АКУСТИЧЕСКИЙ ЭКСПРЕСС-МЕТОД В ОЦЕНКЕ ИЗМЕНЕНИЯ КОЖИ В ДЕРМАТОКОСМЕТОЛОГИИ

Е.Е. Фаустова

Россия, 117869, Москва, ул. Островитянова, 1, Российский государственный медицинский университет, Московский институт медико-социальной реабилитологии

Интерес к коже у человека известен с древности. На ее состояние у своих пациентов обращают внимание врачи различных специальностей, особенно дерматологи и косметологи. Проблемы адекватного применения лекарственных средств и физиотерапевтических процедур в дерматологии, средств эффективной коррекции косметических недостатков и их лечения в косметологии требуют развития специальных методов объективной оценки состояния кожи при их воздействии. Одним из перспективных подходов при этом является исследование механических свойств поверхностных слоев кожи, оцениваемых с помощью прибора АСА. В качестве объективных количественных характеристик использованы скорость распространения поверхностных волн, степень выраженности акустической механической анизотропии.

В работе представлен разработанный метод объективной оценки и прогнозирования эффективности после дерматологических и косметических средств путем сравнения акустических свойств кожи до и после воздействия по следующим направлениям:

- прогнозирование эффективности или неэффективности ПУФА-терапии после первой процедуры;
- прогнозирование эффективности воздействия увлажняющих кремов по сравнению скорости испарения влаги с обработанной и необработанной кожи;
- прогнозирование воздействия криомассажа по физиологической реакции кожи щек на холод;
- оценка немазевых лекарственных препаратов длительного действия.
- оценка эффективности косметических масок.

Полученные результаты свидетельствуют о широких возможностях акустического метода в дерматокосметологии.

ЗНАЧИМОСТЬ АКУСТИЧЕСКИХ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОЖИ В ДИАГНОСТИКЕ И ПРИ ОЦЕНКЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛЕЧЕНИЯ (ИТОГИ ЗА 15 ЛЕТ)

В.Н. Федорова

Россия, 117869, Москва, ул. Островитянова, 1, Российский государственный медицинский университет, Московский институт медико-социальной реабилитологии

В работе обобщены результаты использования акустического анализатора тканей в различных областях медицины за последние 15 лет. Использование

акустического неинвазивного метода, реализуемого с помощью прибора, измеряющего скорость распространения поверхностных волн звукового (акустического) диапазона существенно повысило диагностическую значимость механических свойств кожи. Указаны некоторые направления, в которых акустический метод нашел широкое применение.

Хирургия: диагностика рубцовоизмененной ткани (неосложненные: гипертрофические, келоидные рубцы); диагностика сосудистых опухолей (кавернозные, плоские и склонные к спонтанной регрессии гемангиомы); оценка результатов кожной пластики (удовлетворительное и неудовлетворительное приживление кожного лоскута); ранняя диагностика воспаления в послеоперационном рубце.

Дерматология: диагностика и оценка эффективности лечения нейродермита, грибкового микоза, псориаза.

Косметология: диагностика типа кожи лица по реакции на криомассаж, оценка эффективности косметических средств и методик.

Таким образом, к существующим в указанных областях различным клиническим методам предложен новый дополнительный объективный экспресс-метод оценки самого большого и легко доступного органа человека – кожи.

РОЛЬ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА В ОБЩЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОМ БАЛАНСЕ

М.Р. Хамов, М.И. Тимофеева

Россия, 620149, г.Екатеринбург, ул. Хохрякова, 73, НПО "Бонум"

Выявление дисфункции височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) на ранних стадиях является сложной задачей, которой уделяется недостаточно внимания.

А между тем, комплекс ВНЧС является наиболее сложным суставом в теле. Помимо двух мышечков, соединенных подковообразной костью, каждая ямка имеет верхний и нижний отделы, и окончательное мышечковое положение диктуется 32 зубами, имеющими 152 анатомических эмалевых скоса. Любые изменения во взаиморасположении зубов: ротации, удаления, гипермобильность или другие аномалии потенциально способны нарушить состояния мышечков. Ситуация осложняется тем, что из 12 пар черепно-мозговых нервов 6 проходит в непосредственной близости к суставу. Область ВНЧС очень компактна и любое воспаление или аномалия положения нижней челюсти раздражает один или несколько нервов. Основная иннервация ВНЧС осуществляется троичным нервом, каждая ветвь которого дает начало чувствительной ветви, иннервирующей краниальные дуральные мембраны. Механизм сенсорной обратной связи дает возможность нижней челюстью компенсировать краниальные нарушения и дуральные напряжения. Исследования с ЭМГ показали изменения последовательности импульсов височной и жевательной мышц при изменении длины ноги. Положение головы, вертебральные сублюксации, дисбаланс таза и стоп вызывают изменения в функционировании ВНЧС. Патология височной кости, которая является второй половиной ВНЧС, приводит к изменению паттерна импульса, поступающего в вестибулярный центр. Кроме того, сосцевидный отросток и затылочная кость обеспечивают прикрепление грудинно-ключично-

сосцевидной мышцы, полдуостистой мышцы головы, длиннейшей мышцы головы. Поскольку длиннейшая мышца головы непосредственно связана с крестцово-остистой мышцей, прикрепляющейся к гребешку подвздошной кости, дисбаланс таза и нарушение походки оказывают прямое воздействие на височную кость и ВНЧС.

Исследованием доказано, что головка нижней челюсти совершает плавающие движения. Головка мыщелка не скользит по поверхности тела, она отгорожена от гленоидальной ямки и артикулярного возвышения. Такое плавающее движение является результатом контроля со стороны нейро-мышечной системы. В исследованиях чувствительной и двигательной коры выявлено, что 50% церебральной коры связано с обеспечением чувствительной и двигательной активности зон головы. Поэтому любые незначительные нарушения в этой области, особенно в области ВНЧС, способны вызвать поток повреждающих импульсов в любую другую область.

Таким образом, при оценке биомеханического статуса пациента необходимо оценивать состояние ВНЧС сустава и коррелировать изменения в суставе на ранних стадиях.

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ЧИСЛЕННОЙ РЕАЛИЗАЦИИ СОПРЯЖЕННЫХ ЗАДАЧ МЕХАНИКИ ЕСТЕСТВЕННЫХ СРЕД

В.В. Хронусов, С.А. Константинова

Россия, 614002, Пермь, ул. Сибирская, 94, ОАО «Галургия»

Программный комплекс реализует решение плоских задач нелинейной упруговязкопластичности методом конечных элементов. Ядро вычислительной системы реализовано на матричном процессоре в стандарте Fortran 90. Используется компактная профильная схема хранения элементов матрицы жесткости в разреженном строчном формате Густавсона. Минимизация заполнения матрицы жесткости системы реализована в оригинальном алгоритме на основе метода минимальной степени.

Препроцессор конечноэлементного пакета на основе информации об опорных линиях и узлах реализует триангуляцию области и подготовку к последующей визуализации результатов (формирование *.dat и *.bln файлов для программы Surfer). Тип материала задается для подобластей и линий, что необходимо при решении задач для сред с неоднородными свойствами и блоковых структур. Наряду с традиционным интерактивным вводом исходных данных об опорных точках области, используется также «скрипт-технология», суть которой в том, что для расчетной области создается небольшая программа, которая по задаваемым «естественным» размерам компонент расчетной схемы вычисляет координаты опорных узлов.

К особенностям численной реализации препроцессора для описания границ расчетной области относится использование параметрической сплайн-аппроксимации наряду с традиционными классами линий (прямыми, дугами окружностей и эллипсов, параболами). Реализовано два вида сплайнов: кривые Безье и простые степенные сплайны. Аппроксимация приведена к трехточечному виду, когда две точки определяют начало и конец линии, а третья дополнительная точка определяет форму кривой.

Разработанный пакет программ позволяет проводить решение как в полных, так и в дополнительных напряжениях и перемещениях (сопряженные краевые задачи), что

актуально для многих задач механики природных сред, когда нагрузки в исследуемом объекте формируются одновременно с его возникновением.

Программный комплекс позволяет проводить решение для последовательности вложенных расчетных областей. Заданы напряжения на границе области, ее прочностные, деформационные и структурные характеристики на начальном иерархическом уровне. Необходимо определить напряжения на границе вложенной области. Полученные напряжения на следующем уровне будут использованы в качестве граничных условий. При этом деформационные и прочностные характеристики вложенной области на следующем по иерархии шаге уточняются, а, возможно, принимается и другая модель объекта.

В качестве основного постпроцессора используется программа Surfer, позволяющая хранить результаты расчетов в виде векторных слоев карт с последующей их интеграцией с географическими информационными системами. Для построения зависимостей производится генерация данных для программы Navard Chart XL. Кроме этого, часть результатов обрабатывается на постпроцессоре собственной разработки (язык разработки Delphi).

Работа поддерживается Российским фондом фундаментальных исследований (проект № 98-05-65480).

