

СТРАТЕГИЯ ПОДДЕРЖАНИЯ РАВНОВЕСИЯ ПРИ ВНЕЗАПНОМ ВОЗМУЩЕНИИ ОПОРЫ ПОД ВЕРТИКАЛЬНО СТОЯЩИМ ЧЕЛОВЕКОМ

А.В. Александров¹, А.А. Фролов¹, Ф. Хорак², П. Карлсон-Кухта², С. Парк²

¹Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва

²Орегонский институт неврологии, Портланд, США

Тело вертикально стоящего человека можно в упрощенном виде представить как несколько перевернутых маятников, поставленных друг на друга, которые вращаются в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. При этом площадь опоры мала, а масса перевернутых маятников – голеней, бедер и корпуса – возрастает по мере удаления от опоры. Существуют различные точки зрения о соотношении роли центральной команды и «пассивно-рефлекторных» реакций, обеспечивающей адекватную позную регуляцию. Однако для проверки любой из них необходимо знание о вязко-упругих свойствах (жесткости и вязкости), которые обеспечиваются нервно-мышечным аппаратом в суставах при вертикальном стоянии. Одной из методик измерения этих свойств является неожиданное смещение опоры за короткий промежуток времени, за который центральная команда «не успевает» измениться, так что ответная реакция в этот временной интервал является в основном «пассивно-рефлекторной». Измерению суставной жесткости и вязкости при вертикальном стоянии в данной экспериментальной парадигме посвящено настоящее исследование.

В экспериментах принимали участие 13 испытуемых. Смещения опорной платформы происходило на 3-15 см за фиксированный временной интервал в 273 мс. Регистрировались изменения трех суставных углов - тазобедренного, коленного и голеностопного во времени (оптическое трассирование маркеров на суставах), а также центр давления, и силы реакции опоры. По биомеханической модели осуществлялся расчет моментов сил путем решения обратной динамической задачи. Жесткость и вязкость в суставах определялась путем регрессионного анализа зависимости суставных моментов от суставных углов и угловых скоростей.

Показано, что при использованных параметрах возмущения позы коленный сустав дает пренебрежимо малый вклад в стратегию поддержания равновесия. Жесткость в голеностопном и тазобедренном суставах составила 600-2000 и 40-200 Нм/рад соответственно, а вязкость 10-100 и 5-15 Нм/(рад/с).

Работа поддерживалась Грантами: РФФИ № 02-04-48410а и РГНФ № 00-06-00242а и РФФИ № 01-04-48924а.

Контактный адрес: Россия, 117865, Москва, ул. Бутлерова, 5А.
Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН.
Алексею Владимировичу Александрову.
Тел.: (095) 334-7749. E-mail: labdo@mail.ru

РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ, МОДЕЛИРОВАНИЯ И РЕАБИЛИТАЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА В ИТМ НАН УКРАИНЫ

А.П.Алпатов, А.Д.Кулик, Ю.А.Прокопчук, С.В.Тарасов

Институт технической механики НАН и НКА Украины (ИТМ НАН Украины),
Днепропетровск, Украина

В ИТМ НАН и НКА Украины более 18 лет ведутся научно-исследовательские и опытно-конструкторские работы в области биомеханики опорно-двигательного аппарата человека. Все исследования выполнялись и выполняются в настоящее время, главным образом, в рамках 5-ти летних гостей (по планам АН Украины).

В 80-х годах и начале 90-х годов основной упор делался на разработку управляемых протезов нижних конечностей. Было разработано и опробовано на базе УкрГосНИИ протезирования (г.Харьков) более 10 конструкций управляемых протезов. Были разработаны математические модели ходьбы человека в норме и патологии (с протезами нижних конечностей), максимально приближенные к физиологии движения.

С 1996 года работы ведутся по направлению: «Разработка методов диагностики, моделирования и реабилитации опорно – двигательного аппарата человека». В рамках темы разработана конструкция и изготовлены экспериментальные образцы аппарата посттравматической реабилитации нижней конечности человека с активным управлением. Выполнена конструкторская проработка общего вида тракционного стола с изменяющейся конфигурацией. Предложен подход к созданию устройства нехирургического контроля степени износа рабочих опорных поверхностей эндопротеза тазобедренного сустава. Разработаны интеллектуальные модули и информационные системы на их основе, предназначенные для сбора, обработки и хранения результатов диагностических исследований опорно-двигательного аппарата. Данные системы внедрены в ряде больниц Днепропетровской области.

В настоящее время (с 2001 года) исследования проводятся по следующим основным направлениям: анализ способов оценки функционального состояния мышц с помощью электрофизиологических исследований; изучение особенностей применения средств компьютерной графики и анимации в диагностических исследованиях; анализ методических подходов к разработке открытых программно – технических средств для обследования, лечения и реабилитации опорно-двигательного аппарата человека; разработка и изготовление экспериментальных узлов технических средств реабилитации.

49600, Днепропетровск, ГСП-5, ул. Лешко-Попеля, 15, ИТМ НАН Украины,

alpatov@osa.dp.ua, 8 (0562) 47-25-74

Алпатов Анатолий Петрович, Тарасов Сергей Васильевич;

yury@rdc.dp.ua Прокопчук Юрий Александрович.

ГИДРОДИНАМИКА РЕГИОНАРНОГО КРОВОТОКА ПРИ КОМПРЕССИИ СПИННОГО МОЗГА

Афонин П.Н.¹, Афонин Д.Н.²

¹СПбГЭТУ "ЛЭТИ", Санкт-Петербург, Россия

²ГУ «СПбНИИ Фтизиопульмонологии МЗ РФ», Санкт-Петербург, Россия

Патологические процессы, протекающие в позвоночнике, приводят к его деформации и/или разрушению позвонков, вследствие чего происходит компрессия и нарушение трофики соответствующего сегмента спинного мозга. Для оценки кровоснабжения спинного мозга при его компрессии нами был предложен новый неинвазивный доплерографический метод (Заявка на Патент РФ на изобретение №2001114749 от 29 мая 2001 г.), сущность которого заключается в оценке спинального кровотока путем измерения скорости потока крови в межреберных и поясничных "сегментарных" артериях, доступных для исследования. Однако, неразработанность теоретических основ биомеханики нарушений спинального кровотока не позволяет производить объективную оценку изменений артериального кровотока в исследуемом сегменте позвоночника, затрудняет выбор наименее травматичного оперативного вмешательства, прогноз результатов лечения.

С целью изучения кровоснабжения спинного мозга нами проведен комплекс исследований, включающий анализ основных факторов влияния, разработку представления о процессах его регуляции.

Система кровоснабжения спинного мозга нами представлена электрической моделью. Модель позволяет исследовать зависимость потоков в радикуломедуллярных артериях как от состояния самой радикуломедуллярной артерии, так и от состояния периферической системы. Показано, что стеноз радикуломедуллярной и спинномозговых артерий, обусловленный процессом разрушения блока даже двух позвонков, может приводить к снижению объемной скорости кровотока в 4 раза. Полученные результаты моделирования адекватны клиническим данным, обработка которых показала, что на уровне максимальной деформации позвоночника происходит достоверное снижение систолической, средней и средневзвешенной скорости кровотока, уменьшение пульсационного индекса.

Таким образом, нами разработан неинвазивный доплерографический метод оценки кровотока в отдельных сегментах спинного мозга. Разработаны биомеханические основы изменения гидродинамики регионарного кровотока при компрессии спинного мозга. Внедрение метода в клиническую практику позволяет повысить объективность оценки состояния спинного мозга у больных туберкулезным спондилитом и другими вертебрологическими заболеваниями, а также прогнозировать результаты лечения.

ПРИЛОЖЕНИЕ ТЕОРИИ ПЛАСТИН И ОБОЛОЧЕК К ПРОБЛЕМАМ ОФТАЛЬМОЛОГИИ

С.М.Бауэр

Санкт-Петербургский Государственный Университет,
Математико-механический факультет

Глаз человека, в первом приближении шаровидной формы, имеет три основные оболочки: наружную оболочку – склеру, среднюю сосудистую оболочку и внутреннюю оболочку – сетчатку. Рассматриваются вопросы, связанные с механизмом образования отслойки сосудистой оболочки, а также исследуется напряженно-деформированное состояние оболочки глаза при некоторых способах лечения отслойки сетчатки (круговое вдавливание, или так называемый циркляж, локальное пломбирование, комбинирование циркляжа и пломбы) и после эксимерных лазерных операций.

В последнее время распространенными рефракционными операциями по поводу миопии и астигматизма стали операции ЛАЗИК и ФРК, связанные с уменьшением толщины роговицы в некоторых областях. В связи с этим представляет интерес определение прочности оболочки глаза после этих операций. Напряженно-деформированное состояние сопряженных сферических оболочек (склеры и роговицы) и его изменение при уменьшении толщины роговицы изучается на основе линейной теории оболочек.

Рассматриваются также возможные механические причины развития глаукоматозной атрофии зрительного нерва. Известно, что при изменении внутриглазного давления атрофия зрительного нерва происходит в области решетчатой пластины глаза (участка склеры, ослабленного множеством отверстий). Напряженно - деформированное состояние решетчатой пластинки глаза изучалось ранее на основе различных теорий анизотропных неоднородных пластин [1]. В настоящей работе рассмотрена возможная потеря устойчивости решетчатой пластинки при больших деформациях и бифуркация в неосесимметричное состояние, что также может приводить к образованию складок в окрестности края пластинки, отекам и ущемлению зрительного нерва.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, гранты № 01-01-00234, 01.-01-00357.

Литература

1.Бауэр С.М., Зимин Б.А., Товстик П.Е. Простейшие модели теории оболочек и пластин в офтальмологии, СПбГУ, 2000, 92 с.

198504, Санкт-Петербург, Старый Петергоф, Университетский проспект, д. 28. Математико-механический факультет. Бауэр Светлана Михайловна.

