

УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ
«БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ»

УДК [616–78 : 629.32] : 612.766.1 : 616.1

КИКИНЁВ
Владимир Владимирович

**СИСТЕМА СТАБИЛИЗАЦИИ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ
ПАЦИЕНТА-ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ НАГРУЗОЧНЫХ ПРОЦЕДУР В
КАРДИОЛОГИИ НА БАЗЕ ВЕЛОЭРГОМЕТРА**

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук

по специальности 05.11.17 — «Приборы, системы и изделия
медицинского назначения»

Минск 2010

Работа выполнена в учреждении образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»

Научный руководитель: Забеньков Игорь Иванович, доктор технических наук, доцент, заведующий научно-исследовательской лабораторией 2-4 «Цифровая радиосвязь» учреждения образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»

Официальные оппоненты: Лобатый Александр Александрович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Информационные системы и технологии» Белорусского национального технического университета

Шалатонин Валерий Иванович, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры систем телекоммуникаций учреждения образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»

Оппонирующая организация: Белорусский государственный университет

Защита состоится 17 февраля 2011 г. в 14-00 на заседании совета по защите диссертаций Д 02.15.06 при учреждении образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники» по адресу: 220013 Минск, ул. П. Бровки 6, корп. 1, ауд. 232, тел.: 293-89-89, E-mail: dissovet@bsuir.by

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке учреждения образования «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»

Автореферат разослан « 14 » января 2011 г.

Ученый секретарь
совета по защите диссертаций
кандидат технических наук, доцент

А.А. Борискевич

КРАТКОЕ ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время в кардиологической практике происходит возрастание роли функциональной нагрузочной пробы как одного из наиболее достоверных способов диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека.

При проведении нагрузочных процедур в странах СНГ чаще всего используется велоэргометр — устройство, предназначенное для задания и поддержания с необходимой точностью и в течение необходимого времени требуемого тормозного момента на валу с педалями при его вращении пользователем. Нормированные метрологические характеристики и, как следствие, принадлежность к классу средств измерений являются основным классифицирующим признаком данного вида изделий, выделяющим его из ряда тренажеров, предназначенных для спорта и отдыха.

Разработка современного велоэргометра, как и любого сложного изделия, предполагает применение набора специфических схмотехнических и конструктивных решений в рамках концептуально правильного подхода.

Несмотря на то, что велоэргометры в кардиологии используются уже несколько десятилетий, исследования в данной области остаются неизменно актуальными. Это обусловлено рядом причин.

Во-первых, усложняются и конкретизируются технические требования к данному виду изделий. Так, в 2000 г. Международной организацией законодательной метрологии (OIML) были опубликованы рекомендации к метрологическим характеристикам велоэргометров, используемых в медицине. Указанный документ включает, в частности, требования к точности и динамическим характеристикам системы задания нагрузки.

Во-вторых, совершенствующийся математический аппарат теории управления позволяет по-новому подойти к решению задач синтеза замкнутых нагрузочных систем с биообъектом (пациентом) в контуре регулирования.

В-третьих, развивается методология применения велоэргометров — на их базе создаются различные автоматизированные комплексы для диагностических и реабилитационных нагрузочных процедур.

Необходимо отметить, что в данной области отсутствует отечественный узкоспециальный опыт — в Республике Беларусь (по имеющимся данным, и в Российской Федерации) в обозримом прошлом велоэргометры не разрабатывались; воспользоваться же результатами зарубежных исследований не представляется возможным из-за крайне ограниченной информации, приводимой в открытых источниках. Последнему способствует то обстоятельство, что в мире существует весьма небольшое число компаний, производящих велоэргометры для нагрузочных процедур в кардиологии.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Связь работы с крупными научными программами (проектами) и темами. Идентификация нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением была проведена при выполнении задания 01.19 «Разработать и изготовить программируемый велоэргометр для проведения функциональных нагрузочных проб и восстановительного лечения» Государственной научно-технической программы (ГНТП) «Диагностика, медицинская техника и оборудование», гос. регистрация НИОКТР № 19973366.

Исследование способов повышения достоверности определения частоты сердечных сокращений (ЧСС) пациента-пользователя велоэргометра было проведено при выполнении задания 01.52 «Разработать и изготовить многообразные электроды для электрокардиографии и импеданскардиографии, электродновакuumную систему и универсальный кабель отведений для электрокардиографии» ГНТП по разработке и внедрению в производство перспективной техники медицинского назначения «Медицинская техника», утвержденной Постановлением Совета Министров Республики Беларусь № 141 от 01.02.2001 г., гос. регистрация НИОКТР № 19993453.

Цель и задачи исследования. Целью настоящего исследования является синтез одной из основных систем изделия, относящегося к средствам измерений медицинского назначения — велоэргометра для нагрузочных процедур в кардиологии.

Объект исследования представляет система стабилизации ЧСС человека с использованием велоэргометра в качестве нагружающего устройства, работающая по принципу обратной связи; наличие биообъекта в контуре регулирования является ее отличительной особенностью. В состав исследуемой системы стабилизации входит также замкнутая система регулирования тормозного момента с электромагнитным нагрузочным устройством.

Предметом настоящего исследования являются основные закономерности, лежащие в основе функционирования указанных замкнутых систем и их составных частей и представленные в виде математических моделей.

Для достижения цели исследования необходимо:

- 1) получить математическую модель нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением, проведя его идентификацию;
- 2) используя результаты идентификации, выполнить синтез замкнутой системы регулирования тормозного момента велоэргометра, удовлетворяющей действующим рекомендациям Международной организации законодательной метрологии. Провести исследование линейного и нелинейного режимов указанной замкнутой системы и предложить способ ее реализации, при котором могут быть удовлетворены требования к параметрам качества;

3) провести анализ существующих математических моделей реакции ЧСС человека на физическую нагрузку, осуществляемую посредством вращения вала с преодолением усилия торможения, и сформировать на их основе модель биообъекта для использования в качестве модели объекта управления замкнутой системы;

4) используя результаты предыдущего анализа, выполнить синтез замкнутой системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра. Провести экспериментальное исследование полученной замкнутой системы.