ПРОЛАБИРОВАНИЕ СТОРЧАТЫХ И ПОЛУЛУННЫХ КЛАПАНОВ – МАРКЕР ОПРЕДЕЛЕННОЙ ГЕМОДИНАМИЧЕСКОЙ СИТУАЦИИ

С.В. Хрущев¹, Ю.Л. Веневцева², А.Х. Мельников², В.В. Ревякина², Т.А. Гомова²

¹Россия, 117963, Москва, Ломоносовский проспект, 2/62, НИИ педиатрии РАМН

²Россия, 300008, Тула, ул. Энгельса, 58, Клинико-диагностический центр Тульской областной больницы

Самый популярный кардиологический диагноз в детском и подростковом возрасте «пролапс митрального клапана» (ПМК) обычно связывается с врожденным или приобретенным поражением соединительной ткани, а регургитации на легочной артерии (РЛА) обычно не придется серьезного клинического значения.

На основании доплерэхографического обследования (включавшего, кроме общепринятых параметров, измерение скоростей потоков в устье полых и легочных вен) 70 практически здоровых детей и подростков от 6 до 18 лет выделено 8 групп в зависимости от характера кинетики створчатых клапанов и наличия РЛА, при этом деятельность сердечного цикла в группах достоверно не различалась. Критерием эффективности внешней работы сердца считали скорость потока в восходящей аорте (Ао), которая была выше всего (102.0 ± 3.3 см/сек) у детей с нормальной кинетикой клапанов.

Несмотря на то, что при изолированной РЛА скорость потока в Ао не снижалась, вклад правого предсердия в наполнение правого желудочка (ПЖ) был достоверно выше (скорость позднего диастолического наполнения ПЖ, соответственно, 45.2 ± 3.0 и 34.3 ± 3.5 см/сек), длиннее фаза ускорения потока в ЛА, ниже отношение скоростей потоков в легочных венах в систолическую и диастолическую фазу, выше скорость раннего диастолического наполнения левого желудочка (ЛЖ), что

можно расценить как проявление внутрисистемных ауторегуляторных механизмов, в основном, диастолической фазы.

Хотя эффективность внешней работы ЛЖ при ПМК, ПМК+РЛА, пролапсе трикуспидального клапана (ПТК)+ЛА и ПМК+ПТК также снижается, эти состояния обеспечиваются различными механизмами ауторегуляции: увеличением скоростей раннего диастолического наполнения ЛЖ при ПМК, ПМК+РЛА, ПТК+ЛА и потока в ЛА при ПТК+ПМК; удлинением временных фаз - времени ускорения потока позднего наполнения при ПМК, раннего диастолического наполнения ЛЖ и ускорения потока в ЛА при ПТК+РЛА, а также снижением отношения скоростей раннего и позднего диастолического наполнения ПЖ при ПМК+ПТК. Удлинение времени изоволюметрического расслабления ПЖ у детей с ПМК+ПТК может указывать на наличие в этой группе умеренной легочной гипертензии.

При ПТК наблюдается снижение эффективности работы ЛЖ - скорость потока в Ао снижается (88.3 ± 2.3 см/сек), как и скорость диастолического наполнения правого предсердия в устье полых вен (35.3 ± 2.3 см/сек против 44.3 ± 2.4 см/сек), скорость раннего диастолического наполнения ПЖ (57.6 ± 3.0 и 68.4 ± 2.6 см/сек) и позднего диастолического наполнения ЛЖ (40.1 ± 2.6 и 53.3 ± 3.8 см/сек). Снижение скорости потока в Ао (88.5 ± 2.5 см/сек) и отсутствие компенсаторных реакций указывает на значительное снижение функциональных резервов у детей и подростков с ПМК+ПТК+РЛА.

Таким образом, у детей и подростков без признаков органического поражения сердца изменение кинетики створчатых клапанов и РЛА являются не только маркерами конкретной гемодинамической ситуации, но и отражают характер функционирования внутрисистемных механизмов ауторегуляции.

ОЦЕНКА ФУНКЦИИ РАВНОВЕСИЯ У БОЛЬНЫХ С ПОСТИНСУЛЬТНЫМИ ГЕМИПАРЕЗАМИ

Л.А. Черникова, Ю.А. Лукьянова, К.И. Устинова, С.С. Слива, М.О. Забелина

Россия, 123367, Москва, Волоколамское шоссе, 80, НИИ неврологии РАМН

Постинсультные двигательные нарушения в виде гемипарезов часто сопровождаются неустойчивостью вертикальной позы, проявляющейся чаще всего при движении больных. Эта неустойчивость по данным некоторых авторов (Forster A, Young J., 1995) является причиной падения у 75% больных и значительного ограничения функционального статуса этих больных.