Тел. (812) –428-71-65

Email: Svetlana.Bauer@pobox.spbu.ru

МЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛОСКУТА И РОГОВИЦЫ ПОСЛЕ ЭКСИМЕРНЫХ ЛАЗЕРНЫХ ОПЕРАЦИЙ

С.М.Бауэр¹, Б.А.Зимин¹, А.Б.Качанов²

¹Санкт-Петербургский Государственный Университет,
Математико-механический факультет

²МНТК «Микрохирургия глаза», Санкт-Петербург

В настоящее время для коррекции зрения при миопии стали широко применяться лазерные операции, связанные со срезанием лоскута и удалением некоторого слоя роговицы. К сожалению, в некоторых случаях после таких операций возникает осложнение — воспаление стромы (в медицинской литературе «синдром Сахары»). В настоящей работе предпринята попытка объяснения этого явления.

После лазерной коррекции роговица очищается, и поверхностный лоскут после промывания возвращается на место. По наблюдениям практикующих врачей между лоскутом и роговицей возможно появление капиллярной жидкости. Роговица с выкроенным лоскутом, как и живой глаз вообще, является динамической системой: сжатие век, моргание и другие движения глазных яблок и век сопровождаются воздействием на роговицу. В связи с этим рассматривается возможная динамическая модель колебания лоскута роговицы в послеоперационный период — взаимодействие разрезанных «берегов» роговицы с капиллярной жидкостью при продольных деформациях, вызванных внешним воздействием (например, ходьбой). Полагается, что контактная жидкость, находящаяся между двумя параллельными плоскостями, является идеальной несжимаемой жидкостью, задается величина разреза (толщина ножей кератома) и предполагается, что одна плоскость является неподвижной, а другая движется с некоторой скоростью (колебание лоскута). Рассматривается задача о распространении волн жидкости, находящихся в плоскостном канале.

Анализ решения показывает, что возможное давление внутри разреза будет пропорционально величине разреза и величине возбужденных гармонических колебаний (чем выше частота, тем выше давление). Определяется критический параметр частоты, характеризующийся физическими свойствами жидкости и размерами лоскута роговицы. Давление, вызванное такой частотой, следует признать нежелательным для воздействия на прооперированный глаз.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант № 01-01-00234.

198504, Санкт-Петербург, Старый Петергоф, Университетский проспект, д. 28. Математико-механический факультет. Бауэр Светлана Михайловна.

Тел. (812) –428-71-65

Email: Svetlana.Bauer@pobox.spbu.ru

ДВИГАТЕЛЬНЫЕ СИНЕРГИИ ВЫСОКОТОЧНОГО АДАПТИВНОГО ДВИЖЕНИЯ

Е.В.Бирюкова¹, Б.Бриль², Ж.Дитрих³, А.Роби-Брами⁴, В.Ру⁵

¹Институт Высшей Нервной Деятельности и Нейрофизиологии РАН, Москва

²Высшая Школа Социальных Наук, Париж, Франция

³Лаборатория Нейрофизиологии и Физиологии, НЦНИ, Париж, Франция

⁴Лаборатория Аэродинамики и Биомеханики Движения, НЦНИ, Марсель, Франция

⁵Лаборатория Археологии и Этнографии, НЦНИ, Париж, Франция

Двигательные навыки характеризуются стереотипными, быстрыми, высокоадаптивными движениями [1]. Как организованы управление такими автоматами и их адаптация к внешним условиям? С целью ответить на этот вопрос проводится биомеханический анализ уникальных записей движений индийских мастеров – огранщиков полудрагоценных камней. Цель работы состоит в описании кинематических синергий движений ударов по камню и проведении сравнительного анализа этих синергий для движений огранщиков, находящихся на разном уровне овладения двигательным навыком (учеников, мастеров и экспертов).

Кинематика движения описана в виде углов вращений в суставах, соответствующих семи основным степеням свободы руки: сгибанию-разгибанию, отведению-приведению и вращению в плечевом суставе, сгибанию-разгибанию и пронации-супинации в локтевом суставе, сгибанию-разгибанию и отведению-приведению в лучезапястном суставе. Для описания координированных вращений в суставах руки использовался метод главных компонент (ГК).

Получены следующие результаты:

С повышением уровня овладения навыком степень координированности суставных углов понижается: ГК₁ описывает свыше 85-95% варибельности у учеников и мастеров и 65-80% у экспертов.

Ученики используют преимущественно движения в лучезапястном суставе, фиксируя движения в локте и плече. Движения мастеров включают в себя дополнительно пронацию в локтевом суставе. Эксперты же используют все 7 степеней свободы руки; наибольшие вклады в движение вносят сгибание кисти, пронация предплечья и вращение относительно продольной оси плеча.

В процессе обработки камня ученики и мастера используют одну и ту же синергию. Эксперты более свободно меняют комбинации суставных углов, приспособляясь к изменяющимся условиям.

Работа поддержана грантами РФФИ №02-04-48410а и №01-04-49296а.

Литература

[1] Бернштейн Н.А. (1991) О ловкости и ее развитии. Москва, Физкультура и спорт.

Контактный адрес: 117485, Москва, ул. Бутлерова, 5А, ИВНД и НФ РАН. Тел. (095) 334-42-31.
Бирюкова Елена Владимировна. E-mail: birds@orc.ru

ВЛИЯНИЕ КРИВИЗНЫ БЕГОВОЙ ДОРОЖКИ НА СКОРОСТЬ ДВИЖЕНИЯ ТЕЛА

Васильев Радивой¹, Раствович Зоран²

¹Факультет Физической Культуры, Нови Сад, Югославия;

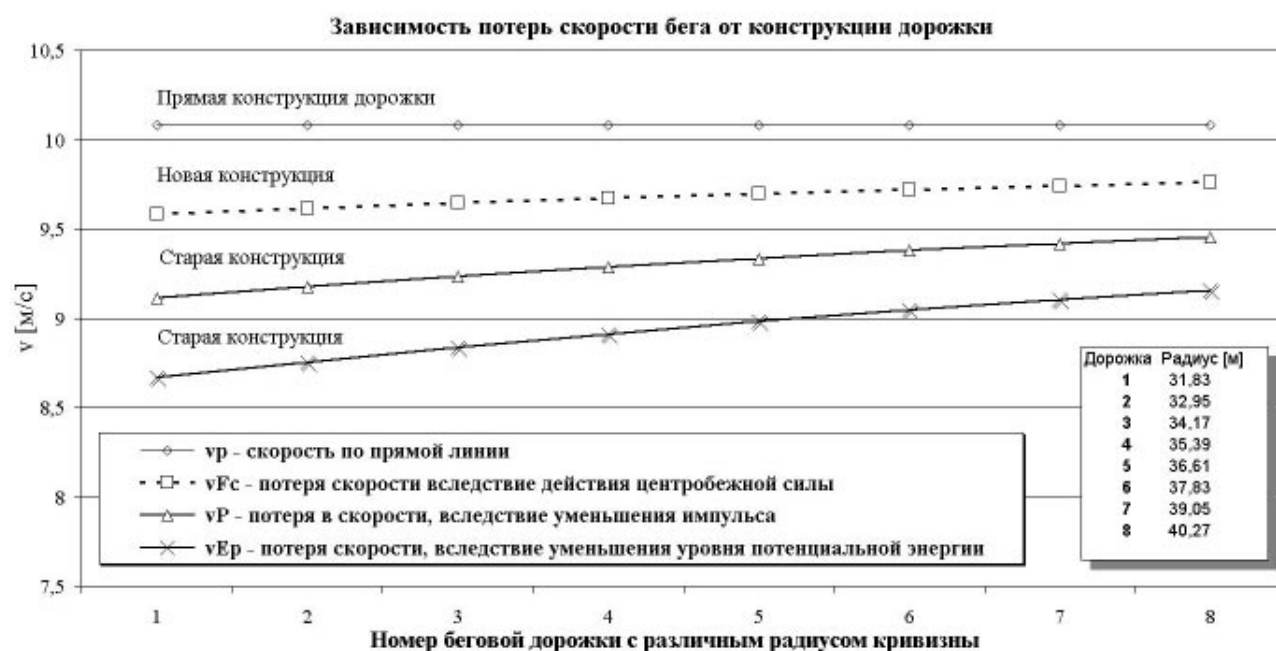
²Факультет Технических Наук, Нови Сад, Югославия

Анализ некоторых параметров бега показал, что исследование движения тела по непрямым беговым дорожкам является и на сегодняшний день актуальным.

Цель работы. Проведение сравнительного анализа изменений параметров движения в зависимости от кривизны беговой дорожки старой и новой конструкции.

Методы. Использовался метод математического моделирования, с помощью которого рассчитаны параметры движения по кривизне беговой дорожки старой конструкции, а также новой, предложенной Васильевым Р. и Раствовичем З. [7].

Полученные результаты. Отмечено, что с применением новой конструкции кривизны беговой дорожки потерь в скорости вследствие уменьшения импульса, а также уменьшения уровня потенциальной энергии, не отмечалось (см. рис.).



Выводы. Сравнительный анализ и расчёт показали, что новая конструкция беговых дорожек по сравнению со старыми, оптимизирована. На новой дорожке для спортсменов созданы условия, которые очень близки идеальным.

Литература

1. Alexander, R. M. (1982). Locomotion of Animals. Blackie Press.
2. Green, P.R (1985). Trans. ASME, 107, 96-103
3. Harrison, A., Ryan, G.J. (2000). 12th Conf. Eur. Soc. Biomech. 358.
4. Jain, P.C. (1980). Res. Quart. Exerc. Sport, 51, 432-436.
5. Ohtsuki, T., et al. (1988). Biomechanics XI-B. Free University Press.
6. Weyand, P.G., et al. (2000). J. Appl. Physiol. 89, 1991-1999.
7. Васильев Р., Раствович З. (2001). 10-я Всероссийская конф. молодых учёных, Пермь, с.85.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ АВТОМАТИЗМОВ УПРАВЛЕНИЯ ПОЗНОЙ СТАТИКОЙ

Е.Н.Винарская¹, М.А.Ронкин², Р.А.Кууз², Г.И.Фирсов³

¹Московский гор. педагогический университет, Москва, Россия

²Лаборатория клинико-электрофизиологических исследований
Московской медицинской академии им. И.М.Сеченова, Москва, Россия

³Институт машиноведения им. А.А.Благонравова РАН, Москва, Россия

Позные автоматизмы составляют бессознательный фон произвольных и осознанных кортикальных программ двигательного поведения человека. На базе системно-функциональных идей П.К.Анохина, в т.ч. об эфферентном синтезе, и теории Н.А. Бернштейна об иерархическом механизме управления движениями статика позы может рассматриваться в контексте целостной функциональной системы организма с учетом специфических для каждого уровня управления сенсорных синтезов. При этом уровни управления движениями возрастающей сложности представляют собой зафиксированные в строении ЦНС фило-онтогенетические результаты системной деятельности организма. В экспериментах проводилась проверка автоматизмов поддержания вертикальной позы в 3-х зонах устойчивости: 1/ зона восстановления положения тела; 2/ зона сохранения положения тела; 3/ зона оптимальной устойчивости тела. Показано, что функциональные пробы с избирательной нагрузкой преимущественно тонического или фазического автоматизмов поддержания вертикальной позы подтверждают их относительную независимость друг от друга [1]. Относительная природа такой независимости обнаруживается путем анализа взаимосвязи колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях с помощью фазового спектра и функции когерентности. Наличие на фазовом спектре достаточно стабильной зоны в диапазоне 5 Гц при значительной величине когерентности в этом диапазоне позволяет говорить о связанности колебаний. При этом возможен как вариант управления движением в обоих направлениях из одного центра, так и синхронизация колебаний. Экспериментально найденное подтверждение взаимосвязанности двух механизмов поддержания вертикальной позы человеком соответствует представлению об иерархии управляющей системы, автоматизмы управления на каждом из уровней которой не одни и те же, что и обнаруживается в различных экспериментальных ситуациях [2].

Литература

1. Добрынин С.А., Кууз Р.А., Фельдман М.С., Фирсов Г.И. Анализ траектории перемещения центра тяжести человека в норме и патологии // Исследование и решение задач прикладной механики на ЭВМ. - М.: Наука, 1985. - С. 74 - 81.
2. Кууз Р.А., Фирсов Г.И. Применение методов компьютерной стабилотрии для решения задач функциональной диагностики в неврологии // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2001. - № 5-6. - С.24-33.

Контактный адрес: 119021, Москва, ул. Россолимо, 11.

Тел.: (095) 245-04-70. Кууз Роберт Александрович.

«ИСКУССТВЕННАЯ МЫШЦА» НА МАТЕРИАЛАХ С ЭФФЕКТОМ ПАМЯТИ ФОРМЫ

И.Э. Вяххи, А.И. Прядко, Н.И. Вяххи, С.А.Пульнев

Санкт-Петербургский государственный технический университет,
Санкт-Петербург, Россия

Цель настоящей работы – рассмотрение возможности создания «искусственных мышц» на материалах с эффектом памяти формы (ЭПФ) и моделирование движения «суставов» с их использованием на примере движения фаланг пальца.

Анализ зарубежных публикаций, показал интерес к проблеме создания «искусственной мышцы» с использованием «умных» материалов с ЭПФ. При этом, как правило, сами «искусственные мышцы», как исполнительные механизмы «суставов» - шарниров, расположены вдали от шарниров и передают движение за счет передаточных элементов.

Разработаны структурные схемы вращательных шарниров с использованием материалов с ЭПФ. Силовой элемент - «искусственная мышца», способен совершить механическую работу при его нагревании, в общем случае, состоит из: материала с ЭПФ, нагревательного элемента, датчиков температур и/или перемещения, систему крепления.

Движение в шарнире осуществляется следующим образом: Поочередный нагрев двух силовых элементов, посредством нагревательных элементов, приводит в действие шарнир фаланги. При этом первый силовой элемент восстанавливает («вспоминает») свой форму, генерируя усилие для создания крутящего момента, а второй деформируется для последующего цикла. Последующий нагрев второго силового элемента возвращает шарнир в исходное состояние. Из-за симметричной схемы расположения силовых элементов, полезный крутящий момент и поворот создаются в двух направления, как по часовой стрелке, так и против часовой стрелки.

Управление движением осуществляется путем управления температурой силовых элементов.

На данный момент существуют ограничения использования «искусственных мышц» на основе материалов с ЭПФ, такие как: необходимость нагрева до температур 1000С – 2000С для получения значительных усилий, не высокие скорости и циклическая прочность. Имеются технические решения для преодоления этих проблем, как на стадии конструирования, так и при создании материалов с ЭПФ с необходимыми свойствами.

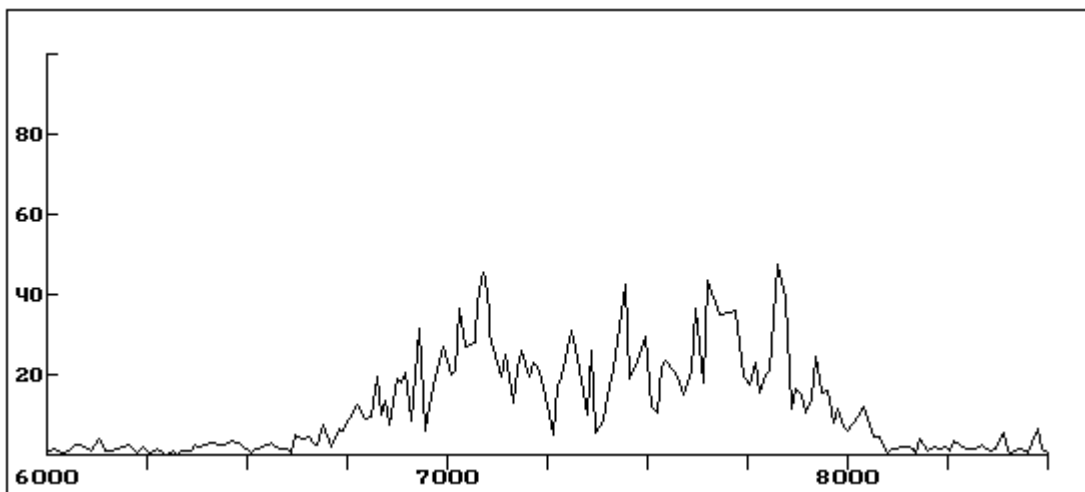
Проведено моделирование движения 3-фалангового пальца. Рассматривалась трехзвенная механическая система с тремя степенями свободы на вращательных кинематических парах.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЛИТЕЛЬНОСТИ ФАЗ СОКРАЩЕНИЯ МЫШЦ

А.А.Жиляев

РГАФК, Москва, РФ

Целью работы является предложение способа точного определения длительности фаз сокращения мышц при поверхностном отведении биопотенциалов. При комплексных биомеханических исследованиях широко применяется метод выделения огибающей ЭМГ-сигнала, поскольку при таком способе анализа период сокращения исследуемой мышцы представляется в виде сглаженной волны электрической активности, визуально удобной для последующей обработки. Однако из-за различия технических характеристик используемой аппаратуры и значения постоянной времени фильтра выделения огибающей сравнение соответствующих интервалов сокращения мышц, полученных при исследовании однотипных движений сегментов в разных научных подразделениях, представляется некорректным.



Один из возможных способов повышения точности измерения длительности фаз сокращения мышц состоит в следующем. После усиления ЭМГ-сигнала и подачи его через АЦП в компьютер к этому сигналу применяется операция нахождения модуля, что эквивалентно двухполупериодному выпрямлению сигнала в аналоговой технике. К преобразованному подобным образом сигналу далее применяется его кусочно-линейная аппроксимация, заключающаяся в соединении соседних максимумов сигнала отрезками прямой линии. В результате этих преобразований фаза сокращения исследуемой мышцы будет иметь форму волны активности мышцы, ограниченной ломаной линией и достаточно визуально удобной для измерения временных параметров ее сокращения. В то же время, при таком способе представления периода сокращения мышцы не искажается амплитуда сигнала в конкретный момент времени.

СКОЛИОЗНЫЕ ДЕФОРМАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА КАК ФОРМА ПОТЕРИ УСТОЙЧИВОСТИ В УСЛОВИЯХ ПОЛЗУЧЕСТИ

Б.А.Зимин¹, И.К.Филиппов²

¹Санкт-Петербургский Государственный Университет,
Математико-механический факультет

²Евромед-клиник, Санкт-Петербург

Изучение деформации позвоночного столба при начальных степенях сколиоза показывает ее близость к формам потери устойчивости упругих стержней при сжатии. Так как костная ткань обладает свойствами ползучести, то прогрессирующую со временем деформацию позвоночника можно рассматривать как потерю устойчивости при ползучести.

Модель позвоночника представляется в виде прямого стержня, набранного из чередующихся абсолютно жестких (позвонки) и упруго-вязких (межпозвоночные диски) стоек. Закон ползучести выбирался в форме:

$$\dot{\xi} = B\sigma^m + \frac{\sigma}{E},$$

где B , m , E – постоянные материала, а точка сверху означает дифференцирование по времени. Так как исследуемые деформационные процессы являются сравнительно медленными (сколиоз развивается годами), то инерционные эффекты не учитываются, и модель описывается уравнением равновесия. Особенность данной модели заключается в том, что скорость отклонения стержня оказывается переменной. При заданных геометрических и механических параметрах модели может быть получено критическое время, то есть такое время, по истечении которого происходит неограниченный рост отклонений. Решение данной модельной задачи предполагается использовать для прогноза развития сколиозных деформаций у детей.

198504, Санкт-Петербург, Старый Петергоф, Университетский проспект, д.28, НИИММ,
Тел.: (812) – 428-71-65, Email: noucim@peterlink.ru

МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС НА ОСНОВЕ МНОГОЭЛЕМЕНТНОГО ИНДУКТИВНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ

М.Ю. Карпинский, В.Д. Остроухов

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко
АМН Украины, Харьков, Украина
Харьковский национальный университет радиоэлектроники,
Харьков, Украина

Цель работы. Разработать новое устройство для диагностики состояния опорно-двигательного аппарата человека.

