилось растягивание двуглавой мышцы плеча. После декапитации мышца взвешивалась, измерялась и кусочки ее фиксировались по общепринятой методике. Ультратонкие срезы изучались под электронным микроскопом. Контролем служили те же мышцы на контралатеральных интактных конечностях.

Зафиксировано значительное, примерно на четверть, увеличение массы мышцы и длины ее контрактильной части, адекватное укорочение мало растяжимой сухожильной части.

На всей площади препарата регулярно наблюдаются саркомеры характерной двояковыпуклой формы, совершенно не встречающиеся в контроле. При этом Z-полоса как бы стягивает саркомер, заметно утолщающийся на уровне M-полосы. Анизотропия повсюду имеет размытый, нечеткий вид. Встречаются эпизодические разрывы миофибрилл. В эндомизии наблюдаются обширные скопления гранул гликогена и продольно ориентированные коллагеновые волокна.

Сарколема миофибрилл сильно вагинирована, извитость ее имеет правильную волнообразную форму, одинаковую на всем протяжении волокна.

Описанные изменения свидетельствуют, что растягивание мышцы происходит в результате:

- увеличения массы и размеров контрактильной части мышцы;
- распрямления двояковыпуклых саркомеров, которое предшествует взаимному продольному скольжению протофибрилл;
- формирования сильно вагинированной сарколеммы, обеспечивающей и облегчающей общее удлинение миофибрилл.

Контактный адрес, телефон:

603109, Нижний Новгород, ул. Нижегородская, 37/33а - 3, тел.: (831)30-53-47

Доленко Феликс Леонтьевич

ИЗМЕРЕНИЕ ПРОФИЛЯ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СКОРОСТИ РОСТА ПО ДЛИНЕ КОРНЯ

В.Б. Иванов

Институт физиологии растений им. К.Е. Тимирязева РАН, Москва, Россия

Растущая часть корня не превышает 1 см даже у очень длинных корней. Она состоит из меристемы, где сосредоточены деления клеток, и зоны растяжения, на протяжении которой клетка за 6 - 15 часов удлиняется в 15 - 20 раз. Для характеристики изменения роста клеток по длине корня используют две величины: скорость удаления клетки от кончика корня V и относительную скорость роста k (скорость деформации), которая равна dV/dL , где L - расстояние от кончика корня. Величина k не только характеризует механизм роста клеток, но и может быть использована для вычисления целого ряда показателей, например, скорости деления клеток, скорости накопления разных веществ и других, которые дают существенную информацию для понимания механизмов роста клеток и сопряжения роста и метаболизма клеток.

В литературе есть две точки зрения на характер изменения k по длине корня. Согласно более распространенной из них, k возрастает, начиная от апекса корня, и на границе меристемы и зоны растяжения нет скачка k . Однако анализ методов, использованных в соответствующих исследованиях, показывает, что этот вывод ошибочен и сделан в результате некорректных методов сглаживания результатов измерений. Применение современных методов наблюдений за ростом клеток с использованием компьютерного анализа получаемых изображений, проведенное рядом исследователей и автором, показало, что k практически постоянна на протяжении меристемы и резко возрастает при переходе к растяжению.

Разбираются гипотезы, объясняющие механизм скачка относительной скорости роста при переходе к растяжению.

Работа поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проект 00-01-00186).

Россия, 127276, Москва, Ботаническая ул., д.35, Институт физиологии растений РАН, ivanov@ippras.ru, (095) 903-93-04, Иванов В.Б.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕВАСКУЛЯРИЗАЦИИ В ИШЕМИЗИРОВАННОЙ ОБЛАСТИ СЕРДЕЧНОЙ МЫШЦЫ

Картошкин О.В., Регирер С.А., Фадеев А.А.

Институт механики МГУ, НЦССХ им. А.Н. Бакулева; Москва

Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация (ТМЛР) – обозначение оперативного вмешательства, состоящего в «выжигании» в стенке миокарда каналов, пронизывающих ее толщу [1]. Эти каналы диаметром порядка 1 мм (примерно 1 канал на 1 см^2), могут быть сквозными, если лазерный пучок направляется с эпикардиальной стороны, или слепыми, если пучок с помощью световода направляется с эндокардиальной стороны. Сквозные каналы быстро тромбируются с эпикардиальной стороны и как бы превращаются в слепые, а затем в течение 1–2 суток заполняются тромбами целиком и в конце концов зарастают. Поэтому механизм непосредственной диффузии кислорода в ткань из канала, если и имеет место, действует недолго. Замечено, что создание каналов иглами и лазерным пучком различны по эффективности: чисто механическое повреждение значительно менее эффективно. Использование ультразвуковой техники мало исследовано. В действии лазера существенно, по-видимому, не только образование канала, но и тепловое воздействие на окружающую ткань.

Предлагаемая математическая модель в простейшем варианте описывает псевдодиффузионное радиальное распространение капиллярной сети от канала. В этом случае возникает возможность грубой идентификации параметров модели по экспериментальным и клиническим данным. Участие процессов ангиогенеза в реваскуляризации ткани позволяет частично использовать теоретические подходы, ранее успешно развивавшиеся при моделировании васкуляризации опухолей, заживления ран и т. п. Соответственно, более подробный вариант включает в себя описание распределения ангиогенных факторов, сосудообразующих (эндотелиальных) клеток и температуры. Исследование такой модели направлено, в частности, на расшифровку параметров, характеризующих распространение капиллярной сети в рамках грубой модели.

Работа частично поддержана РФФИ (коды грантов 02-01-00493, 00-15-96009).

Литература

1. Бокерия Л.А., Беришвили И.И., Бузиашвили Ю.И., Сигаев И.Ю. (ред.) Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация. – М.: Изд-во НЦССХ, 2001. – 184 с.

117192, Россия, Москва, Мичуринский пр., 1, Институт механики МГУ
e-mail: regirer@imec.msu.ru, (095)9395286, Регирер С.А.

ОТРАЖЕНИЕ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН В ВЕТВЯЩИХСЯ РУСЛАХ И МЕТОДЫ ПУЛЬСОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Н.Н.Кизилова

Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина, г.Харьков, Украина

Целью работы является исследование закономерностей распространения и отражения волн давления в ветвящихся системах податливых трубок, заполненных жидкостью. Задача связана с моделированием пульсовых волн в артериях и рационализацией методик пульсовой диагностики. Согласно канонам восточной медицины состояние внутренних органов может быть определено по параметрам пульса лучевой артерии путем последовательного поджатия ее на определенных участках. Альтернативный подход, базирующийся на наличии у сосудистых систем внутренних органов собственных резонансных частот, позволяет проводить диагностику, используя только спектральные характеристики пульса периферических артерий.

В работе рассматриваются симметричные и асимметричные дихотомически ветвящиеся системы сосудов, проводящие элементы которых могут соединяться анастомозами. Геометрические параметры системы задаются в соответствии с морфометрическими данными и в предположении постоянства соотношения между средними значениями длин и диаметров элементов последовательных порядков ветвления. Распространение волн в отдельном элементе описывается на основе уравнений осесимметричного движения несжимаемой ньютоновской жидкости в тонкостенной трубке из однородного изотропного вязкоупругого материала. В местах ветвления выполняются условия непрерывности давления и расхода. В результате расчетов определяются значения общей проводимости системы (отношение расхода и давления во входном сечении основного проводящего элемента) и коэффициенты отражения (отношение амплитуд отраженной и падающей волн в конечном сечении) в каждом элементе.