Целью данного исследования явилось изучение функции равновесия у больных с постинсультными гемипарезами и выявление взаимосвязи показателей устойчивости вертикальной позы с некоторыми клиническими факторами.

Для настоящего исследования было отобрано 67 больных с последствиями инсульта (26 женщин и 41 мужчин) в возрасте от 24 до 72 лет (средний возраст 47 ± 11.9) с давностью заболевания от 3 месяцев до 3.5 лет (средняя давность инсульта в мес 16.7 ± 12.9). По данным компьютерной томографии очаг локализовался у всех больных в бассейне средней мозговой артерии, в правом полушарии - у 23, в левом - у 44 больных. Группу контроля составили 50 неврологически здоровых лиц (средний возраст 47.3 ± 10.4) без патологии опорно-двигательного аппарата. Функция равновесия

оценивалась клинически с помощью теста Bohannon (1989), а также методом стабиллографии с помощью компьютерного стабиллографического комплекса КСК-123-01, разработанного ОКБ "РИТМ" (г.Таганрог), в двух пробах: с открытыми и закрытыми глазами.

Проведенное исследование показало, что при клинической оценке устойчивости вертикальной позы её показатели у больных с постинсультными парезами были достоверно хуже, чем у здоровых испытуемых ($p < .001$) как в пробе с открытыми, так и закрытыми глазами. Так, только 47% больных могли сохранять устойчивость вертикальной позы с открытыми глазами в течение 30 сек в положениях стоп: "параллельно" и "вместе". При закрывании глаз 70% больных сохраняли равновесие только при параллельных стопах. В двух других положениях стоп: "вместе" и "тандем" поддержание равновесия было невозможным.

Компьютерная стабиллография не только подтвердила данные клинической оценки нарушения равновесия, но и выявила некоторые специфические особенности функции поддержания вертикальной позы у больных с гемипарезами. Так, в отличие от здоровых лиц, у больных с постинсультными гемипарезами наблюдалось достоверное ($p < .001$) увеличение смещения центра давления (ЦД) как во фронтальной, так и в саггитальной плоскости. При этом у 80% больных смещение ЦД отмечалось в сторону здоровой ноги, а у 20% - в сторону паретичной. Определялась зависимость степени смещения ЦД во фронтальном и саггитальном направлениях от латерализации очага поражения. Стабилометрические показатели устойчивости вертикальной позы (общая длина кривой и площадь статокинезограммы, модуль средней скорости) оказались достоверно ($p < .01$) больше у больных с нарушением глубокой чувствительности, чем у больных без нарушений чувствительности и у здоровых лиц, что свидетельствовало о наименьшей устойчивости этой группы больных.

На основании результатов проведенного исследования были скорректированы программы игровых тренировок для биоуправления с обратной связью по стабиллограмме у больных с постинсультными гемипарезами.

ПОДДЕРЖАНИЕ ЧЕЛОВЕКОМ РАВНОВЕСИЯ ПРИ КОНТАКТЕ РУКИ С ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРОЙ

В.Ю. Шлыков

Россия, 101447, Москва, Большой Каретный пер. 19, Институт проблем передачи информации РАН

Для выяснения роли проприоцептивной информации в процессе регуляции равновесия и формировании системы отсчета - референтной вертикали - исследовали изменения в стабиллограмме человека, стоящего на платформах разной устойчивости при контакте рукой с опорой. Сравнивалась амплитуда и длина стабиллограммы во время стояния в течение 3 мин с закрытыми глазами на полу и на неустойчивой платформе - пресс-папье радиусом 24 см и высотой – 16 см – в естественной стойке с опущенными руками и при контакте с опорой.

Дополнительной опорой для руки служила вертикальная несмещаемая относительно пола штанга с встроенным тензOMETрическим датчиком и изменяемой жесткостью. Испытуемые захватывали штангу кистью руки ("силовой" контакт) либо

только прикасались к ней кончиком указательного пальца или его тыльной поверхностью (“информационный” контакт).

При стоянии на полу в естественной стойке амплитуда колебаний центра масс в сагиттальной плоскости составляла 0.4-0.7 см. Контакт с дополнительной опорой этих условиях вызывал снижение в 1.3 -2 раза величины колебаний независимо от характера контакта (захват или касание) и жесткости штанги . Стояние на неустойчивой опоре повышало амплитуду колебаний стабиллограммы в 3- 5 раз . При контакте с жесткой штангой амплитуда колебаний уменьшалась в 5-7 раз, в то время как при гибкой - снижение было только в 2-3 раза. Любое изменение позы испытуемого, стоящего на неустойчивой опоре без дополнительного контакта : сгибание в тазобедренном суставе, наклон головы вперед или назад, неглубокое приседание - приводило к нарушению равновесия и падению. В тоже время, для сохранения равновесия достаточно было тактильного контакта с податливой опорой.

Отсутствие существенных различий в стабиллограмме стоящего человека при “силовом” и “информационном” контактах и необходимость последнего для сохранения равновесия на неустойчивой опоре во время изменения позы позволяет выдвинуть предположение о важности “информационного” типа взаимодействия с дополнительной опорой для сохранения ортоградной позы и формирования референтной вертикали.

Работа поддержана грантом РФФИ № 98-04-48935.

БИОМЕХАНИКА ОСТЕОСИНТЕЗА ОГНЕСТРЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ АППАРАТАМИ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

Ю.А. Шукейло, А.Л. Печкуров, О.П. Кормилицын

Россия, 197376, Санкт-Петербург, ул.Проф.Попова, 5 ,СПГЭТУ, кафедра прикладной механики

Анализ частоты поражений различных органов человеческого организма в локальных конфликтах показал, что защитные жилеты и шлемы предохраняют жизненно важные органы человека. Однако незащищенными остаются верхние и нижние конечности. Особенно тяжелыми оказываются травмы нижних конечностей при прямом ударе в кость снаряда снайпера. Успешность лечения пострадавших зависит от выбора способа фиксации перелома уже в полевых условиях (Шапошников Ю.Г.,1998 г.).

В работе исследована биомеханика остеосинтеза огнестрельного перелома бедренной кости в средней части диафиза четырьмя различными аппаратами внешней фиксации: СТИЛ (стержневой аппарат на базе аппарата Илизарова), СПАП (аппарат Илизарова), СПСТ (спице-стержневой аппарат), СТСТ (стержневой аппарат рамочного типа).

Критериями сравнения аппаратов явились значения микроперемещений отломков кости в зоне диастаза. Все звенья аппаратов рассматривались упругими и деформируемыми. Системы «отломки кости - аппарат» моделировались статически неопределимыми стержневыми рамными конструкциями. Ось x была направлена вдоль анатомической оси кости. Размер диастаза был принят равным 3 см. Конструктивные геометрические параметры сечений спиц и элементов, имевших

перфорацию были определены экспериментально. Система нагружалась вдоль биомеханической оси силой, равной 50 Н. Численное решение получено по программе, реализующей метод конечных элементов. Результаты расчетов приведены в табл.1 и 2.

Таблица 1

Тип аппарата	Относительные микроперемещения сечения верхнего отломка в диастазе					
	u_{xi} / u_{x1}	u_{yi} / u_{y1}	u_{zi} / u_{z1}	$\theta_{xi} / \theta_{x1}$	$\theta_{yi} / \theta_{y1}$	$\theta_{zi} / \theta_{z1}$
СТИЛ	1	1	1	1	1	1
СПАП	8,08	3,29	0,22	1,00	1,36	0,32
СПСТ	3,18	0,75	0,43	0,98	0,71	0,67
СТСТ	6,02	5,84	0,59	1,16	2,13	5,57

Таблица 2

Тип аппарата	Относительные микроперемещения сечения нижнего отломка в диастазе					
	u_{xi} / u_{x1}	u_{yi} / u_{y1}	u_{zi} / u_{z1}	$\theta_{xi} / \theta_{x1}$	$\theta_{yi} / \theta_{y1}$	$\theta_{zi} / \theta_{z1}$
СТИЛ	1	1	1	1	1	1
СПАП	1,01	1,99	0,27	2,13	0,26	1,89
СПСТ	1,17	1,36	0,18	1,96	0,18	1,29
СТСТ	1,63	0,50	0,92	6,78	0,41	0,39

Следует отметить что абсолютные значения линейных перемещений u_{xi} сечения нижнего отломка на несколько порядков меньше, чем верхнего, а u_{yi} и u_{zi} этих сечений отломков кости отличаются менее, чем на порядок.

Очевидно, что при идеальной репозиции и прочих равных условиях на начальных этапах реабилитации лучшую стабильность фиксации обеспечивают СПСТ и СТИЛ.

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ РЕГЕНЕРАТА КОСТИ НА ЭТАПАХ КОНСОЛИДАЦИИ ОГНЕСТРЕЛЬНОГО ПЕРЕЛОМА

Ю.А. Шукейло, В.П. Хомутов, О.П. Кормилицын

Россия, 197376, Санкт-Петербург, ул.Проф.Попова,5 ,СПГЭТУ, кафедра прикладной механики

Исследовано напряженно-деформированное состояние отломков бедренной кости и регенерата при остеосинтезе диафизарного огнестрельного перелома с фрагментом (40 мм) кости фиксаторами трех типов: СТАО (стержневым аппаратом типа АО), ПТРХ (пластиной наkostной ТРХ) и ПНАО (пластиной наkostной типа АО).Каждая из систем «отломки кости - фиксатор - регенерат - фрагмент кости» моделировалась стержневой статически неопределимой расчетной схемой. Конструктивные площадь сечения и моменты инерции пластин получены экспериментально.

Исследовано влияние размера диастазов на величину допускаемой фиксированной реабилитационной нагрузки на этапах роста в зонах диастазов регенерата кости из хрящевой, спонгиозной или компактной костной ткани. Состояние регенерата моделировалось выбором соответствующего значения модуля нормальной упругости.

За критерий стабильной фиксации принято равенство относительной линейной деформации регенерата опасному значению. Подсчитаны значения опасных нагрузок. Лучшую стабильностью фиксации обеспечивает пластина ТРХ, что следует из результатов расчетов, приведенных в табл.1 и 2.

Таблица 1

Размер диастазов, мм	Значение отношения допускаемых сил $P_{ПТРХ} / P_{СТАО}$, действующих на большую конечность вдоль биомеханической оси при состояниях регенерата, характеризуемых значениями модуля нормальной упругости E , МПа				
	2	10	100	500	16500
0,5	2,32	1,48	1,22	1,16	1,19
1,0	3,01	1,75	1,26	1,17	1,16
2,0	2,57	2,07	1,33	1,19	1,17
3,0	2,36	2,14	1,39	1,21	1,17
4,0	2,03	2,12	1,41	1,22	1,17
5,0	1,71	2,02	1,41	1,23	1,17

Таблица 2

Размер диастазов, мм	Значение отношения допускаемых сил $P_{ПТРХ} / P_{ПНАО}$, действующих на большую конечность вдоль биомеханической оси при состояниях регенерата, характеризуемых значениями модуля нормальной упругости E , МПа				
	2	10	100	500	16500
0,5	1,29	1,22	1,21	0,96	1,27
1,0	1,25	1,26	1,21	0,92	1,22
2,0	1,07	1,22	1,24	0,93	1,24
3,0	0,94	1,16	1,23	0,92	1,24
4,0	0,84	1,12	1,23	0,92	1,24
5,0	0,67	1,04	1,22	0,89	1,24

ВОССТАНОВЛЕНИЕ АНАТОМИЧЕСКОЙ ФОРМЫ И ФУНКЦИИ ВЕРХНЕЙ ГУБЫ МЕТОДОМ ПЕРВИЧНОЙ ОДНОМОМЕНТНОЙ ДВУСТОРОННЕЙ ХЕЙЛОПЛАСТИКИ

А.П. Щеглова

Россия, 614000, Пермь, ул. Куйбышева, 39, Пермская государственная медицинская академия

К числу сложных вопросов современной медицины у детей с врожденной двусторонней расщелиной верхней губы относится создание правильной формы и восстановление функции губы не только с целью получения эстетического эффекта, но и восстановления ее деятельности как важного фрагмента вестибулярного затвора.

Необходимо принимать во внимание, что механизм развития деформации губы, носа и верхней челюсти связан как с фрагментацией самой губы, круговой мышцы рта и отсутствием мышечного слоя в срединном фрагменте, так и с порочным прикреплением мышц, а следовательно, и направлением их тяги.

Функция губы может быть восстановлена только образованием мышечного жома, путем мобилизации и сшиванием круговой мышцы рта на всем ее протяжении по

средней линии. Создание правильной формы преддверия полости рта и отсутствие деформационных рубцов обеспечивает хорошую подвижность губы.

Верхняя губа участвует в мимике лица, сосании, звукообразовании, особенно в произношении губных звуков. Большую роль губы играют в захватывании пищи, удержании ее, формировании и продвижении пищевого комка; предотвращают попадание холодного, сухого и неочищенного воздуха в верхние дыхательные пути. Также установлена ведущая роль раннего восстановления непрерывности верхней губы в формировании правильной формы альвеолярного отростка, прорезывании и расстановке зубов, предотвращении развития вторичных деформаций.

