УДК 004.942

А.В.ГРЕЧЕНЕВА, Н.В. ДОРОФЕЕВ

A.V. GRECHENEVA, N.V. DOROFEEV

**ИНФОРМАЦИОННАЯ МОДЕЛЬ ЧЕЛОВЕКА В СИСТЕМЕ РЕАБИЛИТАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА**

**INFORMATION MODEL OF A PERSON IN THE SYSTEM OF REHABILITATION OF THE SPINE**

*Статья посвящена разработке информационной модели человека, позволяющей осуществлять оценку и контроль допустимой степени изгиба позвоночника, а также прогнозирование нарушений в зависимости от степени отклонения позвонков в процессе реабилитации. Разработана и описана информационная модель человека, включающая в себя взаимосвязанную информацию об изменениях параметров скелетно-мышечной системы в пространстве под действием внешних нагрузок. В состав разработанной модели входят: модель мышечной биомеханики, модель костной биомеханики, модель распространения нервных импульсов, учет центра масс, а также приложенной нагрузки. Особенностью данной модели является учет динамики состояний опорно-двигательной системы человека.*

*Ключевые слова: позвоночник, реабилитация, информационная модель, прогнозирование нарушений*

*The article is devoted to the development of the information model of the human, allowing to evaluate and control the permissible degree of flexure of the spine, as well as the prediction of violations depending on the degree of deviation of the vertebrae in the rehabilitation process. A human information model has been developed and described, including interrelated information on changes in the parameters of the musculoskeletal system in space under the influence of external loads. The developed model includes a model of muscle biomechanics, a model of bone biomechanics, a model of the propagation of nerve impulses, taking into account the center of mass, and also the applied load. The peculiarity of this model is the consideration of the dynamics of the states of the human musculoskeletal system.*

*Keywords:* *spine, rehabilitation, information model, prediction of violations*

Введение

 Оптимизация процесса реабилитации позвоночника является одной из ключевых задач, решаемых специалистами в области травматологии, ортопедии и неврологии[1-3]. В настоящее время наибольшее внимание уделяется развитию средств измерений (точности, разрешающей способности и др.), в то время как подходы и методы обработки информации, её интерпретации осуществляется на базе существующих методик, правил и рекомендаций, основанных на статистической медицинской базе, разработанной несколько десятилетий назад. Однако современная технологическая база и применение искусственного интеллекта дают возможность ускорить темпы развития процесса оптимизации реабилитационных процедур, позволяя не только диагностировать нарушения с высокой точностью, но и прогнозировать процесс развития диагностируемого нарушения.

 В основе предположения о возможности автоматизированного составления прогнозных оценок лежат законы классической механики: при известной биомеханической модели (размерах элементов скелета, учете индивидуальных особенностей строения скелета) а также известной нагрузке (масса, сила, угол приложения) можно рассчитать действующие напряжения [4]. Варьируя параметры нагрузки и сравнивая действующие напряжения с травмирующими возможно прогнозировать динамику развития нарушения в зонах с локализацией повышенных механических напряжений.

 Основной проблемой построения систем реабилитации позвоночника является низкая проработанность информационных моделей и прогнозных моделей динамики скелетно-мышечной и нервной систем человека [5]. С одной стороны это обусловлено тем, что необходимо постоянное совершенствование методов расчета действующих напряжений с целью оптимизации расчетных схем (например, учета физической нелинейности тканей, учета биомеханических особенностей мышечной и нервной тканей, а также их локализации в зонах воздействия повышенного напряжения). С другой стороны, необходимо постоянное пополнение базы данных разрушающих напряжений, которые могут быть получены в основном экспериментальным путем, как при патологоанатомических исследованиях, так и при испытаниях живых тканей в зависимости от пола, возраста, типа заболевания и пр.

 В связи с этим, целью работы является разработка информационной модели человека, позволяющей осуществлять оценку и контроль допустимой степени изгиба позвоночника, а также прогнозирование нарушений в зависимости от степени отклонения позвонков в процессе реабилитации.

Пространственная информационная модель человека в системе реабилитации позвоночника

 В реабилитации позвоночника важным аспектом является учет параметров опорно-двигательной системы в целом. Известны случаи, когда травмы конечностей (ушибы, переломы, растяжения), вызывая боль, миофиксацию и приводя в тонус ту или иную группу мышц, влияли на выработку у человека компенсационных поз, а также не характерной манеры походки [6]. Такая конфигурация хоть и позволяла компенсировать болевой фактор за счет снижения подвижности травмированных участков опорно-двигательного аппарата, но приводила к изменению осанки, перераспределению нагрузки на позвоночные диски и, как следствие, развитию патологий. В результате, в информационной модели человека для системы реабилитации позвоночника важно учитывать:

 - модель мышечной биомеханики,

 - модель костной биомеханики,

 - модель распространения нервных импульсов,

 - нормальную нагрузку, действующую на ось позвоночника (масса тела, внешнее утяжеление),

 - тангенциальную нагрузку (угол приложения нагрузки),

 - поза (конфигурация элементов скелетной системы),

 - расположение центра тяжести.

 Следовательно, информационная модель человека в системе реабилитации позвоночника представляет собой комплексную модель биомеханики опорно-двигательной системы. Учет комплексной биомеханики обусловлен тесной взаимосвязью скелетных, мышечных и нервных систем: функциональные отклонения в одной из систем оказывают влияние на функциональные отклонения в других. При моделировании движений человека, его опорно-двигательный аппарат (ОДА) рассматривается как система, управляемая сигналами головного мозга, передающимися по нервам к скелетным мышцам. При этом, для диагностики биомеханики ОДА другие системы организма, такие как дыхательная, кровеносная и пищеварительная, можно рассматривать как инертные нагрузки. Опираясь на вышеизложенные положения, информационная модель человека в системе реабилитации будет содержать набор функций элементов опорно-двигательной системы:

, (1)

где - модель мышечной биомеханики, - модель костной биомеханики, - центр тяжести, определяемый на основании [7], -модель распространения нервных импульсов, - внешние напряжения i-участка, приложенные во времени и пространстве.

 Рассмотрим подробнее модели компонентов, входящих в состав информационной модели человека (1) .

 Модель мышечной биомеханики построена с учетом соотношений Больцмана–Вольтерра [8], описывающих взаимосвязь между изменением длины мышц и параметров тяговой силы:

 (2)

где *σ* – напряжение, *ε* – деформация, *R* -функция релаксации, аналог модуля упругости, *t* - момент наблюдения, *ε(τ)* - история процесса деформирования.

 Далее, с учетом особенностей биологических объектов, в формулу (2) необходимо ввести соотношение, характеризующее параметр усталости (уменьшение тяговой силы с увеличением количества циклов):

 (3)

где - мгновенная жесткость, измеряемая в Н/м;  - текущая длина мышцы;  - время, отсчитываемое от начала первого цикла движения; - безразмерная функция релаксации, которая может быть принята либо в аналитической форме [8], либо представлена сплайном [9]. Такая модель мышечного движения была подробно описана в работе [10] .

В модели костной биомеханики угол αв пространстве  в момент времени t, образуемый группой мышц, входящих в модель под влиянием группы нейронов  описывается набором векторных функций:

, (4)

где , , ,  - координаты в пространстве края А, центра О и края B кинематической пары, образующей угол α, , ,  - вектора, описывающие координаты кинематических пар от самой нижней (соприкасающейся с горизонтальной или вертикальной поверхностью в зависимости от положения тела в пространстве) до ближайшей кинематической пары, способной изменить пространственное положение угла α.

 Модель распространения нервных импульсов для группы нейронов в момент времени t в пространстве  описывается функцией сигналов с частотой *fm*, подаваемых на мышцы для сгибания, сигналов с частотой *fS*, подаваемых на мышцы для разгибания, параметрами мышц  и действующими силами :

, (5)

 При этом, действующие силы  направлены на сохранение равновесного состояния подчиняются условию статического равновесия скелетно-мышечной системы :

 (6)

где  - мышечные силы, - усилия в связках,  - сбалансированные силы движения,  - суставные реакции, N – число рассматриваемых мышц; N1 – число рассматриваемых связок.

 Механические напряжения , возникающие в тканях, являются совокупностью всех напряжений, воспринимаемых биологическими тканями [11]:

, (7)

где - напряжения в костной ткани, - напряжения в мышечной ткани, - напряжения в нервной ткани.

Заключение

 Разработанная информационная модель человека включает в себя взаимосвязанную информацию об изменениях параметров скелетно-мышечной системы в пространстве под действием внешних нагрузок. Данная модель позволит классифицировать текущую фазу процесса реабилитации, на качественном уровне оценивать эволюцию функционального состояния опорно-двигательной системы человека, осуществлять оценку и контроль допустимой степени изгиба позвоночника, а также прогнозирование нарушений в зависимости от степени отклонения позвонков в процессе реабилитации.

 Особенностью данной модели является учет динамики состояний опорно-двигательной системы человека. Это позволяет определять наступление проблемных ситуаций, оценивать последствия от лечебных мероприятий.

Возможные варианты синтеза системы реабилитации позвоночника человека на основе разработанной информационной модели, а также развитие концепции многопараметрической индивидуальной диагностики (составления многопараметрических иднивидуальных моделей пациентов) позволят оптимизировать реабилитационный процесс.

Статья выполнена при поддержке гранта РФФИ 16-08-00992\_А

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Сохиб Б. Физическая реабилитации при остеохондрозе поясничного отдела позвоночника, осложненным нестабильностью сегментов и протрузиями межпозвонковых дисков // ППМБПФВС. 2013. №11.
2. Рысбаев К. С. Комбинированный способ поэтапной реабилитации больных после удаления грыжи диска поясничного отдела позвоночника // Universum: медицина и фармакология. 2015. №9 (20).
3. Гулбани Р. Ш., Добренькая А. Е. Реабилитация шейно-грудного отдела позвоночника больных остеохондрозом // ППМБПФВС. 2007. №6.
4. Сотский, Н.Б. Биомеханика: учебник для студентов специальности «Спорт.-пед. деятельность» учреждений, обеспечивающих получение высшего образования / Н.Б. Сотский; Бел. гос.ун-т физ. Культуры. – Мн.: БГУФК, 2005. – 192 с.
5. Компьютерный практикум по биомеханике / В.Ю. Екимов, Т.О. Крисевич. – Мн., 2012. – 80 с
6. Рамих Э. А. Краткий очерк анатомо-функциональных особенностей позвоночника // Хирургия позвоночника. 2007. №2.
7. Сучилин Н. Г., Шевчук Ю. В. Ориентация главных центральных осей инерции тела человека при произвольном изменении позы в безопорном положении // Вестник ТГПУ. 2013. №8 (136).
8. Ильюшин А.А., Победря Б.Е. Основы математической теории термовязкоупругости // М.: Наука, 1970. 270 с.
9. Грязева Е.Д. Идентификация механических характеристик моделей мышц по результатам упражнений на тренажерах // Тула: Изд-во ТулГУ, 2010. 96 с.
10. Грязева Е. Д., Желтков В. И., Портненко И. А., Толкачев П. И. Кинематическая модель движения человека и идентификация ее параметров // Известия ТулГУ. Естественные науки. 2013. №2-2.
11. Няшин Ю. И., Кирюхин В. Ю. Биологические напряжения в живых тканях. Вопросы моделирования и управления // Российский журнал биомеханики. 2002. №3.

**Греченева Анастасия Владимировна**

Белгородский национальный исследовательский университет, г. Белгород

Аспирант, институт инженерных технологий и естественных наук

E-mail: 1155464@bsu.edu.ru

**Дорофеев Николай Викторович**

Владимирский государственный университет, г. Владимир

К.т.н., доцент, заведующий кафедрой «Управление и контроль в технических системах»

E-mail: DorofeevNV@yandex.ru