Показано, что коэффициент отражения уменьшается с увеличением числа порядков ветвления. Для русел различных типов существуют резонансные частоты, на которых амплитуда проводимости имеет экстремумы, что соответствует данным экспериментов и клинических исследований. Значения этих частот определяются геометрией русла и сильно зависят от длины питающей артерии. Любые изменения состояния сосудистой стенки и терминальных элементов (капилляров и прекапиллярных артериол) вызывают существенное изменение амплитуды резонансной частоты и незначительные изменения амплитуд других частот. Представлены результаты моделирования нормального и ряда патологических состояний органного кровообращения. Обсуждаются возможности пульсовой диагностики сочетанных патологий внутренних органов.

Контактный адрес:

национальный университет. Кафедра теоретической механики. Н. Н. Кизиловой.

Тел. (0572) 45-72-87.

Е-mail : kai@sociology.kharkov.ua

310077, Украина, г. Харьков, пл. Свободы, 4. Харьковский

ТРАНСПОРТ ЖИДКОСТИ В ЛИСТЬЯХ РАСТЕНИЙ

Н.Н.Кизилова

Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина, г.Харьков, Украина

Целью работы является исследование движения жидкости по проводящей системе и тканям листа растения с учетом геометрии проводящей системы, поглощения жидкости клетками и транспирации. Проводящие элементы листьев разных типов жилкования представляют собой ветвящиеся транспортные русла с определенными соотношениями между длинами, диаметрами и углами ветвления элементов последовательных порядков. Мелкие элементы 3-5 порядков расположены практически под фиксированным углом к элементам 1-2 порядков ветвления, плотно и упорядоченно, что позволяет рассматривать движение жидкости по ним как фильтрацию в пористой среде. Многоугольная область листа, ограниченная со всех сторон крупными проводящими элементами или имеющая часть границы на контуре листовой пластинки, может рассматриваться как отдельный микроциркуляторный модуль. По ходу элементов 1-2 порядка эти модули расположены в определенной последовательности, что позволяет исследовать закономерности течения жидкости в комплексе модулей.

В работе рассматривается плоская задача о движении вязкой несжимаемой жидкости по системе сосудов, ограничивающих области, заполненные неоднородным анизотропным пористым материалом. В местах соединения сосудов выполняются условия непрерывности давления и расхода. Через проницаемые стенки проводящих элементов жидкость попадает в модуль, по мере продвижения поглощается клетками и испаряется с поверхности листа и в межклетники. Принималась зависимость скорости транспирации от объема внеклеточного пространства и апертуры устьиц листа при фиксированных внешних условиях (температура и влажность воздуха). Использовались данные о геометрии транспортной системы, структуре и пористости отдельных слоев тканей, полученные для листьев разных типов. В предположении о существовании баланса между поступлением жидкости по сосудам и поглощением ее в модуле, когда сосуды не запустевают, исследовано влияние геометрии области, характера анизотропии и неоднородности поглощения жидкости на проводимость модуля. На основании полученного решения исследовано движение жидкости в листе как системе взаимосвязанных модулей. Проведено сравнение общей проводимости модулей разных видов и неоднородности распределения скоростей в модулях для листьев с различными типами проводящей системы и разной структурой тканей. Предложенная модель позволяет исследовать взаимосвязь процессов транспорта жидкости по проводящей системе и в тканях листа на основе использования конкретных морфометрических данных.

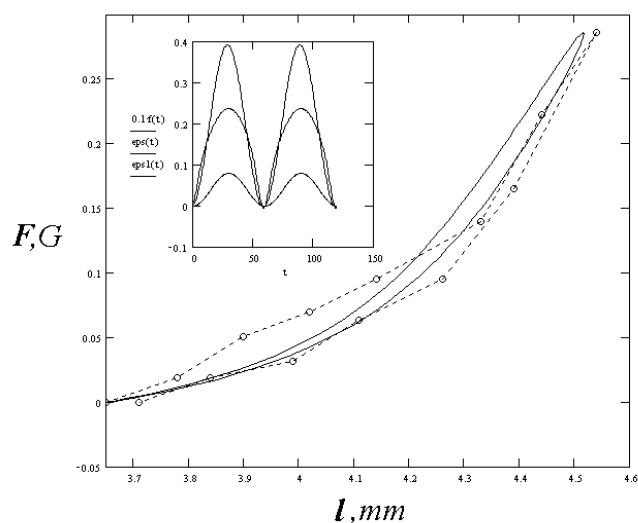
НЕЛИНЕЙНЫЕ ВЯЗКО-УПРУГИЕ СВОЙСТВА ВОЛОКОН МИОКАРДА

А.В.Кобелев¹, Ю.Л.Проценко², Р.М.Кобелева²

¹Институт физики металлов УрО РАН, Екатеринбург, Российская Федерация

²Екатеринбургский филиал Института экологии и генетики микроорганизмов РАН, Екатеринбург, Российская Федерация

Исследование ставит целью на основе предложенных в [1] простых 2D-структур описать упругие и вязкие характеристики пассивного миокарда в области физиологических деформаций ($\epsilon \leq 0.3$) как в статическом режиме, так и при периодической нагрузке $f(t)$. В качестве первичных единиц использовались линейные элементы, характеризуемые коэффициентом жесткости и длиной. Вязкость учитывается включением демпфера параллельно каждому упругому элементу. На основании сравнения с экспериментально полученными зависимостями кривых $f(\epsilon)$, имеющих вид петель гистерезиса (Рис.), сделаны заключения об адекватности той или иной модели. Оценены геометрические размеры первичных элементов, соответствующие коэффициенты жесткости и вязкости. Определены соотношения между параметрами, выполнение которых приводит к появлению эффекта нелинейности исследуемых характеристиках. Упругие характеристики «напряжение-деформация» в пассивном состоянии в физиологическом диапазоне деформаций, проявляющие эффект «ужесточения» при увеличении деформации, обладают большой степенью общности для всех видов живых мягких тканей и, в частности, для миокарда. Наш подход к моделированию этого эффекта демонстрирует, что геометрический фактор может играть существенную роль в понимании его механизма. Диапазон полученных значений для упругих и вязких постоянных линейных элементов согласуется с другими данными, что может позволить идентифицировать их с протеинами соединительной ткани миокарда.



Зависимость сила-длина при заданной синусоидальной нагрузке поперечного элемента ромбической модели в сравнении с данными эксперимента на папиллярной мышце кролика. Начальная длина 3.65 мм, начальная длина наклонного элемента 3 мм, поперечник 0.7 мм. Коэффициенты жесткости: наклонного элемента 0.52 г/мм, поперечного элемента 0.02 г/мм. Коэффициенты вязкости, соответственно, 0 и 0.08 г сек/мм. Максимальная деформация поперечного элемента -0.48 . На вставке: деформация поперечного элемента, полная деформация и сила; время в сек.