ЭНЕРГОСБЕРЕГАЮЩИЕ ПРОТЕЗЫ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Я.С. Якобсон, А.П. Кужекин, Д.В. Самойлов, Б.В. Шишкин

Россия, 127486, Москва, ул. Ивана Сусанина, 3, Центральный НИИ протезирования и протезостроения

В ЦНИИПП разработаны новые протезы бедра и голени, отвечающие законам биомеханики и принципам бионики.

Известно, что ходьба в норме отличается высокой экономичностью с точки зрения затрат мышечной энергии. В частности, это достигается за счет накопления потенциальной энергии в мышцах при их растяжении в опорное время шага с последующим переходом в кинетическую энергию. Указанное имеет место в фазе наступания на пятку с одновременным подгибанием в колене и в фазе переката относительно переднего отдела стопы.

Воспроизвести эту особенность нормальной ходьбы в протезах ног удалось путем введения упругих звеньев: 1) модуля подрессоренного подгибания в коленном узле протеза бедра, а также протеза голени – при короткой неактивной культе; 2) тарельчатых пружин высокой жесткости в переднем отделе искусственной стопы.

Наряду с общим снижением энергозатрат организма при ходьбе на протезе и уменьшения перегрузки сохранившейся конечности модуль подгибания обеспечивает: ослабление толчков при наступании протезом, увеличение силы отталкивания протезом от опоры.

При создании антропоморфной стопы были учтены особенности суставов предплюсны естественной стопы, расположенных над вершиной продольного свода и образующих подвижное соединение между передним и задним отделами стопы, что обеспечивает при ходьбе адаптацию к неровностям и наклонам опорной поверхности; амортизацию вертикальных динамических нагрузок за счет упругого расплывания стопы, плавность переката на стопе, накопление потенциальной энергии в подошвенном апоневрозе, способствующие усилению заднего толчка.

Воспроизведение многообразных функций суставов предплюсны в искусственной стопе осуществлено посредством постановки над вершиной продольного свода центрального шарового шарнира с тремя степенями упругой подвижности переднего отдела стопы относительно заднего отдела. Между этими отделами размещен упругий элемент высокой жесткости.

В результате создана антропоморфная стопа, выполняющая практически все функции естественной стопы (кроме сенсорной), которые используются при обычной ходьбе.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ РЕАЛИЗАЦИИ ФАНТОМОВ БИООБЪЕКТОВ ДЛЯ БИОФИЗИЧЕСКОГО И БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

М.А. Яшин, С.А. Яшин

Россия, 300600, Тула ГСП, пр. Ленина, 92, Тульский государственный университет, факультет механики и систем управления

Для совершенствования процедур СВЧ-диагностики, СВЧ-терапии (гипертермии) и КВЧ-терапии низкоуровневым воздействием, а также для отработки рабочих параметров генераторов медицинской аппаратуры и характеристик внешних – по отношению к пациенту – излучателей, датчиков и интратканевых зондов на современном этапе развития высокочастотной инструментальной медицины необходим ряд приемов, повышающих эффективность последней.

Одним из таких приемов является фантомное моделирование биообъектов (БО), то есть создание для экспериментальной отработки параметров и характеристик аппаратуры натуральных моделей БО или их отдельных органов; коль скоро речь идет о человеке, то это может быть модель руки, ноги, торакса и пр. Такой фантом снабжается комплектом внешних и внутренних датчиков, регистрирующих, например, распределение и изменение температурного поля при моделировании СВЧ-гипертермии, напряженность поля и его распределение по объему фантома при моделировании КВЧ-терапии и пр.

Сформулируем комплекс требований к структуре фантомной модели. Прежде всего модель должна имитировать биоткань реального БО (органа) по геометрии и топологическим признакам, то есть повторять реальную слоистую структуру биоткани: кожный покров, жировой, мускульный слои, костная ткань, жидкая биоткани : кровь, лимфа и пр.

Второй существенный момент – имитация электрофизических характеристик каждого слоя биоткани; при этом следует учитывать, что биоткань как вещество, обладающее выраженной нелинейностью и дисперсионностью, характеризуется комплексными диэлектрической проницаемостью и потерями, что требует (эмпирического) подбора композиционных материалов фантома.

Наконец, необходимо имитировать и механико-прочностные характеристики материала слоев фантома. А для полной адекватности модели необходимо учитывать и градиентность всех выше перечисленных характеристик.

ФАНТОМНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОТКАНИ ДЛЯ ЗАДАЧ БИОМЕХАНИКИ И БИОФИЗИКИ МЕТОДАМИ НАВЕДЕННЫХ ПОЛЕЙ

М.А. Яшин, С.А. Яшин

Россия, 300600, Тула, ГСП, пр. Ленина, 92, Тульский государственный университет, факультет механики и систем управления

При разработке фантомов – натуральных моделей биообъектов, в частности частей человеческого тела, с имитацией электрофизических, геометро-топологических и механико-прочностных характеристик биоткани для отработки аппаратуры и процедур СВЧ- и КВЧ-терапии и диагностики, важным этапом является моделирование электромагнитных полей (ЭМП), то есть изучение их распределения в моделирующей биоткань материальной среде.

Для целей такого моделирования целесообразно использовать известные методы, в частности, моделирование ЭМП методом электростатической индукции (наведенного тока) [Г.М.Герштейн, 1970] и электрическое моделирование с применением вихревых полей [Г.А.Рязанов, 1969].

В первом из них используется аналогия между током, наведенным в цепях электродов модели движущимся заряженным зондом и градиентом потенциала, зарядом, наведенным неподвижным заряженным зондом и потенциалом исследуемого поля. Главным достоинством метода, с учетом специфики фантомного моделирования, является отсутствие внешних источников питания в модели и выводных соединителей (фидеров) зонда. Еще одно достоинство – возможность анализа спектров поля.

В методе с использованием вихревых полей моделируются плоские и трехмерные поля, причем метод допускает использование в качестве моделирующего не только вихревого электрического поля, но и переменного магнитного поля ультразвуковой частоты с использованием скин-эффекта. Последнее важно в том смысле, что позволяет исследовать не только электромагнитные поля в фантоме, но и поля, характеризующие механико-прочностные и гидромеханические свойства фантома.

Аппаратурное обеспечение рассмотренных методов моделирования не превышает возможности типовых лабораторий электрического моделирования.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ГРАВИТАЦИОННОЙ ТЕРАПИИ У БОЛЬНЫХ С ПОСЛЕДСТВИЯМИ ПЕРЕЛОМОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

А.В. Яшков, М.Г. Котельников, Д.А. Коновалов, Р.В. Поляков, Р.С. Калицкий

Россия, 443099, Самара, ул. Чапаевская, 89, Самарский государственный медицинский университет

Для оценки влияния гравитационной терапии на остеогенез костной ткани больных с замедленной консолидацией, несращенным переломом, ложным суставом, деформирующим артрозом нижних конечностей использовали комплекс диагностических исследований, включающий рентгенологический, реовазографический, термографический, сцинтиграфический и биомеханический методы. При этом исходили из того, что устойчивость больного к действию повышенной гравитации определяется рядом физических и физиологических факторов. Из физических факторов существенное значение придавали величине перегрузки, длительности воздействия, направлению результирующего вектора сил по отношению к продольной оси тела, градиенту нарастания перегрузки, характеру режима воздействия. Среди физиологических факторов большое значение имели исходное функциональное состояние, степень и характер развития мышечной системы, возраст. Результаты исследований 108 больных, подверженных вращению на центрифуге короткого радиуса действия, свидетельствовали, что действие повышенной гравитации (+ Gz) величиной до 2 ед., при градиенте перегрузки 0.1ед/сек усиливало магистральный кровоток в нижних конечностях, улучшало состояние микроциркуляторного русла, оптимизировало репаративный остеогенез. Выбранный диапазон перегрузок составлял около половины величины устойчивости человека к

данному фактору при длительности воздействия 10 минут (R.M. Chambers, 1963). При этом коэффициент перегрузки имел следующее значение:

$$K = \sqrt{(a/g)^2 + 1} = \sqrt{[(2\pi n/60)^2 \times R/g]^2 + 1}.$$

Из него следует, что коэффициент перегрузки величина безразмерная. Его значение >1 , или равно 1, при $n = 0$. Важно, что данный коэффициент, определяющий увеличение силы тяжести (веса) не зависит от массы. Он зависит от расстояния от центра вращения (в метрах) и числа оборотов в минуту. Данная закономерность была использована нами при составлении номограмм для расчета величины перегрузки у больных с последствиями переломов нижних конечностей в зависимости от уровня повреждения. Учет биомеханических особенностей действия гравитационного фактора позволил выработать эффективный режим гравитационной терапии и осуществлять дифференцированный подход при лечении больных с нарушением репаративного остеогенеза нижних конечностей.