

УДК 612.741.1:615.47

О. Г. Аврунин<sup>1</sup>, д.т.н., проф. кафедры БМИ ХНУРЭА. А. Гелетка<sup>2</sup>, ст. лаборант кафедры неврологии ХНМУК. Г. Селиванова<sup>3</sup>, асп. кафедры БМИ ХНУРЭ<sup>1,3</sup>Харьковский национальный университет радиоэлектроники, кафедра биомедицинской инженерии, г. Харьков, Украина, e-mail: bykh@kture.kharkov.ua<sup>2</sup>Харьковский национальный медицинский университет, кафедра неврологии, г. Харьков, Украина, e-mail: Geletka1977@mail.ru.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ФОРМИРОВАНИЯ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОГО ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

В работе представлены предварительные результаты моделирования интерференционного электромиографического сигнала. Данная модель показывает возможности получения информации о форме, частоте, длительности следования потенциала действия отдельной двигательной единицы (ПДОДЕ) интерференционного электромиографического сигнала.

**Ключевые слова:** интерференционный электромиографический сигнал, моделирование, потенциал действия, двигательная единица.

У роботі представлені попередні результати моделювання інтерференційного електроміографічного сигналу. Дана модель дає можливість отримання інформації про форму, частоту, тривалість слідування потенціалу дії окремої рухової одиниці (ПДОРО) інтерференційного електроміографічного сигналу.

**Ключові слова:** інтерференційний електроміографічний сигнал, моделювання, потенціал дії, рухова одиниця.

### Введение

Известно, что поверхностная электромиограмма (ЭМГ) активной скелетной мышцы представляет собой пространственно-временное суммирование потенциалов действия (ПД) большого количества двигательных единиц (ДЕ), так называемая интерференционная ЭМГ [4]. Интерференционная электромиограмма является признанным методом исследования нервно-мышечной системы и предоставляет информацию об организации активности скелетной мышцы. Из этого следует традиционный интерес к исследованию функции ДЕ, по форме и импульсной активности которой можно установить наличие патологии [4].

### Постановка задачи и цели работы

Для моделирования процесса генерации интерференционного электромиографического сигнала необходимо учитывать ряд существенных факторов, которые позволят создать адекватную компьютерную модель естественного механизма формирования ДЕ в процессе сокращения скелетных мышечных групп. В настоящий момент остаются актуальными задачи поиска научно-обоснованных принципов моделирования и синтеза ЭМГ сигнала с заданными нормативными параметрами. Таким образом, целью работы является исследовать возможности использования параметров модели для увеличения информативности при анализе ЭМГ в норме.

### Физиологические аспекты процессов формирования интерференционного ЭМГ сигнала.

Считается, что скелетные мышцы состоят из большого количества сокращающихся волокон, которые обладают такими свойствами как возбудимость и сократимость. Под возбудимостью принято понимать возможность ткани генерировать потенциал действия, способный к распространению вдоль мышечного волокна с последующим его сокращением. Нервные и мышечные клетки заключены в полупроницаемую мембрану, которая позволяет некоторым определенным веществам проходить насквозь, в то время как другие вещества задерживаются. ПД всегда постоянен для данной клетки, независимо от метода возбуждения и интенсивности стимула, превышающего порог (рис.1). ПД двигательной единицы (ДЕ) является базовой компонентой электромиографического сигнала.

Скелетные мышцы представляют собой совокупность ДЕ, каждая из которых состоит из переднероговой клетки (двигательного нейрона или мотонейрона), ее аксона и всех мышечных

