

и после ее изготовления, и не предусматривают испытания в процессе носки изделий. То есть рассматривают один из этапов "жизненного цикла" изделия. Прочность ниточного шва зависит, прежде всего, от технологических факторов. Применение высокоскоростных швейных машин приводит к интенсификации стежкообразования и росту тепловых и динамических нагрузок на нить, в результате чего уменьшается прочность ниточного шва. Также известно, что при сборке обуви заготовка верха подвергается различным технологическим воздействиям: увлажнению, сушке и растяжению при формовании. Указанные процессы влияют на прочность ниточных швов, а это не учитывается в НТД.

Определение прочности ниточных швов в статических условиях проводится следующим образом: сшиваются образцы определенных размеров или они выкраиваются из заготовок верха обуви. Для оценки прочности ниточного шва сопоставляют первоначальную прочность непростроченного образца с прочностью ниточного шва в ньютонах. Все образцы вырезают из участков заготовки, расположенных рядом и в одном и том же направлении. Для испытания используют разрывную машину. По окончании испытания фиксируют разрывную нагрузку и отмечают, где произошел разрыв - по шву или в материале.

Как уже отмечалось выше, образцы подвергаются не только статистическим, но и динамическим нагрузкам. Рациональные методики для испытания ниточных швов до настоящего времени не разработаны. Существуют несколько методик, одна из них заключается в следующем: образец сшивается в виде трубки и надевается на деформационный узел, который представляет собой коленчатый вал. Оба конца образца закрепляются в зажимы. Кроме того, нижний зажим перемещается в вертикальном положении и при этом можно выполнять комбинированное нагружение - изгиб с растяжением. Многоциклового изгиб осуществляется за счет вращательного движения коленчатого вала. После динамического испытания из трубки выкраиваются стандартные образцы для определения прочности ниточного шва.

Кроме того, существует метод определения прочности ниточных швов на приборе, который осуществляет растяжение как в одной, так и в нескольких плоскостях. При таком нагружении образуются скрещивающиеся складки. Величина нагружения образца может изменяться. Основной целью исследования является определение влияния различных видов нагружения на прочность ниточных швов. После проведения испытаний образцы вынимают из зажимов и испытывают на динамометре. Во время испытаний фиксируется тот момент, когда разрывается нить или материал.

Устранить указанные выше недостатки можно путем разработки методов исследования ниточных швов приближающих их к реальным условиям носки обуви. Для этого необходимо дополнить НТД методиками испытаний, которые могут имитировать технологические процессы сборки изделий, а также условия эксплуатации.

## УПРАВЛЕНИЕ ЧАСТОТОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ НА ОСНОВЕ ФАЗОВОГО СДВИГА

*В.В. Ковалев<sup>1</sup>, М.В. Давыдов<sup>1</sup>*

Научные руководители: к.т.н., доцент *А.Н. Осипов<sup>1</sup>*, к.м.н., доцент *Ю.Г. Дегтярев<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники*

<sup>2</sup>*Белорусский государственный медицинский университет*

Системы электростимуляции широко применяются для лечения заболеваний нервно-мышечного аппарата. В ряде случаев (реабилитация больных после хирургического аноректального вмешательства, восстановление двигательной активности парализованных мышц и т.д.) электростимуляция является практически единственным физиотерапевтическим способом лечения. Вместе с тем, традиционные методы стимуляции не решают в достаточной мере задачу реабилитации больных. Для успешного решения данных проблем возможно применение систем электростимуляции нового типа - с обратной связью [1]. Такие системы позволяют в режиме реального времени осуществлять контроль отдельных физиологических параметров, в соответствии с которыми вырабатывается терапевтическое воздействие.

Разработан комплекс электростимуляции для лечения заболеваний прямой кишки и

анального сфинктера с биотехнической обратной связью [2]. Реализация цепи обратной связи заключается в автоматическом управлении частотой стимуляции на основе информации о состоянии стимулируемых тканей. Определение наиболее эффективной частоты стимуляции осуществляется на основе измерения сдвига фаз между стимулирующим током и напряжением. На объект стимуляции подается тестовый сигнал, амплитуда которого не превышает уровня, сокращения мышцы. Информация о состоянии электрических свойств объекта определяется с помощью разработанного устройства и обрабатывается программным обеспечением. На основе результатов корректируется частота проведения стимуляции.

Основным элементом измерительной части комплекса является блок выделения фазы. Сигнал фазы снимается с эталонного резистора, усиливается и преобразуется в цифровую форму. В цифровой форме сигнал поступает в ЭВМ. Сигнал амплитуды поступает в ЭВМ через плату АЦП ЛА-2А. Для обработки полученных данных разработано программное обеспечение. Оно реализует следующие функции : измерение периода функций (амплитуды и фазы), частоты электрического сигнала, смещения начала периода фазы от амплитуды, разности фаз между периодами в градусах, максимального и минимального значений амплитуды. На основании разности фаз происходит управление частотой стимуляции. Наиболее эффективной частотой является та, при которой происходит минимум активных потерь тока в тканях, т.е. фазовый сдвиг минимален. Диапазон изменения частоты тестового сигнала выбран на основе предварительных исследований свойств тканей ЖКТ [3]. Процессы диагностики и стимуляции разнесены во времени. Длительность измерительного цикла на порядок меньше длительности цикла стимуляции. После проведения стимуляции цикл измерения свойств тканей повторяется. Таким образом, автоматическое управление частотой электростимуляции позволяет сохранить эффективность воздействия при изменении свойств биологических тканей.

#### **Литература**

1. А.Н. Осипов, С.К. Дик, К.Г. Сеньковский Сложная биотехническая обратная связь в системах электростимуляции // труды научно-практической конференции Электростимуляция – 2002, 27-28 марта, Москва, с269 – 271.
2. А.Н. Осипов, В.М. Бондарик, Ю.Г. Дегтярев, А.М. Адамович Аппаратно-программный комплекс с биотехнической обратной связью для электромиостимуляции прямой кишки и анальных сфинктеров // Elektronika ir Elektrotechnika. - 2002. - №2 (37). - P18-22.
3. Ковалев В.В., Давыдов М.В. Разработка модели толстого кишечника на основе метода передаточных характеристик // Микроэлектроника и Информатика – 2003. Десятая всероссийская межвузовская научно-техническая конференция студентов и аспирантов: Тезисы докладов. – М.: МИЭТ, 2003 – С.125

## **МОДЕЛИРОВАНИЕ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА МЕТОДОМ ПЕРЕДАТОЧНОЙ ФУНКЦИИ**

***В.В. Ковалев<sup>1</sup>, М.В. Давыдов<sup>1</sup>***

Научные руководители: к.т.н., доцент ***А.Н. Осипов<sup>1</sup>***, к.м.н., доцент ***Ю.Г. Дегтярев<sup>2</sup>***

<sup>1</sup>*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники*

<sup>2</sup>*Белорусский государственный медицинский университет*

Исследование физиологических систем включает измерение множества переменных, что чрезвычайно трудно осуществить практически. Подобные системы по сравнению с техническими характеризуются многими неизвестными параметрами, сложной динамикой и нестационарностью процессов [1]. Формализованное описание биологических объектов в основном заключается в идентификации функционального преобразования входного стимула в реакцию системы. Существующие модели физиологических систем, в связи с указанными выше причинами, являются недостаточно корректными. Это затрудняет создание эффективных методов и средств диагностики и лечения заболеваний. В связи с этим была разработана электрическая модель желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) крысы.

Для построения электрической модели ЖКТ, наиболее адекватно описывающей процессы, происходящие при электродиагностике и электростимуляции, использован метод передаточной