Положения, выносимые на защиту:

1) математическая модель нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением, в виде произведения двух передаточных функций: первого порядка с параметрической неопределенностью, которая соответствует электромагнитному тормозу, и второго порядка, которая соответствует датчику момента; параметрическая неопределенность соответствует изменению создаваемого электромагнитным тормозом момента при работе с нагрузочной мощностью, близкой к максимальной. Указанная модель нагрузочного устройства, предназначенная для использования в качестве модели объекта управления замкнутой системы, была использована при разработке нового изделия, относящегося к средствам измерений медицинского назначения — велоэргометра М32-В1 ТУ РБ 14442919.014–99;

2) обобщенная модель реакции ЧСС человека на физическую нагрузку, осуществляемую посредством вращения вала с преодолением усилия торможения, в виде передаточной функции с неструктурированной неопределенностью; неопределенность соответствует варибельности моделируемого биообъекта. Указанная обобщенная модель, предназначенная для использования в качестве модели объекта управления замкнутой системы, была использована при синтезе системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра в рамках настоящего исследования;

3) робастный стабилизирующий регулятор для замкнутой системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра, с моделью в виде передаточной функции пятого порядка. Указанный регулятор, обеспечивающий более высокое качество регулирования ЧСС в замкнутой системе, чем пороговый регулятор, используемый в существующих велоэргометрах, может быть использован при модернизации серийно производимых изделий: велоэргометра М32-В1, системы электрокардиоизмерительной для реабилитации и диагностики М32-К2 УНИСЕТ ТУ ВУ 400068368.012–2005, а также при создании или модернизации других велоэргометров и электрокардиоизмерительных систем.

Личный вклад соискателя. Настоящая диссертационная работа является научным трудом, выполненным соискателем самостоятельно и содержащим результаты его собственных теоретических и экспериментальных исследований по теме диссертации; используемый при синтезе регуляторов замкнутых систем робастный подход входит в сферу научных интересов соискателя. Основные результаты диссертации содержатся в публикациях [3–А; 5–А; 6–А; 7–А; 8–А; 9–А; 10–А; 11–А], которые подготовлены соискателем единолично. В работах, написанных в соавторстве, диссертанту принадлежат: анализ помехоустойчивости системы «пациент–электрокардиограф» при проведении нагрузочной процедуры [1–А]; анализ математической модели нагрузочного устройства велоэргометра, функциональная схема экспериментальной установки для исследования частотных характеристик, анализ результатов идентификации [2–А]; расчет коэффициентов гармонической линеаризации для сложной нелинейности и выполнение имитационного моделирования [4–А].

Апробация результатов диссертации. Материалы исследования способов повышения достоверности определения ЧСС пациента-пользователя велоэргометра были представлены на Международной научно-технической конференции «Медэлектроника-2002. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии», проходившей в Минске в ноябре 2002 г.

Особенности различных систем стабилизации ЧСС пациента на базе велоэргометра М32-В1 обсуждались на Международной научно-технической конференции «Медэлектроника-2006. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии», проходившей в Минске в декабре 2006 г.

Опубликованность результатов диссертации: 11 печатных работ, включая 7 статей в рецензируемых научных изданиях общим объемом 2,07 авт. л.; две из них переведены на английский язык издательством Springer и опубликованы в США, 1 статью в научно-техническом сборнике, 3 статьи в сборниках докладов научных конференций, а также 4 депонированных отчета о НИР.

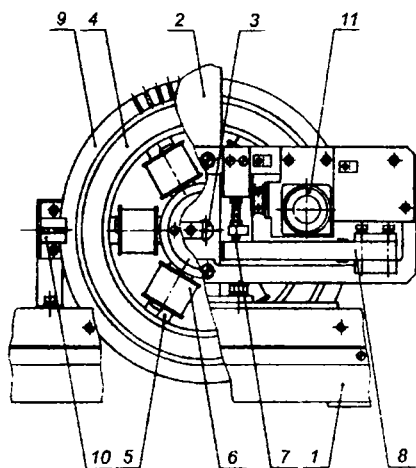
Структура и объем диссертации. Данная работа включает введение, общую характеристику работы, основную часть, представленную тремя главами с краткими выводами по каждой главе, заключение, библиографический список и приложения. Первая глава посвящена исследованию нагрузочного устройства, вторая — синтезу системы регулирования тормозного момента и третья — синтезу системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра. При этом каждая глава, обладая определенной самостоятельностью, основана на материалах предыдущего раздела.

Общий объем диссертации 240 страниц, включая 100 страниц текста, 45 рисунков на 45 страницах, 12 таблиц на 14 страницах и 10 приложений на 70 страницах. Библиографический список включает 130 наименований, из них 15 публикаций соискателя, и занимает 11 страниц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Первая глава посвящена идентификации нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением.

Исследуемое нагрузочное устройство (рисунок 1) состоит из электромагнитного тормоза, датчика момента и датчика частоты вращения.



1 — рама основания; 2 — кронштейн;
3 — ось; 4 — ярмо; 5 — индуктор; 6 — обмотка возбуждения; 7 — толкатель; 8 — тензобалка; 9 — диск с прорезями; 10 — датчик частоты вращения; 11 — вентилятор охлаждения тензобалки

Рисунок 1 — Исследуемое нагрузочное устройство

Электромагнитный тормоз состоит из индуктора и кольцевого ярма, которые находятся на одной оси. При работе ярмо приводится во вращение от вала с педалями (на рисунке 1 не показан) посредством двухступенчатой передачи.

Датчик момента представляет собой изготовленную из алюминия балку («тензобалку») с установленными на ней симметрично с двух сторон двумя парами тензорезисторов, включенных по мостовой схеме.

Датчик частоты вращения состоит из собственно датчика и диска с прорезями, крепящегося на ярме; он реагирует на изменение светового потока.

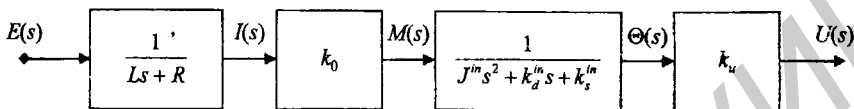
Рассматриваемая конструкция (рисунок 1) (при известных механической и регулировочной характеристиках электромагнитного тормоза) характеризуется:

- выраженным характером зависимости создаваемого тормозного момента от температуры (степени нагрева) конструктивных элементов, что существенно, так как работа, производимая при вращении вала с педалями с преодолением усилия торможения, превращается в тепловую энергию ярма;

- высокой температурной и временной стабильностью датчика момента, которая обеспечивается конструкцией и технологией изготовления последнего, а также принудительным охлаждением тензобалки.

Указанные особенности делают необходимым и возможным включение нагрузочного устройства рассматриваемого вида в контур замкнутой системы регулирования тормозного момента.

В результате проведенной (при определенных условиях и допущениях) структурной идентификации структура исследуемого нагрузочного устройства была определена (рисунок 2).



