

ДОРОФЕЕВ Н.В.,  
ГРЕЧЕНЕВА А.В.,  
КЛИМОВИЧ М.А.

**Применение алгоритмов  
интеллектуальной обработки  
данных в реабилитационных  
биомеханических системах**

УДК 004.9

Муромский институт  
(филиал) ФГБОУ ВО  
«Владимирский  
государственный  
университет имени  
А.Г. и Н.Г. Столетовых»,  
г. Муром  
ФГБУН  
Институт биохимической  
физики имени  
Н. М. Эмануэля РАН,  
г. Москва

*В статье обосновывается необходимость коррекции управляющих сигналов реабилитационных биомеханических систем в зависимости от состояния опорно-двигательного аппарата и совершаемых человеком движений. Предложен алгоритм интеллектуальной обработки данных, результате применения которого корректируются двигательные упражнения в методике реабилитации на основе результатов моделирования допустимых биомеханических параметров. Приводится пример применения разработанного алгоритма интеллектуальной обработки данных в системе реабилитации позвоночника человека на основе моделирования допустимой степени изгиба позвоночника.*

*Ключевые слова: биомеханика, реабилитация, интеллектуальная обработка данных, опорно-двигательный аппарат*

**Применение алгоритмов интеллектуальной обработки данных в  
реабилитационных биомеханических системах**

Производительность современных технических средств дает возможность реализовывать алгоритмы обработки больших объемов информации в реальном масштабе времени [1-3]. Вместе с этим появляется возможность повысить эффективность и качество

систем медицинского назначения, в частности систем реабилитации позвоночника. Сложность разработки систем подобного класса связана с большим риском причинения вреда здоровью пациента, включая несовместимого с его жизнью вследствие принятия ошибочного решения системой реабилитации. Различные физиологические особенности пациента и травмы позвоночника вызывают еще большие трудности.

Целью работы является повышение качества работы блока управления реабилитационных биомеханических систем за счет применения алгоритмов интеллектуальной обработки данных для коррекции реабилитационных упражнений.

Задача блока управления реабилитационных биомеханических систем заключается в формировании сигналов управления исполнительными механизмами (рисунок 1).

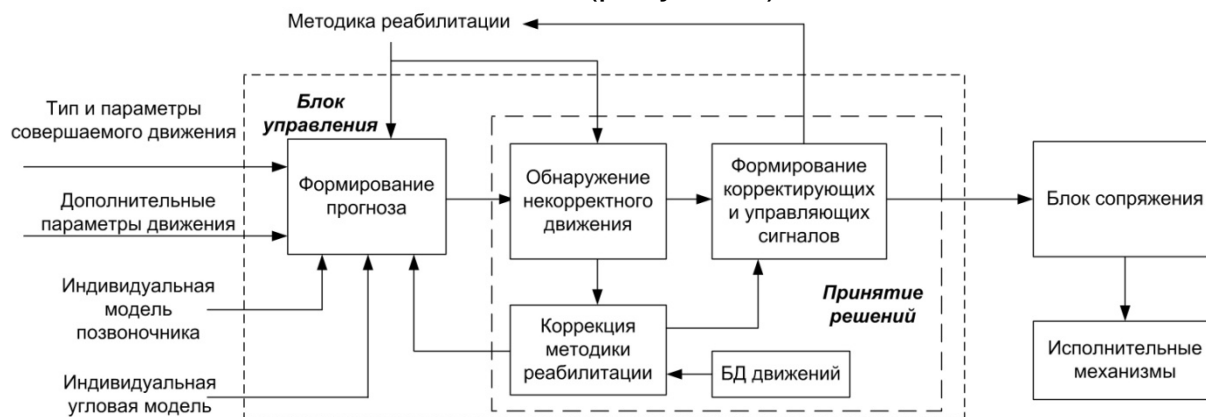


Рис. 1. Блок управления

Блок управления состоит из двух функциональных частей: блока формирования прогноза и блока принятия решения. Блок формирования прогноза оценивает место, степень и вероятность повреждения костных, хрящевых и нервных тканей позвоночника. Прогнозная оценка формируется на основании информационной угловой модели пациента, характеризующей допустимые отклонения в движениях пациента, индивидуальной модели позвоночника, описывающей геометрические и пространственные параметры основных частей позвоночника, данных о совершаемом движении (тип, скорость, углы и данные ЭМГ и ЭЭГ). Совершаемые движения выполняются в соответствии с методикой реабилитации. Алгоритм работы блока управления представлен на рисунке 2.