Литература

Protsenko Yu.L., Kobelev A.V., Kobeleva R.M., and Routkevich S.M. The steady-state property 'force-deformation' for passive myocardium. Russian J. of Biomechanics, 3(5): 30-40, 2001.

Екатеринбург, 620219, Ковалевской 18, ИФМ УрО РАН, e-mail: kobelev@imp.uran.ru, тел. (3432)499-137, Кобелев Александр Владимирович

СТАТИКА И ДИНАМИКА ДЕФОРМИРОВАНИЯ ЭРИТРОЦИТОВ ПЕРЕМЕННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПОЛЕМ

В.Л. Кононенко

Институт биохимической физики РАН, Москва, Россия

Изложены результаты систематических экспериментальных и теоретических исследований явления деформирования эритроцитов однородным высокочастотным (ВЧ) электрическим полем – диэлектродеформирования (ДД). В зависимости от частоты поля и соотношения проводимостей цитоплазмы σ_i и среды σ_e , возможно как удлинение, так и укорочение клетки в направлении поля. Область частот $\sim 1 \div 5$ МГц и $\sigma_i \gg \sigma_e$ оптимальны для ДД удлинения [1]. Стационарное ВЧ поле индуцирует статические ДД. Низкочастотная модуляция амплитуды поля позволяет реализовать различные динамические ДД. Целью исследований было получение феноменологической картины явления, выяснение и изучение его механизмов, построение адекватной теории и количественное описание совокупности имеющихся экспериментальных данных.

Теория статических и динамических ДД построена в рамках трёхосного эллипсоидального приближения для формы эритроцита в поле, с учётом изгибных и сдвиговых деформаций его мембраны, а также неизменности площади поверхности и объёма в процессе деформирования [1, 2]. Получено общее динамическое уравнение ДД, описывающее зависимость полуосей эллипсоида формы от амплитуды и частоты ВЧ поля, а также от трёх групп параметров эритроцита: геометрических (объём V и площадь поверхности S), механических (модули упругости и вязкости) и электрических (проводимости и диэлектрические проницаемости эритроцита и среды). Исследованы экспериментально используемые режимы деформирования, установлена связь параметров регистрируемых зависимостей с тремя основными группами параметров эритроцитов. Объяснены и количественно описаны явления насыщения удлинения эритроцита при стационарных ДД и убывания времени релаксации динамических ДД с ростом амплитуды поля. Установлено, что в насыщении относительное удлинение пропорционально $S^{3/2}/V$. Показана возможность изучения кинетики нестационарного ионного состояния и изменения объёма эритроцита в среде с низкой ионной силой на основе регистрации удлинения при насыщении [3].

Явление диэлектродеформирования даёт возможность комплексного и более глубокого изучения механических, электрических и мембранно-транспортных свойств эритроцитов и модельных липидных везикул. Представляется перспективным также медико-диагностическое использование этого явления.

Литература

1. Kononenko V.L., Shimkus J.K. // Bioelectrochemistry. 2000. Vol. 52. No. 2. pp. 187-196.
2. Кононенко В.Л., Шимкус Я.К. // Биологические мембраны. 2002. Т. 19. № 3. С. 219-231.
3. Kononenko V. L., Shimkus J. K. // Bioelectrochemistry. 2002. Vol. 55. No. 1-2. pp. 97-100.

Контактный адрес: 119991 Москва, ул. Косыгина, 4, ИБХФ РАН, konon@sky.chph.ras.ru,
тел. (095)-137-83-47, Кононенко В.Л.

ФЛИККЕР ЭРИТРОЦИТОВ: ФЕНОМЕНОЛОГИЯ, ТЕОРИЯ, ПЕРСПЕКТИВЫ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ

В.Л. Кононенко

Институт биохимической физики РАН, Москва, Россия

Изложены результаты экспериментальных и теоретических исследований явления стохастических изгибных колебаний (фликкера) мембраны эритроцитов [1]. Целями исследований являлось изучение феноменологии и механизмов фликкера эритроцитов, построение и экспериментальная верификация теории, а также выяснение перспектив медико-диагностических применений фликкера.

Частотные спектры фликкера регистрировали при помощи микроскопа-фотометра для отдельных клеток и монетных столбиков, в режимах фазового контраста и обратного рассеяния лазерного излучения. Теория фликкера при тепловом возбуждении построена для модели круглого диска на основе совместного решения уравнений теории упругости для изгибных деформаций мембраны и уравнений Навье-Стокса для жидкостей снаружи и внутри эритроцита.

Собственный спектр фликкера, измеренный в области 0,03-500 Гц, монотонно убывает и не содержит явно выраженных линий, что свидетельствует об отсутствии резонансных колебаний эритроцита в этом диапазоне [2]. Спектр существенно нелинеен в двойном логарифмическом масштабе, что отличает фликкер эритроцитов от других флуктуационных явлений типа $1/f$ -шума. Теория показывает, что параметры собственного спектра фликкера (эффективная ширина $\Delta\omega_{eff}$, максимальная амплитуда $G(0)$, площадь спектра G_{int}) в сопоставимой мере зависят от механических (модуль изгибной упругости мембраны K_c , вязкость внутриклеточного гемоглобина η_i) и геометрических (площадь поверхности S , отношение толщины к диаметру κ) параметров эритроцита: $\Delta\omega_{eff} \propto \kappa^3 K_c / \eta_i$, $G(0) \propto T \eta_i / \kappa^3 K_c^2$, $G_{int} \propto T / K_c$. Форма регистрируемых спектров отличается от собственной формы спектра фликкера мембраны. Отличие определяется спецификой и параметрами оптического метода регистрации, и описывается аппаратной функцией. В предположении теплового (пассивного) механизма возбуждения фликкера его интенсивность пропорциональна абсолютной температуре среды T . Возможность, степень и механизмы участия активных клеточных процессов во фликкере мембраны остаются предметом исследований.

Степень изученности и уровень теоретического описания фликкера эритроцитов создают основу для более глубоких исследований биомеханики этих клеток, а также для медико-диагностических применений. В первую очередь, возможно использование параметра $\Delta\omega_{eff}$ в целях неспецифической диагностики.

Литература

1. Кононенко В.Л., Шимкус Я.К. // Известия РАН. Серия физическая. 1999. Т. 63. № 6. С. 1166-1172.
 2. Кононенко В.Л., Шимкус Я.К. // Биологические мембраны. 2000. Т. 17. № 3. С. 289-301.
- Контактный адрес: 119991 Москва, ул. Косыгина, 4, ИБХФ РАН, konon@sky.chph.ras.ru, тел. (095)-137-83-47, Кононенко В.Л.

ЭЛАСТОГИДРОДИНАМИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ФИЛЬТРУЕМОСТИ ЭРИТРОЦИТОВ ЧЕРЕЗ ТОНКИЕ КАНАЛЫ

В.Л. Кононенко¹, Ю.М. Розенберг², Я.К. Шимкус¹, Ф.И. Атауллаханов²

¹Институт биохимической физики РАН, Москва, Россия;

²Гематологический центр РАМН, Москва, Россия

Целью работы является эластогидродинамический анализ нестационарного процесса прохождения эритроцита через узкий канал конечной длины и установление связи параметров базисных фильтрационно-осмотических зависимостей [1, 2] с конкретными реологическими параметрами эритроцитов.