$E(s)$, $I(s)$, $M(s)$, $\Theta(s)$, $U(s)$ — изображения по Лапласу функций времени, представляющих напряжение, приложенное к цепи возбуждения, ток возбуждения, тормозной момент, угол поворота индуктора, напряжение на выходе датчика момента соответственно; L , R — параметры цепи возбуждения; k_0 — постоянный коэффициент, связывающий тормозной момент и ток возбуждения; J^n — момент инерции индуктора; k_d^n — коэффициент трения индуктора; k_s^n — приведенный коэффициент упругости тензобалки; k_u — постоянный коэффициент, связывающий напряжение на выходе датчика момента и угол поворота индуктора

Рисунок 2 — Структурная схема исследуемого нагрузочного устройства

Модель, соответствующая приведенной структурной схеме, может быть представлена в виде произведения двух передаточных функций: первого порядка с параметрами K_b , T_e , которая соответствует электромагнитному тормозу:

$$G_b^{[1]}(s) = \frac{K_b}{T_e s + 1}, \quad (1)$$

и второго порядка с параметрами K_h , ω_0 , ζ , которая соответствует датчику момента:

$$H^{[2]}(s) = \frac{K_h}{\omega_0^{-2} \cdot s^2 + 2\zeta\omega_0^{-1} \cdot s + 1}. \quad (2)$$

В результате проведенной параметрической идентификации значения параметров передаточных функций $G_b^{[1]}(s)$ (1) и $H^{[2]}(s)$ (2), соответствующие исследуемому образцу нагрузочного устройства, были определены: 10,6 Н·м/В для K_b , 0,07 с для T_e , 14,2·10⁻⁶ В/Н·м для K_h , 162 рад/с для ω_0 , 0,032 для ζ .

Указанные значения параметров определялись из экспериментально полученных АЧХ и ФЧХ исследуемого нагрузочного устройства.

При проведении эксперимента применялась специально разработанная экспериментальная установка, выполняющая следующие основные функции:

- формирование гармонического испытательного и пары вспомогательных воздействий (последние — с постоянной разностью фаз $\pi/2$) в диапазоне частот от 0 до 350 рад/с;

- усиление испытательного воздействия по мощности и подача его вместе с постоянным током смещения в цепь возбуждения электромагнитного тормоза исследуемого нагрузочного устройства;

- усиление сигнала с выхода датчика момента с разложением его на ортогональные компоненты, с последующим выделением и измерением последних.

Дополнительное экспериментальное исследование, проведенное в рамках идентификации, позволило установить характер и пределы изменения тормозного момента, создаваемого исследуемым нагрузочным устройством при нагрузочных мощностях, близких к максимальной.

Вторая глава посвящена системе регулирования тормозного момента велозергометра с электромагнитным нагружением (рисунок 3).

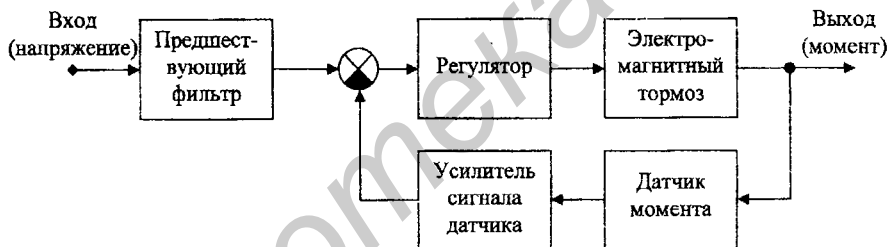


Рисунок 3 — Замкнутая система регулирования тормозного момента велозергометра с электромагнитным нагружением

В качестве номинальных моделей объекта управления и датчика были приняты соответственно передаточные функции $G_b^{(1)}(s)$ и $H^{(2)}(s)$, вид (1), (2) и значения параметров K_b , T_e , K_h , ω_0 , ζ которых были определены в результате идентификации нагрузочного устройства (глава 1).

Возмущенная модель объекта управления была сформирована в виде передаточной функции $G_b^{(1)}(s)$ (1), с параметром K_b , изменяющимся дискретно в пределах, определенных в результате дополнительного экспериментального исследования нагрузочного устройства (глава 1).

Исходя из рекомендаций OIML R 128 Edition 2000 (E) Международной организации законодательной метрологии для велозергометров, предназначенных для использования в медицине, были сформулированы требования к синтези-

руемой замкнутой системе: с номинальным объектом — к чувствительности, с возмущенным объектом — к запасам устойчивости, к установившейся ошибке и к качеству переходного процесса.

Проведенный анализ показал, что наиболее просто удовлетворить указанным требованиям, выбрав для синтезируемой замкнутой системы:

— целевую модель $T^{[2]}(s)$, которая может быть представлена в виде произведения двух передаточных функций: первого порядка с параметром T , которая соответствует предшествующему фильтру:

$$G_{pf}^{[1]}(s) = \frac{1}{Ts + 1}, \quad (3)$$

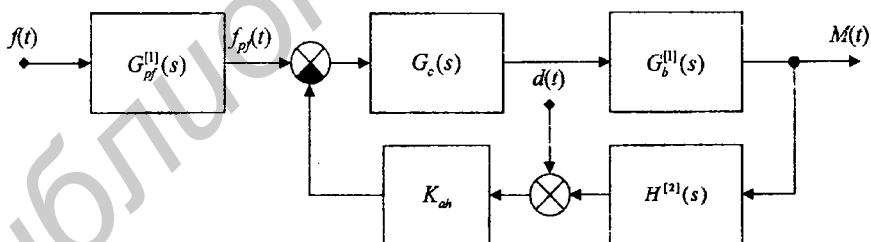
и первого порядка с параметрами K_d , T , которая соответствует целевой модели синтезируемой замкнутой системы без предшествующего фильтра:

$$T_d^{[1]}(s) = \frac{K_d}{Ts + 1}; \quad (4)$$

значение параметра T при этом должно быть в пределах от 1,65 до 2,15 с;

— коэффициент усиления разомкнутого контура K_o , не менее 300.

Структура синтезируемой замкнутой системы была определена (рисунок 4).



$d(t), f(t), f_{pf}(t), M(t)$ — функции времени, представляющие возмущающее воздействие, задающее воздействие, задающее воздействие на прямом входе блока суммирования, выходную переменную соответственно; $G_b^{[1]}(s), H^{[2]}(s)$ — номинальные модели объекта управления и датчика соответственно; $G_c(s), G_{pf}^{[1]}(s)$ — модели регулятора и предшествующего фильтра соответственно; K_{oh} — коэффициент усиления усилителя сигнала датчика

Рисунок 4 — Структурная схема синтезируемой замкнутой системы с номинальным объектом/ датчиком

Были приняты: $63,66 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{В}$ для K_d , $1,7 \text{ с}$ для T , $495,3$ для K_{ol} .

Коэффициент усиления усилителя сигнала датчика K_{ah} зависит от K_d , K_{ol} и значения параметра модели датчика момента K_h (глава 1); в данном случае рассчитанное значение K_{ah} составляет 1104.

Т. о., вид передаточной функции разомкнутого контура $G_{do}(s)$, соответствующей целевой модели $T_d^{(1)}(s)$ (4), может быть определен.

В результате произведенного автоматизированного расчета стабилизирующего регулятора с целью достижения наилучшего приближения передаточной функции разомкнутого контура $G_o(s)$ к требуемой $G_{do}(s)$ был получен регулятор с моделью в виде передаточной функции 17-го порядка, который обеспечивает согласование АЧХ, соответствующих $G_o(s)$ и $G_{do}(s)$, с погрешностью, не превышающей 3,6 % в диапазоне частот, существенных для целей синтеза.

Недостатком полученного регулятора является сложность реализации.

Анализ значимости порядков полученной модели регулятора для устойчивости синтезируемой замкнутой системы позволил установить, что порядки выше второго в данном аспекте являются незначительными. Была произведена аппроксимация передаточной функции регулятора 17-го порядка соответствующими моделями третьего, четвертого и пятого порядков.

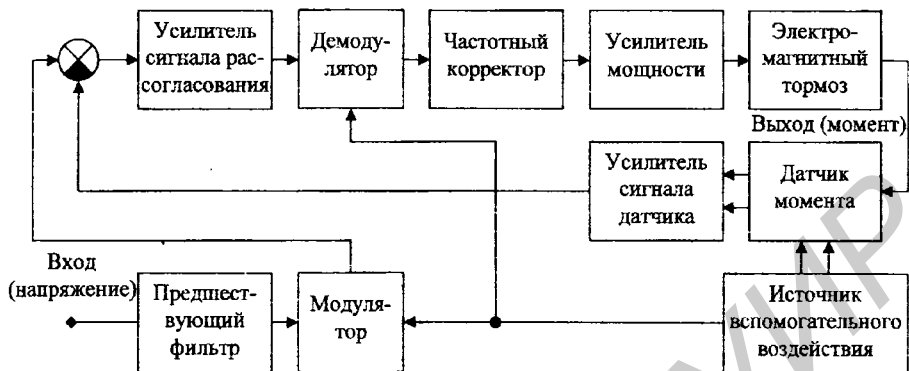
В результате выполненного имитационного моделирования синтезируемой замкнутой системы с возмущенным объектом с редуцированными моделями регулятора было установлено, что наиболее простая модель последнего, при которой требования к указанной замкнутой системе удовлетворяются полностью, имеет вид передаточной функции третьего порядка.

Проведенный анализ позволил установить, что для синтезируемой замкнутой системы коэффициент температурного дрейфа выхода усилителя сигнала датчика α_{ET} , приведенный к его входу, не должен превышать $4,5 \cdot 10^{-8} \text{ В}/^\circ\text{C}$.

С целью удовлетворить указанному условию был предложен способ ее (замкнутой системы) реализации, особенностью которого является применение в контуре регулирования преобразования (модуляция-демодуляция) сигнала с основным усилением на переменном токе, в измененном виде: с использованием частотозависимой части регулятора для подавления побочных продуктов преобразования (рисунок 5). Частотозависимую часть регулятора здесь (рисунок 5) представляет частотный корректор; другими элементами регулятора являются усилитель сигнала рассогласования и усилитель мощности.

Преимуществами предложенного способа являются:

- минимальный коэффициент усиления цепи постоянного тока;
- отсутствие необходимости включения в контур регулирования дополнительного фильтра нижних частот для подавления побочных продуктов преобразования.



Предшествующий фильтр — элемент цепи задающего воздействия; частотный корректор, усилитель мощности, электромагнитный тормоз — элементы цепи постоянного тока; усилитель сигнала датчика, усилитель сигнала рассогласования — элементы цепи переменного тока; модулятор, демодулятор, датчик момента — элементы, в которых производится преобразование сигнала; источник вспомогательного воздействия — источник гармонического вспомогательного воздействия

Рисунок 5 — Замкнутая система регулирования тормозного момента с преобразованием сигнала

Проведенный анализ показал, что на качество регулирования в рассматриваемой замкнутой системе (рисунок 5) существенное влияние оказывает ограничение сигнала, происходящее на выходе усилителя сигнала рассогласования из-за конечности напряжения питания последнего.

В результате исследования указанного нелинейного режима (включая имитационное моделирование) был установлен характер зависимостей:

- запасов устойчивости замкнутой системы от степени ограничения сигнала рассогласования;

- параметров переходной функции замкнутой системы, включая время установления к уровню 5 % и максимальную скорость изменения, от коэффициента усиления усилителя сигнала рассогласования.

Третья глава посвящена системе стабилизации ЧСС человека с использованием велоэргометра в качестве устройства, задающего нагрузку (рисунок 6). Наличие биообъекта в контуре регулирования является главной особенностью указанной замкнутой системы.

Произведенный поиск позволил получить необходимую информацию о существующих моделях реакции ЧСС человека на физическую нагрузку, осуществляемую посредством вращения вала с преодолением усилия торможения.

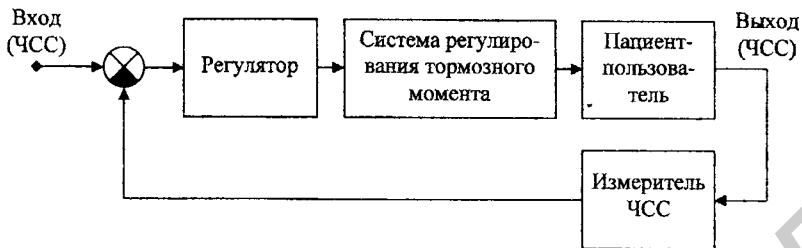


Рисунок 6 — Система стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра

Адекватными признаны следующие модели, линейные и стационарные:

- модель установившегося режима Ю. Мизуо и соавт. для нетренированных мужчин в виде функции времени, представляющей ЧСС испытуемого;
- модель динамики О. Вигерца, полученная методом частотных характеристик, в виде передаточной функции второго порядка с запаздыванием со значениями параметров, определенными для 11 тренированных мужчин;
- модель динамики Н. Тидта и соавт., полученная методом частотных характеристик, в виде передаточной функции третьего порядка со значениями параметров, определенными как средние для каждой из следующих групп испытуемых: 11 тренированных мужчин, восемь нетренированных мужчин, три нетренированные женщины;
- модель динамики Ю. Фуджихары и соавт., полученная методами переходной и импульсной характеристик, в виде передаточной функции третьего порядка с двумя запаздываниями со значениями параметров, определенными для четырех мужчин и одной женщины, нетренированных.

Проведенный анализ существующих моделей динамики позволил сформировать референсную группу, которая послужила базой для создания соответствующей обобщенной модели. Последняя была сформирована автоматизированным способом в виде передаточной функции $G_p(s)$, содержащей неструктурированную неопределенность:

$$G_p(s) = G_{p(0)}(s) \cdot [1 + W(s) \cdot \Delta_p(s)], \quad (5)$$

где $G_{p(0)}(s)$ — номинальная модель объекта управления;

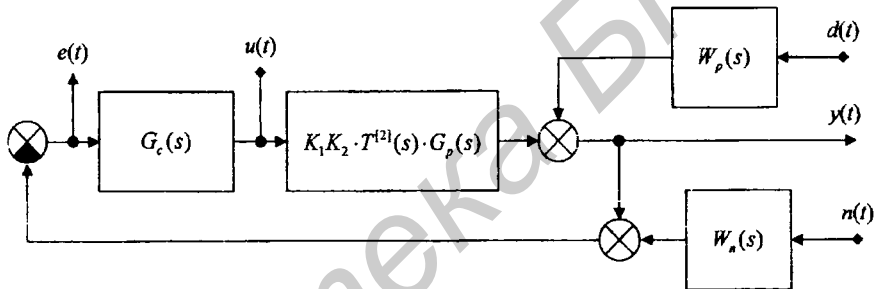
$W(s)$ — взвешивающая функция, определяющая допустимую границу относительного возмущения номинальной модели объекта управления;

$\Delta_p(s)$ — взвешенное относительное возмущение номинальной модели объекта управления, удовлетворяющее условию единичной нормировки.

В качестве номинальной модели объекта управления была принята передаточная функция из набора моделей референсной группы, которой соответствует наименьшая в пространстве H_2 норма взвешивающей функции $W(s)$.

Были сформулированы требования к синтезируемой замкнутой системе с возмущенным объектом: к запасам устойчивости, к чувствительности, к виду переходного процесса. АЧХ подавления неустойчивости ЧСС пациента-пользователя на выходе замкнутой системы и АЧХ функции чувствительности в данном случае совпадают; последняя является, т. о., важнейшей характеристикой качества процесса регулирования. Очевидно, все указанные требования должны выполняться для любой передаточной функции из бесконечного набора моделей, который описывается выражением (5).

Структура синтезируемой замкнутой системы была определена (рисунок 7).



$d(t)$, $e(t)$, $n(t)$, $u(t)$, $y(t)$ — функции времени, представляющие аддитивное возмущающее воздействие, ошибку замкнутой системы, возмущение выхода датчика, сигнал управления, выход замкнутой системы соответственно; $G_c(s)$, $G_p(s)$, $T^{(2)}(s)$ — модели регулятора (подлежит определению), объекта управления (5) и системы регулирования тормозного момента (глава 2) соответственно; $W_n(s)$, $W_p(s)$ — взвешивающие функции, служащие для задания ограничений на частотные характеристики замкнутой системы и функции чувствительности соответственно; K_1 , K_2 — коэффициенты усиления, представляющие преобразование ЧСС в напряжение и преобразование тормозного момента в нагрузочную мощность соответственно

Рисунок 7 — Структурная схема синтезируемой замкнутой системы

Были приняты: $1,425 \cdot 10^{-2}$ В·мин/уд для K_1 , 2π Вт/Н·м для K_2 ; последнее соответствует частоте вращения вала 60 об/мин.

В структурной схеме (рисунок 7) посредством выбора вида взвешивающей функции $W_n(s)$ накладываются ограничения на АЧХ регулятора. Взвешивающая функция $W_p(s)$ определяет вид граничной функции робастной чувствительности $S_{уд}^{(2)}(s)$; в данном случае $W_p(s)$ была выбрана такой, чтобы $S_{уд}^{(2)}(s)$ имела вид передаточной функции второго порядка:

$$S_{yd}^{[2]}(s) = K_{yd} \cdot \frac{(T_{n1}s + 1)^2}{(T_{d1}s + 1)^2}, \quad (6)$$

где $K_{yd} = 0,03$;

T_{d1} и T_{n1} — постоянные времени, подлежащие определению в процессе итерационного расчета регулятора.

В результате произведенного автоматизированного расчета стабилизирующего регулятора с целью достижения требуемого вида функции чувствительности синтезируемой замкнутой системы с возмущенным объектом (5) был получен регулятор с моделью в виде передаточной функции 23-го порядка, который обеспечивает замкнутой системе показатель робастного качества 1,17 при постоянных времени T_{n1} и T_{d1} , равных 1500 и 245 с соответственно; указанный показатель в диапазоне от 1,0 до 1,2 означает, что цель синтеза достигнута.

Недостатком полученного регулятора является сложность реализации.

Анализ значимости порядков полученной модели регулятора для устойчивости синтезируемой замкнутой системы позволил установить, что порядки выше третьего в данном аспекте являются незначимыми. Была произведена аппроксимация передаточной функции регулятора 23-го порядка соответствующими моделями четвертого, пятого и шестого порядков.

В результате выполненного имитационного моделирования синтезируемой замкнутой системы с редуцированными моделями регулятора для каждой модели динамики из набора референсной группы было установлено, что наиболее простая модель регулятора, при которой требования к указанной замкнутой системе удовлетворяются полностью, имеет вид передаточной функции пятого порядка. Указанная редуцированная модель после преобразования ее в дискретную форму послужила основой для создания цифрового регулятора — элемента соответствующей установки для экспериментального исследования замкнутой системы (рисунок 6). Последняя разработана (в рамках настоящего исследования) на базе программируемого логического контроллера и промышленной операторской панели и выполняет следующие основные функции:

- непрерывное в режиме реального времени (по прерыванию) измерение ЧСС пациента-пользователя велоэргометра с последующей передачей измеренного значения на внешнюю ПЭВМ для отображения и документирования;
- ввод и запоминание требуемого значения ЧСС («уставка») и максимального предельного значения нагрузочной мощности;
- непрерывный расчет сигнала ошибки, формирование цифровой управляющей последовательности и преобразование ее в аналоговую форму с последующей передачей на вход велоэргометра.

Цифровой регулятор представляет собой параллельное соединение двух каналов, дискретные передаточные функции которых:

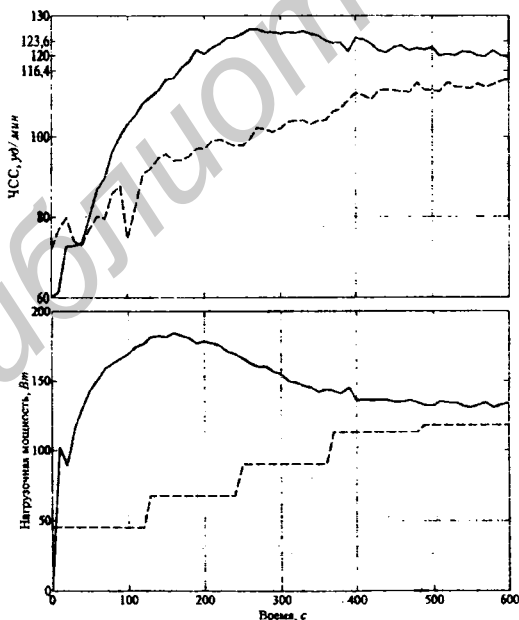
$$D_{e1}^{(3)}(z) = 3,7858 \cdot \frac{0,021379 \cdot (z+1)}{z - 0,9980409} \cdot \frac{1,001851 \cdot (z^2 - 1,987625z + 0,9876577)}{z^2 - 1,991302z + 0,9913407}; \quad (7)$$

$$D_{e2}^{(2)}(z) = 3,7858 \cdot \frac{0,0483287 \cdot (z^2 + 0,0258807z - 0,9741193)}{z^2 - 1,901073z + 0,915193}, \quad (8)$$

получены посредством билинейного преобразования при частотах дискретизации соответственно 0,1 и 10 Гц. Указанная (двухканальная, с различными частотами дискретизации в каналах) структура цифрового регулятора обеспечивает его соответствие аналоговому прототипу при 32-х битном представлении коэффициентов дискретной передаточной функции в контроллере.

Эксперимент проводился на кафедре физиологии человека и животных Гомельского государственного университета им. Ф. Скорины. В нем принимали участие 10 человек обоих полов в возрасте от 20 до 47 лет, отобранных случайным образом. Типовой результат эксперимента представлен на рисунке 8.

Анализ результатов эксперимента показал, что введение робастного регулятора вместо порогового позволило уменьшить интеграл квадратичной ошибки исследуемой замкнутой системы в среднем по ансамблю в 2,53 раза.



сплошная линия — с полученным робастным регулятором, штрих-пунктирная линия — с пороговым регулятором велоэргометра М32-В1
Рисунок 8 — Экспериментально полученная переходная функция замкнутой системы (рисунок 6) для участника К_В.В. при уставке 120 уд/мин

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные научные результаты диссертации:

1) впервые получена (в результате идентификации) математическая модель нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением, в виде произведения двух передаточных функций: первого порядка с параметрической неопределенностью, которая соответствует электромагнитному тормозу, и второго порядка, которая соответствует датчику момента; параметрическая неопределенность соответствует изменению создаваемого электромагнитным тормозом момента при работе с нагрузочной мощностью, близкой к максимальной. Указанная модель нагрузочного устройства предназначена для использования в качестве модели объекта управления замкнутой системы. При проведении идентификации использовалась специально разработанная экспериментальная установка [2–А; 8–А];

2) впервые в отечественной практике разработан стабилизирующий регулятор для замкнутой системы регулирования тормозного момента, обеспечивающий указанной замкнутой системе соответствие действующим рекомендациям Международной организации законодательной метрологии для велоэргометров, предназначенных для использования в медицине; порядок передаточной функции регулятора — три. При автоматизированном синтезе указанного регулятора был использован «метод формирования передаточной функции разомкнутого контура», обеспечивающий оптимальное соответствие точностных и динамических параметров синтезируемой замкнутой системы требуемым. При реализации указанной замкнутой системы для достижения требуемой точности в установившемся режиме было предложено ввести в контур регулирования преобразование (модуляция-демодуляция) сигнала с основным усилением на переменном токе, в измененном виде: с использованием частотозависимой части регулятора для подавления побочных продуктов преобразования. При анализе устойчивости замкнутой системы, содержащей в контуре регулирования сложную нелинейность вида «модуляция–ограничение–демодуляция», был применен метод гармонической линеаризации [3–А; 4–А; 5–А; 6–А];

3) впервые предложена обобщенная (полученная из нескольких разнородных моделей) модель реакции ЧСС человека на физическую нагрузку, осуществляемую посредством вращения вала с преодолением усилия торможения, в виде передаточной функции с неструктурированной неопределенностью; неопределенность соответствует вариабельности моделируемого биообъекта. Указанная обобщенная модель предназначена для использования в качестве модели объекта управления замкнутой системы [7–А];

4) впервые разработан робастный стабилизирующий регулятор для замкнутой системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра; поря-

док передаточной функции регулятора — пять. Указанный регулятор обеспечивает более высокое качество регулирования ЧСС в замкнутой системе, чем пороговый регулятор, используемый в существующих велоэргометрах [7–А];

5) рассмотрены основные варианты построения систем стабилизации ЧСС пациента-пользователя на базе велоэргометра М32-В1: с измерителем ЧСС, с ПЭВМ в контуре регулирования. Отличительной особенностью последней замкнутой системы является применение в ней электродной системы с принудительно создаваемым разряджением воздуха [1–А; 9–А; 10–А; 11–А].

Рекомендации по практическому использованию результатов:

1) результаты идентификации нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением были использованы при разработке нового изделия, относящегося к средствам измерений медицинского назначения — велоэргометра М32-В1 ТУ РБ 14442919.014–99, который производится серийно и используется в лечебно-профилактических и санаторно-курортных учреждениях Республики Беларусь. Внедрение подтверждено соответствующим Актом;

2) результаты исследования системы регулирования тормозного момента велоэргометра, включая стабилизирующий регулятор и предложенный способ реализации системы, могут быть использованы при модернизации велоэргометра М32-В1 с целью обеспечения его соответствия действующим рекомендациям Международной организации законодательной метрологии для велоэргометров, предназначенных для использования в медицине, что сделает указанное изделие конкурентоспособным на международном рынке;

3) результаты исследования системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра, включая робастный стабилизирующий регулятор, могут быть использованы при модернизации серийно производимых изделий: велоэргометра М32-В1, системы электрокардиоизмерительной для реабилитации и диагностики М32-К2 УНИСЕТ ТУ ВУ 400068368.012–2005, а также при создании или модернизации других велоэргометров и электрокардиоизмерительных систем. Перспективность полученных результатов для практического использования подтверждена соответствующей Справкой;

4) результаты экспериментального исследования системы стабилизации ЧСС пациента-пользователя велоэргометра с робастным стабилизирующим регулятором, разработанным в рамках настоящего исследования, используются в лабораторном практикуме при изучении курса «Физиология человека» на биологическом факультете Гомельского государственного университета им. Ф. Скорины. Внедрение в учебный процесс подтверждено соответствующим Актом.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ СОИСКАТЕЛЯ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи в рецензируемых научных изданиях:

1–А. *Степанчик, Ю.А.* Применение электродно-вакуумной системы М32-ЭВС1 в нагрузочной электрокардиографии / *Ю.А. Степанчик, В.М. Альхимович, В.В. Кикинёв* // Мед. панорама. — 2002. — № 6(21). — С. 42–43.

2–А. *Забеньков, И.И.* Исследование передаточной функции нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитной системой торможения / *И.И. Забеньков, В.В. Кикинёв, Д.А. Еньков* // Докл. Белорус. гос. ун-та информатики и радиоэлектроники. — 2003. — № 3(1). — С. 5–11. — ISSN 1729-7648.

3–А. *Кикинёв, В.В.* Применение метода гармонической линеаризации для анализа систем автоматического управления с преобразованием сигнала в контуре регулирования / *В.В. Кикинёв* // Вестн. Белорус. гос. ун-та трансп. : наука и трансп. — 2004. — № 1(8). — С. 15–17.

4–А. *Забеньков, И.И.* Гармоническая линеаризация сложной нелинейности, содержащей ограничение / *И.И. Забеньков, В.В. Кикинёв* // Вестн. Гомельского гос. тех. ун-та им. П.О. Сухого. — 2005. — № 4(23). — С. 91–98.

5–А. *Кикинёв, В.В.* Система регулирования тормозного момента велоэргометра с электромагнитным нагружением / *В.В. Кикинёв* // Мед. техника. — 2007. — № 3. — С. 23–26. — ISSN 0025-8075. — Пер. на англ. яз. : An automatic torque control system for a bicycle ergometer equipped with an eddy current brake / *V.V. Kikiniov* // Biomedical Engineering. 2007. Vol. 41(3). P. 119–121. — ISSN 0006-3398 (Print). — ISSN 1573-8256 (Online).

6–А. *Кикинёв, В.В.* Применение метода формирования передаточной функции разомкнутого контура при автоматизированном синтезе регуляторов систем автоматического регулирования / *В.В. Кикинёв* // Вестн. Белорус. гос. ун-та трансп. : наука и трансп. — 2008. — № 1(16). — С. 121–125.

7–А. *Кикинёв, В.В.* Система стабилизации частоты сердечных сокращений пациента при тренировке на велоэргометре / *В.В. Кикинёв* // Мед. техника. — 2008. — № 6. — С. 15–18. — ISSN 0025-8075. — Пер. на англ. яз. : System for heart rate stabilization during veloergometric exercise / *V.V. Kikiniov* // Biomedical Engineering. 2008. Vol. 42(6). P. 289–292. — ISSN 0006-3398 (Print). — ISSN 1573-8256 (Online).

Статьи в научно-технических сборниках:

8–А. *Кикинёв, В.В.* Об опыте создания специализированных измерительных стендов в Гомельском республиканском научно-исследовательском предприятии «Луч» / *В.В. Кикинёв* // Информ. бюл. Некоммер. партнерства «Международ. об-ние разработчиков, производителей и пользователей мед. техники (IAMT)». — 2002. — № 14. — С. 9–13.

Материалы докладов, представленных на научных конференциях:

9–А. *Кикинёв, В.В.* Применение электродно-вакуумной системы для повышения помехоустойчивости системы «пациент–электрокардиограф» / *В.В. Кикинёв* // *Медэлектроника-2002. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии* : тр. Междунар. науч.-тех. конф. (Минск, 20–21 нояб. 2002 г.). — Минск : Н.Б. Киреев, 2002. — С. 192–194.

10–А. *Кикинёв, В.В.* Система стабилизации частоты сердечных сокращений пациента на базе велоэргометра М32-В1. В 2 ч. Ч. I / *В.В. Кикинёв* // *Медэлектроника-2006. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии* : сб. науч. ст. IV Междунар. науч.-тех. конф. (Минск, 2–13 дек. 2006 г.). — Минск : БГУИР, 2006. — С. 316–318.

11–А. *Кикинёв, В.В.* Система стабилизации частоты сердечных сокращений пациента на базе велоэргометра М32-В1. В 2 ч. Ч. II / *В.В. Кикинёв* // *Медэлектроника-2006. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии* : сб. науч. ст. IV Междунар. науч.-тех. конф. (Минск, 2–13 дек. 2006 г.). — Минск : БГУИР, 2006. — С. 318–320.

Депонированные отчеты о НИР:

12–А. Разработка и освоение серийного производства автоматизированного велоэргометрического комплекса для проведения стресс-тестов в электрокардиографии : отчет о НИР (заключ.) / Респ. науч.-исслед. унитар. предприятие «Луч» ; рук. *Кикинёв В.В.* ; исполн.: *Шуляк М.И., Репин В.Н.* — Гомель, 2003. — 63 с. — Библиогр.: с. 49. — № ГР 20001538. — Деп. в Белорус. ин-те систем. анализа и информац. обеспечения науч.-тех. сферы 9.04.2003, № Д200323 // Реф. сб. непубл. работ : отчеты НИР, ОКР, ОТР, деп. науч. рукоп. — 2003. — № 1(27) — С. 96.

13–А. Разработка и изготовление многоразовых электродов для электрокардиографии и импеданскардиографии, электродновакуумной системы и универсального кабеля отведений для электрокардиографии : отчет о НИР / Респ. науч.-исслед. унитар. предприятие «Луч» ; рук. *Кикинёв В.В.* ; исполн.: *Шуляк М.И., Репин В.Н., Ребенок Г.В., Лелекина Н.Г.* — Гомель, 2003. — 20 с. — № ГР 19993453. — Библиогр.: с. 18. — Деп. в Белорус. ин-те систем. анализа и информац. обеспечения науч.-тех. сферы 9.04.2003, № Д200324 // Реф. сб. непубл. работ : отчеты НИР, ОКР, ОТР, деп. науч. рукоп. — 2003. — № 1(27). — С. 97.

14–А. Разработка и изготовление программно-метрологического стенда для аттестации электрокардиографов : отчет о НИР / Респ. науч.-исслед. унитар. предприятие «Луч» ; рук. *Кикинёв В.В.* ; исполн. *Шуляк М.И.* — Гомель, 2003. — 15 с. — Библиогр.: с. 15. — № ГР 19971834. — Деп. в Белорус. ин-те систем. анализа и информац. обеспечения науч.-тех. сферы 9.04.2003,

№ Д200325 // Реф. сб. непубл. работ : отчеты НИР, ОКР, ОТР, деп. науч. рукоп. — 2003. — № 1(27). — С. 97.

15-А. Разработка и изготовление программируемого велоэргометра для проведения функциональных нагрузочных проб и восстановительного лечения : отчет о НИР / Респ. науч.-исслед. унитар. предприятие «Луч» ; рук. *Кикин В.В.* ; исполн. *Ретин В.Н.* — Гомель, 2003. — 16 с. — Библиогр.: с. 16. — № ГР 19973366. — Деп. в Белорус. ин-те систем. анализа и информац. обеспечения науч.-тех. сферы 9.04.2003, № Д200326 // Реф. сб. непубл. работ : отчеты НИР, ОКР, ОТР, деп. науч. рукоп. — 2003. — № 1(27). — С. 98.



РЭЗІЮМЭ

Кікінёў Уладзімір Уладзіміравіч

Сістэма стабілізацыі частаты сардэчных скарачэнняў пацыента для нагрузачных працэдур у кардыялогіі на базе велаэргаметра

Ключавыя словы: матэматычная мадэль, ідэнтыфікацыя, рэгулятар замкнёнай сістэмы, сістэма задання нагрузкі велаэргаметра, замкнёная сістэма з біааб'ектам у контуры рэгулявання.