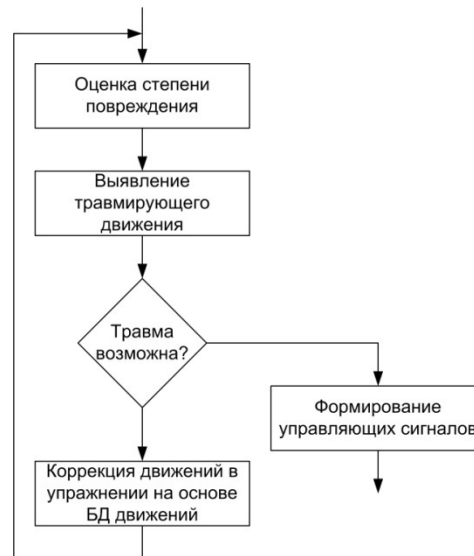


Рис. 2. Алгоритм работы блока управления

Основным зависимостям поведения опорно-двигательного аппарата, суставов и их связующих компонентов, болевые ощущения и пороги восприятия боли пациентами посвящено множество работ, например [4-6]. Формирование прогнозных оценок повреждения участков позвоночника при движении на основании индивидуальных моделей и параметров движений приведены в работах [7,8].

Вектор прогнозных оценок для каждого типа ткани описывается вектором  $F=\{L(X,Y,Z), P(X,Y,Z)\}$ , где  $L$  – трехмерный вектор оценки степени повреждения, а  $P$  – вероятности повреждения. Изменение вектора прогнозных оценок во времени  $F(t)$  используется совместно с вектором  $M(t)$ , описывающим методику реабилитации (реабилитационное упражнение). Вектор  $M(t)=\{K(t), C(t)\}$  характеризует пространственно-временное изменение положения кинематических пар позвоночника  $K(t)$  и пространственно-временные характеристики движения  $C(t)$  (темп, частота и т.п.).

Классификация движений происходит на основе сформированных заранее шаблонов двигательных действий. Шаблон движения можно описать вектором:

$$\vec{T}(t) = \{\vec{T}_d(t), \vec{K}(t), \vec{U}(t), \vec{Pst}, \vec{Ppt}\} \quad (1)$$

где  $\vec{T}_d(t)$  – вектор пространственного изменения положения кинематических пар;  $\vec{K}(t), \vec{U}(t)$  – вектора описывающие изменение электрофизиологических параметров во время движения

(некоторые примеры представлены в работе [9]);  $\vec{p}_{st}$  - вектор описывающий спектрально-временные характеристики (частотные, мощностные спектры и т.п.) шаблонов гониометрических и электрофизиологических сигналов;  $\vec{p}_{pt}$  - вектор описывающий пространственно-временные характеристики движения (темп, амплитуду, скорость, ускорение и т.п.). Шаблоны движений хранятся в базе данных, дополняются для индивидуальных особенностей и различных патологий.

При эксплуатации реабилитационных биомеханических систем необходимо иметь информацию о достигаемых механических величинах (величине и положении гониометрических векторов и векторов потокосцепления статора и ротора экзоскелета), которые измеряются с помощью различных датчиков. В отличие от векторных систем, система прямого управления моментом использует только датчики тока и напряжения и не требует применения датчика скорости. Однако точная оценка положения вектора потокосцепления каждого из сервоприводов экзоскелета проблематична, поэтому чаще для определения потокосцепления используют наблюдатели состояния. В случае медицинского реабилитационного экзоскелета наблюдателем состояния является угловая модель пациента, на вход которой поступают измеряемые гониометрические данные, компоненты вектора состояния сервоприводов, а на выходе выдаётся оценка вектора общего состояния.

В качестве такого наблюдателя предлагается использовать искусственную нейронную сеть (рисунок 3).

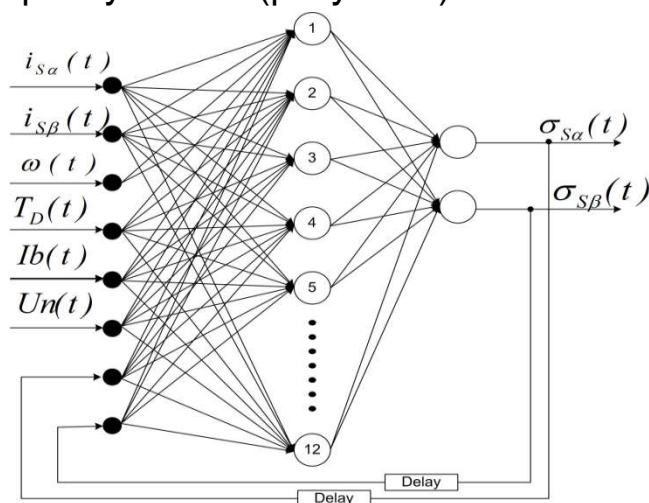


Рис. 3. Структура нейронной сети

Входными сигналами такой сети являются сигналы токов статора  $i_{S\alpha}$ ,  $i_{S\beta}$  и узла экзоскелета, частота ротора  $\omega$ ,  $\vec{T}_D(t)$  - вектор пространственного изменения положения кинематических пар;  $\vec{k}(t)$ ,  $\vec{U}_N(t)$  - вектора, описывающие изменение электрофизиологических параметров во время движения и обратные связи с выхода ИНС, задержанные на один шаг обучения (блок Delay), а выходными – сигналы, определяющие режим работы узлов экзоскелета  $\sigma_{S\alpha}$ ,  $\sigma_{S\beta}$ . Предполагается, что совмещение способа прямого управления моментом и нейросетевых технологий позволит значительно повысить качество регулирования асинхронного тягового электропривода, а также робастность системы управления (устойчивость к изменениям параметров объекта управления), улучшив тем самым качество управления и идентификации.

Моделирование работы блока управления осуществлялось на КТ данных пациента, который имеет искривление шейного отдела позвоночника. Исходные упражнения для моделирования работы блока управления включали в себя наклон головы вперед. В ходе упражнений при выполнении наклона головы вперед на угол в среднем более 59 градусов пациент испытывал болевые ощущения. В 87% случаев наклоны головы сопровождались небольшим хрустом в шейном отделе. В результате моделирования работы блока управления, исходные упражнения были скорректированы, максимальный и оптимальный угол наклона головы при этом составил 51 градус (рисунок 4).



Рис. 4. Результаты обучения и моделирования

Таким образом, разработанные алгоритмы работы блока управления позволяют корректировать двигательные упражнения в методике реабилитации под физиологические особенности пациента, а так же не дают исполнительным механизмам совершать движения опасные для здоровья. Следует отметить, что допустимые границы поиска оптимальных упражнений блока управления задаются экспертом и для автоматизированной работы должны автоматически определяться из КТ данных и результатов моделирования, а также на основе анализа вариаций биохимических параметров, отвечающих за моторные функции опорно-двигательного аппарата. Данные границы в рассматриваемом примере задавались жестко, что стало причиной расхождения результатов моделирования и болевых ощущений исследуемого пациента.

### Литература

1. Авдеева И.Л. Анализ зарубежного опыта использования глобальных технологий «BigData» // Вестник евразийской науки. 2016. №6 (37).
2. Михеев М.Ю., Савочкин А.Е. Модернизация алгоритма обработки больших данных для прогнозирования коротких временных рядов // НиКа. 2017.
3. Манев Д. В., Сальников В. Ю. Информационная система обработки и хранения больших объемов измерительных данных // SAEC. 2019. №1.
4. Шилько С.В., Ермаков С.Ф. Роль жидкой фазы и пористой структуры хряща в формировании биомеханических свойств суставов. Часть 1 // Российский журнал биомеханики. 2008. Т. 12. № 2. С. 31-40.
5. Суслов А.А., Ермаков С.Ф., Белецкий А.В., Шилько С.В., Николаев В.И. Роль жидкой фазы и пористой структуры хряща в формировании биомеханических свойств суставов. Часть 2 // Российский журнал биомеханики. 2008. Т. 12. № 4. С. 33-39.
6. Бабчина П.И., Петрова Е.М., Чесноков И.В. Трехмерное моделирование в разработке биомеханического метода определения допустимых нагрузок на деформированный сегмент грудного отдела позвоночника // Инновационные материалы и технологии в дизайне. 2017. С. 37-45
7. Grecheneva A. Konstantinov I. Kuzichkin, O. The structure of the information system to support the goniometric accelerometric control of human biomechanics // Nano, bio and green - technologies for a sustainable future conference proceedings, sgem 2016, vol 1 International Multidisciplinary Scientific geoconference-SGEM, 2016, pp. 829-836
8. Grecheneva, A., Konstantinov, I., Kuzichkin, O., Dorofeev, N. Decision support system for real-Time diagnosis of musculoskeletal system // CEUR Workshop Proceedings. Volume 1839, 2017, Pages 84-97.
9. Dorofeev, N., Grecheneva, A., Kuzichkin, O., Romanov, R. The method of the estimation of the acceptable degree of the deflection of the spine and of bias of vertebrae in systems of the diagnostic and the rehabilitation // International

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

**ДОРОФЕЕВ НИКОЛАЙ ВИКТОРОВИЧ** – Д.Т.Н.,  
ДОЦЕНТ, ЗАВЕДУЮЩИЙ КАФЕДРОЙ  
«УПРАВЛЕНИЕ И КОНТРОЛЬ В ТЕХНИЧЕ-  
СКИХ СИСТЕМАХ» МУРОМСКОГО ИНСТИТУ-  
ТА ВЛАДИМИРСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО  
УНИВЕРСИТЕТА ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕ-  
ТОВЫХ;

**ГРЕЧЕНЕВА АНАСТАСИЯ ВЛАДИМИРОВНА** –  
К.Т.Н., ДОЦЕНТ КАФЕДРЫ «УПРАВЛЕНИЕ И  
КОНТРОЛЬ В ТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ»  
МУРОМСКОГО ИНСТИТУТА ВЛАДИМИРСКО-  
ГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА  
ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕТОВЫХ;

**КЛИМОВИЧ МИХАИЛ АЛЕКСАНДРОВИЧ** –  
К.Б.Н, НАУЧНЫЙ СОТРУДНИК ИНСТИТУТА  
БИОХИМИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ ИМ. Н. М. ЭМА-  
НУЭЛЯ РАН.

Рецензент: Быков Артем Александрович, к.т.н., доцент, доцент кафедры «Программная инженерия» Муромского института (филиала) ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых».