

плотности (см. табл.). Следует отметить, что имплантация дентальных внутрикостных винтовых имплантатов во всех представленных случаях проводилась в лунки ранее удаленных зубов (6—9 мес. после удаления по поводу осложненного кариеса).

Высокая воспроизводимость регистрируемых денситометрических показателей свидетельствует о возможности выбора области имплантации с объективным учетом индивидуальных особенностей костных структур, определения сроков и прогнозирования морфофункциональной реабилитации околоимплантатной костной ткани. Это может являться объективным критерием остеоинтеграции дентального имплантата, позволяющим проводить оценку качества осуществленного лечения и его мониторинг.

УДК 617-089-07:007

### МЕТОДИКИ ДИАГНОСТИКИ И ПЛАНИРОВАНИЯ ХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ОСНОВЕ ТРЕХМЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ С УПРАВЛЯЕМОЙ СТЕПЕНЬЮ ИНДИВИДУАЛИЗАЦИИ

**А. А. Воробьев, А. В. Петрухин, М. Е. Егин,  
А. В. Золотарев**

*Волгоградский научный центр РАМН  
и Администрации Волгоградской области,  
Волгоградский государственный технический  
университет*

В результате исследования разработаны методики диагностики и планирования хирургических вмешательств на основе трехмерного моделирования с управляемой степенью визуализации.

*Ключевые слова:* хирургическое вмешательство, трехмерное моделирование, индивидуализация.

Методы медицинской визуализации известны со времен открытия рентгеновских лучей. Использование современных методов визуализации, таких как трехмерное УЗИ с доплеровским сканированием, рентгеновская компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, цифровая рентгенография, позитронно-эмиссионная томография (РИД) отвечают практически на все вопросы лечащего врача, однако зачастую для планирования дальнейшего лечения, особенно хирургического, необходимо создание трехмерной компьютерной модели. Существующие на сегодняшний день методы трехмерного моделирования не удовлетворяют запросов практикующих специалистов и основаны на усредненных параметрах.

Мы предлагаем создание индивидуальной компьютерной модели на основе любых методов современной медицинской визуализации с управляемой степенью индивидуализации, что позволит более качественно провести диагностику патологии, спланировать дальнейшее лечение, дать рекомендации практикующим специалистам. Предлагаемые методики предназначены для модификации результатов,

полученных средствами медицинской визуализации для четкого планирования дальнейшего лечения с учетом индивидуальных особенностей анатомического строения человеческого тела с целью избежания возможных интраоперационных осложнений. Проведенный анализ свидетельствует, что на сегодняшний день ни отечественных, ни мировых аналогов нет.

В результате разработаны новые методики диагностики и планирования дальнейшего лечения на основе трехмерных моделей с управляемой степенью индивидуализации. Компьютерная модель создается на основе данных современных методов медицинской визуализации, что позволит с помощью задаваемых параметров достичь степени индивидуализации, достаточной в контексте проводимого исследования.

С помощью разрабатываемых методик возможно проводить диагностику на трехмерной модели с управляемой степенью индивидуализации; возможно обучать методике построения индивидуальной трехмерной модели курсантов постдипломного образования и практикующих специалистов; возможно проводить компьютерную обработку результатов диагностических исследований в зависимости от степени индивидуализации.

Таким образом, с помощью компьютерного моделирования с управляемой степенью индивидуализации можно достаточно точно выявить и оценить индивидуальные особенности анатомического строения тела живого человека, четко провести предоперационную подготовку пациента, дать рекомендации оперирующему хирургу и избежать возможных ошибок во время операции, связанных, прежде всего, с индивидуальными особенностями анатомического строения пациента.

УДК 616.728.3

### МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРУЗКИ НА КОЛЕННЫЙ СУСТАВ

**А. А. Воробьев, Ю. П. Муха\*, А. А. Колмаков,  
С. А. Безбородов\*, М. Е. Егин**

*Волгоградский государственный медицинский  
университет, ВНЦ РАМН и АВО, Волгоградский  
государственный технический университет\**

Предложен метод определения индивидуального распределения нагрузки на коленный сустав, позволяющий определять характер распределения нагрузки на сустав, в той или иной степени прогнозировать развитие гонартрозов, выбирать тактику лечения и профилактики патологий, связанных с нарушением распределения нагрузки в коленном суставе.

*Ключевые слова:* коленный сустав, распределение нагрузки, примитив нагружения.

Артроз коленных суставов занимает одно из ведущих мест среди патологий опорно-двигательного аппарата. Практически каждый человек в

возрасте 45—50 лет в той или иной степени страдает от каких-либо проявлений развивающегося или уже развившегося гонартроза.

Одним из ключевых факторов в развитии этой патологии является неравномерное распределение нагрузки на коленный сустав. Именно поэтому определение индивидуального распределения нагрузок в коленном суставе — один из актуальных вопросов ортопедии, решение которого позволило бы осуществлять профилактику артрозов коленных суставов, по-новому рассматривать проблемы хирургической коррекции осевых деформаций нижних конечностей, использовать индивидуализированный подход к эндопротезированию. В литературе имеются данные по биомеханике коленных суставов, построены трехмерные модели, но эти данные основаны на усредненных параметрах, нет четкой физико-математической модели нагружения коленного сустава, что не позволяет осуществлять индивидуальный подход к диагностике, выбору метода лечения и профилактики патологий коленного сустава, связанных с нарушением распределения нагрузок в нем.

Целью нашего исследования является создание метода определения индивидуального распределения нагрузок на коленный сустав.

Существует способ стабилотрии, позволяющий определять проекцию центра масс человеческого тела на горизонтальной опоре. Известны методы тензиотрии, подометрии, с помощью которых возможно определение нагрузки на поверхность стопы. Однако перечисленные способы не дают возможность спроецировать нагрузки на коленные суставы.

Широко применяемый в настоящее время рентгенологический метод может быть ограниченно использован для диагностики, но не может применяться для прогнозирования развития артрозов коленных суставов в силу своей низкой разрешающей способности по отношению к мягкотканым структурам (хрящам, связкам), невозможности выполнения каких-либо расчетных задач. Также этот метод имеет определенные ограничения в связи с оказываемой лучевой нагрузкой.

Использование рентгеновского компьютерного и магнитно-резонансного томографических исследований дает четкую визуализацию костных и мягкотканых структур коленного сустава, возможность получения морфометрических данных об индивидуальных особенностях его строения. Возможно получение 3D-модели сустава с помощью программного обеспечения, имеющегося в консоли томографа, но как-то интерпретировать эту модель с точки зрения нагружения невозможно.

Разрабатываемый нами метод определения индивидуального распределения нагрузок на коленный сустав основан на совместном использовании новых информационных технологий (трехмерное моделирование), методов медицинской визу-

ализации (рентгеновской компьютерной и магнитно-резонансной томографий), а также современных диагностических методик, используемых в ортопедии (стабилотрия, подометрия). Получен приоритет на «Способ определения индивидуального распределения нагрузок в коленном суставе» (заявка на получение патента РФ от 13.07.2007).

Исследование проводится на базе архива данных отдела лучевой диагностики Волгоградского областного клинического кардиологического центра, кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии Волгоградской государственной медицинской академии, лаборатории моделирования патологии Волгоградского научного центра РАМН и Администрации Волгоградской области. В связи с наличием аспектов, связанных с построением физико-математической модели, работа проводится в рамках договора о научном сотрудничестве с кафедрой вычислительной техники Волгоградского государственного технического университета.

Метод определения индивидуального распределения нагрузок на коленный сустав состоит в поэтапном сборе и анализе данных. Первый этап нашего исследования — построение примитива нагружения и создание модели нагружения человеческого тела. Под примитивом нагружения мы понимаем представление общей статической нагрузки, создаваемой массой человеческого тела с помощью метода приведенных масс (статическое распределение приведенных масс). Сумма всех представленных сил равна весу тела, действующему на платформу:  $F = F_1 + F_2 + \dots + F_n$ . Данный этап осуществляется при помощи обработки цифровой фотографии (Ciber-Shot DCS-128, Carl Zeiss (Sony)) с использованием программного пакета «Adobe Photoshop®CS Version 8.0 (Adobe)». Для четкой визуализации основных топографо-анатомических ориентиров нижней конечности при выполнении цифровой фотографии нами используются наклейные маркеры.

Второй этап заключается в проецировании нагрузок, создаваемых человеческим телом, на определенные точки нижних конечностей. Для осуществления данного этапа проводится стабилотрическое (МБН Стабилотр (МБН)) и подометрическое (программный пакет Pad Professional (Extra Comfort)) исследования. На основе данных, полученных при построении индивидуальной модели нагружения человеческого тела, проецируется распределение общей массы человеческого тела на определенные точки биомеханических осей нижних конечностей.

Результатом проведения первых двух этапов нашего исследования стало определение следующих данных: вес тела, действующий на стабилотрическую платформу; точное расположение проекции центра масс человеческого тела на горизонтальную платформу; расстояния между выбранными контрольными точками. Эти результаты

дают возможность рассчитать силы FK1 и FK2 – силы, действующие на коленные суставы.

На завершающем этапе выполняется построение 3D-модели коленного сустава на основе данных рентгеновского компьютерного (Somatom plus 4 (Siemens)) и магнитно-резонансного (Magnetom Vision 1,5 (Siemens)) томографических исследований. Суммируя данные первых этапов с получаемой 3D-моделью, используя метод аналитической геометрии и физики, мы получаем индивидуальную прижизненную модель нагружения коленного сустава, а именно распределение результирующей силы FK, действующей на коленный сустав, по поверхности сустава.

Таким образом, используя полученную модель нагружения коленного сустава конкретно данного пациента, мы сможем четко определять характер распределения нагрузки на сустав, в той или иной степени прогнозировать развитие артрозов, выбирать тактику лечения и профилактики. То есть мы сможем определить показания к хирургической коррекции осевых деформаций нижних конечностей для нормализации распределения нагрузок в коленном суставе.

Возможные области применения разработанного метода:

- профилактика заболеваний, связанных с нарушением распределения нагрузок на коленный сустав;
- коррекция осевых деформаций нижних конечностей;
- эндопротезирование, изготовление индивидуальных эндопротезов;
- подбор ортопедической обуви, стелек;
- научно-исследовательская работа;
- спортивная медицина, разработка спортивной обуви;
- учебный процесс на кафедрах медицинских, технических, физкультурных вузов.

УДК 616.716.4-008.6-039.57

### **РЕАБИЛИТАЦИЯ ДЕЗАДАПТИРОВАННЫХ БОЛЬНЫХ С СИНДРОМОМ ДИСФУНКЦИИ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА**

**И. В. Войтяцкая, Т. А. Лопушанская,  
А. Б. Петросян, Ю. А. Гуторов, А. В. Качанов,  
В. В. Бабич**

*Медицинская академия постдипломного образования,  
г. Санкт-Петербург*

Выявлено влияние вегетативной нервной системы до и после комплексного лечения больных с болевым синдромом дисфункции височно-нижнечелюстного сустава.

*Ключевые слова:* синдром дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, вегетативная нервная регуляция, кардиоинтервалограмма.

Типичным ответом на стресс болевого характера является повышение активности симпатико-

адреналового компонента вегетативной нервной системы. Фибромииалгии и миофасциальные боли в челюстно-лицевой области отличаются генерализацией процесса за счет дополнительного включения в эту патологическую систему лимбико-ретикулярного комплекса и высших центров вегетативного обеспечения, что способствует формированию стойких невротических и депрессивных реакций, а также вегетативных расстройств.

Цель работы: оценить вклад вегетативной нервной регуляции до и после комплексного лечения больных с болевым синдромом дисфункции височно-нижнечелюстного сустава.

До и после лечения обследовано 60 пациентов с явлениями бруксизма и болевыми проявлениями синдрома дисфункции височно-нижнечелюстного сустава. Степень вегетативного влияния оценивалась с помощью аппаратно-программного комплекса «Стелла-2». Метод основан на распознавании и измерении временных интервалов между RR-интервалами электрокардиограммы, построении динамических рядов кардиоинтервалов (кардиоинтервалограммы) и последующего анализа полученных числовых рядов различными математическими методами. Оценивался показатель LF/HF (индекс симпато-парасимпатического взаимодействия), который позволяет оценить вегетативный баланс в регуляции сердечно-сосудистой деятельности, где LF — симпатический компонент, HF — парасимпатический компонент.

Использованы общепринятые значения показателей спектрального анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР):

Физиологический оптимум: LF/HF — 0,5—2,0.

Функциональное состояние снижено: LF/HF — 2,1—3,0.

Функциональное состояние резко снижено: LF/HF — более 5,0.

Известно, что физиологическим ответом на боль является повышение активности симпатико-адреналовой системы, оцененной по отношению LF/HF. Избыточная активация симпатико-адреналовой системы (LF-компонент) и уменьшение активности (тонуса) парасимпатической системы регуляции (HF-компонент) являются отображением, маркером развития реакции дезадаптации, которая может клинически проявляться как синдром вегетативной дисфункции. В то же время при адекватно проведенном лечении наблюдаются следующие тенденции: нормализация LF/HF, не происходит увеличение LF, нормализация HF.

По данным ВСР, исходя из текущего функционального состояния, пациенты распределены на группы: функциональное состояние резко снижено (22 больных), функциональное состояние снижено (28 больных), физиологический оптимум (10 больных).

Проведено комплексное лечение с применением шинотерапии. Рекомендовано постоянное или