Методы. Повышение диагностической информативности комплекса путем использования многоэлементного индуктивного преобразователя "давление-напряжение".

Результаты. Основу комплекса составляет многоэлементный индуктивный преобразователь (МИП), который состоит из 945 (27×35) элементарных датчиков размером 1×1 см. Датчик имеет две плоские катушки, разделенные упругим диэлектриком. Такие датчики механически надежны и дешевы, что в целом делает установку сравнительно недорогой. Информация (давление на элемент) собирается путем сканирования МИП. Инерционность электронных устройств, прежде всего детектора, не позволяет сканировать МИП с частотой выше 1кГц. Поэтому период сканирования довольно велик – около 1с. Комплекс позволяет выполнять:

- плантографию с выводом цветного изображения стоп и расчетом количественных параметров (общий вес, абсолютное и относительное давление на элементы и др.);
- стабилотографию с выводом проекции ОЦМ на фоне изображения стоп или ее траектории и расчетом количественных параметров: частотные характеристики, площадь кривой траектории ОЦМ, ее статистику (плотность вероятности) и др.

61024, Украина, г. Харьков, ул. Пушкинская, 80
E-mail: medicine@online.kharkov.ua
Тел. (0572) 47-12-01
Карпинский Михаил Юрьевич

О ВЫБОРЕ РАЦИОНАЛЬНОЙ ТОЧКИ ОТСЧЕТА ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ ДАВНОСТИ НАСТУПЛЕНИЯ СМЕРТИ НОВОРОЖДЕННЫХ

Е.М.Кильдюшов, С.В.Данилина

Российский государственный медицинский университет, г. Москва, Россия

Городская клиническая больница № 1 им. Н.И.Пирогова, г. Москва, Россия

Целью настоящего исследования явилось повышение эффективности судебно-медицинского определения давности наступления смерти (ДНС) новорожденных.

В настоящее время использование математического моделирования, посредством экстраполяции значений посмертного охлаждения, является наиболее перспективным способом определения ДНС.

Очевидно возрастание ошибки определения ДНС в случаях заведомо неправильного выбора начальных и граничных условий модели. Одним из таких начальных условий является температура тела на момент смерти, которая может очень сильно отличаться у доношенных и недоношенных новорожденных. Для правильного определения ДНС посредством экстраполяции значений температуры тела новорожденного, измеренной на месте его обнаружения, необходимо знать температуру тела на момент смерти, которая и должна быть введена в модель.

Достижение поставленной цели заключалось в определении температуры трупа новорожденного на момент смерти для дальнейшего моделирования процесса охлаждения.

Как показали наши исследования:

- Истинная температура тела новорожденного индивидуальна и на момент смерти неизвестна.
- Точкой отсчета при моделировании процесса охлаждения у новорожденных должна быть ректальная температура.
- Температура тела доношенного новорожденного в момент смерти может быть принята за $+37^{\circ}\text{C}$, и более низкой у недоношенных детей.
- Внесение соответствующих поправок при моделировании процесса охлаждения для установления ДНС значительно повышает точность искомого результата при экспертизе трупов новорожденных.

Контактный адрес:

119435, г.Москва, пер. Хользунова, 7, кафедра судебной медицины РГМУ,
тел. (095) 246-45-28, 246-48-91. Кильдюшов Евгений Михайлович

СИНЕРГЕТИЧЕСКИЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

А.А.Колесников¹, В.Е.Беляев¹, А.Ф.Кононов²

¹Таганрогский государственный радиотехнический университет, Таганрог, Россия;

²ЗАО «ОКБ «РИТМ», Таганрог, Россия

Синергетическая концепция функционирования систем организма состоит в предположении существования набора динамически связанных аттракторов в пространстве состояния, определяющих их режим работы. Реальные системы являются распределёнными, характеризуются запаздыванием распространения информационных сигналов и состоят из большого количества различных нелинейных подсистем с разнообразными постоянными времени. В итоге аттракторы обладают хаотическими свойствами, что хорошо согласуется с реально наблюдаемыми сигналами разных систем организма. Предполагается, что инвариантные характеристики аттракторов отражают состояние функциональной системы и могут использоваться в диагностических целях. Корреляционная размерность – инвариантная характеристика аттрактора, которую можно оценить на основе экспериментальных данных. С её помощью можно оценить число переменных, описывающих аттрактор системы.

Предварительно проводится реконструкция аттрактора по набору регистрируемых сигналов исследуемой функциональной системы. Методы реконструкции основаны на результатах теоремы Такенса. Переход к базису из собственных векторов корреляционной матрицы компонент реконструированного аттрактора позволяет не только минимизировать энтропию его представления, но и оценить N – размерность пространства вложения аттрактора [1]. Для расчёта размерности аттрактора и его энтропии используется корреляционный интеграл – зависимость относительной частоты расстояний между точками аттрактора, не превосходящих заданную величину (радиуса корреляции). Предложен гистограммный способ расчёта корреляционного интеграла, позволяющий сократить вычислительные затраты по сравнению с алгоритмом, предложенным П.Грассбергом и И.Прокачиа, в число раз, пропорциональное числу изменений радиуса корреляции. Дополнительное сокращение временных затрат получено при использовании промежуточных результатов при одновременном вычислении набора из N корреляционных интегралов.

Использование описанного метода при исследовании процесса поддержания человеком вертикальной позы методами стабиллографии подтвердило существование малоразмерного хаотического аттрактора в исследуемой постуральной системе, оценена его корреляционная размерность и показана её связь с состоянием человека. Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант № 99-01-00076, 1999-2001 г.г.).

Литература

1. Ланда П.С., Розенблум М.Г. Сравнение методов конструирования фазового пространства и определение размерности аттрактора по экспериментальным данным // ЖТФ. 1989. Т. 59, в. 11. – С. 1 – 6.

347928, г.Таганрог, ГСП-17А, пер.Некрасовский, 44. E-mail: kolesnikov@ccsd.tsure.ru
Тел.: (8634) 37-16-89, Колесников Анатолий Аркадьевич, Беляев Виктор Егорович;
347900, г.Таганрог, ул.Петровская, 99.
E-mail: anton@ritm.infotecstt.ru Тел.: (8634) 36-31-90, Кононов Антон Фёдорович

ЕДИНСТВЕННОСТЬ И ОПТИМАЛЬНОСТЬ РЕШЕНИЯ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ СКЕЛЕТНО-МЫШЕЧНЫХ СИСТЕМ

Колесников Г.Н.

Петрозаводский госуниверситет, г. Петрозаводск, Россия

Цель работы – анализ проблем единственности (с точки зрения математики) и оптимальности (с позиций физиологии) решения при численном моделировании скелетно-мышечных систем (СМС) произвольного вида. Конечная цель – определение сил в мышцах и суставах, а также опорных реакций.

Основные трудности при определении сил в компонентах СМС связаны с проблемой избыточности в биомеханике [1], которая ассоциируется с тем, что число мышц избыточно, т. е. превышает число степеней свободы скелетной системы. В этом случае условия равновесия формально выполняются для бесконечно большого количества наборов мышечных сил. Чтобы получить единственное решение, используют дополнительные соотношения, обычно – критерии оптимальности [1]. Однако такой путь неэффективен в вычислительном отношении; единственность решения условна, т. к. различные критерии могут вести к неидентичным решениям при одинаковых исходных данных. Другой подход [2] базируется на использовании методов анализа механических систем, образованных недеформируемыми и податливыми компонентами [3]; данный подход гарантирует единственность решения (это и ключ к минимизации объема вычислений); в этой связи проблеме избыточности можно считать решенной [4, 5].

В данной работе учтено, что единственное решение может быть неоптимальным с точки зрения физиологии, затрат энергии или эволюции вида. С позиций биомеханики изучена возможная причина известного стереотипа, а именно – предпринят поиск ответа на вопрос, почему естественная внутривидовая изменчивость анатомических и физиологических параметров мышц не влияет в такой же степени на относительную их активацию при однотипных движениях. С учетом результатов работ [2,4,5] обоснована гипотеза о существовании некоторого паттерн-вектора, инвариантного относительно указанной изменчивости; вектор зависит лишь от конфигурации скелетной системы (от фазы движения).

Найденный вектор предопределяет с позиций биомеханики конечную цель одной из функций центральной нервной системы по оптимальному управлению активацией мышц. Приведен пример с двух- и одно-суставными мышцами.

Литература

1. Зациорский В.М., Прилуцкий Б.И. // Современные проблемы биомеханики. – Нижний Новгород: ИПФ РАН, 1992. Вып. 7. С. 81-123.
2. Колесников Г.Н. // Тезисы докл. конф. ВМСППС-99. М.: МГИУ, 1999. С. 154-156.
3. Гольдштейн Ю.Б. Статика стержневых конструкций. Петрозаводск: Изд-во ПетрГУ, 1997.
4. Колесников Г.Н. // «Биомеханика-2000» Тезисы докл. Н. Новгород: ИПФ РАН, 2000. С. 46.
5. Колесников Г.Н. // VIII Всероссийский съезд по теоретической и прикладной механике. Аннотации докладов, Пермь: ИММСС УрО РАН, 2001. С. 344.

Контактный адрес: Россия, 185640, Петрозаводск, пр. Ленина, 33, Госуниверситет.
Колесникову Геннадию Николаевичу. E-mail: ksk@onego.ru

ХАОТИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ПОЛОЖЕНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ЗВЕНА

Р.А.Кууз¹, М.Г.Розенблюм², Г.И.Фирсов³

¹Лаборатория клинико-электрофизиологических исследований Московской медицинской академии им.И.М.Сеченова, Москва, Россия.

²Department of Physics, Universitat Potsdam, Am Neuen Palais 10, D-14415 Potsdam, Germany

³Институт машиноведения им. А.А.Благонравова РАН, Москва, Россия.