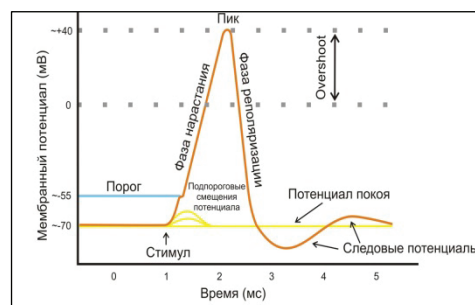


Рис. 1

волокон, иннервируемых этим аксоном. ДЕ является наименьшим мышечным элементом. Волокна, составляющие ДЕ, активизируются синхронно, а сами ДЕ активизируются в различные моменты времени и с различными частотами, вызывая асинхронное сокращение. Сократительные движения отдельной ДЕ суммируются и сливаются, формируя сокращение с возрастающей силой. При возрастании напряжения формируется интерференционный тип ЭМГ, который показывает уровень активности мышцы и в сочетании с другими ЭМГ методиками может быть использован для диагностики нейромышечных заболеваний [3]. На рисунке 2 представлена клиническая интерференционная кривая ЭМГ мышцы разгибателя пальцев (*extensor digitorum*) здорового мужчины 19 лет, которая послужит образцом для сравнения с синтетической ЭМГ в ходе дальнейшей работы.

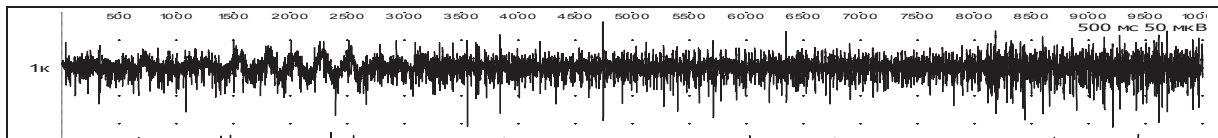


Рис. 2

### Материалы и методы работы

Одним из распространенных методов исследования биоэлектрических процессов является моделирование. Этот метод позволяет, используя основные законы естественных наук, объяснить функциональную структуру изучаемого процесса, выявить его существенные связи с внешними объектами, внутреннюю организацию, оценить количественные характеристики. Общая теория моделирования предполагает возможность построения комплексной модели, т.е. включение в модель максимального числа параметров, однако, такая тенденция при создании модели может привести к тому, что такая модель будет слишком трудной для понимания.

Поскольку модель есть упрощенное отражение двигательного действия, необходимо на начальной стадии моделирования определить существенные и несущественные составляющие модели, т.е. решить, какие параметры включать в модель, а какими пренебречь. Чем проще модель, тем быстрее ее можно создать и тем меньше вероятность ошибок при написании формализованной части. Баланс между комплексностью модели и ее информационной значимостью зависит от целей моделирования. Достоверность модели заключается в ее способности отражать исследуемый биоэлектрический процесс. Если теоретические и экспериментальные значения согласуются, то модель достоверна. Однако не всегда возможно оценить точность некоторых параметров модели экспериментальными методами.

Для моделирования такого рода сигнала, как ЭМГ необходимо полное понимание физиологических процессов его формирования (генерации). Такой биоэлектрический сигнал может моделироваться с использованием базового ПД одиночной ДЕ (ПДОДЕ) (рис. 1) в качестве элементарного строительного блока, так как это позволяет получить полную информацию о природе физиологической активности на уровне единичной клетки [4]. Каждая ДЕ генерирует квазипериодические импульсы, частота следования которых определяется величиной усилия мышцы, совершающей механическую работу. Если рассмотреть ЭМГ отдельной ДЕ, то можно увидеть последовательность ПДОДЕ, одна и та же базовая волна повторяется в квазипериодической последовательности [5].

Обозначим зависимость амплитуды от времени ПДОДЕ функцией  $f(t)$  при этом сигнал, вызывающий ДЕ, представляет собой суперпозицию одиночных импульсов, сформированных мотонейроном последовательно и следующих друг за другом через некоторый интервал времени  $\tau$  [5]:

$$f(t) = \sum_{n=0}^N f(t - n\tau), \quad (1)$$

где  $N$  – число моноимпульсов в регулярном сигнале, а  $n$  – количество моноимпульсов в последовательности.

Регистрируемый ЭМГ сигнал является суперпозицией регулярных периодических сигналов  $f(t)$  типа (1), генерируемых отдельными независимыми нейронами. Будем считать, что относительный сдвиг этих сигналов по времени  $\tau$  (для разных нейронов принимает случайные значения) является случайной величиной, описывающей статистической плотностью распределения

$\phi(\tau)$ . Следовательно, для регистрируемого электромиографического сигнала, считая вклады разных нейронов одинаковыми, можем записать [5]:

$$f_s(t) = \sum_{k=0}^{K-1} f(t - \tau(k)), \quad (2)$$

где  $\tau(k)$  – реализация случайного сдвига сигнала генерируемого  $n$ -м нейроном.