Мэтай работы з'яўляецца сінтэз адной з асноўных сістэм выраба, які адносіцца да сродкаў вымярэнняў медыцынскага прызначэння — велаэргаметра для нагрузачных працэдур у кардыялогіі.

Аб'ект даследавання ўяўляе замкнёная сістэма стабілізацыі частаты сардэчных скарачэнняў пацыента-карыстача велаэргаметра; яе адметнай асаблівасцю з'яўляецца наяўнасць біааб'екта ў контуры рэгулявання. У склад доследнай сістэмы ўваходзіць таксама замкнёная сістэма рэгулявання тармазнага моманту з электрамагнітнай нагрузачнай прыладай

Прадмет даследавання складаюць асноўныя заканамернасці, ляжальны ў аснове функцыянавання паказаных замкнёных сістэм і іх складовых частак і прадстаўленыя ў выглядзе матэматычных мадэляў.

Атрыманая ў выніку ідэнтыфікацыі мадэль нагрузачнай прылады велаэргаметра з электрамагнітным нагружаннем, у выглядзе твора двух перадаткавых функцый: першага парадку з параметрычнай нявызначанасцю, якая адпавядае электрамагнітнаму тормаза, і другога парадку, якая адпавядае датчыку моманту; параметрычная нявызначанасць адпавядае змене ствараемага электрамагнітным тормазам моманту пры працы з нагрузачнай магутнасцю, блізкай да максімальнай.

Прапанаваная абагульненая мадэль рэакцыі частаты сардэчных скарачэнняў чалавека на фізічную нагрузку, якая ажыццяўляецца пасродкам кручэння вала з пераадоленнем высылка тармажэння, у выглядзе перадаткавай функцыі з неструктураванай нявызначанасцю, атрыманая з некалькіх разнастайных мадэляў; нявызначанасць адпавядае варыябельнасці адпаведнага біааб'екта.

Атрыманы ў выніку сінтэзу рабасны стабілізуючы рэгулятар для замкнёнай сістэмы стабілізацыі частаты сардэчных скарачэнняў пацыента-карыстача велаэргаметра, з мадэллю ў выглядзе перадаткавай функцыі пятага парадку. Паказаны рэгулятар забяспечвае больш высокую якасць рэгулявання ў замкнёнай сістэме, чым парогавы рэгулятар, выкарыстоўваны ў наяўных велаэргаметрах.

РЕЗЮМЕ

Кикинев Владимир Владимирович
Система стабилизации частоты сердечных сокращений
пациента-пользователя для нагрузочных процедур в кардиологии
на базе велоэргометра

Ключевые слова: математическая модель, идентификация, регулятор замкнутой системы, система задания нагрузки велоэргометра, замкнутая система с биообъектом в контуре регулирования.

Целью работы является синтез одной из основных систем изделия, относящегося к средствам измерений медицинского назначения — велоэргометра для нагрузочных процедур в кардиологии.

Объект исследования представляет замкнутая система стабилизации частоты сердечных сокращений пациента-пользователя велоэргометра; ее отличительной особенностью является наличие биообъекта в контуре регулирования. В состав исследуемой системы входит также замкнутая система регулирования тормозного момента с электромагнитным нагрузочным устройством.

Предмет исследования составляют основные закономерности, лежащие в основе функционирования указанных замкнутых систем и их составных частей и представленные в виде математических моделей.

Получена в результате идентификации модель нагрузочного устройства велоэргометра с электромагнитным нагружением, в виде произведения двух передаточных функций: первого порядка с параметрической неопределенностью, которая соответствует электромагнитному тормозу, и второго порядка, которая соответствует датчику момента; параметрическая неопределенность соответствует изменению создаваемого электромагнитным тормозом момента при работе с нагрузочной мощностью, близкой к максимальной.

Предложена обобщенная модель реакции частоты сердечных сокращений человека на физическую нагрузку, осуществляемую посредством вращения вала с преодолением усилия торможения, в виде передаточной функции с неструктурированной неопределенностью, полученная из нескольких разнородных моделей; неопределенность соответствует вариабельности моделируемого биообъекта.

Получен в результате синтеза робастный стабилизирующий регулятор для замкнутой системы стабилизации частоты сердечных сокращений пациента-пользователя велоэргометра, с моделью в виде передаточной функции пятого порядка. Указанный регулятор обеспечивает более высокое качество регулирования в замкнутой системе, чем пороговый регулятор, используемый в существующих велоэргометрах.

SUMMARY

Vladimir Kickinyov

Ergometer for foot crank work based closed-loop human heart rate regulating system for physical stressing of the patients in the cardiology field

Keywords: mathematical model, identification, feedback system controller device, system for physical stressing of the patients, bicycle ergometer based closed-loop human heart rate regulating system.

Synthesis of a basic system for the medical apparatus which corresponds to the class of measuring instruments is **the Objective**.

A bicycle ergometer based closed-loop human heart rate regulating system represents **the Object of the Research**. Presence of a biological system in-loop is its character. An automatic torque control system of the bicycle ergometer equipped with an eddy current brake is another main part of the said regulating system.

Basic rules essential for the functioning of the said feedback systems and their elements, represented in the form of mathematical models are **the Subject of the Research**.

A bicycle ergometer loading device model was obtained as the result of the identification procedure. The model is in the form of product of two transfer functions: first-order with parametric uncertainty corresponding to the eddy current brake and second-order corresponding to the torque sensor. The parametric uncertainty corresponds to variation of the torque produced by the eddy current brake being loaded to the limit.

A model of human heart rate response to leg exercise by means of braking force negotiation during pedaling was suggested. The model is in the form of transfer function with unstructured uncertainty. It was obtained by combination of two heterogeneous models. The unstructured uncertainty corresponds to variability of the appropriate biological system.

A robust stabilizing controller (μ -controller) for the bicycle ergometer based closed-loop human heart rate regulating system was obtained as the result of synthesis. The controller model is in the form of a fifth-order transfer function. The obtained robust controller provides better performance for the feedback system than a primitive controller (of on-off class) widely used in the bicycle ergometers at present.

Научное издание

КИКИНЁВ
Владимир Владимирович

**СИСТЕМА СТАБИЛИЗАЦИИ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ
ПАЦИЕНТА-ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ НАГРУЗОЧНЫХ ПРОЦЕДУР В
КАРДИОЛОГИИ НА БАЗЕ ВЕЛОЭРГОМЕТРА**

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук
по специальности 05.11.17 — «Приборы, системы и изделия медицинского
назначения»

Подписано в печать 10.01.2011.	Формат 60x84 ¹ / ₁₆ .	Бумага офсетная.
Гарнитура «Таймс».	Отпечатано на ризографе.	Усл. печ. л. 1,63.
Уч.-изд. л. 1,4.	Тираж 60 экз.	Заказ 9.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»
ЛИ №02330/0494371 от 16.03.2009. ЛП №02330/0494175 от 03.04.2009.
220013, Минск, П. Бровка, 6.