Кинетика прохождения эритроцита через цилиндрический канал описана на основе совместного решения уравнений теории упругости для клеточной мембраны эритроцита и уравнений гидродинамики жидкостей снаружи и внутри эритроцита. Измерения зависимостей времени прохождения от осмотического давления, давления фильтрации и вязкости среды для эритроцитов здоровых доноров выполнены при помощи кинетического фильтрометра [2] с никелевым фильтром толщиной 11 мкм и диаметром цилиндрических пор 3,1 мкм.

Получены приближённые уравнения, описывающие форму основных типов измеряемых зависимостей, а также связь их параметров с модулем сдвига и вязкостью мембраны эритроцита, вязкостью внутриклеточного гемоглобина, геометрическими параметрами канала и клетки, физическими параметрами измерений. Дано последовательное эластогидродинамическое описание осмотической зависимости фильтруемости эритроцитов, трактованной ранее чисто феноменологически [1]. Установлено, что стадия втягивания в канал доминирует в полном времени прохождения клетки через фильтры толщиной 10-30 мкм. Дано объяснение и количественное описание нетривиальных убывающих зависимостей отнесённого к буферу времени прохождения от давления фильтрации и вязкости буфера. Показано, что для нормальных эритроцитов сопротивление фильтрации определяется не жёсткостью, а вязкостью клеточной мембраны.

Сопоставление с выполненными измерениями показывает возможность использования разработанной приближённой теории в качестве основы для регистрации и мониторинга конкретных реологических параметров эритроцитов фильтрационно-осмотическим методом, а также для дифференциальной диагностики нормального и патологических состояний организма.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант 02-04-48155).

Литература

1. Атауллаханов Ф.И., Витвицкий В.М., Лисовская И.Л., Тужилова Е.Г. // Биофизика. 1994. Т. 39. № 4. С. 672-680.
2. Яковенко Е.Е., Розенберг Ю.М., Колодей С.В., Лисовская И.Л., Атауллаханов Ф.И. // Биологические мембраны. 2001. Т. 18. № 1. С. 16-28.

ЛАТЕРАЛЬНАЯ ДИФФУЗИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ МЕМБРАНАХ

Копылова Н.В.

Институт механики МГУ, Москва

Латеральная подвижность мембранных компонент (липидов и белков) коррелирует со многими функциями клетки, существенными для ее жизнеспособности. Математическая модель латеральной подвижности, согласующаяся с общими представлениями о мембране как о двумерном материальном объекте, представляет собой набор уравнений сохранения массы (возможно – с учетом химических превращений и обмена с внешними средами), содержащих требующие определения плотности латеральных потоков.

Предполагая свободную энергию мембраны зависящей от ее состава и от деформаций (в том числе изгибных), стандартными методами можно получить представления потоков через градиенты концентраций и (ранее это было известно для трехмерных твердых тел), через градиенты инвариантов деформаций. В докладе приведены как общие выражения для потоков, так и их частные формы, соответствующие различным предположениям о реологических свойствах мембраны.

В качестве примеров, иллюстрирующих использование общей теории, рассмотрены две задачи: (1) трансмембранный перенос вещества через канал с учетом латерального движения к каналу и от него вдоль поверхностей мембраны и (2) диффузионное «размывание» пятна на сферическом бислое с учетом обмена между слоями.

Работа частично поддержана РФФИ (код гранта 00-15-96009).

117192, Россия, Москва, Мичуринский пр., 1, Институт механики МГУ
e-mail: kopylova@imec.msu.ru, (095)9392555, Копылова Н.В.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВНУТРИКАНЕВОГО МАССОПЕРЕНОСА В КОРНЯХ РАСТЕНИЙ

С.А. Логвенков, А.А. Штейн

Институт механики МГУ, Москва, Россия

Механизмы перемещения воды и ионов из почвы в сосуды ксилемы и формирования корневого давления в полной мере не выяснены. Несомненно участие активного переноса ионов через мембраны и осмотического транспорта воды, но остаются неясными как пространственная организация действия этих механизмов, так и их достаточность для объяснения наблюдаемых явлений.

Имеющиеся математические модели представляют всасывающую область корня как совокупность нескольких компартментов, разделенных мембранами, или как систему каналов, характеризуемых различными гидравлическими параметрами. Такие модели лишь отдаленно соответствуют реальной структуре объекта и не могут объяснить всю совокупность экспериментальных фактов.

Предлагаемая модель описывает ткань корня как пористую сплошную среду с двумя фильтрующимися через твердый каркас жидкими фазами, отождествляемыми с внутриклеточной и внеклеточной жидкостями. Присутствие растворенного в жидкости обобщенного химического компонента ведет к появлению осмотической силы, отвечающей за перемещение жидкости через клеточные мембраны. Модель принимает во внимание как активный межфазный перенос растворенного вещества, так и его пассивное (конвективное и диффузионное) перемещение. Отличительной особенностью модели является учет организации транспорта в структурной единице ткани, включающей внутриклеточное пространство и разделяющие соседние клетки мембраны, в том числе по трансмембранным каналам (плазмодесмам).

Задача об осесимметричном течении жидкости из внешней среды во внутреннюю емкость, соответствующую сосудам ксилемы, решалась методом интегральных соотношений. Принятые граничные условия учитывают различные экспериментально реализуемые режимы течения, а также наличие поясков Каспари, перекрывающих перемещение внеклеточной жидкости и растворенного в ней компонента из внешней во внутреннюю область корня.

В результате расчетов удалось показать возможность качественного и количественного совпадения с экспериментальными данными в рамках принятой модели без привлечения каких-либо дополнительных механизмов. Однако имеющихся сведений оказалось недостаточно для окончательного вывода о локализации ионных насосов.

Работа поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проекты 00-01-00186 и 00-15-96009).

Россия, 117192, Москва, Мичуринский просп., 1, Институт механики МГУ, logvenkov@imec.msu.ru, (095) 939-25-55, Логвенков С.А.

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ИНВАГИНАЦИИ ЭПИТЕЛИАЛЬНОГО ПЛАСТА

И.Н. Моисеева, А.А. Штейн

Институт механики МГУ, Москва, Россия

В процессе индивидуального развития животных эмбриональные эпителиальные пласты испытывают значительные деформации, имеющие принципиальное морфогенетическое значение. Такие деформации связаны с деформациями отдельных составляющих пласт клеток и с их перемещениями как одна относительно другой (переупаковка), так и относительно внеклеточных структур. Важным типом морфогенетической деформации является инвагинация (впячивание). Один из наиболее простых и хорошо изученных примеров – первичная инвагинация при гастрюляции у морского ежа.

Несмотря на значительный объем наблюдений, конкретные механизмы инвагинации остаются неясными. Теоретические расчеты, основанные на детализированных (на уровне клетки) допущениях о распределении активных усилий и механических характеристик (в первую очередь упругих) в пласте приводят лишь к приблизительному воспроизведению впячивания, причем выбор между различными способами организации процесса оказывается затруднительным.

В основу нашего анализа положен обобщенный подход, при котором распределение развиваемых клетками активных усилий характеризуется эффективным активным моментом, а реология пласта – осредненными параметрами, отвечающими за его упругое и вязкое поведение. Изучались следствия различных гипотез о распределении активных усилий в пласте и их изменении со временем. Численно исследовалась задача о деформации двумерного замкнутого первоначально кругового пласта, внутри которого поддерживается постоянное давление.

Показано, что последовательность правдоподобных форм, характерных для первичной инвагинации у морского ежа, не может быть получена ни при чисто упругом поведении пласта, ни при простейших распределениях активного момента (например, при знакопостоянном активном моменте в определенной области). Соответствующие геометрические изменения оказываются возможными при вязкоупругой реологии максвелловского типа и действии в некоторой примыкающей к вегетативному полюсу области активных моментов, имеющих разные знаки в центре и на периферии. Качественная картина деформации пласта при этом слабо зависит от детального распределения активных моментов. Максвелловское поведение, по-видимому, в первую очередь связано с взаимными перемещениями клеток.

Работа поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проект 02-01-00493).

Россия, 117192, Москва, Мичуринский просп. 1, Институт механики МГУ, moiseeva@imec.msu.ru, (095) 939-25-55, Моисеева И.Н.

МОДЕЛИРОВАНИЕ КОЛЛЕКТИВНОГО ДВИГАТЕЛЬНОГО ПОВЕДЕНИЯ; ПРИЛОЖЕНИЯ К ЗАДАЧАМ ОБ ОБЩЕСТВЕННОМ ТРАНСПОРТЕ

Регирер С.А., Ченчик А.Е., Шаповалов Д.С.

Институт механики МГУ, Москва

Один из важных случаев самоорганизации в биологических системах – формирование и движение групп живых организмов: от скоплений одноклеточных до людских толп. Исследования в этой области направлены на выяснение механизмов преобразования индивидуальных поступков в коллективное поведение. Практические приложения исследований весьма многообразны; одна из наиболее быстро развивающихся ветвей – прогнозирование поведения людей в различных жизненных обстоятельствах.

В докладе представлен краткий обзор теоретических подходов к исследованию коллективного движения людей и решений некоторых частных задач.

На основе макроскопической модели гидродинамического типа изучается распределение пассажиров в салоне автобуса или иного транспортного средства во время посадки, поездки и высадки. Предполагается, что поведение пассажиров определяется двумя тенденциями: стремлением к максимально комфортному расположению (аналогом диффузии) и стремлением к максимально выгодному для выхода положению относительно дверей (аналогом социальной силы по К. Левину). Предложена квазиодномерная модель распределения пассажиров и рассмотрены различные постановки задач, качественные особенности решений и возможные обобщения. Приведены иллюстративные примеры численных решений. Обсуждаются приложения теории к анализу пассажиропотоков на маршрутах с различными типами расписаний.

Работа частично поддержана РФФИ (коды грантов 02-01-00493, 00-15-96009).

117192, Россия, Москва, Мичуринский пр., 1, Институт механики МГУ
e-mail: regirer@imec.msu.ru, (095)9395286, Регирер С.А.

КЛАССИФИКАЦИЯ МЕХАНИЗМОВ АККОМОДАЦИИ ЧЕЛОВЕКА

Светлова О.В. , Кошиц И.Н.

Медицинская Академия последипломного образования,
ЗАО «Питерком/МС Консультационная группа», Санкт-Петербург, Россия

Бурное развитие в последние годы нового направления – **офтальмомеханики** – позволило нам реально продвинуться в понимании и ранжировании механизмов аккомодации человека. **Целью исследования** являлся биомеханический анализ эволюции механизмов аккомодации от пресмыкающихся и водоплавающих к человеку, чтобы определить какие из этих механизмов сохранились и функционируют у человека в качестве дополнительных, а какой является основным. Например, древнейший аккомодационный механизм наружного сжатия оболочки глаза является основным у аллигатора и частично сохранился у человека. Проведённый анализ позволил нам разработать классификацию исполнительных механизмов аккомодации человека, действие которых направлено в глазу либо на изменение расположения фокуса (проектора), либо расположения сетчатки (экрана) (см.рис.1).

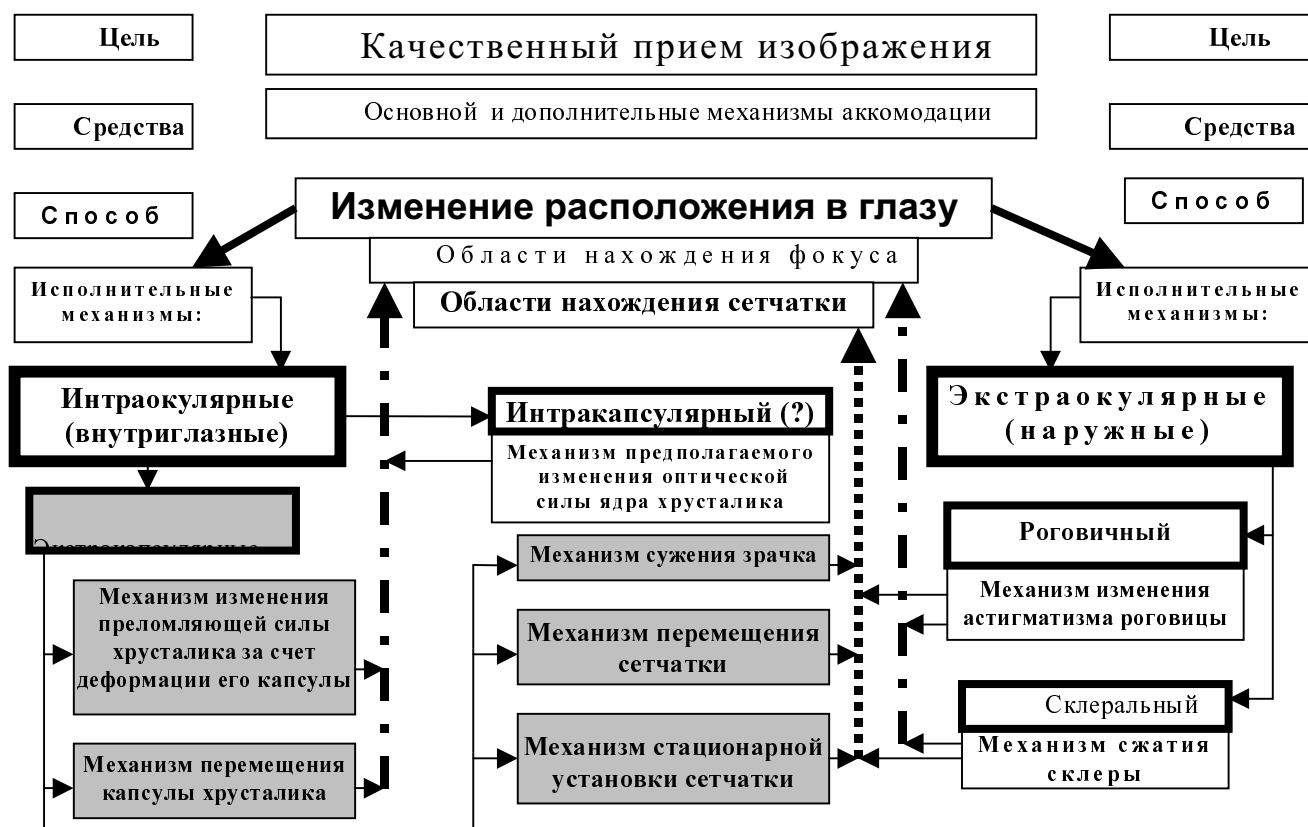


Рис.1. Классификация исполнительных механизмов аккомодации человека.

При совместной работе всех исполнительных механизмов теория аккомодации Гельмгольца в развитом и уточнённом нами виде не только чётко объясняет практически все конкретные факты, но и во всех фазах аккомодации не противоречит законам механики.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 02-04-48025.

E-mail: petercom@sp.ru; тел.+7(812) 5109311, Светлова Ольга Валентиновна

ЗАДАЧА РАЗРАБОТКИ АДЕКВАТНОЙ МОДЕЛИ ОТТОКА ВНУТРИГЛАЗНОЙ ЖИДКОСТИ

О.В. Светлова, А.В. Суржиков

Медицинская Академия последипломного образования,
ЗАО «Питерком/ МС Консультационная группа», Санкт-Петербург, Россия

В современной офтальмологии фактически отсутствует общепринятая теория оттока внутриглазной жидкости (ВГЖ) [1-2]. Для создания адекватной модели работы системы оттока (ВГЖ) требуется первоначально описать механизм функционирования этой системы в виде блок-схемы. **Основной задачей** на этом этапе является выяснение того, как осуществляется обратная связь в системе оттока ВГЖ, т.е. куда и как поступает информация об уровне внутриглазного давления (ВГД). Очень важным представляется также определение “чувствительности” каждого из возможных механизмов стабилизации ВГД к его изменениям. Блок-схема модели оттока ВГЖ должна включать в себя не только информацию о том, с помощью каких исполнительных механизмов глаз “справляется” с повышением/понижением ВГД, но также и о том, какие пути оттока и в какой мере задействуются при отклонении ВГД от нормы для данного глаза. В результате углублённой проработки такой блок-схемы возможно удастся получить функциональную зависимость эффективности взаимосвязанной работы каждого из исполнительных механизмов регуляции оттока ВГЖ от начального уровня ВГД, артериального давления, тонуса ресничной мышцы, анатомических особенностей строения передней камеры глаза и других. Реакция глаза на изменение ВГД может быть сложной и плохо поддающейся прямому анализу, однако, если выявить первостепенные коэффициенты чувствительности и измерить их, то можно создать систему дифференциальных уравнений. Поэтому первостепенной практической задачей является подготовка и проведение эксперимента по определению искомых коэффициентов. Очевидно, что для этого потребуются серьезные клинические исследования с использованием самого современного диагностического оборудования. Значительная сложность такого подхода заключается в том, что различные механизмы регуляции ВГД имеют очень различные времена срабатывания – от долей секунд (кровенаполнение хориоидеи) до месяцев (изменение расположения внутриглазных структур). Однако, результаты первых приближённых расчётов функционирования блок-схемы простейшей модели оттока ВГЖ, а также накопленный клинический опыт и современные возможности по проведению эксперимента позволяют оценить этот путь как действительно перспективный.

Литература.

1. Скобликов А.С., Светлова О.В, Кошиц И.Н, Смольников Б.А. Разработка биомеханической модели общей системы управления оттоком внутриглазной жидкости // Второй Белорусский конгресс по механике: Сб. научн. тр.– Минск, 1999. – С.365-367.
2. Svetlova O.V., Zinovieva N.V., Krylova I.S., Koshitz I.N., Smolnikov B.A., Fyodorova E.M., Kotliar K. E. Elaboration of the Conception of the Biomechanical Model of the Aqueous Outflow // Russian Journal of Biomechanics – Perm, 2001.– №3.– P.23-29.

E-mail: spb526@spb.sitek.net; Тел. (812)224-03-89; Суржиков Александр Викторович

РЕОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ГИПОКСИЧЕСКОЙ ТРЕНИРОВКИ

**Соколова И.А., Савина Н.А., Георгинова О.А., Шахназаров А.А., Кошелев
В.Б., Крушинский А.Л., Фирсов Н.Н.**

Научно-исследовательский институт механики
МГУ им. М.В.Ломоносова, г.Москва, Россия

В клинической практике используется гипоксическая тренировка (Г), проводимая либо в режиме постоянного пребывания в барокамере (ПГ), либо в виде интервального, кратковременного вдыхания то гипоксической, то нормоксической смеси (ИГ).

Целью работы явилось выяснение вопроса о гемореологических изменениях, происходящих при ПГ и ИГ и, следовательно, о роли реологических свойств крови в защитном действии Г.

Методами исследования явились вискозиметрия, агрегометрия, регистрация фильтруемости и гематокрита стабилизированной трилоном (0.002 г/мл) артериальной крови крыс (I) популяции Вистар (В): контрольных (Вк), претерпевших ПГ (Впг) или ИГ (Виг), а также (II) генетически предрасположенных к аудиогенному стрессу крыс линии КМ сразу после звукового воздействия (КМ): соответственно, КМк, КМпг и КМиг. Г проводилась (I) в барокамере (2 ч., 10% O₂) - непрерывно (ПГ) или в виде 3-х 40-минутных циклов (ИГ), а также (II) в условиях нормобарии - постоянно (ПГ; 1 ч., газовая смесь с 10% O₂) или при чередовании циклов (10 мин.) дыхания то смесью, то воздухом (общее время 10% O₂ - 1 ч.). У КМ оценивали судорожную готовность и клиническую картину.

Полученные результаты показали, что только у Виг, но не у Впг по сравнению с Вк было уменьшено предельное напряжение сдвига крови (в 2 раза), снижено время ее фильтруемости (на 38%) и увеличено характерное время агрегации (в 1.5 раза). Для КМ был характерен синдром гипервязкости, который снимался предварительной ИГ. По сравнению с КМк в группах КМпг и КМиг улучшалась клиническая картина, но только у КМиг в 25% случаев полностью отсутствовали постстрессорные нарушения движений.

Выводы. В отличие от ПГ ИГ способствует увеличению текучести крови. Это может частично объяснить наибольшую благоприятность режима ИГ при коррекции стресс индуцированных нарушений.

119899 Москва, Мичуринский пр.1, НИИМ МГУ; sokolova@imec.msu.ru Тел. (095) 939-5474.
Соколова Ирина Анатольевна.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АСПЕКТ РАЗВИТИЯ МЕТАТАРЗАЛЬНЫХ МЯКИШЕЙ У ПТИЦ

В.Ф.Сыч

Ульяновский государственный университет, г. Ульяновск, РФ

Целью серии морфофункциональных исследований являлось установление биомеханической роли и адаптивного значения утолщений кожи метатарзофаланговых суставов (мякишей) у птиц. В работе использованы анатомические, гистологические, электромиографические методы исследования, а также подография и скоростная киносъемка бега птиц.

Результатами исследования показано, что мякиши отсутствуют или слабо развиты у древесных и преимущественно древесных птиц (гоацин, краксы, большеноги), появляются и усиливаются у наземных (фазановые) и преимущественно наземных (тетеревиные) птиц, что указывает на их возможное значение для опорной фазы передвижения по поверхности почвы. Установлено, что более полное “поглощение” силы толчка (реакции субстрата) становящейся опорной конечностью и сведение до минимума передающейся туловищу ее составляющей способствует повышению экономичности локомоции. Поскольку первая фаза “гашения” толчка, осуществляется сгибателями пальцев, то ее эффективность окажется более низкой у птиц со слабо развитыми мышцами-сгибателями. В первую очередь это относится к тетеревиным птицам. Так как относительная масса разгибателей интертарзального и коленного суставов тетеревиных также уступает таковой большинства куриных, можно полагать, что гипертрофированные метатарзальные мякиши должны обеспечивать тетеревиным пассивное “поглощение” большей, чем у других куриных части передаваемой в проксимальном направлении силы реакции субстрата. Обнаруженное нами сходство структуры мякишей птиц и млекопитающих позволяет заключить, что и мякиши птиц характеризуются нелинейными эластическими свойствами, рассеивая от 15 до 43% энергии при динамическом нагружении силой реакции субстрата.

Выводы. Оказывая положительное влияние на демпферные свойства общих механизмов гашения реакции субстрата опоры мякиши увеличивают площадь контакта с субстратом, а также необратимые потери части силы инерции, которая могла бы запасаться в растягиваемых сухожилиях и использоваться во второй половине фазы опоры локомоторного цикла. Это неблагоприятно сказывается на скоростных характеристиках бега, чем объясняется развитие мякишей у ограниченной группы птиц. Экологические особенности тетеревиных, выделяющихся наиболее мощными среди куриных мякишами, позволяют заключить, что их скоростные характеристики не имели столь существенного значения в эволюционном становлении локомоторного аппарата, как у фазановых птиц.

О РЕДУКЦИИ КОСТНЫХ СТРУКТУР В ЛЕТАТЕЛЬНОМ АППАРАТЕ КУРИНЫХ ПТИЦ

З.К.Тулвинская, В.Ф.Сыч

Ульяновский государственный университет, г. Ульяновск, РФ

Целью работы являлось установление адаптивной сущности утраты (редукции) костной ткани летального аппарата в филогенезе куриных птиц. В работе использованы методы сравнительно-морфологического исследования, морфофункционального анализа и скоростной киносъемки полета птиц в полевых условиях.

Полученные результаты исследования 75 видов птиц свидетельствуют о том, что грудина представителей всех семейств куриных птиц характеризуется относительным укорочением киля и большими вырезками основания, ограничивающими узкие грудные и каудо-латеральные отростки. Наиболее выражены эти особенности морфологии грудины у фазановых, тетеревиных и индейковых птиц. Обе особенности не находили какого-либо объяснения до настоящего времени, хотя попытки поиска причин укорочения киля и изменения морфологии основания грудины предпринимались неоднократно. Данные нашего исследования указывают на то, что укорочение киля, формирование вырезок и отростков основания грудины является проявлением общей тенденции редукции костной ткани в летательном аппарате куриных птиц с одновременным замещением ее плотным соединительнотканными мембранами: мембраной плечевого пояса и мембранами основания грудины. Последние в функциональном аспекте полноценно заместили редуцировавшуюся костную ткань и стали местом проксимальной фиксации наиболее мощных летательных мышц – грудной, надкоракоидной и каудальной коракоидно-плечевой. Причиной такого преобразования могла послужить потребность в облегчении скелета, подтверждением чему является установленный нами факт наибольшей редукции костных структур у птиц с тяжелой летательной мускулатурой (тинаму, фазановые, ржанкообразные и голубеобразные). Наряду с этим нами отмечено, что максимальное укорочение киля и увеличение вырезок основания грудины произошло у птиц с резко ограниченной продолжительностью как беспосадочного перелета, так и суточного летного периода в целом (тинаму, фазановые, тетеревиные, индейковые, в меньшей степени ржанкообразные).

Выводы. Ограниченная летная активность была основным условием возможности облегчения скелета летательного аппарата посредством замены части костной ткани основания грудины и киля плотными соединительнотканными мембранами. Последние при кратковременности мышечных нагрузок могут служить полноценной заменой более тяжелым костным структурам в качестве места проксимальной фиксации основной летательной мускулатуры.

ДИНАМИКА РОСТА ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ЧЕЛОВЕКА В ПРЕНАТАЛЬНОМ ОНТОГЕНЕЗЕ

Л.А. Удочкина, А.А.Ушаков

Кафедра медико-биологических дисциплин Астраханского государственного технического университета, Астрахань, Россия

Цель исследования - определить динамику веса и линейных параметров (высота, ширина, толщина) долей щитовидной железы на этапах пренатального онтогенеза и выявить зависимость этих показателей от возраста и массы плода.

В работе были использованы щитовидные железы, выделенные от 108 плодов человека обоего пола в возрасте от 15 до 40 недель. На основании полученных морфометрических данных вычислялись: скорость увеличения массы всей щитовидной железы, массы и линейных размеров ее долей. Полученный цифровой материал подвергался обработке методами вариационной статистики.

Проведенное исследование позволило выявить динамику изменения массы щитовидной железы и ее долей. Наибольшая скорость роста железы отмечена между 18-21 неделями и на 27-29 неделях пренатального развития. На всем протяжении пренатального онтогенеза масса правой доли достоверно превышала аналогичные показатели левой доли. Наибольшие различия в массе долей щитовидной железы приходятся на возраст плодов 24-26 недель (правая - $227,7 \pm 39$ мг, левая - $216,9 \pm 49$ мг) и на 39-40 недель пренатального онтогенеза (правая - $1273,8 \pm 145$ мг, левая - 1158 ± 112 мг). Масса плода в изучаемом периоде возрастает в 13,9 раз, а щитовидной железы - в 14,3 раза, что подтверждает синхронность нарастания массы плода и щитовидной железы.

При анализе линейных размеров долей железы также выявлены достоверные различия. Максимальная асимметрия ширины правой и левой долей отмечена в возрасте 27-29 недель (правая доля $5,8 \pm 0,4$ мм, левая - $5,4 \pm 0,4$ мм) и на 39-40 неделях пренатального онтогенеза (правая доля $10,8 \pm 0,6$ мм, левая - $10,0 \pm 0,7$ мм). Наибольшие различия высоты долей выявлены на 27 неделе развития (правая - $16,4 \pm 0,95$ мм, левая - $14,8 \pm 1,0$ мм). Максимальная асимметрия толщины долей приходится на период с 30 по 35 недели внутриутробного развития: на 30-32 неделях (правая- $4,7 \pm 0,3$ мм, левая - $4,2 \pm 0,3$ мм) и на 32-35 неделях (правая - $5,3 \pm 0,4$ мм, левая - $4,8 \pm 0,4$ мм).

Таким образом, нарастание массы щитовидной железы происходит пропорционально увеличению веса плода; динамика увеличения массы и линейных размеров долей щитовидной железы протекает асинхронно, что является выражением общебиологического закона роста.

**414025, г.Астрахань, ул.Татищева, 16, АГТУ, Каф. Медико-биологических дисциплин,
Зав. каф. проф. Алексей Александрович Ушаков.**

**414004 Астрахань, ул.С.Перовской, д.73, кв.56,
Удочкиной Ларисе Альбертовне**

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКОЙ АНИЗОТРОПИИ В КОЖЕ ЧЕЛОВЕКА

В.Н. Федорова, Е.Е. Фаустова, Г.Д. Новосельцева

Российский государственный медицинский университет
Московский институт медико-социальной реабилитологии

Акустический метод исследования кожи, реализуемый с помощью акустического анализатора, активно внедряется в различные области медицины в последние десятилетия. Наш многолетний опыт показал, что для объективного сопоставления акустических характеристик кожи целесообразно выбрать такой параметр как акустическая анизотропия. Для количественной оценки степени выраженности акустической анизотропии был использован коэффициент анизотропии, который вычислялся по формуле

$$K = (V_y / V_x) - 1,$$

где V_y , V_x – значения скорости распространения поверхностных акустических возмущений в коже, измеренных вдоль естественных вертикальной и горизонтальной осей тела человека.

Коэффициент анизотропии принимался за положительный (K+), если $V_y > V_x$; при $V_y < V_x$ коэффициент принимался за отрицательный (K-).

Для акустического сканирования были выбраны добровольцы (70 девушек) в возрасте 18-25 лет с нормальной кожей и нормального телосложения. У них исследовалась кожа в тех областях тела, в которых проявляется определенная ориентация линий натяжения Лангера. Хотя истинная природа происхождения этих линий разными авторами объясняется по-разному, тем не менее факт их существования не вызывает сомнения. Ниже в таблице показана доля проявления преимущественной анизотропии.

№	Область измерений	Соотнош. скоростей	Коэф-т анизотропии	Доля проявления
1	предплечье	$V_y > V_x$	K+	83%
2	запястье	$V_y < V_x$	K-	85%
3	подколенный сгиб	$V_y < V_x$	K-	75%
4	фаланги (пальцы)	$V_y > V_x$	K+	100%
5	сгиб между фаланг.	$V_y < V_x$	K-	100%
6	ладонь (середина)	$V_y < V_x$	K-	90%
7	лопатка	$V_y < V_x$	K-	87%
8	живот (средн. лин.)	$V_y < V_x$	K-	79%
9	поясница	$V_y < V_x$	K-	85%
10	грудь.	$V_y < V_x$	K-	100%
11	лоб (середина)	$V_y > V_x$	K+	90%
12	лоб (бок)	$V_y < V_x$	K-	88%
13	щека (низ)	$V_y < V_x$	K-	70%
14	веко верхнее	$V_y < V_x$	K-	100%
15	молочная железа	$V_y < V_x$	K-	93%

Акустическая анизотропия может рекомендоваться как нормометрия.

СТРУКТУРНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ В АКТИН-МИОЗИНОВОМ КОМПЛЕКСЕ ПРИ ГЕНЕРАЦИИ СИЛЫ МЫШЦЕЙ

А.К. Цатурян

Институт механики МГУ, Москва, Россия

Структурные изменения в актин-миозиновых комплексах в клетках скелетных мышц при генерации ими силы исследовали методом малоугловой рентгеновской дифракции высокого временного разрешения с использованием синхротронных источников излучения в Дасбери (Великобритания) и Гренобле (Франция). Были исследованы реакции механического напряжения и изменения двумерных рентгенограмм волокон из мышц лягушки и кролика в ответ на скачки концентрации АТФ и температуры. И в том, и в другом случае развитие силы сопровождается видимыми изменениями рентгеновских рефлексов, которые, в свою очередь, отражают изменения в миозиновых поперечных мостиках и могут быть использованы для изучения молекулярных механических процессов, лежащих в основе мышечного сокращения.

Для количественной интерпретации дифракционных рентгенограмм разработаны прямые математические модели и методы их численной реализации, а также решена модельная задача и получено точное выражение для интенсивности дифракции на частично декорированной спирали. Это решение описывает многие черты двумерной рентгенограммы мышц. Количественный, т.е. основанный на результатах моделирования, анализ изменений рентгенограмм активно сокращающихся мышц в ответ на скачок температуры показал, что наблюдающийся при этом рост активного механического напряжения сопровождается не только конформационными изменениями в миозиновой головке, но и переходом актин-миозинового комплекса из состояния слабого нестереоспецифического взаимодействия в сильное и стереоспецифическое.

Работа поддержана грантами РФФИ, INTAS, ННМИ, а также MRC Великобритании, НАТО, лабораторией Дасбери и EMBL.

Цатурян А.К. Институт механики МГУ, 119992, Москва, Мичуринский проспект, д. 1.
тел.: 095-939-12-52, факс: 095-939-01-65; e-mail: tsat@imec.msu.ru

ВЛИЯНИЕ ВНУТРИСОСУДИСТОГО ДАВЛЕНИЯ НА ПРОСВЕТ АКТИВНОГО СОСУДА

Н.Х.Шадрина¹, В.А.Бучин², Д.П.Дворецкий¹, Г.В.Чернявская¹

¹Институт физиологии им. И.П.Павлова РАН, Санкт-Петербург, Россия

²Институт механики МГУ, Москва, Россия

На основе разработанной ранее модели [1,2] анализируется поведение активного кровеносного сосуда при повышении в нем трансмурального давления. Экспериментальные данные на изолированном сегменте хвостовой артерии крысы свидетельствуют о том, что степень исходной активации сосудистых миоцитов влияет на зависимость радиуса от внутрисосудистого давления: с ростом концентрации сосудистоактивного вещества (норадреналина) в буферном растворе S-образный характер кривой становится более выраженным. Однако при слишком больших концентрациях S-образность исчезает.

В численных экспериментах исследуется изменение геометрических и гемодинамических параметров сосуда с активной стенкой при изменении давления на входном конце для разного уровня исходного тонуса и разных величин кровотока. Модель учитывает основные механогенные сосудистые реакции (на поток и давление) и включает описание кинетики двух химических посредников, через которые осуществляется регуляция просвета сосуда механическими стимулами. Результаты расчетов сопоставляются с данными, полученными на сосудистом сегменте, обсуждается роль каждой из двух сосудистых реакций в поведении сосудистой стенки.

Литература

1. Шадрина Н.Х. Некоторые особенности течения крови в трубке с активной стенкой // Аннотации докладов VIII Всерос. съезда по теоретической и прикладной механике.- Пермь, 2001. - С.599.
2. Регирер С.А., Шадрина Н.Х. Элементарная модель сосуда со стенкой, чувствительной к механическим стимулам // Биофизика. - 2002. В печати.

Контактный адрес : 199034 Санкт-Петербург, наб. Макарова, 6, Институт физиологии им. И.П.Павлова РАН; e-mail: shadrina@kolt.infran.ru Телефон: (812)7072553;
Шадрина Нажия Хабибуллаевна