Основными теоретическими предпосылками для моделирования ЭМГ послужили работы [1-6], в результате чего был сделан глубокий сравнительный анализ известных моделей миосигнала. Для разработки полноценной модели процесса формирования миосигнала учитывались такие параметры: выбор мышцы для регистрации ее биоэлектрической активности в зависимости от типа и проводимости тканей; различные механические факторы, расстояние от электрода до отдельной ДЕ; толщина подкожного жира, расположенных между ДЕ и электродом.

Анатомические и морфологические особенности строения мышц, такие как диаметр и сила мышечных волокон, расположение различного типа волокон, толщина кожно-жирового слоя между мышцей и электродом влияют на профиль ЭМГ. В ряде лабораторных испытаний, связанных с выбором мышцы для регистрации ее биоэлектрической активности с минимальными помехами соседних мышечных групп, предпочтительными оказались мышцы сгибателей и разгибателей пальцев рук. Амплитудные характеристики ЭМГ существенно зависят от положения электродов на мышце и методики снятия и обработки накожной миограммы. От площади поверхности электрода зависит число регистрируемых ДЕ. Чем больше ДЕ регистрируется, тем достовернее и информативнее ЭМГ. Однако, увеличение площади регистрируемой поверхности (за счет изменения диаметра электродов) может привести к регистрации «наведенной» ЭМГ от соседних мышц. Подкожный жировой слой увеличивает расстояние между регистрирующим электродом и брюшком мышцы, и выполняет функции сопротивления, в результате чего происходит падение амплитуды ЭМГ сигнала обратно-пропорционально квадрату расстояния между электродами и мышцей. Кожно-жировая и мышечные ткани также обладают свойствами низкочастотных фильтров по отношению к миосигналу.

При моделировании миосигнала должна существовать интерференционная ЭМГ здорового пациента, снятой с исследуемой мышцы, в результате сравнения этих двух сигналов можно утверждать об адекватности и достоверности разработанной компьютерной модели. В связи с этим, возникает необходимость определения числа функционирующих ДЕ нативной электромиограммы, исходя из представления о неодинаковом пороге возбудимости различных ДЕ в мышце. , поэтому наблюдается феномен дискретного ступенчатого нарастания амплитуды М-ответа. Как известно, М-ответ или мышечный ответ является результатом сложения определенного количества ПД ДЕ, которые возбудились почти одновременно при электрической стимуляции нерва. Максимальная амплитуда М-ответа, устойчиво наблюдаемая при максимальном раздражении нерва, отражает суммарный ответ всех ДЕ. Минимальная по амплитуде ступень отклонения от изолинии отражает ответ одновременно нескольких ДЕ с наиболее низким порогом. Таким образом, делением максимальной амплитуды на величину минимальной можно получить представление о числе функционирующих ДЕ в мышце [1]:

$$n = \frac{A}{a}, \quad (3)$$

где  $n$  – число ДЕ в мышце,

$A$  – максимальная амплитуда М-ответа,  $a$  – минимальная амплитуда М-ответа (амплитуда отдельной ДЕ).

Разработка компьютерной модели сигнала для 1 ДЕ ЭМГ при монополярном игольчатом отведении выполнялась в среде математического программирования высокого уровня MATLAB 7.0 с использованием пакета Simulink, который предназначенный для моделирования линейных и нелинейных динамических систем. Данный пакет базируется на принципах визуально-ориентированного программирования с использованием моделей в виде комбинаций компонентов-блоков, путем соединения которых между собой составляются функциональные модели систем. При этом компьютерная модель, описывающая поведение такой системы, формируется и решается автоматически.