Рассматривается динамическая модель, описывающая возникновение и основные свойства широкополосных случайных колебаний биомеханической системы, наблюдающихся при сохранении позы в спокойной стойке. Скелетно - мышечная система человека представлена трехзвенным перевернутым маятником с упругими связями, что соответствует жесткости голеностопного, коленного и тазобедренного суставов. Предполагается, что управляющее воздействие со стороны ЦНС формируется одновременно на основе программного задания жесткости суставов и управления моментом сил в суставах на основе пропорциональных и пропорционально - дифференциальных запаздывающих нелинейных обратных связей. Роль датчиков положения и скорости играют суставные и мышечные рецепторы, описываемые нелинейными характеристиками типа "люфт", а запаздывание определяется временем распространения сигналов по нервным волокнам [1].

Экспериментально подтверждена автоколебательная природа наблюдаемого случайного процесса, сопровождающего поддержание позы [2].

Обсуждена позитивная роль хаотических колебаний биомеханической системы при поддержании постоянной позы: устранение нежелательных резонансных явлений и синхронизации с источниками других физиологических ритмов, реализация адаптивного управления движениями. Существование случайных автоколебаний небольшой амплитуды может привести к эффекту "вибрационной линеаризации" нелинейностей в системе управления движениями. При этом стратегия управления движениями существенно упрощается. Этим можно объяснить экспериментально установленный факт справедливости принципа суперпозиции в задаче управления односуставными движениями.

Литература

1. Розенблюм М.Г., Фирсов Г.И. Стохастические автоколебания в системе регуляции вертикальной позы тела человека. // Биомеханика (София). - 1992. - I. Стратегия управления позой и динамическая модель - Т. 24. - С. 34-41. - II. Модельный и натуральный эксперимент. - Т. 25. - С. 37 - 43.

2. Rosenblum M.G., Firsov G.I., Kuuz R.A., Pompe V. Human Postural Control - Force Plate Experiments and Modelling // Nonlinear Analysis of Physiological Data. / Ed. by H. Kantz, J. Kurths and G. Mayer-Kress. - Berlin:Springer, 1998, P.283-306.

Контактные адреса:

119021 Москва, ул. Россолимо, 11, (095) 248-26-03, Кууз Роберт Александрович.

101990 Москва, М.Харитоньевский пер., 4, (095) 924-00-72, Фирсов Георгий Игоревич.

ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ БРОНХИАЛЬНОЙ ПРОХОДИМОСТИ ПО ДИНАМИКЕ ПОСТОЯННОЙ ВРЕМЕНИ ФОРСИРОВАННОГО ВЫДОХА

В.А.Лопата, А.А.Мухин

ООО "Сенсорные системы", Киев, Украина

Институт пульмонологии и фтизиатрии им.Ф.Г.Яновского, Киев, Украина

Цель исследования состояла в оценке результатов спирометрии форсированного выдоха на основе величины постоянной времени процесса τ . Поскольку $\tau = R_{aw} \cdot C_L$ (R_{aw} – сопротивление дыхательных путей, C_L – растяжимость легких), то, с учетом примерного постоянства C_L , динамика τ свидетельствует об изменениях R_{aw} в процессе форсированного выдоха и представляет интерес в качестве критерия диагностической интерпретации спирометрии [1-3].

Материалы для проведения исследования получены по методу регистрации петли "поток-объем" спирометрическим комплексом ПУЛЬМОВЕНТ-1.002 (ООО "Сенсорные системы") у 73 пациентов в возрасте от 23 до 67 лет. Обработка спирограмм заключалась в измерении величин объемной скорости Q_n , соответствующих форсированному выдоху определенных порций V_n жизненной емкости легких (ЖЕЛ) и расчете величин τ_n по формуле:

$$\tau_n = \frac{V_n}{Q_n} .$$

Величины τ_n рассчитывались на уровне пиковой объемной скорости форсированного выдоха Q_{max} и далее – на нисходящей ветви кривой "поток-объем", разбитой на участки от 10% до 100% ЖЕЛ с интервалом 10% ЖЕЛ.

Расчеты и построение графика изменения величины τ продемонстрировали наглядность и доказательность ее динамики в процессе форсированного выдоха для диагностики состояния бронхиальной проходимости у пациентов с различными формами хронических обструктивных болезней легких.

Предлагаемый метод позволяет провести более детальную интерпретацию спирограммы, дать количественную оценку изменениям величины R_{aw} в процессе форсированного выдоха и соотнести их локализацию с характерными участками трахеобронхиального дерева.

Литература

1. Кучук А.А., Мухин А.А., Лопата В.А. Метод анализа спирограммы форсированного выдоха на основе постоянной времени процесса. - Физиология человека, 1989, т.15, № 6, с.158-161.
2. Лопата В.А. Параметры биомеханики дыхания в аналоговой модели форсированного выдоха.- Российский журнал биомеханики, 1999, N 2, с.81.
3. Лопатин В.А., Хохловский В.Н., Кошелев С.А. Применение микрокалькуляторов для топической диагностики нарушений бронхиальной проходимости.- Медицинская техника, 1990, № 1, с.33-34.

Контактный адрес: 03055, Украина, г.Киев-55, а/я 159, ООО «Сенсорные системы»

E-mail: pulmovent@alfacom.net. Тел/факс: 380 + 44 + 555-4489. В.А.Лопата.

РЕЗОНАНСНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ В ПРОЦЕССЕ ВОССТАНОВЛЕНИЯ УПРУГИХ СВОЙСТВ КОСТНОЙ МОЗОЛИ

Л. Б. Маслов¹, В. И. Шапин¹, С. Е. Львов², Е. В. Блескин²

¹Ивановский государственный энергетический университет, Иваново, Россия

²Ивановская государственная медицинская академия, Иваново, Россия

Целью работы являлось исследование вынужденных колебаний изолированной большеберцовой кости в аппарате внешней фиксации и влияния вязкоупругих свойств костной мозоли на резонансные свойства биомеханической системы «кость-фиксатор».

Метод исследования – конечно-элементный вибрационный анализ выбранного экземпляра большеберцовой кости длиной 36 см совместно с типичными фиксирующими устройствами в виде плоской рамной конструкции и аппарата Илизарова. Разработаны пространственные модели изолированной кости и системы «кость-фиксатор» на основе 20-узловых гексаэдральных элементов и вязко-упругой изотропной модели сплошной среды. Перелом и образование костной мозоли в среднем сечении моделируется слоем шириной 4 мм с модулем упругости, изменяющимся в пределах 0.02-50% от модуля упругости компактной ткани. Вязкость неповрежденной костной ткани – 50 кПа·сек, вязкость ткани костной мозоли – 0.54-33.2 кПа·сек. Численное решение проводилось авторской программой конечно-элементного анализа.

Результаты анализа показали, что низшая резонансная частота шарнирно-закрепленной кости равна 210 Гц и соответствует форме колебаний в сагиттальной плоскости. Наложение аппаратов внешней фиксации приводит к снижению первой частоты до 160 Гц и 100 Гц соответственно. Исследование колебаний биомеханической системы при наличии костной мозоли показало, что значительное снижение основной резонансной частоты до 98 Гц происходит в случае рамного фиксатора и модуля упругости костной мозоли $E=3.8$ МПа. Влияние упругих характеристик на резонансные частоты в этом случае заметно в диапазоне 0.02-5% от модуля упругости компактной ткани. Амплитудно-частотные характеристики системы в случае наложения аппарата Илизарова реагируют на изменения упругих свойств регенерата изменением амплитуды колебаний на основной частоте и качественным изменением вида кривых на высших частотах.

Выводы: полученные результаты показали чувствительность амплитудно-частотных характеристик системы к изменению механических свойств костного регенерата и могут служить теоретическим обоснованием метода активной вибрационной диагностики состояния костной мозоли.

Контактный адрес: Россия, 153003, Иваново, ул. Рабфаковская, 34, ИГЭУ, каф. ТиПМ,
НИЛ “Биомеханика”, Леониду Борисовичу Маслову.

Тел. (0932)38-57-84, E-mail: maslov@tipm.ispu.ru

ОБЪЁМНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

З.М.Мителева, И.А.Суббота

Институт патологии позвоночника и суставов

им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины, Харьков, Украина

Цель работы: исследование на объёмной модели напряжённно-деформированного состояния (НДС) тазобедренного сочленения при эндопротезировании.

Методы: математическое моделирование методом конечных элементов (КЭ). Построена трёхмерная конечно-элементная модель половины таза и проксимального конца бедренной кости с эндопротезом, состоящая из изопараметрических 20-узловых шестигранников с тремя степенями свободы в узле (816 элементов и 5156 узлов). Модель бедра построена по геометрическим характеристикам его поперечных сечений, проведенных через 0,5 см. КЭ модель эндопротеза построена по его геометрическим характеристикам. На модель наложены ограничения по перемещениям во фронтальной плоскости и в середине бедра по всем координатным осям. В модели учтена анизотропия костной ткани, а усилия связок и мышц заменены соответствующей нагрузкой. Исследовалось одноопорное стояние.

Полученные результаты: наиболее напряжённной являлась область основания шейки эндопротеза ($0,11M_T$ МПа/кг, где M_T – масса тела без нижних конечностей). В подвздошной кости наибольшие напряжения отмечались в задне-верхней её части. Распределение НДС вдоль оси ножки несколько неравномерное: более напряжённной является её верхняя и нижняя части.

Выводы: полученные результаты полностью коррелируют с данными других авторов, однако объёмная модель более достоверно позволяет учитывать различные клинические ситуации.

Литература

1. R. Huiskes, E.Y.S. Chao. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade // J. Biomechanics. – 1983. Vol. 16, № 6. – P. 385-409.
2. Истомин А.Г. Адаптируемая математическая модель таза // Проблемы медицины. – 1999. - № 9 (13). – С. 15-15.
3. Oonishi H., Isha H., Hasegawa T. Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint – by means of the three dimensional finite element method // J. Biomechanics. – 1983. Vol. 16, №. 6. – P. 427-444.

61024, Украина, Харьков, ул. Пушкинская, 80, ИППС АМНУ
Тел.: (0572) 47-12-01. Зоя Михайловна Мителева

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ СКВОЗНЫХ КЕРАТОТРАНСПЛАНТАНТОВ НА ДРЕНАЖНУЮ СИСТЕМУ ГЛАЗА

Е.А. Наумова¹, В. В. Науменко², О.В. Светлова³, Б. А. Смольников¹

¹Санкт-Петербургский Государственный Технический Университет, кафедра Механика и процессы управления;

²Санкт-Петербургский филиал ГУ МНТК “Микрохирургия глаза”;

³Санкт-Петербургская Академия последипломного образования, Санкт-Петербург, Россия

Целью нашей работы было изучение возможных биомеханических изменений фильтрующих свойств трабекулярного аппарата глаза при операции сквозной кератопластики с попыткой создания методики расчёта степени их выраженности, зависимости степени ухудшения оттока от диаметра трансплантата.

Для реализации этой цели мы разработали следующую биомеханическую модель: 1) внутренний слой роговицы представлен как тонкая изотропная безмоментная осесимметричная оболочка; 2) строма роговицы рассматривалась как винклеровское основание, реагирующее лишь на тангенциальные перемещения; 3) трабекулярная сеточка представлена как упругое крепление края оболочки к неподвижному основанию (к склере) с отсутствием упругой реакции на нормальные перемещения; 4) во всех уравнениях и соотношениях упругости предполагается физическая и геометрическая линейность.

Рассматривается часть упругой изотропной безмоментной сферической оболочки на винклеровском основании, реагирующем на тангенциальные перемещения оболочки. Оболочка нагружена равномерным нормальным давлением с внутренней стороны сферы. На внешней границе оболочки поставлено граничное условие упругого закрепления, не реагирующего на нормальные перемещения края оболочки. Рассматриваются два вида граничных условий на внутренней границе. До операции мы имеем условия симметрии на границе. После операции имеем свободный край. Требуется найти зависимость послеоперационного смещения внешнего края оболочки в меридиональном направлении от радиуса шва. Данную задачу будем считать осесимметричной.

На основании проделанных биомеханических расчетов можно сделать вывод о том, что существует прямая корреляционная зависимость: чем больше диаметр роговичного трансплантата, тем дальше кзади смещается передний край трабекулы с соответствующим ухудшением ее фильтрующих свойств.

195271, Россия, Санкт-Петербург, Замшина, 25-3-80; e-mail: katka@pochtamt.ru;
тел. (дом.): (812)227-39-81, Наумова Екатерина Алексеевна.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СГИБАТЕЛЬНО-РАЗГИБАТЕЛЬНЫХ ДВИЖЕНИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ И УДЕРЖАНИИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА

Новожилов И.В.¹, Копылов И.А.², Кручинин П.А.¹, Куликовский С.В.¹.

¹ МГУ, Москва, Россия

² ЛИИ им. М.М.Громова, г. Жуковский, Россия

В докладе построена математическая модель согласованных сокращений мышц, обеспечивающее характерную Z-образную позу человека в саггитальной плоскости при движениях типа медленных вставаний и приседаний. Принята модель двухуровневого управления движением антропоморфного многозвенника. Управление реализовано в виде «программной» составляющей и ее последующей коррекции с использованием обратных связей («рефлекторного кольца») в соответствии с представлениями Н.А.Бернштейна. Рассмотрена структурная схема, в которой «программное» движение осуществляется за счет двухсуставных мышц ног, создающих усилия в соответствии с моделью А.Г.Фельдмана.

Решается обратная задача механики, в которой центр масс движется вертикально и равноускоренно. Определяются усилия, необходимые для реализации заданного движения. Методом наименьших квадратов определяются постоянные значения коэффициентов в модели мышцы по А.Г.Фельдману. Решение этой задачи показывает, что «программное» изменение Z-образной позы может быть реализовано при постоянной величине «иннервации» двухсуставных мышц бедра. Прочие мышцы при такой схеме осуществляют коррекцию движения.

Стабилизация положения центра масс над опорной площадкой осуществляется в первую очередь за счет задней группы мышц голени. Результаты экспериментов по исследованию стабилизации вертикальной позы позволяют делать предположения о возможных «измерительных датчиках», используемых при реализации обратной связи. Показано, что характерные времена запаздывания, отмечаемые при проведении экспериментов, соответствуют значениям параметров модели, описывающей работу вестибулярного аппарата человека.

Работа выполнялась при финансовой поддержке РФФИ (Грант № 02-01-00744).

Адрес: 119992, Москва, Ленинские горы, МГУ, мех-мат,
кафедра прикладной механики и управления.

E-mail: kruch@mech.math.msu.su

Тел.: (095)-939-33-83.

Кручинин Павел Анатольевич.

ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ КОМПЬЮТЕРНОГО СТАБИЛОАНАЛИЗАТОРА С БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ «СТАБИЛАН-01»

Г.А.Переяслов, С.И.Лебедь

ЗАО «ОКБ «РИТМ», г.Таганрог, Россия

Компьютерный стабиланализатор с биологической обратной связью «Стабилан-01» предназначен для диагностики нарушений равновесия тела человека, реабилитации двигательных-координационных расстройств, а также для профессионального отбора и допускового контроля на транспорте и в промышленности. Метод стабิโลграфии основан на регистрации и анализе положения центра давления, оказываемого человеком на плоскость опоры при поддержании им вертикальной позы. Функциональные возможности стабиланализатора определяются его программно-методическим обеспечением. В него включены различные диагностические и психофизиологические методики, а также реабилитационные и развивающие стабิโลграфические игры.

К диагностическим методикам относятся: тест Ромберга, тест с поворотом головы, оптокинетический тест, тест на устойчивость, тест «Мишень», тест на изометрическое сокращение мышц ног, тест корреляции стабิโลграммы и дыхания и другие. К психофизиологическим методикам относятся: тест со ступенчатым воздействием, позволяющий прогнозировать реакцию человека в экстремальной ситуации, а также тест для исследования латеральной асимметрии мозга, позволяющий определить доминирующее полушарие. К реабилитационным играм относятся простые компьютерные стабิโลграфические игры, в которых движение различных фигур по экрану монитора осуществляется посредством изменения позы человека. При этом активно используется биологическая (визуальная) обратная связь. К развивающим играм относятся сложные компьютерные стабิโลграфические игры, которые предназначены для развития координации движений в спорте, цирковом искусстве, балете и т.п.

Как самостоятельное направление получили развитие тренажёры с использованием миографического сигнала с тренируемой мышцы.

Особенностью стабиланализатора является возможность синхронного съёма, записи и анализа физиологических сигналов, формируемых с помощью встроенных в стабิโลплатформу каналов: периметрического дыхания, кистевой и становой силовой метрии, интегральных электромиограмм и вариационной пульсометрии. Также имеется возможность билатеральных исследований человека с использованием двух стабิโลплатформ: для левой и правой ноги. Разработана методика оценки функционального состояния человека, которая применяется для допускового контроля на транспорте и в промышленности.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант № 99-01-00076, 1999-2001 г.г.).

ИССЛЕДОВАНИЕ СТАТИЧЕСКОЙ УСТОЙЧИВОСТИ ЭЛЕМЕНТОВ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА ЧЕЛОВЕКА

Б.А. Смольников, А.И. Прядко, А.Е. Кобызев*

ГНЦ ЦНИИ РТК, Санкт-Петербург, Россия

*Российский НИИ Детской ортопедии им. Г.И. Турнера, Пушкин, Россия

Цель настоящей работы – сопоставление и анализ ряда статических модельных схем элементов позвоночника человека с точки зрения их устойчивости. Для обеспечения высоких маневровых свойств позвоночника в целом он должен быть статически неустойчив, однако, при этом должен состоять из устойчивых элементов. Поэтому большой интерес представляет определение критического числа элементов - позвонков, приводящих к появлению неустойчивости. Для нахождения этого числа строится выражение для потенциальной энергии системы позвонков, связанных между собой упругими связками. Важное значение имеет здесь структура контактного взаимодействия между соседними позвонками, а также внутреннее строение межпозвоночных дисков, обеспечивающих необходимую гибкость позвоночного столба. Рассмотрен ряд схем элементарной ячейки, состоящей из позвонка и межпозвоночного диска, для которых построены границы устойчивости. Для некоторых моделей проведен динамический анализ, позволяющий определить собственные частоты и формы упругих колебаний. На основании полученных данных делаются выводы о степени соответствия той или иной расчетной схемы позвоночника и его элементов реально наблюдаемым биологическим структурам. В заключение обсуждаются принципы биологической стабилизации позвоночника посредством высокочастотных вибрационных воздействий.

Контактный адрес:

Россия, 189620, г. Пушкин

Ул. Парковая д.64/68, НИИ ДО им. Г.И.Турнера

А.Е.Кобызев

Тел. 465-49-95

Контактный адрес: Россия, 194064, Санкт-Петербург,

Тихорецкий пр. 21, ГНЦ ЦНИИ РТК,

Алексей Иванович Прядко.

Тел.: (812) 552-07-80,

E-mail: pryadko@mail.rtc.neva.ru

МОНИТОРИНГ ВЯЗКОУПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИЦЕПСА В ХОДЕ ВНЕШНЕЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ

Е.М.Тиманин, Е.В.Ерёмин, С.Б.Филоненко*, А.Л.Грибков

Институт прикладной физики РАН, Кардиоцентр*, Нижний Новгород, Россия.

Ранее уже сообщалось об экспериментах по мониторингу вязкоупругих характеристик поверхностных тканей человека методом вдавливания колеблющегося штампа в ходе мышечной реакции на различные тестовые воздействия [1]. В данном докладе представляется продолжение этой серии лабораторных экспериментов, имеющей основной целью проверку информативности подобных измерений при исследовании нервно-мышечной системы.

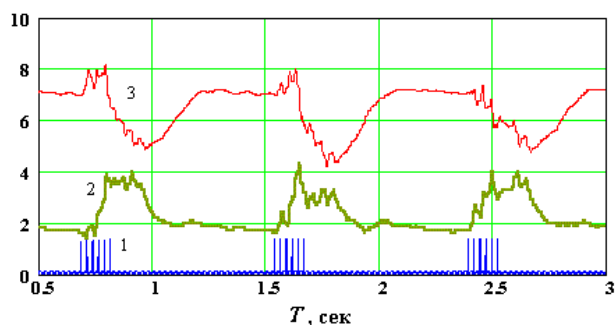


Рис.1. Упругость (2) и вязкость (3) при стимуляции (1).

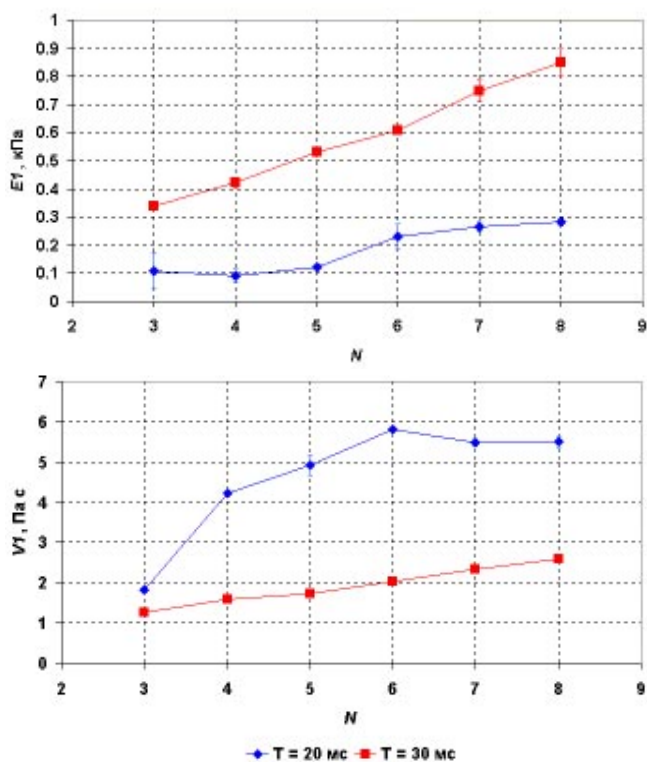


Рис.2.

Средствами нового программно-аппаратного комплекса для мониторинга механических импедансных характеристик биотканей проведены записи откликов бицепса человека на внешнюю электрическую стимуляцию и проведено исследование зависимостей этих откликов от параметров стимулирующих сигналов (число импульсов N и интервал между ними T в посылке). Для изучения временного хода отдельных откликов производились записи с разрешением 1280 Гц (см. пример на рис.1), а для изучения осредненных параметров последовательности откликов производились записи с разрешением 40 Гц. В последнем случае записи подвергались спектральной обработке, в ходе которой выделялись постоянные составляющие сигналов "упругости" ($E0$) и "вязкости" ($V0$), а также их переменные составляющие ($E1$ и $V1$) на частоте следования посылок (70 в минуту). Зависимости величин $E0$ и $V0$ от параметров стимуляции не выявлено, а зависимости величин $E1$ и $V1$ от N и T приведены на рис.2.

Литература

1. Тиманин Е.М. О возможностях способа миотонографии // Мед.техника. 1998. N 2. С.39-41.

МОНИТОРИНГ ХАРАКТЕРИСТИК БИЦЕПСА В ХОДЕ ИЗОМЕТРИЧЕСКОГО НАПРЯЖЕНИЯ МЕТОДАМИ ИМПЕДАНСНОЙ МЕХАНОМИОГРАФИИ И ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

Е.М.Тиманин, Е.В.Ерёмин, И.П.Ястребов

Институт прикладной физики РАН, Нижний Новгород, Россия

В исследованиях нервно-мышечной системы человека в последние годы наблюдается повышенный интерес к различным механомиографическим (ММГ) методам, позволяющим получать информацию, дополнительную к электромиографии (ЭМГ). Перспективным с этой точки зрения является развиваемый авторами подход [1, 2], основанный на измерении вязкоупругих характеристик тканей в экспериментах по вдавливанию в них колеблющегося штампа. Такие измерения являются очень близким к пальпации способом её объективизации и значительно расширяют возможности получения количественной информации о тканях. Этим методом, названным методом “импедансной механомиографии” (ИММГ), и получены представляемые экспериментальные результаты.

Исследования проведены на семи добровольцах – здоровых мужчинах в возрасте от 21 до 45 лет. С помощью специализированного программно-аппаратного комплекса проводился синхронный мониторинг вязкоупругих характеристик бицепса, и амплитуды поверхностной ЭМГ бицепса в ходе поддержания им в течение двух – трех минут небольших постоянных изометрических усилий (менее 10 % от максимального). Обнаружено, что уже в таких условиях со временем происходят ступенчатые изменения уровня ЭМГ и синхронно происходят изменения вязкоупругих параметров. Зависимости механических параметров от относительного уровня электрической активности бицепса, как соответствующие разным уровням ЭМГ при постоянной развиваемой силе, так и соответствующие разным силам бицепса, все группируются в единые кривые, которые различаются у разных людей.

Наблюдаемые изменения ЭМГ, очевидно, отражают изменения паттерна активированных двигательных единиц (ДЕ) мышцы. В настоящее время ведется анализ сигналов ЭМГ с целью получения дополнительной информации о характере протекающих процессов. Изменения вязкоупругих параметров бицепса синхронно с уровнем ЭМГ, по-видимому, отражают то, что разные паттерны активированных ДЕ имеют разную пространственную структуру и разные механические свойства. Таким образом, измерения механических параметров могут дать дополнительную информацию о структуре двигательных единиц мышц и о характере управления ими у конкретного человека.

Литература

1. Тиманин Е.М. О возможностях способа мионографии // Мед.техника. 1998. N 2. С.39-41.
2. Тиманин Е.М., Ерёмин Е.В. Изменения механических и электромиографических характеристик бицепса в процессе изометрического напряжения. Препринт ИПФ РАН № 554. Н.Новгород, 2001. 21 с.

РЕЗОНАНСНЫЕ РЕАКЦИИ ЧРЕЗКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ НА ЛОКАЛЬНОЕ ВИБРАЦИОННОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ

Шапин В.И.¹, Вихрев С.В.¹, Блескин Е.В.², Львов С.Е.²

¹Ивановский государственный энергетический университет, г.Иваново, Россия

²Ивановская государственная медицинская академия, г.Иваново, Россия

Известно, что конструкция внешнего фиксатора кости создает условия, при которых контактирующие поверхности отломков имеют до шести степеней свободы и сопровождаются усилием сжатия на стыке, создаваемом компрессирующим механизмом. Процесс сращения перелома кости представляется постепенным превращением сгустка крови между отломками кости в твердое тело – костную мозоль. В настоящей работе рассматривается задача прогнозирования резонансных реакций костной ткани с трещиной на локальные резонансные вибрационные воздействия с целью диагностики качества состояния стыка. Предложена динамическая модель вынужденных поперечных колебаний кости с поперечной трещиной в виде дифференциального уравнения в частных производных относительно функции вертикального перемещения. Модельный анализ показывает, что частоты собственных колебаний чувствительны к величине поперечной трещины и месту ее положения при возбуждении той или иной формы колебаний. При прогрессировании трещины или в процессе роста костной мозоли, частоты собственных колебаний отслеживает эти процессы. Полученные результаты моделирования качественно совпадают с полученными в физическом эксперименте. Принятая методика исследования: определение резонансных характеристик неповрежденной конструкции кости; исследование динамики конструкции при поперечном разрезе в центре и сохранении осевой компрессии; стадия формирования между фрагментами кости паза шириной 4 мм; имитация фиброзной стадии сращения кости.

Резонансная частота неразъемной системы составляла порядка 120 Гц. Распил кости в центре с сохранением при этом осевой компрессии приводил к снижению этого параметра до 90 Гц. Формирование пазы между концами характеризовалось резонансной частотой порядка 60 Гц. Заполнение пазового дефекта полужестким материалом вызывало подъем резонансной частоты до 100 Гц, а склейка дистального и проксимального отломков кости возвращала эту характеристику на исходный уровень 120 Гц.

Таким образом, виброчастотные характеристики модели чрезкостного внеочагового остеосинтеза свидетельствуют об их чувствительности к изменению механических связей, происходящих в процессе диагностики состояния консолидации кости при локальном вибрационном воздействии.

153003, г.Иваново, ул. Рабфаковская, 34, ИГЭУ, каф.ТиПМ.

Тел.(0932)385784, Шапин Вадим Иванович. E-mail: shapin@tipm.ispu.ru

КОДИРОВАНИЕ ГЕНЕТИЧЕСКИХ ТЕКСТОВ КЛЕТОК

М. Я. Эйнгорин

Нижегород, Россия, ННГУ, Научно – Исследовательское и
Опытно – Конструкторское предприятие «СКИТ»

Целью работы было выявление закономерностей кодирования ДНК в связи с известной избыточностью таблиц кодоны – аминокислоты (К-А) любых диалектов (R), законом вырожденности, сформулированным Фр. Криком, удивительной и чёткой цепью преобразований, сопровождающих ген в клетке любого живого организма перед началом синтеза белковой цепи.

Исследования проводились на расшифрованных генетиками кодах мРНК.

В качестве инструментов исследований использовались: известные законы, выявленные биологами; разработки автора по многозначной математической логике и комбинаторной математике, интуиция, опыт, другие факторы.

В результате исследований получены следующие основные результаты:

1. Таблица всех кодонов представлена в виде куба - кодонограммы (КДГ) - Q_0 каждая из 2^6 точек которого – кодон $X_1X_2X_3$, при $X_i = \{u, c, a, g\}$, $i = 1, 2, 3$. В Q_0 вдоль направления X_3 выделены 16 элементарных кодоновых групп (ЭКГ) по четыре кодона в каждой. Из них 8 базовых (БЭКГ) и 8 альтернативных (АЭКГ). ЭКГ объединены по четвёркам в «трубки», по диагоналям которых расположены связные (\sim) (комплиментарные) нуклеотиды, кодоны и ЭКГ. Связные кодоны расположены на плоскостях $X_1X_2u \sim X_1X_2a$; $X_1X_2c \sim X_1X_2g$, пересекают «трубки» (см. Рис.) и имеют соответственно по X_3 пиримидиновые \sim пуриновые основания. Аналогично - по X_1 и X_2 . Связные кодоны цепей ДНК ($5'-3'$) и ($3'-5'$) имеют разные основания нуклеотид. На базе Q_0 даны новые аналитические соотношения нуклеотид, оснований, кодонов и ЭКГ цепей ДНК.

2. Таблица К-А любого живого организма диалекта R представлена в виде системы логических равенств - соответствия $(ЛРС)_R$, записанной в НДФ:

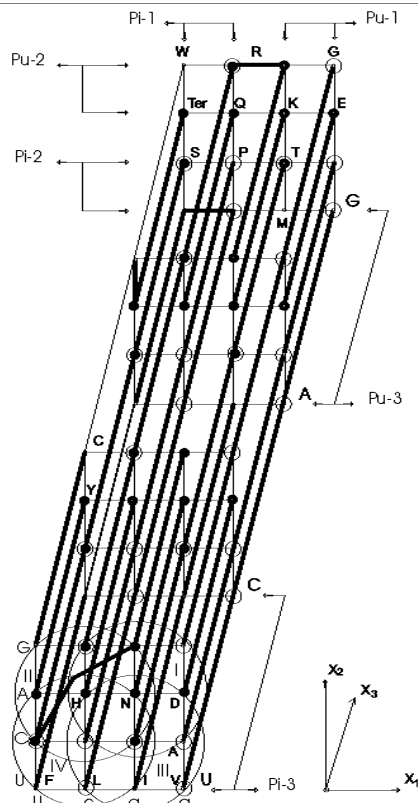
$$V(X_1X_2X_3)_{pz} \sim A_z, \quad \text{по всем } 1 \leq pz \leq 8, \quad z = (1, 21),$$

где: A_z – аминокислота, $(X_1X_2X_3)_{pz}$ – кодоны, V – знак дизъюнкции по «pz», $1 \leq p \leq 2^6$. Сформулированы законы «покрытия» (соответствия К-А) Q_0 по $(СЛР)_R$. При этом в аминокислотной таблице (АМГ) Q_R восемь ЭКГ «покрыты» полярными, восемь – не полярными A_z . Показано, что две аминокислоты, «покрывающие» одну АЭКГ, имеют единую поляризацию. На Рис. представлены: $(СЛР)_{УБК}$, ее АМГ, другие соотношения в ней. Для диалектов УБК и митохондрий человека показана связь частоты появления A_z в пептидной цепи и числом кодонов в СЛР этой A_z (принцип $2 \rightarrow 2$). Для некоторых R наблюдаются отдельные отклонения «покрытий» ЭКГ по полярности A_z и их «силе» (текст - на Рис.)

3. Показано существование, за счет избыточности групп К-А любого R, скрытых слоев кодирования (ССК), «привязанных» к кодонам РНК и мРНК. Слои не зависят от диалектов и «вскрываются» дополнительным кодированием кодонов Q_0 на базе системы логических равенств кодирования (СЛР-К). На Рис. дана СЛР-К для трех слоев кодирования $|J_a|, |J_b|, |J_c|$. Для «проявления» ССК J_i

Закономерности кодирования СЛР:

1. По координатным направлениям X_1, X_2, X_3 отложены нуклеотиды в порядке: u, c, a, g .
2. Каждый кодон $X_1X_2X_3$ на Рис имеет свое положение в координатах $X_i = \{u, c, a, g\}, i=1,2,3$.



© Рис. Аминограмма УБК.

3. Рассматриваются 16 ЭКГ направления X_3 .
4. Строятся восемь базовых ЭКГ (БЭКГ): $uc1, cc1, ac1, gc1, cu1, gu1, cg1, gg1$, на Рис. - обозначены большими точками.
5. Разворот на 180 градусов вдоль оси X_3 дает восемь альтернативных ЭКГ (АЭКГ): $ua1, ca1, aa1, ga1, uu1, au1, ug1, ag1$, на Рис. - обозначены малыми точками.
6. Плоскости $X_1X_2u, X_1X_2c, X_1uX_3, X_1cX_3, uX_2X_3, cX_2X_3$ - в третьей, второй и первой позициях нуклеотидов соответственно, имеют пиримидиновые (Pi) основания.
7. Плоскости $X_1X_2a, X_1X_2g, X_1aX_3, X_1gX_3, aX_2X_3, gX_2X_3$ - в третьей, второй и первой позициях нуклеотидов соответственно, имеют пуриновые (Pu) основания.
8. В кодоновом «каркасе» п.(1-7) образуются четыре кодоновые «трубки» I, II, III и IV.
9. В связанных (комплементарных) кодонах для цепей (5'-3') и (3'-5') нуклеотиды меняют Pi на Pu и наоборот.
10. Связные кодоны расположены на плоскостях $X_1X_2u \sim X_1X_2a, X_1X_2c \sim X_1X_2g$ и в трубках по их диагоналям.
11. Трубка I имеет только БЭКГ, трубка IV имеет только АЭКГ, трубки II и III по диагоналям - смешанные.
12. Равенства СЛР строятся по (2→2).
13. На Рис. «покрытие» Qo аминокислотами на основе ЛРС для УБК представлено «толстыми» линиями вдоль направления X_3 в результате получения аминограммы Qr.
14. Все БЭКГ «покрывают» одной аминокислотой, АЭКГ - двумя.
15. Восемь ЭКГ «покрыты» полярными (P), восемь не полярными (NP) аминокислотами. «P» на Рис - круг вокруг точки - кодона; NP - без круга.
16. Каждая АЭКГ «покрыта» единой «P» или «NP» аминокислотой.
17. Любое равенство СЛР «покрывает» аминокислотой одну БЭКГ при числе кодонов 4, БЭКГ и часть АЭКГ при

- большем 4 и часть АЭКГ при меньшем 4.
- При числе кодонов 8 - «покрывает» две БЭКГ. Тер - «покрывает» части АЭКГ.
18. Все стартовые кодоны расположены на плоскости $X_1 = u, c, a, g, X_2 = u, X_3 = a, g$.
19. Все кодоны Ter, кроме митохондрий человека, расположены на плоскости $X_1 = u, X_2 = u, c, a, g, X_3 = a, g$.
20. Плоскости 18 и 19 перпендикулярны.
21. Все кодоны для любого диалекта R «покрыть» одной аминокислотой или Ter.
22. На сегодня биологами открыто 17 диалектов (K-A) ~ R биологических кодов.
23. Законы формирования аминограмм верны практически для всех известных на сегодня диалектов R.

Пример (СЛР)к диалекта R для универсального биологического кода (УБК). (СЛР)уьк.

$uuu \sim uuc \sim F; uua \sim uug \sim uul \sim L;$
 $auu \sim auc \sim I; auq \sim M;$
 $gu1 \sim V; ucl1 \sim agu \sim agc \sim S;$
 $cc1 \sim P; ac1 \sim T; gc1 \sim A;$
 $uaa \sim uac \sim Y; uaa \sim uag \sim uga \sim Ter.$
 $cau \sim cac \sim H; caa \sim cag \sim Q;$
 $aaa \sim aac \sim N; aaa \sim aag \sim K;$
 $gaa \sim gac \sim D; gaa \sim gag \sim E;$
 $ugu \sim ugc \sim C; ugg \sim W;$
 $og1 \sim aga \sim R; gg1 \sim G; при:$
 $X_1X_2au \sim X_1X_2ac \sim X_1X_2a \sim X_1X_2g \sim X_1X_21$

Пример (СЛР)к.

$uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 000$
 $uuu \sim guu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 100$
 $uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 010$
 $uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 110$
 $uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 001$
 $uuu \sim guu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 101$
 $uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 011$
 $uuu \sim guu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim uuu \sim 111$

 Ja Jb Jc

кодонам цепи «приписываются» двоичные коды J_a, J_b, J_c , или другие. Слой J_i рассматривается парами кодов кодонов, нечётного E^1J_i и чётного E^2J_i . При правильном выборе пар $\{E^1J_i, E^2J_i\} \subset EJ_i$ цепь $|EJ_i|$ представляет собой последовательность перекрывающихся зон ($|EJ_c|$) или стыкующихся без перекрытия групп ($|EJ_a|, |EJ_b|$) симметрии. Зоны и группы имеют центры, полугруппы, фрагменты полугрупп, подгруппы, симметричные относительно центра подгрупп. Зоны и группы симметрии имеют свои «рисунки» и, по всей видимости, «разговаривают» с ферментами клетки на языке «симметрий».

Каждый из слоёв ССК связан с той или иной физико-химической характеристикой нуклеотид их комбинаций и положением в КДГ, имеет свои индивидуальные «рисунки» и обеспечивает: синхронизацию, взаимодействия, коррекцию ДНК и мРНК, свёртку ДНК, другое. Слои ССК являются как бы матрицами характеристики гена и его взаимодействия с ферментами клетки. Положение «стартового» и «стопового» кодонов на E^1 или E^2 в цепи меняет их функции. Каждый ССК гена имеет свою особую начальную зону симметрии.

В работе дана взаимосвязь ССК спиралей ДНК (5'-3') и (3'-5'). Приведён пример расшифровки ССК по ряду слоёв и их предполагаемое назначение.

Литература - на сайте: <http://www.uic.nnov.ru/~emy>

Электронный адрес Эйнгорина Михаила Яковлевича: E-mail: scit@unn.ac.ru