### Результаты работы и их обсуждение

Исходными данными для моделирования послужили задаваемые пользователем основные параметры нервно-мышечной системы: режим работы ДЕ (синхронный или асинхронный), преобладающий тип ДЕ мышцы сгибателя пальцев (быстрые или медленные ДЕ), амплитуда, длительность, частота следования импульсов, двухфазный или трехфазный тип импульса, форма и количество ДЕ, длительность рефрактерного периода, общее время моделирования сигнала. Структурно моделирование механизма формирования интерференционного электромиографического сигнала включает такие этапы (рис. 3): моделирование ПД ДЕ, рефрактерного периода (РП), моделирование сигнала для одной ДЕ, моделирование интерференционной ЭМГ.

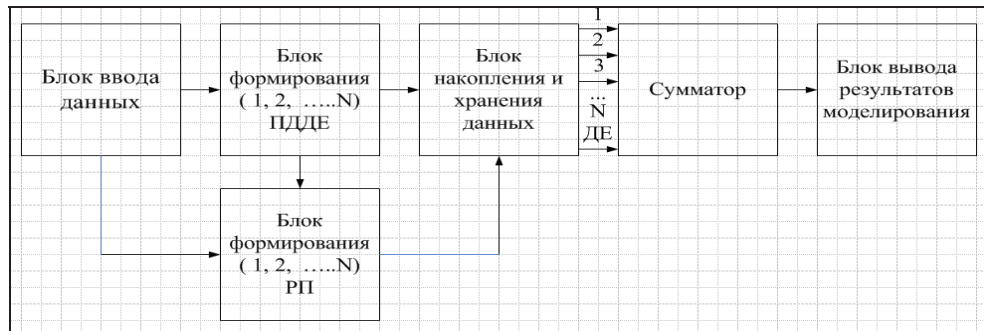


Рис. 3

На первом этапе формируется сигнал, повторяющий форму естественного ПД ДЕ по параметрам заданным пользователем. На втором – моделируется временной интервал (РП), в течении которого ДЕ не реагирует на иннервирующие сигналы от центральной нервной системы. Затем формируется временной интервал между моментами возникновения ПД ДЕ при произвольном мышечном сокращении. Далее, используя полученные ранее значения ПД и РП, формируется сигнал для 1 ДЕ. Заключительным этапом, который будет реализован в дальнейших исследованиях, является формирование сигнала для заданного количества ДЕ с последующим сложением результатов моделирования. В формировании интерференционной электромиограммы участвуют ДЕ, находящиеся под отводящими электродами, амплитуда которых зависит от расстояния между мышечным волокном (МВ) и отводящей поверхностью электрода.

На рис. 4 изображена блок-схема генератора последовательности моноимпульсов для одной двигательной единицы с начальным этапом суммирования нескольких сигналов ДЕ для попытки получения интерференционной электромиограммы. Основу эмулятора модельного сигнала для 1 ДЕ, выполненного с использованием пакета Simulink, составлял генератор «Signal Generator», который формирует ПД с равномерным распределением, где задаются максимальный и минимальный уровни сигнала, и начальное значение. Следующим элементом схемы стал блок представления сигнала в виде одномерной таблицы или массива данных «1-D Lookup Table». Дальше сигнал немного смещался по времени (блок «Bias») и усиливался (блок «Gain»), после чего, при условии асинхронного режима работы ДЕ, выполнялась задержка сигнала по времени начала работы (блок «Tapped Delay»). Затем все сигналы подавались на сумматор, который суммировал все одиночные миоимпульсы, поступающий к нему на вход, а потом все отображалось на осциллографе «Scope». Для получения дальнейших результатов в следующих исследованиях необходимо видоизменить и усовершенствовать функциональную блок-схему генератора суммы последовательности миоимпульсов для получения интерференционной электромиограммы.

Для исследования количественных закономерностей образования суммарных разрядов ДЕ и анализа соотношения между их параметрами была разработана компьютерная модель следования одиночных миоимпульсов. В модель были заложены характеристики ПД ДЕ скелетной мышцы разгибателя пальцев при отведении монополярными игольчатыми электродами. Одиночный импульс имеет форму, которая указана на рис. 5 а, он также еще трехфазный и асимметричный относительно нулевой изолинии.

Важной особенностью для моделирования сигнала по одной ДЕ было правильность выбора формы ПДОДЕ, задание его оптимальной амплитуды и длительности, а также определение оптимальной частоты следования миоимпульсов, чтобы предложенная компьютерная модель миосигнала была адекватной и отвечала естественному механизму его формирования.

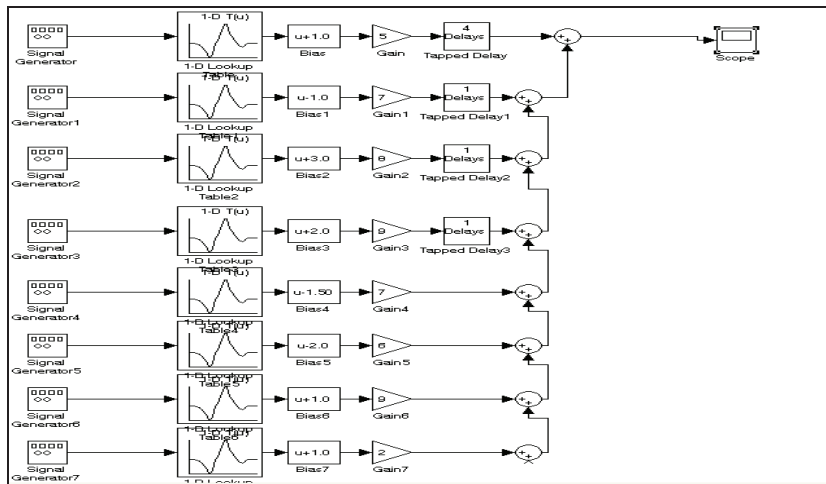


Рис. 4

На рисунке 5 б представлен единичный ПД мышечного волокна, полученный с помощью компьютерного моделирования в увеличенном масштабе, который соответствует естественному.

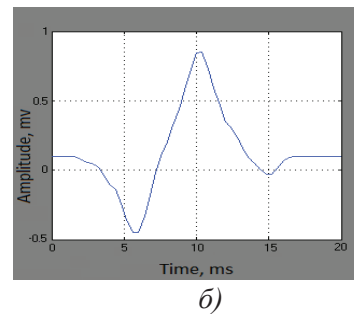
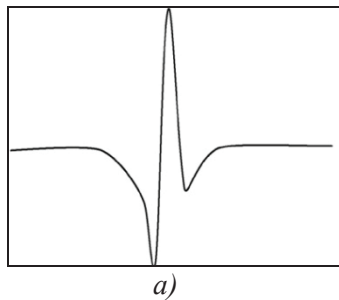


Рис. 5

Предложенные задаваемые пользователем параметры для моделирования послужили исходными данными для нормы: мышцы сгибатели и разгибатели пальцев работают в статическом режиме и величина их силы не превышает 50 % от максимальной произвольной силы; амплитуда ПДЕ составляет 0,5 мВ, длительность – 11 мс, время рефрактерного периода 30 мс, 3 фазы потенциала.

Разработка компьютерной модели сигнала для одной двигательной единицы электромиограммы прошла предварительные испытания на кафедре неврологии Харьковского национального медицинского университета.

На рис. 6 представлен результат моделирования серии потенциалов действия одной двигательной единицы, который адекватен естественному возбуждению ДЕ в процессе произвольного сокращения мышцы. Частота следования моноимпульсов составляет 40 мс, их амплитуда составляет 0,5 мВ, а длительность – 11 мс. Таким образом, данная модель дает возможность получить информацию о структуре сигнала отдельного мотонейрона.

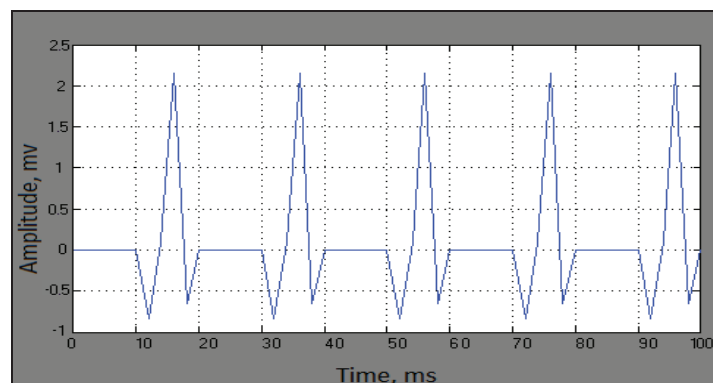


Рис. 6

Принципиальное отличие предлагаемой разработки от уже известных заключается в определении влияния всех основных значимых факторов на процесс генерации ЭМГ. Следующий этап исследования заключается в компьютерном моделировании синтетической интерференционной электромиограммы с последующим сравнением с клинической для установления достоверности модели. Процесс моделирования сигнала для 1 ДЕ ЭМГ проводился для нормы, а в дальнейшем, предполагается разработать модель для различных патологий, что послужит качественным диагностическим критерием в медицинской практике.

#### Выводы и перспективы работы

Предварительные результаты моделирования могут быть использованы для установления нормы, в перспективе для диагностики патологий нервно-мышечной системы в медицинской практике, а также послужат материалом при создании автоматизированных методов обработки электромиограмм. Достоверность экспериментальных данных обеспечивается использованием современных средств и методик проведения исследований, выполнением правильных условий проведения экспериментов. Для дальнейших клинических испытаний с целью совершенствования процесса моделирования возникает необходимость сравнить амплитуду поверхностной интерференционной ЭМГ нескольких испытуемых, так она очень вариабельна у разных людей и зависит от степени развития скелетной мускулатуры, выраженности подкожно-жирового слоя, проводимости кожи, величины и положения отводящих электродов. Это представляет собой научный интерес как эффективный метод перспективного направления оценки функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека, что подтверждается предварительными испытаниями.

#### Список литературы

1. Бадалян Л. О., Скворцов И. А. Клиническая электронейромиография. Руководство для врачей. – М.: Медицина, 1986, – 368 с.
2. Остроух Е. П., Осипов А. Н., Давыдова Н. С., Меженная М. М. Компьютерное моделирование биоэлектрической активности опорно-двигательного аппарата человека // 44 конференция аспирантов. Мн., 2008.
3. Рангаян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М.: – ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
4. Farina D., Merletti R., Enoka R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG // J Appl Physiol. – 2004. – V. 96.
5. Шайдук А. М., Останин С. А. Моделирование электромиографического сигнала средствами LabVIEW // Известия Алтайского государственного университета. – Барнаул: Изд.-во Алт. гос. ун.-та. – Ч.1(65), 2010. – С.196–201.
6. Юсевич, Ю.С. Электромиография в клинике нервных болезней. – М.: Медицина, 1958.

#### MODELING OF THE FORMATION OF ELECTROMYOGRAPHIC INTERFERENCE SIGNAL

O. G Avrunin<sup>1</sup>, A. A. Geletka<sup>2</sup>, K. G. Selivanova<sup>3</sup>

<sup>1,3</sup>Kharkiv National University of Radioelectronics, Department of Biomedical Engineering,  
e-mail: bykh@kture.kharkov.ua.

<sup>2</sup>Kharkiv National Medical University, Department of Neurology, e-mail: Geletka1977@mail.ru.

*The work presents the preliminary results of modeling interference elektromyographic signal. This model shows the possibility of obtaining information about the shape, duration, repetition frequency of the single motor unit action potential (SMUAP) of the elektromyographic interference signal.*

**Key words:** *elektromyographic interference signal, modeling, action potential, motor unit.*

1. Badaljan L. O., Skvortsov, I. A. Clinical electroneuromyography. A guide for doctors. – M: Medicine, 1986 – 368 p. (Rus.)
2. Ostroukh E. P., Osipov A. N., Davydova N. S., Mezhenaja M. M. Computer modelling of bioelectrical activity of human musculoskeletal system / /44 Conference. Mn, 2008. (Rus.)
3. Rangayan R. M. Analysis of biomedical signals. A Practical Approach. – Moscow: FIZMATLIT, 2007. – 440 p. (Rus.)
4. Farina D., Merletti R., Enoka R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG // J Appl Phys-iol. – 2004. – V. 96. (Eng.)
5. Shayduk A. M., Ostanin S. A. Modelling of electromyographic signals by the means of LabVIEW / / News of Altai State University. – Barnaul Ed. of Alt. State. un.-ty. – Part 1 (65), 2010. – P.196–201. (Rus.)

6. Yusevich, Y.S. Electromyography in the clinic of nervous diseases. – Moscow: Medicine, 1958. (Rus.)

УДК 62-5: 620.9

В. П. Северин, Е. Н. Никулина, В. Ф. Чернай, К. Б. Годлевская  
Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»  
г. Харьков, Украина, e-mail: severinv@mail.ru

## МНОГОЦЕЛЕВОЙ СИНТЕЗ НЕЛИНЕЙНЫХ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ПАРОВОЙ ТУРБИНОЙ АЭС ПО ПРЯМЫМ ПОКАЗАТЕЛЯМ КАЧЕСТВА

*Построены нелинейные математические модели систем автоматического управления паровой турбиной АЭС К-1000-60/1500 в пространстве состояний с различными регуляторами. Предложена векторная целевая функция для многоцелевой оптимизации систем управления паровой турбиной. Представлены результаты многоцелевого параметрического синтеза нелинейных систем стабилизации частоты. Библ. 2, табл. 3, рис. 5.*

**Ключевые слова:** паровая турбина, системы автоматического управления, нелинейные модели, регуляторы, оптимизация

*Побудовані нелінійні математичні моделі систем автоматичного керування паровою турбіною К-1000-60/1500 в просторі станів з різними регуляторами. Запропонована векторна цільова функція для багатоцільової оптимізації систем керування паровою турбіною. Представлені результати багатоцільового параметричного синтезу нелінійних систем стабілізації частоти. Бібл. 2, табл. 3, рис. 5.*

**Ключові слова:** парова турбіна, системи автоматичного керування, нелінійні моделі, регулятори, оптимізація

### Введение

Основной задачей системы автоматического управления (САУ) паровой турбиной К-1000-60/1500 энергоблока атомной электростанции (АЭС) является стабилизация частоты вращения ротора турбины при различных возмущающих воздействиях [1]. Сигнал управления паровой турбиной формируется регулятором частоты (РЧ), который обычно является ПИД регулятором [2]. Показатели качества системы автоматического управления частотой (САУЧ) вращения ротора турбины во многом определяют качество электрической энергии, вырабатываемой энергоблоком АЭС.

### Постановка задачи и цель работы

Цель данной работы состоит в многоцелевом синтезе систем управления паровой турбиной К-1000-1500/60 при различных законах управления.

Обозначим набор переменных параметров задачи параметрического синтеза САУ вектором  $x = (x_1, x_2, \dots, x_p) \in R^p$ . Прямые показатели качества (ППК) САУ определим по математическим моделям систем, которые представлены в виде систем дифференциальных уравнений (СДУ):

$$dX/dt = f(x, X, u), \quad X(0) = X_0, \quad y = C(x)X, \quad (1)$$

где  $X$  – вектор состояния;

$u$  – входное воздействие;

$y$  – управляемая переменная;

$f(x, X, u)$  – векторная функция формирования модели нелинейной САУ;  $X_0$  – вектор начальных условий.

Частные ППК – максимальное отклонение от установившегося значения  $\sigma(x)$ , размах колебаний  $\zeta(x)$ , время регулирования  $t_c(x)$  и его относительное значение  $\tau(x) = t_c(x)/T_f$  вычислим интегрированием СДУ (1) матричными методами. Здесь  $[0; T_f]$  – интервал интегрирования. Задачу многоцелевого параметрического синтеза нелинейных САУ сформулируем как задачу условной оптимизации:

$$a_i \leq x_i \leq b_i, \quad i = \overline{1, p}; \quad \sigma(x) \leq \sigma_m, \quad \zeta(x) \leq \zeta_m; \quad \tau(x) \rightarrow \min.$$

Для учета приоритета ограничений сформируем области: