

КИБЕРНЕТИКА И ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА

CYBERNETICS AND COMPUTER ENGINEERING

Выпуск 184

НАУЧНЫЙ ЖУРНАЛ

Основан в 1965 г.

Периодичность: 4 раза в год

КИЕВ 2016

СОДЕРЖАНИЕ

К 90-ЛЕТИЮ СО ДНЯ РОЖДЕНИЯ АКАДЕМИКА В.И. СКУРИХИНА 4

Информатика и информационные технологии

Файнзильберг Л.С., Сорока Т.В. Мобильные приложения для виртуального взаимодействия врача и пациента при дистанционном мониторинге сердечной деятельности 8

Интеллектуальное управление и системы

Вовк М.И., Галян Е.Б. Организация интеллектуального управления движениями кисти для восстановления речи 25

Romanenko V.D., Milyavsky Y.L. Control Method in Cognitive Maps Based on Weights Increments (*Романенко В.Д., Милявский Ю.Л.* Способ управления в когнитивных картах на основе прироста весовых коэффициентов) 44

Медицинская и биологическая кибернетика

Романюк О.А., Коваленко А.С., Козак Л.М. Информационное обеспечение взаимодействия систем инструментального исследования и системы длительного хранения цифровых медицинских изображений в учреждениях здравоохранения 56

Григорян Р.Д., Аксенова Т.В., Дегода А.Г. Моделирование механизмов и гемодинамических эффектов гипертрофии сердца 72

Зленко С.М., Тымчик С.В., Лепёхина А.С. Метод консилиума для оценивания диагностических заключений врача-невролога 84

Авторы номера 94

NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES OF UKRAINE

INTERNATIONAL RESEARCH AND TRAINING CENTER
FOR INFORMATION TECHNOLOGIES AND SYSTEMS

V.M. GLUSHKOV INSTITUTE OF CYBERNETICS

КИБЕРНЕТИКА И ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА

CYBERNETICS AND COMPUTER ENGINEERING

Issue 184

SCIENTIFIC JOURNAL

Founded in 1965

Periodicity: 4 issues per year

KIEV 2016

TABLE OF CONTENTS

TO THE 90TH ANNIVERSARY OF AN ACADEMICIAN VOLODYMYR SKURIHIN..... 4

Informatics and Information Technologies

Fainzilberg L.S., Soroka T.V. Mobile Applications for Virtual Interaction of Physician and Patient During Remote Monitoring of Heart Activity 8

Intellectual Control and Systems

Vovk M.I., Galyan Ye.B. Organization of Intelligent Hand Movements Control to Restore Speech 25

Romanenko V.D., Milyavsky Y.L. Control Method in Cognitive Maps Based on Weights Increments 44

Medical and Biological Cybernetics

Romanyuk O.A., Kovalenko A.S., Kozak L.M. Information Support for Interoperability of Instrumental Diagnostic Systems and Long-Term Storage System of Digital Medical Images in Health Care Institutions 56

Grygoryan R.D., Aksenova T.V., Degoda A.G. Modeling of Mechanisms and Hemodynamic Effects of Heart Hypertrophy 72

Zlepko S.M., Tymchyk S.V., Lepiohina H.S. Consilium Method for Estimating Diagnostic Conclusion of Neurologist 84

Our authors 94

КІБЕРНЕТИКА ТА ОБЧИСЛЮВАЛЬНА ТЕХНІКА

CYBERNETICS AND COMPUTER ENGINEERING

Випуск 184

НАУКОВИЙ ЖУРНАЛ
Заснований у 1965 р.
Періодичність: 4 рази на рік

КИЇВ 2016

ЗМІСТ

ДО 90-РІЧЧЯ З ДНЯ НАРОДЖЕННЯ АКАДЕМІКА В.І. СКУРІХІНА	4
Інформатика та інформаційні технології	
<i>Файнзільберг Л.С., Сорока Т.В.</i> Мобільні додатки для віртуальної взаємодії лікаря та пацієнта при дистанційному моніторингу серцевої діяльності	8
Інтелектуальне керування та системи	
<i>Вовк М.І., Галян Є.Б.</i> Організація інтелектуального керування рухами кисті для відновлення мовлення	25
<i>Романенко В.Д., Мілявський Ю.Л.</i> Спосіб управління в когнітивних картах на основі приростів вагових коефіцієнтів	44
Медична та біологічна кібернетика	
<i>Романюк О.О., Коваленко А.С., Козак Л.М.</i> Інформаційне забезпечення взаємодії систем інструментального дослідження та системи тривалого зберігання цифрових медичних зображень в установах охорони здоров'я	56
<i>Григорян Р.Д., Аксенова Т.В., Дегода А.Г.</i> Моделювання механізмів та гемодинамічних ефектів гіпертрофії серця	72
<i>Злепко С.М., Тимчик С.В., Лепехіна А.С.</i> Метод консиліуму для оцінювання діагностичних висновків лікаря-невролога	84
Інформація про авторів	94

**К 90-ЛЕТИЮ СО ДНЯ РОЖДЕНИЯ
АКАДЕМИКА В.И. СКУРИХИНА**



(1926-2015)

17 апреля 2016 года исполнилось бы 90 лет со дня рождения известного в нашей стране и за рубежом ученого в области отечественной кибернетики и вычислительной техники, системотехники и теории систем, лауреата Государственных премий, академика Национальной академии наук Украины Владимира Ильича Скурихина.

Владимир Ильич до последних дней жизни проработал в подразделениях нынешнего Кибернетического Центра с момента его основания, когда в 1958 г. был избран по конкурсу на должность старшего научного сотрудника Вычислительного центра АН УССР.

Скурихин В.И. был руководителем и ответственным исполнителем пионерских работ по применению вычислительной техники для решения важнейших прикладных задач при построении эффективных автоматизированных систем проектирования, в том числе — деталей корпуса судна на Николаевском судостроительном заводе (система «Авангард»), систем автоматизированного проектирования «Контур» и «Чертеж». Успешный опыт применения этих систем был использован при создании системы автоматизированного проектирования объектов энергетического машиностроения (система «Каштан»), паротурбинных установок АЭС и других важных проектов.

Неоценима роль В.И. Скурихина в создании первой в нашей стране автоматизированной системы управления производственными процессами Львовского телевизионного завода (система «Львов»), которая была удостоена Государственной премии УССР. Благодаря колоссальной работоспособности Владимира Ильича, его умению организовать и довести до конца крайне сложное дело, в кратчайшие сроки была создана система, в которой был реализован ряд принципиально новых для того времени технических и планово-экономических решений.

В 1970 г. В.И. Скурихин успешно защитил докторскую диссертацию, а в 1972 г. ему присвоено звание профессора. С 1972 г. В.И. Скурихин — член-корреспондент, а с 1978 г. действительный член АН УССР. В 1990 г. В.И. Скурихин избран действительным членом Российской академии естественных наук, а в 1993 — почетным профессором Таганрогского государственного радиотехнического университета, где много сил вложил в основание научного направления «Автоматизация систем управления». С 1971 года академик В.И. Скурихин — бессменный председатель Государственной экзаменационной комиссии университета по этой специальности.

Главные научные интересы В.И. Скурихина в последующие годы — разработка и применение средств вычислительной техники для автоматизации различных процессов, широкий круг вопросов динамики производственных систем, принципы управления в целенаправленных и целеустремлённых системах, информационные технологии и их интеграция.

Академик Скурихин был одним из первых исследователей, который выдвинул идею управления техническим объектом на основе обратной модели. Эта идея позже получила существенное развитие в современной теории управления при решении задач обратной динамики. Последние результаты исследований в этом направлении, ориентированные на управление в условиях неопределенности, докладывались на нескольких Всемирных конгрессах по автоматическому управлению под эгидой IFAC.

Поражает многогранность и диапазон научных проблем, которые привлекли внимание В.И. Скурихина. В последние годы он активно поддерживал развитие нового научного направления — интеллектуальные информационные технологии и системы.

Владимир Ильич щедро делился своими знаниями с коллегами и учениками, всегда прислушивался к их мнению и приветствовал все разумные начинания. Внимательным, вдумчивым, доброжелательным отношением он умел прививать своим ученикам любовь к науке и научной деятельности. Этот истинный демократизм научного руководителя позволил многим из его учеников занять достойное место в отечественной науке. Особое внимание В.И. Скурихин уделял подготовке научных кадров, воспитывал высококвалифицированных специалистов, подготовил более 40 кандидатов и 7 докторов наук, которые достойно переняли эстафету научной школы В.И. Скурихина не только в Украине, но и за ее пределами.

Владимир Ильич активно занимался преподавательской деятельностью. Его талант педагога, умение кратко и доходчиво представить сложный лекционный материал до сих пор вспоминают его бывшие студенты. Академик Скурихин В.И. ответственно относился к преподаванию в магистратуре и аспирантуре Международного центра, к работе председателя специализированного совета по защите диссертаций по специальности «информационные технологии».

В.И. Скурихин активный член редколлегии многих научных журналов, первый главный редактор международного научного журнала «Управляющие системы и машины».

Владимир Ильич автор более 250 научных работ, в том числе 12 монографий и 4 учебных пособий, более 30 авторских свидетельств и зарубежных патентов ведущих стран мира (США, Япония, ФРГ и др.)

Вклад В.И. Скурихина в развитие научно-технического прогресса получил высокую оценку. В.И. Скурихин – лауреат Государственных премий СССР и УССР, лауреат премии Совета Министров СССР, лауреат премий НАН Украины имени С.А. Лебедева (1987) и имени В.М. Глушкова (1990), награжден многими орденами и медалями, удостоен почетного звания заслуженного деятеля науки Украины.

Редакция журнала «Кибернетика и вычислительная техника», коллектив Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины всегда будут с особой теплотой помнить видного украинского ученого, академика, учителя, коллегу и прекрасного человека Владимира Ильича Скурихина.

Редколлегия журнала

ACADEMICIAN VOLODYMYR SKURIHIN - 90 YEARS.

April 17, 2016 marked the 90th anniversary of the birth of Vladimir Ilyich Skurikhin - Patriarch of Ukrainian cybernetics and computer science, a scientist in the field of systems engineering and systems theory, State Prize winner, academician of the National Academy of Sciences of Ukraine.

The main scientific interests of V.I. Skurikhin are the development and application of computer technology for the automation of various processes, a wide range of issues of the production systems dynamics, the principles of management in a focused and purposeful systems, information technologies and their integration.

Academician Skurihin was one of the first researchers who put forward the idea of management of the technical object based on the feedback model. This idea later received a significant development in the modern control theory for solving inverse problems of dynamics. Recent research findings in this area focused on the management under conditions of uncertainty, were reported at several World Congresses of Automatic Control under the auspices of IFAC.

The diversity and range of scientific problems, which attracted the attention of V.I. Skurikhin, are impressive. Last years he actively supported the development of a new scientific field — intelligent information technologies and systems.

Vladimir Ilyich is the author of over than 250 scientific papers, including 12 monographs and 4 textbooks, 30 author's certificates and foreign patents of leading countries (USA, Japan, Germany and others.)

The Editorial Board of the Journal «Cybernetics and Computing Engineering», employees of the International Research and Training Centre for Information Technologies and Systems NAS and MES of Ukraine will always remember with special warmth a prominent Ukrainian scientist, teacher, colleague and a wonderful person Academician Vladimir Ilyich Skurikhin.

The Editorial Board

Информатика и информационные технологии

УДК 681.3.06.14

МОБИЛЬНЫЕ ПРИЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ВРАЧА И ПАЦИЕНТА ПРИ ДИСТАНЦИОННОМ МОНИТОРИНГЕ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Л.С. Файнзильберг¹, Т.В. Сорока²

¹*Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины (г. Киев)*

²*Национальный технический университет Украины «КПИ» (г. Киев)*

Разработана телемедицинская система, реализующая удаленный контроль функционального состояния пациента на основе метода фазаграфии. Дана краткая характеристика мобильных приложений пациента и врача, реализованных в среде Андроид. Предложен оригинальный вычислительный алгоритм автоматической селекции электрокардиограмм с атипичными циклами, которые требуют повышенного внимания врача. Алгоритм основан на оценке близости фазовых траекторий циклов с использованием анализа упорядоченных хаусдорфовых расстояний.

Ключевые слова: клиент-серверная система, фазаграфия, дистанционный мониторинг, атипичные циклы электрокардиограммы.

Розроблено телемедицину систему, яка реалізує віддалений контроль за функціональним станом пацієнта на основі методу фазаграфії. Дано коротку характеристику мобільних додатків пацієнта і лікаря, реалізованих в середовищі Андроїд. Запропоновано оригінальний обчислювальний алгоритм автоматичної селекції електрокардіограм з атипичними циклами, які вимагають підвищеної уваги лікаря. Алгоритм засновано на оцінці близькості фазових траєкторій циклів з використанням аналізу впорядкованих хаусдорфових відстаней.

Ключові слова: клієнт-серверна система, фазаграфія, дистанційний моніторинг, атипові цикли електрокардіограми

ВВЕДЕНИЕ

Болезни сердечно-сосудистой системы по-прежнему лидируют в структуре заболеваемости, оставаясь главной причиной смертности и инвалидности работоспособного населения в развитых странах. Согласно [1], в США только за один год экономические потери от инвалидности и преждевременной смерти кардиологических больных составляют астрономическую сумму — более 160 миллиардов долларов. В Европе ежегодно от сердечно-сосудистых заболеваний умирают около 3 млн. человек, что намного превышает смертность от всех злокачественных

новообразований. Причем 25% умерших от сердечно-сосудистых заболеваний составляют люди в возрасте до 65 лет.

Тревожная ситуация сложилась в Украине: показатель смертности от сердечно-сосудистых заболеваний один из наибольших в мире (около 70 %). В последнее время увеличилось число внезапной сердечной смерти у водителей транспортных средств и операторов, которые управляют другими сложными объектами, что приводит к масштабным авариям. Происходит значительное «омоложение» сердечно-сосудистых заболеваний — внезапно умирают школьники на уроках физкультуры и спортсмены на тренировках и соревнованиях [2].

По наблюдениям клиницистов многие больные даже не знают о наличии нарушений со стороны сердца и далеко не всегда обращаются за медицинской помощью. Отсутствие своевременной и адекватной терапии приводит к возникновению тяжелых осложнений, инвалидности и смерти больного. Приблизительно в половине случаев госпитализация по поводу инфаркта миокарда является первым в жизни контактом больного с кардиологом [3]. Это объясняется как бессимптомным течением ишемической болезни сердца, так и частой недооценкой больными эпизодов дискомфорта в грудной клетке.

Понятно, что кардинально изменить эту ситуацию может только профилактическая медицина [4] и средства цифровой медицины, обеспечивающие постоянный контроль за состоянием пациента. Для этого необходимы удобные, доступные и надежные средства, которые могут выявлять начальные признаки отклонений в работе сердца не только в медицинских учреждениях, но и в домашних условиях.

Электрокардиография до сих пор остается одним из наиболее доступных методов функциональной диагностики в кардиологии. В амбулаторной и клинической практике широко используются цифровые электрокардиографы с встроенными алгоритмами анализа и интерпретации электрокардиограммы (ЭКГ). В то же время известно [5], что компьютерный анализ ЭКГ часто приводят к ошибкам еще на стадии измерения диагностических признаков. Поэтому опытные кардиологи не всегда доверяют компьютерным алгоритмам и часто предпочитают визуальную интерпретацию ЭКГ.

В последнее время все большую известность получают портативные электрокардиографы для домашнего применения. Приближение таких средств непосредственно к пациенту предъявляет еще большие требования к надежности компьютерного алгоритма интерпретации ЭКГ, поскольку пациент, который не имеет специального медицинского образования, не может корректировать ошибочные решения компьютерного алгоритма на основе визуальной оценки ЭКГ.

При персональном использовании регистрация ЭКГ в 12 общепринятых отведениях становится проблематичной, т.к. требует определенной квалификации для правильного расположения электродов. Поэтому для домашнего применения разрабатываются специальные электрокардиографы, в которых используется упрощенный способ регистрации ЭКГ только от одного отведения, например с пальцев рук [6, 7].

Понятно, что одноканальные регистраторы при традиционном способе обработки ЭКГ позволяют контролировать лишь частоту пульса и выявлять угрожающие жизни нарушения ритма сердца, что недостаточно для полноценных профилактических обследований. В то же время привлечение наукоемких информационных технологий, обеспечивающих реализацию новых подходов к анализу тонких изменений сигнала, позволяет получать важную дополнительную диагностическую информацию даже при упрощенном способе регистрации сигнала.

Фазаграфия — одна из таких перспективных технологий, реализованная в отечественном диагностическом комплексе ФАЗАГРАФ[®], который разработан в Международном Центре информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины и выпускается серийно [8].

Цель — дальнейшее развитие метода фазаграфии для построения телемедицинской системы массовых профилактических обследований на основе клиент-серверной архитектуры и реализации мобильных приложений пациента и врача в среде Андроид.

СТРУКТУРА И КОМПОНЕНТЫ ПРЕДЛАГАЕМОЙ СИСТЕМЫ

Главная особенность фазаграфии — переход от ЕКГ-сигнала $z(t)$, который традиционно наблюдается во временной области, к его отображению и обработке на фазовой плоскости с координатами $z(t), \dot{z}(t)$, где $\dot{z}(t)$ — скорость изменения сигнала об электрической активности сердца [9, 10]. Это *принципиально* отличает фазаграфию от аналогичных подходов, основанных на представлении сигнала в псевдофазовом пространстве с координатами $z(t), z(t - \tau)$, где τ — задержка во времени [11].

Именно такое отличие позволило ввести совокупность дополнительных диагностических признаков ЭКГ, основанных на оценке скоростных характеристик процесса [12]: величину разброса фазовых траекторий σ_{QRS} , угол ориентации усредненной фазовой траектории α_{QRS} , параметр симметрии фрагмента реполяризации усредненной фазовой траектории β_T и ряд других признаков (рис. 1).

Поскольку дифференцирование зашумленных функций относится к числу некорректно поставленных математических задач, то для практической реализации фазаграфии привлекаются специальные вычислительные процедуры [13]. Клинические испытания подтвердили, что метод фазаграфии позволяет выявить начальные признаки сердечных патологий даже в тех случаях, когда традиционный анализ ЭКГ в 12-ти общепринятых отведениях оказывается неинформативным [14].

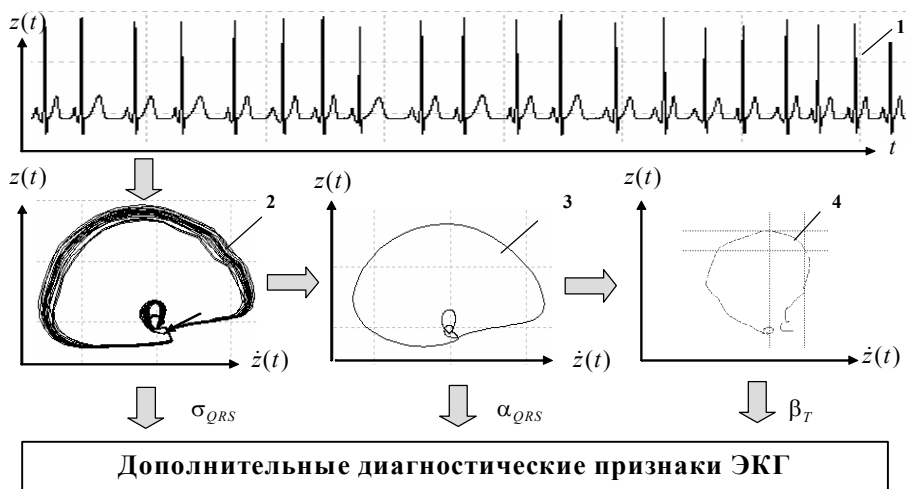


Рис. 1. Основная идея метода фазаграфии

1 — исходная ЭКГ; 2 — ее фазовая траектория; 3 — усредненная фазовая траектория; 4 — фрагмент реполяризации усредненной фазовой траектории

В то же время до сих пор метод фазаграфии, реализованный в диагностическом комплексе ФАЗАГРАФ[®], ориентировался лишь на работу в автономном режиме. Современные средства телекоммуникаций позволяют проводить удаленную обработку цифровых ЭКГ [15], что открывает путь к созданию клиент-серверной системы, обеспечивающей постоянный мониторинг текущего состояния пациентов на основе метода фазаграфии [16]. При этом организуется виртуальное взаимодействие врача и пациента, который может постоянно накапливать данные в домашних условиях для их последующей интерпретации врачом с помощью комплекса ФАЗАГРАФ[®] (рис. 2).

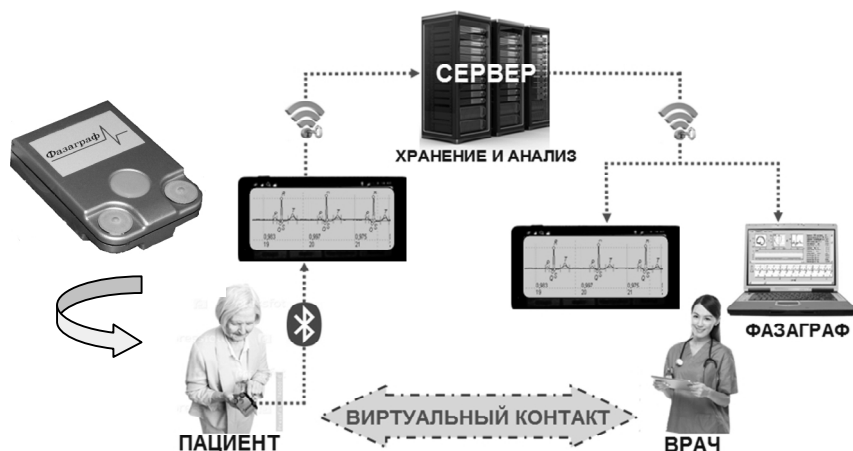


Рис. 2. Клиент-серверная система организации взаимодействия врача и пациента

Кратко рассмотрим особенности построения компонент предлагаемой системы.

Клиентские приложения предназначены для работы на планшете или мобильном телефоне (смартфоне) под управлением ОС Андроид 4.1 или

выше. Разработаны на языке программирования Java версии 7 с использованием Android sdk.

Приложение пациента обеспечивает:

- регистрацию и предварительную обработку одноканальной ЭКГ;
- управление дозированной физической нагрузкой;
- передачу зарегистрированной ЭКГ и сопроводительной информации на сервер для хранения и предварительного анализа.

Для регистрации ЭКГ-сигнала используется портативный датчик с пальцевыми электродами, обеспечивающий передачу цифровых данных через интерфейс Блутуз в мобильное приложение пациента (рис. 3, слева).

С помощью оригинальных вычислительных процедур в реальном масштабе времени обеспечивается удаление дрейфа изоэлектрической линии и фильтрация данных с минимальными искажениями полезного сигнала, а также автоматический поиск *QRS*-комплексов, по которым определяется и отображается на экране смартфона текущая частота сердечных сокращений ЧСС (рис. 3, справа)

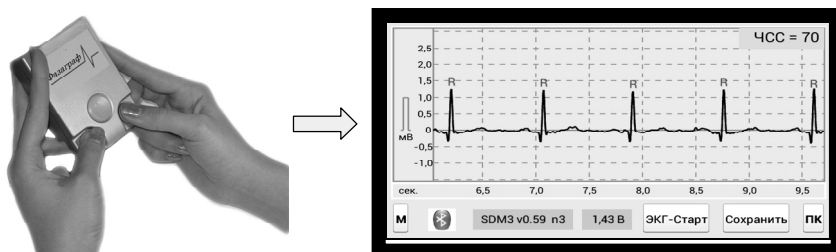


Рис. 3. Регистрация ЭКГ-сигнала с помощью датчика с пальцевыми электродами

Для того чтобы иметь возможность регистрировать ЭКГ не только в покое, но и после физической нагрузки, в приложении реализован модуль, обеспечивающий удобство выполнения заданного числа приседаний за заданное время. Темп приседаний устанавливается по рекомендации врача с учетом возраста и уровня тренированности пациента, которому необходимо выполнить установленный темп приседаний синхронно с виртуальным «инструктором» (рис. 4)

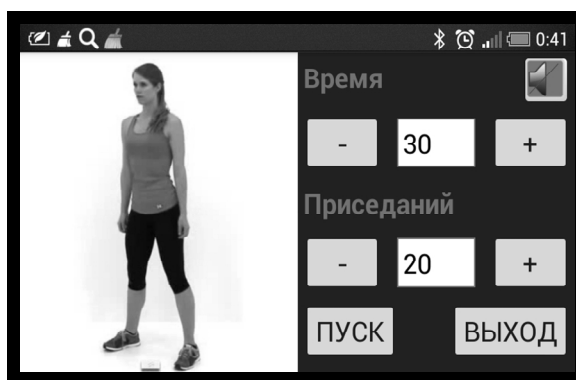


Рис. 4. Окно модуля управления физической нагрузкой

На рис. 5 представлена диаграмма вариантов использования системы в нотациях универсального языка моделирования UML. Пользователями системы (актерами) являются пациент, врач и администратор.

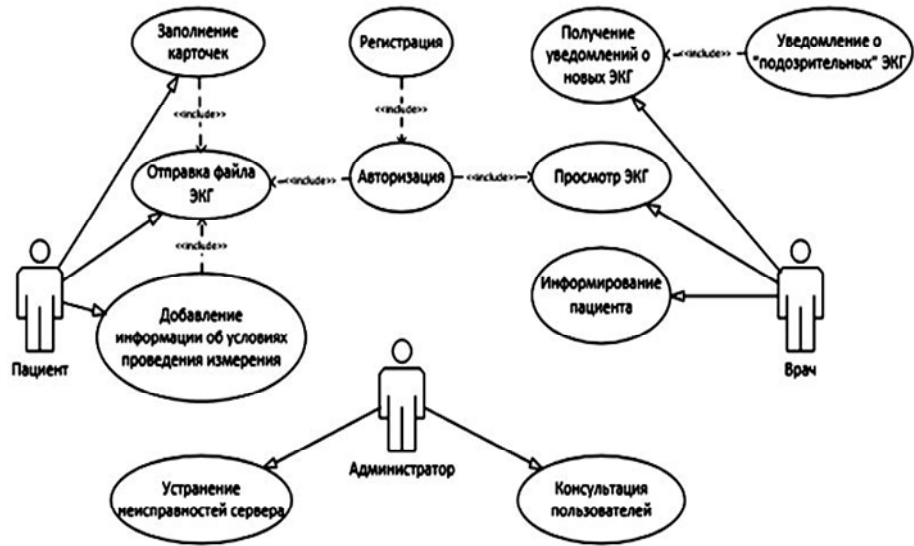


Рис. 5. Укрупненная диаграмма вариантов использования в нотациях языка UML

Для передачи на сервер зарегистрированных ЭКГ в клиентском приложении пациента используется отдельный программный модуль. Перед отправкой файла пациент указывает фамилию врача, которому открыт доступ к его данным.

При разработке клиентских приложений учитывалось то, что пользователи системы (пациент и врач) могут иметь лишь начальные навыки работы с Интернет-технологиями. Поэтому рабочие окна приложений выполнены предельно просто и после однократной регистрации дальнейшая работа с приложениями сводится лишь к интуитивно понятным действиям (рис. 6).

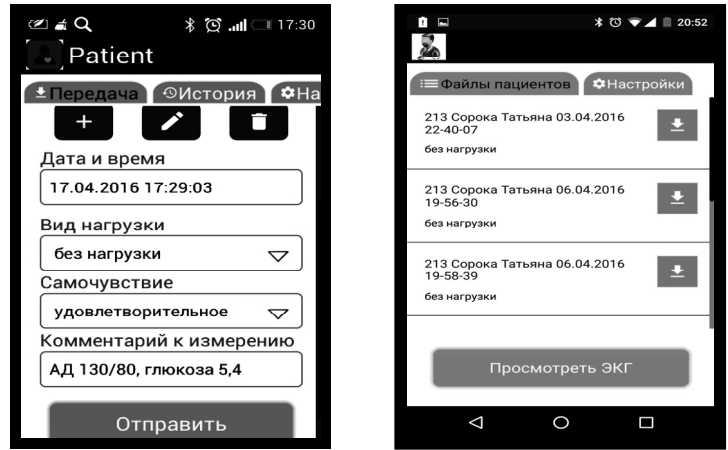


Рис. 6. Окна клиентских приложений пациента (слева) и врача (справа)

Пользователю предоставляется возможность указать субъективную оценку своего состояния (хорошее, удовлетворительное, плохое), отметить условие проведения измерения (без нагрузки или после нагрузки), а также в комментарии указать другую информацию для врача, например, артериальное давление.

Процесс авторизации пользователей и проверка валидности его данных осуществляется только при первом старте приложений (рис. 7). Для этого на экране отображается форма, в которой пользователь вводит свой логин и пароль. Для удобства в качестве логина используется электронный адрес пользователя.

При успешной регистрации авторизированные данные в шифрованном виде кэшируются в памяти смартфона. Поэтому, если при последующих запусках приложений в памяти смартфона обнаруживаются валидные данные пользователя, то процесс авторизации осуществляется автоматически и пользователь сразу же получает доступ к системе.

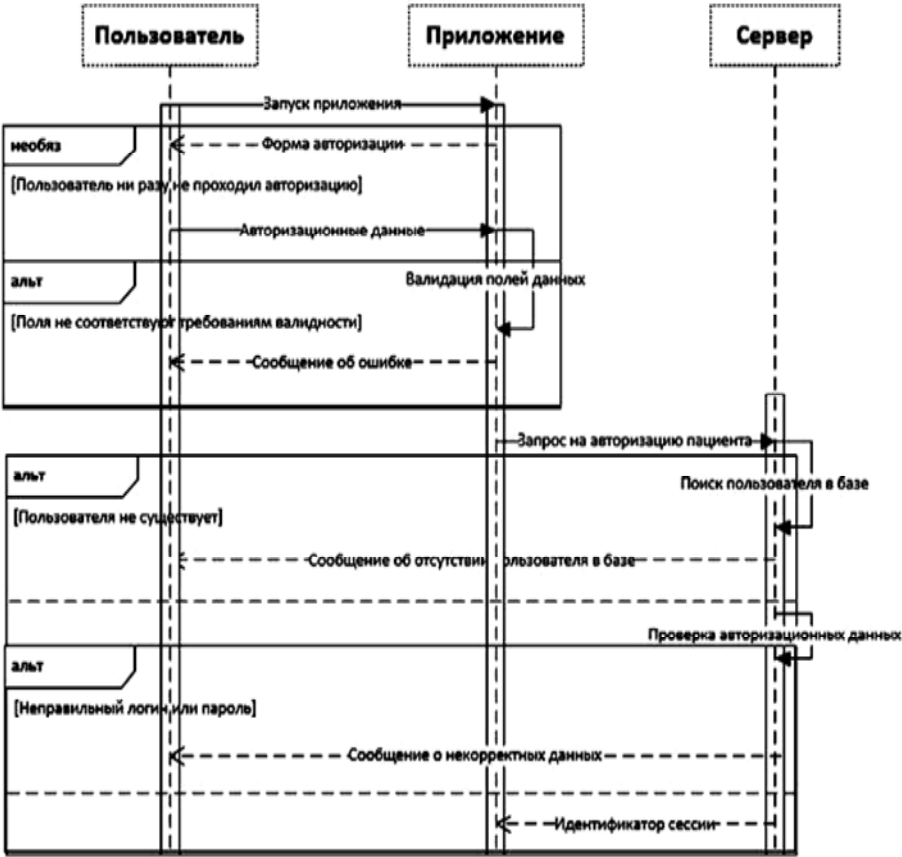


Рис. 7. Диаграмма последовательности при авторизации пользователей в системе

Порядок взаимодействия клиентских приложений с сервером иллюстрирует укрупненная диаграмма последовательностей в нотациях языка UML (рис. 8).

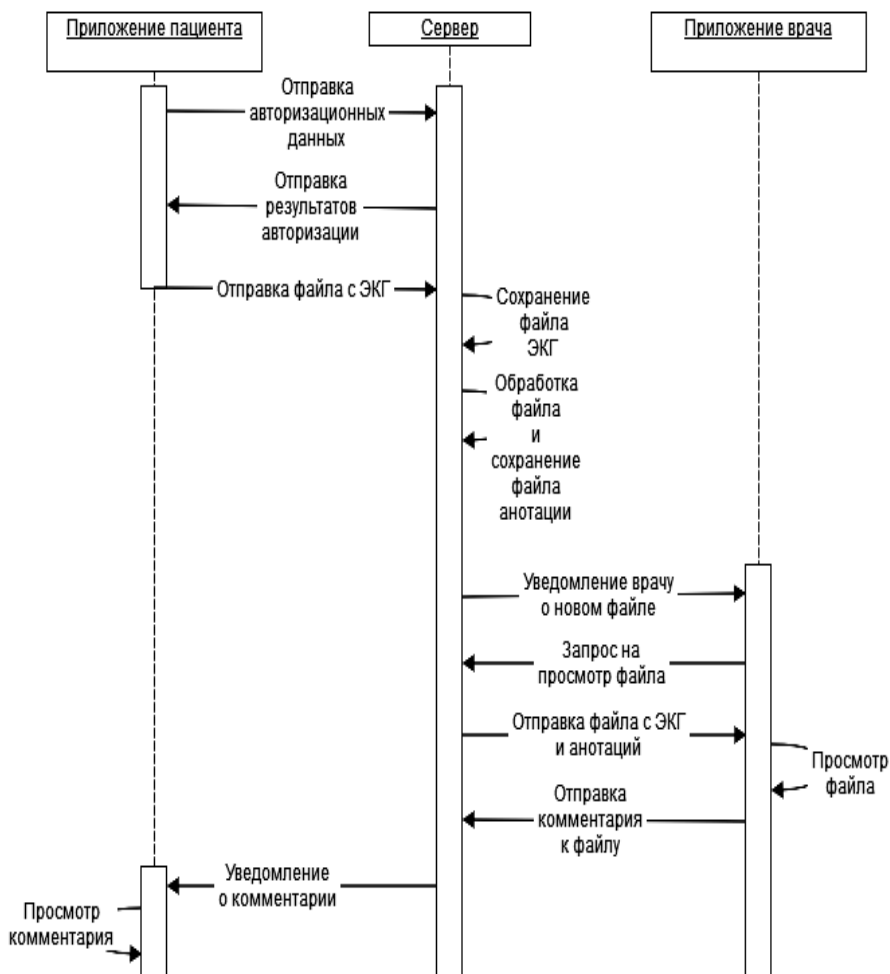


Рис. 8. Диаграмма последовательностей при отправке файла в нотациях языка UML

Программное обеспечение сервера написано на языке Java версии 8 с использованием фреймворка Spring 4.3 для REST API и Hibernate 5.1 в качестве ORM. База данных построена на основе MySQL 5.5.

АВТОМАТИЧЕСКАЯ СЕЛЕКЦИЯ «ПОДОЗРИТЕЛЬНЫХ» ЭКГ

Помимо хранения данных, программное обеспечение сервера обеспечивает автоматическую селекцию ЭКГ, на которые врач должен обратить внимание в первую очередь. «Подозрительными» считаются те ЭКГ, у которых наблюдаются атипичные циклы либо эталонный цикл существенно отличается от эталонных циклов предшествующих ЭКГ.

Атипичные циклы ЭКГ могут быть вызваны случайными возмущениями (артефактами) либо порождаться экстрасистолами — преждевременными сокращениями сердечной мышцы, обусловленными возникновением

импульса вне синусового узла. Функциональные экстрасистолы не несут особой опасности и могут возникать у практически здоровых людей с невротическими расстройствами.

С другой стороны, внезапные появления экстрасистол могут нести важную информацию об органических поражениях сердца, в частности, быть первым признаком развития острого инфаркта миокарда [17]. Поэтому при построении системы удаленного мониторинга сердечной деятельности важно иметь «интеллектуальные» средства, обеспечивающие автоматическое распознавание «подозрительных» ЭКГ с атипичными циклами, которые требуют дополнительного внимания врача.

Для решения этой задачи в программное обеспечение сервера включен специальный модуль, реализующий вычислительные процедуры оценки близости циклов обрабатываемых ЭКГ.

Будем считать, что обрабатываемая ЭКГ содержит M циклов и представлена последовательностью дискретных значений $z(k)$, наблюдаемых в фиксированные моменты времени $t_k \equiv k\Delta$, $k = 0, 1, \dots, K-1$, где Δ — равномерный шаг квантования по времени.

Хорошо известно, что даже у здоровых людей в состоянии покоя частота сердечных сокращений (ЧСС) не является постоянной величиной [18], а значит в общем случае i -й и j -й циклы, $(i, j = 1, \dots, M, i \neq j)$ содержат разные числа дискретных отсчетов $K^{(i)} \neq K^{(j)}$. Более того, при изменении ЧСС происходят неравномерные изменения продолжительностей отдельных фрагментов ЭКГ. Например, продолжительность комплекса QRS в меньшей степени связана с изменением ЧСС, чем продолжительности зубцов P и T [19].

Неравномерные изменения области определения циклов приводит к «несинхронности» относительного времени появления информативных фрагментов ЭКГ на разных циклах (рис. 9), что налагает дополнительные трудности при оценке их близости во временной области.

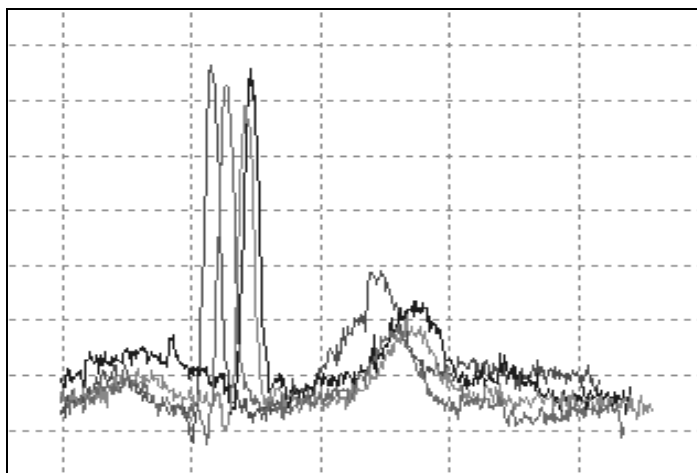


Рис. 9. Неравномерные изменения области определения циклов реальных ЭКГ

Рассмотрим альтернативный подход к оценке близости циклов ЭКГ, основанный на анализе фазовых траекторий отдельных циклов.

Применение оригинальных процедур фильтрации и регуляризации позволило на основе конечно-разностной аппроксимации [13] получить приемлемые оценки производной $\dot{z}(k)$ дискретно заданной функции $z(k)$ и тем самым обеспечить переход от скалярного представления ЭКГ к последовательности двумерных векторов:

$$(z[0], \dot{z}[0]), (z[1], \dot{z}[1]), \dots, (z[K-1], \dot{z}[K-1]), \quad (1)$$

лежащих на фазовой траектории в плоскости $z(t), \dot{z}(t)$.

Выполним нормировку:

$$z_m^*[k] = \frac{z_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} z_m[k]}{\max_{0 \leq k \leq K-1} z_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} z_m[k]},$$

$$\dot{z}_m^*[k] = \frac{\dot{z}_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} \dot{z}_m[k]}{\max_{0 \leq k \leq K-1} \dot{z}_m[k] - \min_{0 \leq k \leq K-1} \dot{z}_m[k]}, \quad k = 0, \dots, K-1,$$

В результате перейдем от (1) к последовательности нормированных векторов $z^*[k] \in [0,1]$ и $\dot{z}^*[k] \in [0,1]$:

$$(z^*[0], \dot{z}^*[0]), (z^*[1], \dot{z}^*[1]), \dots, (z^*[K-1], \dot{z}^*[K-1]). \quad (2)$$

Разобьем последовательность векторов (2) на M подпоследовательностей, соответствующих траекториям отдельных сердечных циклов:

$$Q_m = \{z_m^*[k_m], \dot{z}_m^*[k_m]), \quad k_m = 0, \dots, K^{(m)} - 1\}, \quad m = 1, \dots, M, \quad (3)$$

где $K^{(m)}$ — число дискретных отсчетов m -го цикла.

Доказано, что хотя каждый m -й цикл порождает на плоскости $z(t), \dot{z}(t)$ свою траекторию, характерные точки однотипных фрагментов (зубцов P, Q, R, S, T) будут группироваться в локальной области нормированного фазового пространства, несмотря на возможную *несинхронность* этих фрагментов во временной области. Это дало ключ к построению эффективного алгоритма селекции атипичных циклов наблюдаемой ЭКГ.

Будем оценивать близость i -й и j -й траекторий $Q_i \in Q$ и $Q_j \in Q$, $i, j = 1, \dots, M$ хаусдорфовым расстоянием:

$$R_H(Q_i, Q_j) = \max \left\{ \max_{q_j \in Q_j} \min_{q_i \in Q_i} \rho(q_i, q_j), \max_{q_i \in Q_i} \min_{q_j \in Q_j} \rho(q_i, q_j) \right\}, \quad (4)$$

где $q = (z^*, \dot{z}^*)$, а $\rho(q_i, q_j) = \|q_i - q_j\|$ — евклидово расстояние между векторами $q_i \in Q_i$ и $q_j \in Q_j$.

Вычислим $M \times M$ матрицу $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ расстояний (4) между всеми парами $Q_i \in Q$ и $Q_j \in Q$. Номер строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$, сумма элементов которой минимальна, определит подпоследовательность $Q_0 \in Q$ нормированных векторов $q[k] = (z^*[k], \dot{z}^*[k])$, принадлежащих фазовой траектории одного из циклов:

$$Q_0 = \arg \min_{1 \leq j \leq M} \sum_{i=1}^M R_H(Q_i, Q_j), \quad (5)$$

который будем считать эталонным циклом обрабатываемой ЭКГ.

Поскольку число M_N атипичных циклов (экстрасистол и артефактов) значительно меньше общего числа M обрабатываемых циклов (в противном случае определение атипичный цикл теряет смысл), то эталонный цикл Q_0 , который, согласно (5), находится на минимальном среднем расстоянии от остальных, можно считать типичным, что позволяет провести селекцию циклов по их расстоянию до Q_0 .

С этой целью упорядочим по возрастанию элементы строки матрицы $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ хаусдорфовых расстояний (4), соответствующей эталонному циклу Q_0 . Полученная последовательность расстояний:

$$\mathfrak{R}_\mu = R_H(Q_0, Q_\mu), \quad \mu \in [1, M] \quad (6)$$

дает представление об изменчивости формы траекторий наблюдаемых циклов по отношению к эталонной траектории Q_0 .

Если наблюдаемый сигнал содержит только типичные циклы, то с ростом μ упорядоченные значения $R_H(Q_0, Q_\mu)$ возрастают более-менее равномерно (рис.10).

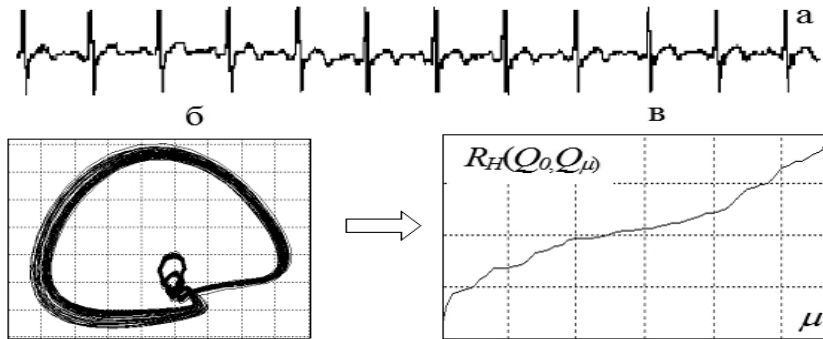


Рис. 10. Анализ формы ЭКГ при отсутствии атипичных циклов:
а — график ЭКГ; б — фазовые траектории; в — кривая упорядоченных расстояний

Если же на ЭКГ появляются атипичные циклы, форма которых существенно отличается от эталона Q_0 , то последовательность \mathfrak{R}_μ содержит один или несколько выраженных скачков (рис. 11). Определив положение первого из таких скачков, можно найти пороговое значение \mathfrak{R}_0 и тем самым выделить подмножество I_0 номеров атипичных циклов:

$$I_0 = \{\mu : R_H(Q_0, Q_\mu) \geq \mathfrak{R}_0\}. \quad (7)$$

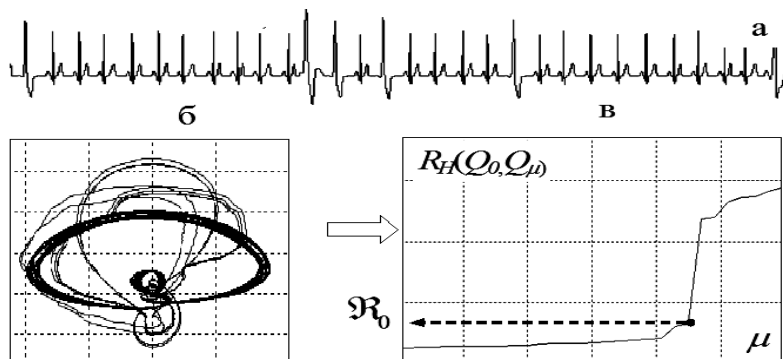


Рис. 11. Анализ формы ЭКГ с атипичными циклами:
а — график ЭКГ; б — фазовые траектории; в — кривая упорядоченных расстояний

На основе дальнейшего анализа упорядоченных хаусдорфовых расстояний между атипичными циклами с номерами $\mu \in I_0 \neq \emptyset$ можно провести селекцию экстрасистол и артефактов, а при наличии на ЭКГ достаточно большого числа экстрасистол провести их классификацию.

Понятно, что предложенный подход к автоматической селекции «подозрительных» ЭКГ естественным образом может быть обобщен на обработку многоканальных ЭКГ, в частности, на обработку ЭКГ от трех ортогональных отведений.

Хаусдорфовы расстояния (4) позволяют также принимать решение о степени отклонения эталонного цикла текущей ЭКГ от эталонных циклов предыдущих ЭКГ. Для этого в базе данных сервера сохраняются не только сами ЭКГ, но и фазовые траектории их эталонных циклов, а также индивидуальные пороговые величины Δ_j , которые автоматически вычисляются и корректируются при поступлении очередной ЭКГ j -го пациента.

Индивидуальный порог Δ_j вычисляется путем усреднения величин Δ_{ji} , определяемых по каждой i -й ЭКГ j -го пациента следующим образом:

$$\Delta_{ji} = \begin{cases} \mathfrak{R}_0, & \text{если на ЭКГ обнаружены атипичные циклы;} \\ R_H^{\max}, & \text{если на ЭКГ не обнаружены атипичные циклы,} \end{cases} \quad (8)$$

где \mathfrak{R}_0 — величина, определяемая по положению первого «скачка» (рис. 11 справа) упорядоченных хаусдорфовых расстояний (6) между

циклами i -й ЭКГ j -го пациента и ее эталоном, а R_H^{\max} — наибольшее хаусдорфовое расстояние между циклами i -й ЭКГ j -го пациента и ее эталоном.

Если хаусдорфовое расстояние между фазовой траекторией эталонного цикла текущей ЭКГ и фазовыми траекториями эталонных циклов нескольких предшествующих ЭКГ или последней предшествующей ЭКГ превышает индивидуальный порог Δ_j то на сервере формируется дополнительный сигнал, который информирует врача о необходимости более тщательного анализа текущей ЭКГ.

Получив от сервера информацию об обнаружении атипичных циклов, врач на своем клиентском приложении может визуально просмотреть циклы с номерами $\mu \in I_0 \neq \emptyset$ и принять соответствующее решение. Такую информацию врач может получать не только на персональный компьютер, но и на планшет или смартфон (рис. 12).

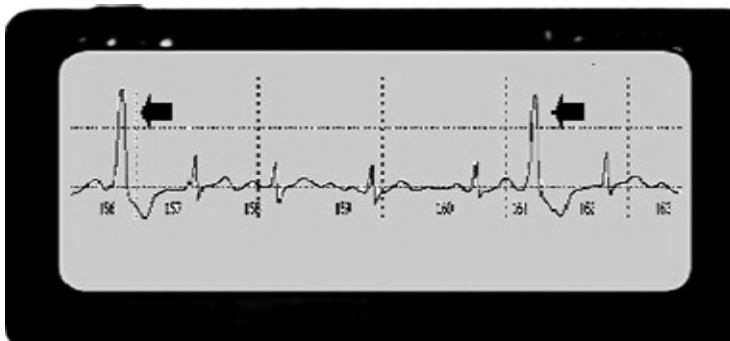


Рис. 12. Экран смартфона врача с отметками экстрасистол реальной ЭКГ

Заметим, что окончательные диагностические решения остаются за врачом, а сервер лишь поддерживает эти решения, предоставляя уведомления о появлении «подозрительных» ЭКГ. После визуальной оценки таких ЭКГ врач при необходимости может воспользоваться дополнительной диагностической информацией, предоставляемой комплексом ФАЗАГРАФ®.

Программное обеспечение комплекса реализует наукоемкую информационную технологию обработки сигналов сложной формы на основе цепочки компьютерных алгоритмов извлечения диагностической информации из реальных сигналов, искаженных внутренними и внешними возмущениями [8]. В то же время врач не должен знать математические сложности используемых алгоритмов: врачу в удобной форме предоставляются конечные результаты компьютерной обработки в виде развернутой текстовой и графической информации.

При организации взаимодействия врача и пациента с использованием клиент-серверной системы оптимизируется время, затрачиваемое врачом на оказание медицинских услуг своим пациентам. К тому же, предложенный подход «распределенной» диагностики, когда пациент сам накапливает информацию за достаточно большой промежуток времени, а врач ее интерпретирует, позволяет сделать гораздо более обоснованные выводы о

состоянии сердечно-сосудистой системы, чем эпизодический «контакт» пациента с врачом с использованием традиционных клинических средств.

Выводы

Фазаграфия — перспективный в кардиологии метод, обеспечивающий анализ дополнительных диагностических признаков ЭКГ, несущих информацию о скорости измерения электрической активности сердца. Этот метод позволяет выявить начальные стадии поражения миокарда при упрощенной регистрации ЭКГ от одного отведения даже в тех случаях, когда традиционный ЭКГ анализ в 12-ти общепринятых отведениях оказывается неинформативным.

Для более широкого и эффективного использования фазаграфии разработана клиент-серверная система, которая обеспечивает дистанционную обработку данных и виртуальное взаимодействие врача, оказывающего медицинскую помощь своему пациенту.

Клиентское приложение пациента позволяет зарегистрировать ЭКГ с помощью оригинального датчика с пальцевыми электродами, провести предварительную обработку сигнала, дозировать физическую нагрузку при тестировании и передать зарегистрированные данные на удаленный сервер.

На сервере обеспечивается не только хранение полученных данных, но и автоматическая селекция ЭКГ, на которые врач должен обратить внимание в первую очередь. Для этого используются оригинальные вычислительные процедуры оценки близости сердечных циклов на фазовой плоскости с использованием упорядоченных хаусдорфовых расстояний.

Врач, получив от сервера информацию об обнаружении атипичных циклов, может визуально просмотреть на своем клиентском приложении «подозрительные» ЭКГ, провести дополнительную обработку сигнала с помощью диагностического комплекса ФАЗАГРАФ® и принять соответствующее решение. Благодаря такой организации взаимодействия клиентских приложений и сервера повышается эффективность скрининговых обследований и оптимизируется время, затрачиваемое врачом на оказание медицинских услуг своим пациентам.

1. Chronic coronary artery disease: diagnosis and management / A. Cassar, D.R. Holmes, C.S. Rihal & others // Mayo Clin. Proc. — 2009. — Vol. 84. — № 12. — P. 1130–1146.
2. Basso C., Corrado D., Thiene G. Prevention of sudden cardiac death in the young and in athletes: dream or reality? // Cardiovascular Pathology. — 2010. — Vol. 19. — № 4. — P. 207–217.
3. Initial clinical presentation of cardiac disease in asymptomatic men with silent myocardial ischemia and angiographically documented coronary artery disease (the Oslo Ischemia Study) / E. Thaulow, J. Erikssen, L. Sandvik & others // American Journal of Cardiology. — 1993. — Vol. 72. — № 9. — P. 629–633.
4. Гоженко А., Кульбіда М., Кочет О. Профілактична стратегія медичної науки — шлях до підвищення ефективності охорони здоров'я // Вісник НАН України. — 2011. — № 12. — С. 64–69.
5. Солопов В.Н., Садыкова А.Р., Федосеева Т.С. Ограничения автоматического компьютерного анализа электрокардиограммы // Казанский медицинский журнал. — 2012. — Т. 93. — № 4. — С. 687–691.

6. Lourenço A. Unveiling the Biometrical Potential of Finger-Based ECG Signals // Computational Intelligence and Neuroscience. — 2011. — Vol. 2011. — P. 1–8.
7. Grier J.W. Comparison and review of portable, handheld, 1-lead/channel ECG / EKG recorders // <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html>
8. Файнзильберг, Л.С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. — Киев : Освіта України, 2013. — 191 с.
9. Fainzilberg L.S. ECG Averaging based on Hausdorff Metric // International Journal of Biomagnetism. — 2003. — Vol. 5. — № 1. — P. 236–237.
10. Fainzilberg L.S. Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skriningowych oraz w opiece domowej // Zdrowie publiczne (Public Health). — 2005. — Vol. 115. — № 4. — P. 458–464.
11. Matjaž Perc. Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // European Journal of Physics. — 2005. — № 26. — P. 757–768.
12. Минина Е.Н., Файнзильберг Л.С. Анализ функционального состояния сердечно-сосудистой системы по совокупности признаков фазового портрета одноканальной ЭКГ // Российский кардиологический журнал. — 2015. — № 12 (128). — С. 7–13.
13. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. — Киев: Наукова Думка, 2008. — 333 с.
14. Гриценко В.И., Файнзильберг Л.С. Информационная технология ФАЗАГРАФ® для интегральной оценки состояния сердечно-сосудистой системы по фазовому портрету электрокардиограммы // Врач и информационные технологии. — 2013. — № 3. — С. 52–63.
15. Вишневский В.В. Грид-система для массового накопления и обработки цифровых электрокардиограмм // Український журнал телемедицини та медичної телематики. — 2013. — Т. 11. — № 1. — С. 202–208.
16. Файнзильберг Л.С., Сорока Т.В. Разработка телемедицинской системы для дистанционного мониторингирования сердечной деятельности на основе метода фазографии // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. — 2015. — № 6/9(78). — С. 37–46.
17. Kaya Y., Pehlivan H. Classification of Premature Ventricular Contraction in ECG // International Journal of Advanced Computer Science and Applications. — 2015. — Vol. 6. — № 7. — P. 34–40.
18. Goldberger A.L. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart // IEEE Eng. Med. Biol. — 1992. — № 11. — P. 47–52.
19. Генкин А.А. Новая информационная технология анализа медицинских данных. — СПб: Политехника, 1999. — 192 с.

UDC 681.3.06.14

MOBILE APPLICATIONS FOR VIRTUAL INTERACTION OF PHYSICIAN AND PATIENT DURING REMOTE MONITORING OF HEART ACTIVITY

L.S. Fainzilberg¹, T.V. Soroka²

¹*International Research and Training Center for Information Technologies and Systems of National Academy of Sciences of Ukraine and Ministry of Education and Science of Ukraine (Kiev)*

²*National Technical University of Ukraine “Kiev Polytechnical Institute” (Kiev)*

Introduction. The diseases of cardiovascular system lead in the structure of morbidity. The absence of timely treatment leads to severe complications, invalidity and death of the patient. Only preserving medicine can radically change this situation. Fasegraphy is one of perspective directions in cardiology, that allows even by simplified way of ECG registration to detect early signs of disease

development.

Purpose. The development of method of fasegraphy for building of complex telemedicine system for mass prophylactic examinations based on client-server architecture and realization of mobile applications for patients and physicians in Android environment is proposed.

Methods. The portable sensor is used for registration of ECG signal, that provides the transfer of digital data through Bluetooth to the patient's application. The application provides preprocessing of signal, the control of dosed exercise, stress and transfer data to server. The client's applications are developed in a java programming language version 7 together with Android sdk. The software of server is written in Java version 8 in conjunction with frameworks Spring 4.3 for REST API and Hibernate 5.1 as ORM. The database is based on MySql 5.5.

Results. The server software provides automatic selection of ECG with atypical cycles for which the physician must pay attention primarily. The algorithm of selection is based on the analysis of ordered Hausdorff distances between trajectories of cycles on the phase plane. When the information about detection of atypical cycles is received, the physician may view ECG, perform additional analysis those ECGs and send appropriate recommendations to patient.

Conclusions. Client-server organization of interaction of physician and patient increases the effectiveness of screening surveys and optimizing time spent by a doctor on the medical services to their patients.

Keywords: client-server system, fasegraphy, distant monitoring, atypical cycles of ECG.

1. Chronic coronary artery disease: diagnosis and management / A. Cassar, D.R. Holmes, C.S.Rihal & others // *Mayo Clin. Proc.* — 2009. — Vol. 84. — № 12. — P. 1130–1146.
2. Basso C., Corrado D., Thiene G. Prevention of sudden cardiac death in the young and in athletes: dream or reality? *Cardiovascular Pathology.* — 2010. — Vol. 19. — № 4. — P. 207–217.
3. Initial clinical presentation of cardiac disease in asymptomatic men with silent myocardial ischemia and angiographically documented coronary artery disease (the Oslo Ischemia Study) / E. Thaulow, J. Erikssen, L. Sandvik & others // *American Journal of Cardiology.* — 1993. — Vol. 72. — № 9. — P. 629–633.
4. Gozhenko A., Kulbida M., Kochetov A. Preventive medical science strategy — a way to improve the efficiency of health care / *Journal of National Academy of Sciences of Ukraine.* — 2011. — № 12. — P. 64–69 (in Ukrainian).
5. Solopov V., Sadykova A., Fedoseyeva T. Restrictions of automatic analysis of computer / *Kazansky Medical Journal.* — 2012. — T.93. — № 4. — P. 687–691 (in Russian).
6. Lourenço A. Unveiling the Biometrical Potential of Finger-Based ECG Signals. *Computational Intelligence and Neuroscience.* 2011. Vol. 2011. — P. 1–8.
7. Grier J.W. Comparison and review of portable, handheld, 1-lead/channel ECG / EKG recorders. <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html>
8. Fainzilberg L.S. Computer diagnosis of the phase portrait of the electrocardiogram. Kiev: Osvita Ukrainy. 2013, 191 p (in Russian).
9. Fainzilberg L.S. ECG Averaging based on Hausdorff Metric // *International Journal of Biomagnetism.* 2003. Vol. 5. № 1. — P. 236–237.
10. Fainzilberg L.S. Nowa metoda interpretacji zapisu EKG w balaniach skринingowych oraz w opiece domowej // *Zdrowie publiczne (Public Health)* — 2005. — Vol. 115. — № 4. — P.458–464.
11. Matjaž Perc. Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram // *European Journal of Physics.* — 2005. — № 26. — P. 757–768.

12. Minina E.H., Fainzilberg L.S. Analysis of the functional condition of the cardiovascular system of the combination of features of the phase portrait of single-channel ECG // *Russian Cardiology Journal*. — 2015. — № 12 (128). — P. 7–13 (in Russian).
13. Fainzilberg L.S. Information signal processing technology complex shape. Theory and practice. — Kiev: Scientific Thought. 2008. — 333 p. (in Russian).
14. Gritsenko V.Y., Fainzilberg L.S. Information technology of FAZAGRAF® for the integrated estimation of the cardiovascular's system condition on phase portrait of electrocardiogram // *Doctor and Information Technology*. — 2013. — № 3. — P.52–63 (in Russian).
15. Vishnevsky V.V. Grid-based system for mass storing and and processing of digital electrocardiograms // *Ukrainian Journal of Telemedicine and Medical Telematics*. — 2013. — E. 11. — № 1. — P. 202–208 (in Russian).
16. Fainzilberg L.S., Soroka T.V. The development of telemedicine systems for remote monitoring heart activity based on the method of fasegraphy // *East European Journal of advanced technologies*. — 2015. — № 6/9(78). — P. 37–46 (in Russian).
17. Kaya Y., Pehlivan H. Classification of Premature Ventricular Contraction in ECG // *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*. — 2015. — Vol. 6. № 7. — P. 34–40.
18. Goldberger A.L. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart // *IEEE Eng. Med. Biol.* — 1992. — № 11. — P. 47–52.
19. Genkin A.A. The new information technology of medical data analysis. — SPB: Polytechnic. 1999. — 192 p. (in Russian).

Получено 28.04.16

Интеллектуальное управление и системы

УДК 002.53:004.89

ОРГАНИЗАЦИЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЯМИ КИСТИ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ РЕЧИ

М.И. Вовк, Е.Б. Галян

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины

Представлена информационно-структурная и структурно-функциональная модели организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи у пациентов после инсульта с двигательными нарушениями по типу гемипареза и нарушениями речи по типу моторной или моторно-сенсорной афазии. Особое внимание уделено организации персонально ориентированного «маршрута» восстановительного лечения. Описан метод определения персональной комбинации параметров тренировки кисти и пальцев на основе продукционного подхода. Представлена программная реализация метода в виде редуцированной экспертной системы.

Ключевые слова: интеллектуальное управление, адаптивное управление, гомеостаз, организация, моторика кисти, восстановление речи, моделирование, компьютерный комплекс, электронные аппараты, информационный компонент, продукционный подход, редуцированная экспертная система.

Представлено інформаційно-структурну та структурно-функціональну моделі організації інтелектуального керування рухами тонкої моторики кисті для відновлення мовлення у хворих з руховими порушеннями за типом геміпарезу й порушеннями мовлення за типом моторної або моторно-сенсорної афазії. Особливу увагу приділено організації персонально орієнтованого «маршруту» відновного лікування. Описано метод визначення персональної комбінації параметрів тренування кисті та пальців на основі продукційного підходу. Представлено програмну реалізацію методу у вигляді редукованої експертної системи.

Ключові слова: інтелектуальне керування, адаптивне керування, гомеостаз, організація, моторика кисті, відновлення мовлення, моделювання, комп'ютерний комплекс, електронні апарати, інформаційний компонент, продукційний підхід, редукована експертна система

ВВЕДЕНИЕ

Интеллектуальное управление — это функция организованных систем различной природы, ситуационно адаптирующихся для обеспечения или коррекции структуры поддержания режима деятельности, реализации их программ посредством накопления, преобразования и передачи информации.

Применительно к биологическим системам различной сложности базисными общебиологическими показателями поддержания постоянства структурно-функциональной организации физиологической системы, независимого постоянства ее параметров и выполнения системной функции являются адаптация и гомеостаз [1]. Постоянство внутренней среды организма есть необходимое условие его независимого существования. Понятие «гомеостаз» является основополагающей посылкой для понятий нормы и здоровья, а также определения таких категорий, как самоорганизация, саморегуляция, самоуправление, адаптация, устойчивость и др. Современное понимание гомеостаза включает как саморегулируемое состояние, так и регулирующие механизмы, поддерживающие это состояние.

В приложении к моторной функции идеи гомеостаза прослеживаются в индивидуальной стандартности биомеханического рисунка таких двигательных навыков, как ходьба, бег, почерк, речь и множества других. Функциональное назначение механизмов гомеостаза, организующих и реализующих протекание двигательных актов, заключается в обеспечении надежности, устойчивости и адаптивности работы системы управления движениями, имеющей уникальное значение для жизнедеятельности организмов, направленная во вне активность которых — их высшая нервная деятельность — носит такой же регуляторный, т.е. гомеостатический, характер [2].

Постановка задачи

Представления о гомеостазе необходимо учитывать при синтезе биотехнических систем, программно-аппаратных комплексов управления функциональным состоянием физиологических систем, как внешних контуров формирования, поддержания или восстановления гомеостаза функционирования физиологической системы, нарушенного патологией.

Идеи гомеостаза двигательной системы, его индивидуальности и индивидуальности нарушения при двигательной патологии, идеи индивидуальной мобилизации внутренних резервов организма на восстановление двигательных функций при помощи управляющих воздействий легли в основу разработки биоинформационной, биологически адекватной, персонально ориентированной технологии управления, тренировки и восстановительного лечения двигательных функций на базе внешнего контура управления — программно-аппаратного комплекса ТРЕНАР. Адекватность как индивидуальный критерий оптимальности формирования движений и мобилизации резервов на разных этапах реабилитации исходит из понятия гомеостаза двигательной системы. [3, 4].

Речевые движения являются одним из видов произвольных движений. Анализ механизмов нейропластичности коры головного мозга и путей ее активации при восстановлении функций движения и речи [5, 6], близкая локализация представительства кисти и центров речи в коре головного мозга, их тесная филогенетическая связь, учет такого фактора, как величина проекции кисти в коре головного мозга, которая занимает около трети всей

двигательной проекции, а также принимая во внимание то, что развитие речи с ее многообразием звуков, слов, предложений и логическим отражением человеком восприятия мира, собственной оценки окружающей среды, тесно связано с развитием движений пальцев рук — все это послужило основой для разработки метода, технологии и персонально ориентированной биотехнической системы восстановления моторики речи на базе подключения к пациенту внешнего контура управления мышечными движениями кисти [7]. Главным звеном внешнего контура является программно-аппаратный комплекс ТРЕНАР, целенаправленно формирующий движения кисти [8, 9].

Комплекс ТРЕНАР предоставляет возможность осуществлять управление движениями и их тренировку по разнообразным методам и программам, организовывать разные виды взаимодействия (информационно-энергетические, информационные) внешней системы управления с разветвленной собственной системой управления движениями человека, адаптировать управляющие влияния к решению задач по искусственному поддержанию гомеостаза двигательной системы в зависимости от состояния двигательных функций и этапа реабилитации пациента. Гамма функций комплекса ТРЕНАР дает возможность реализовать один из главных принципов интеллектуального управления — единство цели ситуационного управления, направленной на формирование/тренировку движения пациента адекватно персонального состояния двигательных функций, и конечной цели, направленной на восстановление двигательных функций.

Вышеизложенное дает основу для организации интеллектуального управления движениями кисти для восстановления речи на базе аппаратного комплекса ТРЕНАР. Главная конечная цель реабилитационного процесса — восстановление моторики речи, — неразрывно связана с мобилизацией резервов организма на восстановление движений кисти при помощи персонально ориентированной, адекватной состоянию двигательных функций, тренировки.

Цель — разработать информационно-структурную и структурно-функциональную модели организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи с учетом специфики объекта управления: моторика кисти — моторика речи.

Выполнение поставленной цели включало решение следующих задач:

- определить этапы организации персонально ориентированного управления движениями кисти для восстановления речи;

- разработать метод определения параметров персонально ориентированного плана реабилитационного курса тренировки движений тонкой моторики кисти для восстановления речи для организации оптимального «маршрута» лечения на основе алгоритма, критериев и набора решающих правил и программно реализовать определение параметров реабилитационного курса;

- разработать компьютерный персонально ориентированный программно-аппаратный комплекс интеллектуального управления / тренировки тонкой моторики кисти, движения которой опосредованно

влияют на восстановление речи у пациентов после инсульта с двигательными нарушениями по типу гемипареза и нарушениями речи по типу моторной или моторно-сенсорной афазии.

Методы

Для решения поставленных задач применялись следующие методы: для синтеза моделей организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления моторики речи — информационно-структурное и структурно-функциональное моделирование; для синтаксического представления продукций, описывающих критерии и решающие правила определения персонально ориентированных параметров реабилитационного курса — язык исчисления предикатов первого порядка; для детализации особенностей программной реализации метода определения параметров персонально ориентированного плана реабилитационного курса — унифицированный язык моделирования (Unified Modeling Language — UML).

Результаты

Структура и особенности организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи. Структурированное представление проблемы управления движениями кисти для восстановления моторики речи как особого, специфического вида биологически адекватного управления движениями, одним из основных принципов которого является единство ситуационной и конечной цели управления [3, 10], позволило выделить три основных этапа организации такого управления (рис.1):

1. Формулировка цели (конечной и ситуационной) и выбор метода управления, выделение и характеристика объекта управления;
2. Уточнение метода выбор сигналов, координат, топологии и регламента управления, обеспечивающих адекватную оптимальность управляющего воздействия в зависимости от текущего функционального состояния объекта управления;
3. Оптимизация «маршрута» лечения: обеспечение персонально ориентированного подхода при планировании и проведении тренировок движений тонкой моторики кисти пациента через предоставление справочно-консультационной помощи врачу.

Первый и второй этапы организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти описаны в работе [9]. Отметим их особенности. Конечная цель управления — восстановление моторного компонента речи наряду с восстановлением нарушенных или утраченных движений тонкой моторики кисти, — достигается за счёт выполнения ситуационной цели управления: формирования движений кисти и пальцев у инсультных больных с нарушением двигательных и речевых функций.

Специфика конечной цели управления, её двойственность, определяет двойственность структуры объекта управления. Контур биологической системы, в функционирование которой встраивается биотехническая система (БТС), реализуя гомеостазис относительно конечной цели — контур управления моторным компонентом речи на уровне центра Брока. Вмешательство осуществляется опосредовано, через контур управления движениями тонкой моторики пораженной кисти.



Рис. 1. Информационно-структурная модель организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи

На втором этапе для реализации ситуационного управления движениями кисти и пальцев из набора методов и программ выбираются метод программной электростимуляции (искусственно синтезированная программа или программа, «считываемая» со здоровых мышц пациента), пороговой

электростимуляции или метод биологической обратной связи (БОС) по электромиограмме [4] (рис. 2).

Это позволяет оптимально запускать и стимулировать резервы внутренних регуляторных систем организма посредством комбинированной работы внутренних механизмов и управляющих воздействий [3].



Рис. 2. Организация ситуационного управления: выбор метода и программы в зависимости от функционального состояния пораженной кисти пациента и ситуационной цели управления цели

Выбор координат и топологии управления подчинен составной структуре объекта управления. Движения кисти и пальцев выбраны согласно функциональным этапам становления движений мелкой моторики кисти в онтогенезе [11], с учетом особенностей патологии двигательной функции при острых нарушениях мозгового кровообращения, а также доступности двигательных точек мышц при электростимуляции с использованием поверхностных электродов. Это позволило сформировать набор движений тонкой моторики, отражающий как онтогенетические особенности развития движений кисти для обеспечения биологически адекватного воздействия на контур управления моторным компонентом речи, так и функциональное состояние поврежденной кисти пациента. Рассмотрено порядка 40-а различных движений тонкой моторики кисти. Из них по критерию «доступность для формирования» отобрано семь движений, из которых, в свою очередь, выбраны четыре движения, не вызывающие / не усугубляющие спастические процессы в пораженной руке (рис. 3).

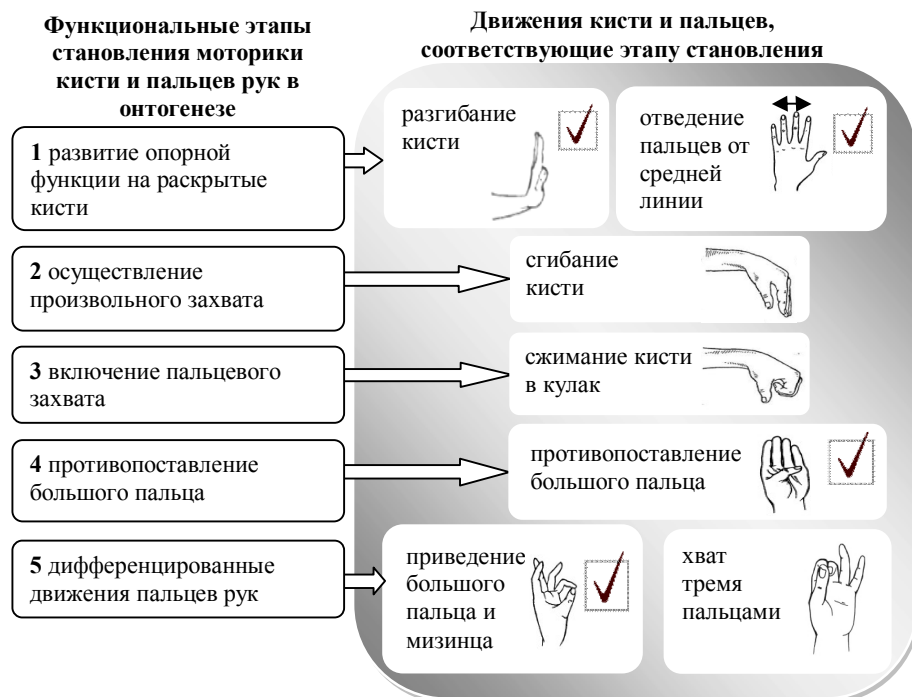


Рис. 3. Выбор формируемых движений тонкой моторики кисти

Регламент управления (продолжительность тренировки одного движения) определяется согласно принципу «щадящего управления» (минимизация утомления, особенности пациента к восприятию управляющих сигналов) и зависит от текущего неврологического статуса пациента.

Таким образом, выполнение двух этапов организации интеллектуального управления позволило определить следующие параметры: набор движений тонкой моторики, методы, программы и регламент управления. Поливариантность комбинаций данных параметров позволяет более точно подстраивать структуру БТС управления в соответствии с текущим функциональным состоянием объекта управления, однако усложняет процесс принятия решения врачом при планировании и проведении реабилитационных мероприятий по предложенной модели. С одной стороны, необходимо выбрать тот набор движений тонкой моторики, программ и регламента тренировки, который отвечает текущему неврологическому статусу пациента. С другой стороны, сам неврологический статус представляет собой набор из более чем десяти показателей и может содержать разнообразные сочетания их значений. Третий этап организации интеллектуального управления движениями кисти для восстановления речи потребовал разработки специального инструмента, предоставляющего врачу биологически и медицински верифицированную информацию относительно персонально ориентированного «маршрута» лечения.

Персонально ориентированный «маршрут» лечебных мероприятий по восстановлению речи. Для разработки метода определения параметров персонально ориентированного плана реабилитационного курса восстановления речи в первую очередь необходимо выбрать модель

представления знаний. Совместно с врачами-неврологами были выделены информативные показатели неврологического статуса пациента, от значения которых зависит выбор параметров плана (табл. 1) [9]. Поскольку каждый выбранный показатель неврологического статуса имеет свойство однозначного определения, может быть применён продукционный подход к описанию причинно-следственных связей в виде множества продукций типа $A \Rightarrow B$, где A — совокупность условий (значений информативных показателей), приводящие к выводу B (индивидуальный персонально ориентированный набор параметров реабилитационного курса тренировок движений кисти и пальцев для восстановления речи). Качественное содержание продукций подчинено следующим требованиям: условия возможности применения продукций должны быть реальными и непротиворечивыми, т.е. все продукты когда-нибудь срабатывают; любая ситуация в данной области принятия решения описывается конечным набором продукций — системой решающих правил [12]. Продукционная модель знаний обладает рядом преимуществ: простота добавления, модификации и аннулирования знаний вследствие модульности их представления; наглядность отражения знаний и легкость объяснения принятых решений. Ограничением применения является наличие более 100 продукций, что осложняет проверку непротиворечивости системы продукций [13]. Синтаксическое представление продукций описывается с помощью языка исчисления предикатов первого порядка [14].

Таблица 1.
Информативные показатели текущего неврологического статуса пациента

Название показателя неврологического статуса пациента	Обозначение	Набор возможных значений показателя / обозначение
Наличие имплантированного электрокардиостимулятора	X_0	Да / x_{01} Нет / x_{02}
Эмоционально-волевая сфера	X_1	1. Норма / x_{11} 2. Эмоциональная лабильность / x_{12} 3. Выраженная эмоциональная лабильность / x_{13} 4. Эмоциональная угнетенность / x_{14} 5. Признаки депрессии / x_{15}
Сенсорная афазия	X_2	Да / x_{21} Нет / x_{22}
Мышечная сила в пораженной конечности	X_3	Оценка уровня согласно шкале L. McPeak (1996) и М. Вейсс (1986) 0 / x_{31} 1/ x_{32} 2/ x_{33} 3/ x_{34} 4/ x_{35} 5/ x_{36}
Тонус мышц в поврежденной конечности	X_4	Оценка глубины патологии согласно модифицированной шкале Ашворта 0 / x_{41} 1/ x_{42} 1+ / x_{43} 2/ x_{44} 3/ x_{45} 4/ x_{46}
Наличие определенных сопутствующих заболеваний (диабет, мерцательная аритмия в стадии компенсации)	X_5	Да / x_{51} Нет / x_{52}
Наличие повышенной чувствительности к электростимуляции	X_6	Да / x_{61} Нет / x_{62}

Массив информативных показателей текущего неврологического статуса пациента X_0, X_1, \dots, X_6 формируется врачом во время осмотра пациента. Каждый показатель X_n имеет массив возможных значений $x_{n1}, x_{n2}, \dots, x_{nm}$, где n — порядковый номер элемента массива показателей текущего состояния пациента, m — количество элементов в массиве значений, т.е. $X_n\{x_{nm}\}$ — значение m показателя n (табл. 1). Далее врач определяет, нет ли противопоказаний к проведению курса реабилитации. Кроме известных противопоказаний к проведению процедур тренировки движений с применением электростимуляции, врачами-экспертами выделены условия, при которых восстановительное лечение моторного компонента речи по предложенной технологии невозможно или ограничено. К таким условиям относятся выраженный гипертонус пораженной конечности и наличие электрокардиостимулятора. Выраженность гипертонуса (спастического процесса) оценивается в баллах согласно модифицированной шкале Ашворта [15]. Если степень выраженности спастического процесса превышает три балла, формирование произвольных и принудительных движений невозможно. Обозначим критерий запрета проведения процедур $S\{s_1\}$, где s_1 — противопоказание по формированию движений:

$$X_0 \wedge X_1 \wedge X_2 \wedge X_3 \wedge (X_4\{x_{45}\} \vee X_4\{x_{46}\}) \wedge X_5 \wedge X_6 \Rightarrow S\{s_1\}. \quad (1)$$

Наличие у пациента электрокардиостимулятора также является критерием запрета проведения процедур с применением метода электростимуляции. Однако разработанная модель организации интеллектуального управления тонкой моторикой кисти предполагает использование метода БОС по ЭМГ без применения электростимуляции. При этом должны быть выполнены следующие условия:

— отсутствие у пациента нарушений когнитивной и эмоционально-волевой сфер;

— мышечная сила в пораженной конечности не ниже четырех баллов по шкале L. McPeak (1996) и M. Вейсс (1986) [15];

— тонус мышц в норме.

Если условия не выполнены, то тренировка недопустима. Критерий запрета проведения процедур $S\{s_2\}$ (s_2 — противопоказание по использованию электростимуляции) описывается следующим образом:

$$X_0\{x_{01}\} \wedge \left(\begin{array}{l} (X_1\{x_{13}\} \vee X_1\{x_{14}\} \vee X_1\{x_{15}\}) \vee X_2\{x_{21}\} \vee \\ \vee (X_3\{x_{31}\} \vee X_3\{x_{32}\} \vee X_3\{x_{33}\} \vee X_3\{x_{34}\}) \vee \\ \vee (X_4\{x_{43}\} \vee X_4\{x_{44}\}) \end{array} \right) \wedge X_5 \wedge X_6 \Rightarrow S\{s_2\}. \quad (2)$$

Определение критериев (1) и (2) позволяет сформировать решающее правило запрета проведения реабилитационного курса C_0 :

$$S\{s_1\} \vee S\{s_2\} \Rightarrow C_0. \quad (3)$$

Если решающее правило (3) выполняется, дальнейший анализ данных не происходит. В случае же отсутствия запрета на проведение процедур, врач переходит к определению параметров курса реабилитации. Обозначим

регламент тренировки $A \{a_n\}$, где a_n — набор значений длительности тренировки одного движения в минутах для первого, второго и последующих сеансов. Так как присутствует корреляция между движением тонкой моторики кисти и программой тренировки, согласно которой она происходит, их выбор целесообразно проводить одновременно. Для этого обозначим комбинации «движение тонкой моторики кисти — программа тренировки» $B(d_i f_j)$, где d_i — тренируемое движение, а f_j — программа тренировки. Из 25-ти возможных комбинаций по критерию «доступность съёма и подведения информационно-энергетических управляющих сигналов» выбраны 17 (табл. 2).

Таблица 2.
Комбинации движений тонкой моторики и программ тренировки, которые обеспечивает комплекс Тренар

Тренируемое движение	Программа тренировки		Обозначение
	Тренар-01	Тренар-02	
Отведение пальцев от средней линии	Синтез	Пр1, Пр 2	B(d2,f1)
Разгибание кисти + отведение пальцев от средней линии	Синтез	Пр 2	B(d3,f2)
Разгибание кисти	Синтез	Пр1, Пр2	B(d1,f1)
	Донор	Донор-реципиент	B(d1,f3)
	Донор	Порог	B(d1,f4)
	Донор	Биотренировка	B(d1,f5)
	-	Биотренировка	B(d1,f6)
Приведение большого пальца и мизинца	Синтез	Пр1, Пр2	B(d4,f1)
	Донор	Донор-реципиент	B(d4,f3)
	Донор	Порог	B(d4,f4)
	Донор	Биотренировка	B(d4,f5)
	-	Биотренировка	B(d4,f6)
Противопоставление большого пальца	Синтез	Пр1, Пр2	B(d5,f1)
	Донор	Донор-реципиент	B(d5,f3)
	Донор	Порог	B(d5,f4)
	Донор	Биотренировка	B(d5,f5)
	-	Биотренировка	B(d5,f6)

Выбор индивидуальной комбинации параметров реабилитационного курса осуществляется с помощью разработанного набора решающих правил ($C_1 - C_{16}$), описывающих 16 возможных вариантов плана реабилитационного курса [6].

Приведём пример выполнения условий решающего правила для плана реабилитационного курса, например, C_7 :

$$A\{a_1\} \wedge R_2 \wedge R_8 \Rightarrow C_7, \tag{4}$$

где R_2 — набор комбинаций «движение — программа тренировки», который является обязательным для любого варианта плана тренировок с применением методов электростимуляции; R_8 — набор комбинаций, оптимальный для текущего неврологического статуса пациента; $A\{a_{1j}\}$ —

длительность процедуры тренировки одного движения: первый сеанс — 10 минут, второй сеанс — 15 минут, третий и последующие сеансы — 20 минут.

Критерии выполнения данного решающего правила описываются следующим образом:

$$X_0 \wedge ((X_1\{x_{11}\} \vee X_1\{x_{12}\} \vee X_1\{x_{14}\} \vee X_1\{x_{15}\}) \vee X_5\{x_{52}\} \vee X_6\{x_{62}\}) \wedge \wedge X_2 \wedge X_3 \wedge X_4 \Rightarrow A\{a_1\}, \quad (5)$$

$$X_1 \wedge X_2 \wedge X_3 \wedge X_4 \wedge X_5 \wedge X_6 \Rightarrow B(d_1, f_1) \wedge B(d_2, f_1) \wedge B(d_3, f_2) \Rightarrow R_2, \quad (6)$$

$$(X_1\{x_{11}\} \vee X_1\{x_{12}\} \vee X_1\{x_{13}\}) \wedge X_2\{x_{22}\} \wedge X_3\{x_{34}\} \wedge \wedge (X_4\{x_{43}\} \vee X_4\{x_{44}\}) \wedge X_5 \wedge X_6 \Rightarrow B(d_1, f_4) \Rightarrow R_8. \quad (7)$$

Из выражений (5–7) видно, что для проверки выполнения решающего правила того или иного варианта плана реабилитационного курса, например, решающего правила (4), необходимо проанализировать значения всех введенных информативных показателей (X_0, X_1, \dots, X_6). Однако при наличии у пациента кардиостимулятора и вместе с тем, отсутствия запрета на проведение процедур, такой анализ проводить не целесообразно, поскольку в этом случае существует единственный возможный набор комбинаций «движение-программа». Запишем решающие правила для такого варианта:

$$A\{a_1\} \wedge R_1 \Rightarrow C_1 \quad (8)$$

или

$$A\{a_2\} \wedge R_1 \Rightarrow C_2, \quad (9)$$

где $A\{a_2\}$ — длительность процедуры тренировки одного движения: первый сеанс — семь минут, второй сеанс — 10 минут, третий и последующие сеансы — 15 минут; $A\{a_{1j}\}$ — см. (4) и (5);

R_1 — набор комбинаций «движение — программа тренировки» при тренировке исключительно по методу БОС.

Продукции, определяющие критерии $A\{a_2\}$ и R_1 :

$$X_0 \wedge X_2 \wedge X_3 \wedge X_4 \wedge (X_1\{x_{13}\} \vee X_5\{x_{51}\} \vee X_6\{x_{61}\}) \Rightarrow A\{a_2\}, \quad (10)$$

$$X_0\{x_{01}\} \wedge \bar{C}_0 \Rightarrow B(d_1, f_6) \wedge B(d_4, f_6) \wedge B(d_5, f_6) \Rightarrow R_1. \quad (11)$$

Предложенный метод определения параметров персонально ориентированного реабилитационного курса тренировки движений кисти и пальцев для восстановления речи базируется на разработанных критериях, решающих правилах и алгоритме выбора параметров реабилитационного курса, что обеспечивает определение допустимости проведения курса реабилитации и формирование персональной комбинации параметров тренировки движений кисти и пальцев для текущего неврологического статуса пациента. Выбор параметров реабилитационного курса строится по правилам продукционной модели представления знаний.

Для программной реализации аналитических выражений (1–11) и других, описывающих разработанные критерии и решающие правила, разработаны в нотации UML диаграммы деятельности, описывающие реализацию алгоритма принятия решений врача при планировании реабилитационных мероприятий. На основе диаграмм синтезирован специализированный программный модуль, представляющий собой редуцированную экспертную систему продукционного типа прямого вывода. Язык программирования – C# (рис. 4).

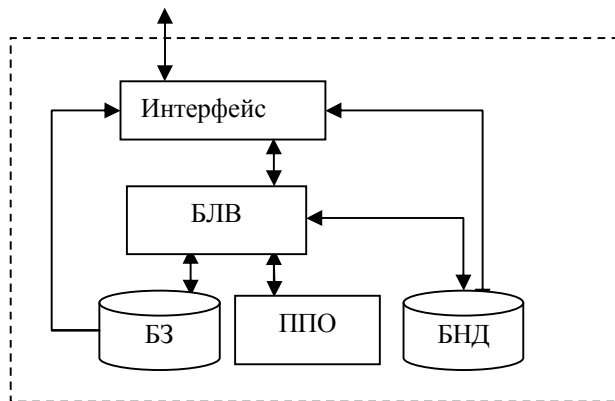


Рис. 4. Структурно-функциональная модель специализированного программного модуля — информационного компонента технологии восстановления речи

Графический интерфейс пользователя (Интерфейс) обеспечивает взаимодействие оператора с информационным компонентом: диалоговый режим работы, доступ к справочной информации, возможность ввода данных текущего состояния пациента для дальнейшего их анализа, вывод на печать рекомендованного и фактического плана реабилитации, результатов восстановительного лечения и другой информации. Подсистема поддержки принятия решений (ППР) состоит из: блока прикладного программного обеспечения (ППО), реализующего программно аналитические выражения разработанного метода определения персональных параметров реабилитационного курса; блока логического вывода (БЛВ), где происходит сопоставление введенных данных и знаний из базы знаний по разработанному алгоритму, и формирование решения; базы знаний (БЗ), где содержится банк решенных задач и информация справочного характера по методам, средствам, координатам и топологии управления движениями кисти и пальцев по предложенной модели управления в виде электронного справочника, реализованного с применением мультимедийных технологий. По требованию оператора предоставляется информация о технологии, ее составных частях: функционирование аппаратно - программного комплекса ТРЕНАР по различным программам управления движениями, виды движений тонкой моторики кисти, топология подведения управляющих сигналов к мышцам и др. Блок накопления данных (БНД) содержит: паспортно-статистические данные пациентов, параметры персонально ориентированных планов реабилитации, результаты лечения и предоставляет оператору

инструментарий для ведения протокола лечебных мероприятий, хранения клинической информации, ее обработки и анализа.

Рассмотрим подробно алгоритм функционирования подсистемы поддержки принятия решений специализированного программного модуля. На первом этапе выполнения алгоритма учитываются стандартные и специфические противопоказания к проведению процедур (рис. 5). Только после подтверждения оператором отсутствия стандартных противопоказаний к проведению электростимуляции, допускается ввод данных текущего неврологического статуса, на основании которого выполняется процедура проверки отсутствия специфических противопоказаний.

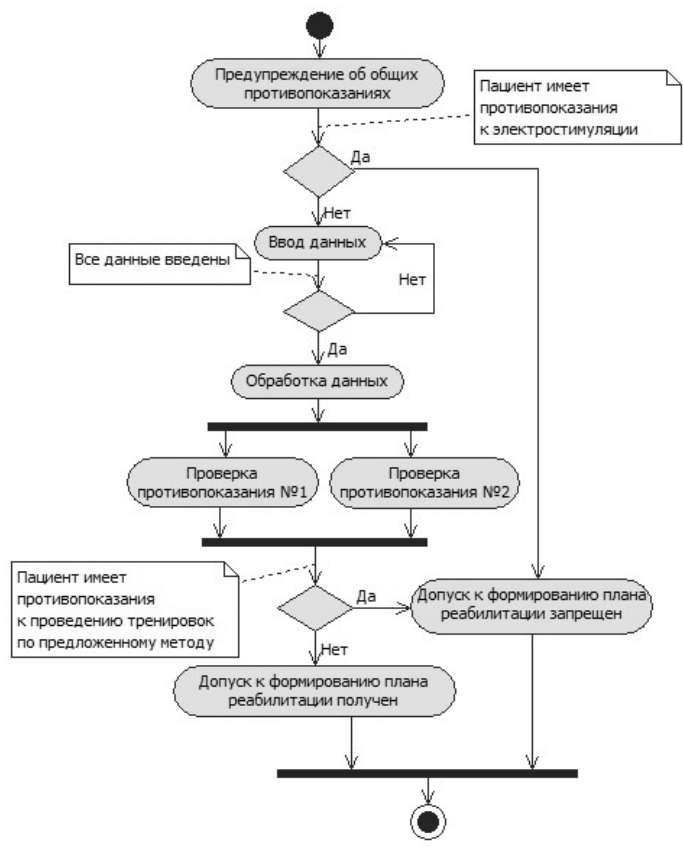


Рис. 5. Диаграмма деятельности сценария «Определение отсутствия противопоказаний к проведению процедур»

Если специфические противопоказания не выявлены, запускается сценарий «Определение персонально ориентированных параметров реабилитационного курса восстановления речи» (рис. 6). В данном сценарии на этапе определения индивидуальных комбинаций «движение тонкой моторики — программа тренировки» данные анализируются сначала по критерию «наличие кардиостимулятора», а затем, если необходимо, по всем остальным критериям. По окончании выполнения сценария отображается

окно с рекомендованными оператору параметрами реабилитационного курса с гиперссылками на соответствующие модули электронного справочника.

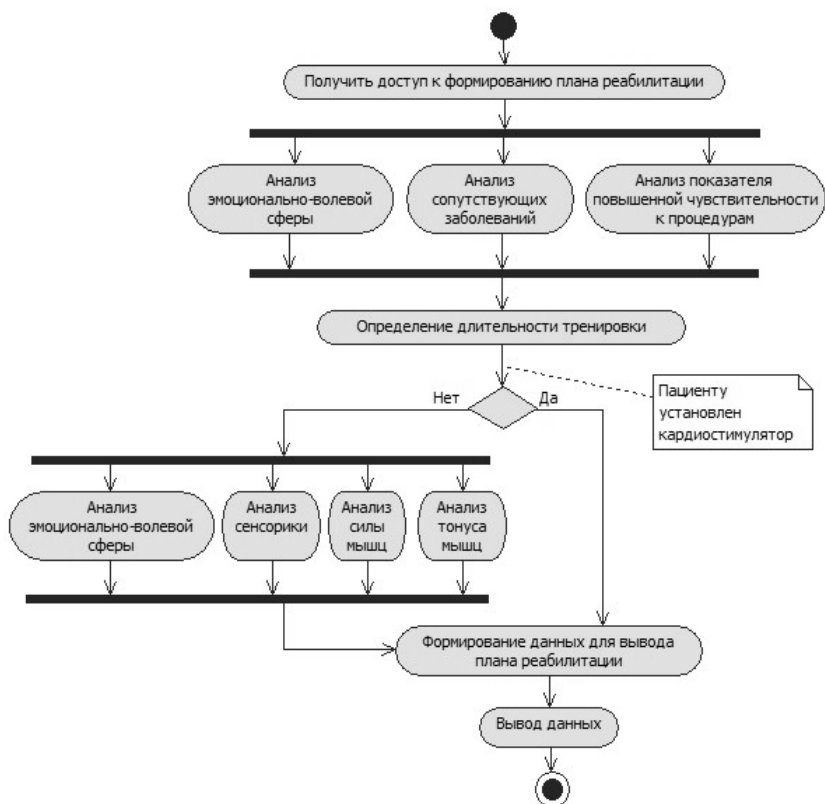


Рис. 6 Диаграмма деятельности сценария «Определение персонально ориентированных параметров реабилитационного курса восстановления речи»

Разработанный специализированный программный модуль, реализованный в архитектуре ПК, обеспечивает организацию справочно-консультационной помощи при планировании и проведении мероприятий по восстановлению речи.

Структурно-функциональная модель организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи на базе компьютерного программно-аппаратного комплекса (рис. 7).

Оператор ПАК, в качестве которого могут выступать врач-невролог, реабилитолог, является активным объединяющим звеном комплекса, обеспечивает единый алгоритм его функционирования. Оператор осуществляет до / в процессе / после реабилитационного курса тестирование неврологического статуса пациента. Определяет степень нарушений двигательных и речевых функций на основе экспертной оценки и стандартных методов, шкал и протоколов тестирования состояния неврологических больных. Взаимодействует с технической подсистемой при формировании / корректировке параметров реабилитационного курса, установке персональных методов, программ и параметров отдельных

процедур курса. Для объективизации диагностики степени выраженности дефекта речи и возможности выявления эффективности реабилитационных мероприятий даже в пределах небольшой положительной динамики разработана методика количественной экспресс-оценки моторных и сенсорных нарушений речи у инсультных больных [16].



Рис. 7 Структурно-функциональная модель организации интеллектуального управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи на базе компьютерного программно-аппаратного комплекса

Техническая подсистема ПАК состоит из двух элементов: электронные аппараты управления движениями типа ТРЕНАР и персональный компьютер с программно реализованным информационным компонентом.

Выводы

Рассмотренная организация управления движениями тонкой моторики кисти для восстановления речи у больных с двигательными нарушениями по типу гемипареза и нарушениями речи по типу моторной или моторно-сенсорной афазии является примером организации интеллектуального управления восстановлением патологически измененной функции, в данном случае речи, на базе внешнего контура управления движениями кисти. Таким внешним контуром является компьютерный персонально ориентированный программно-аппаратный комплекс управления / тренировки тонкой моторики

кисти, восстановление движений которой опосредованно влияет на восстановление речи.

Целенаправленное управление движениями кисти для восстановления речи можно отнести к интеллектуальному, поскольку оно подчинено базовым показателям интеллектуального управления. Такими показателями являются:

Единство ситуационной и конечной цели управления. Конечная цель управления — это и восстановление движений кисти, и восстановление моторного компонента речи. Ситуационная цель управления зависит от неврологического статуса пациента, состояния его двигательных функций и определяет индивидуальный план реабилитационного курса: метод, программу, параметры и регламент тренировки движений кисти;

Организация управления на основе знаний. Рекомендуемый индивидуальный план реабилитационного курса формируется **на основе знаний о технологии восстановления речи:** функционировании аппаратно-программного комплекса ТРЕНАР во всем разнообразии предоставляемых методов, программ и параметров сигналов управления; **на основе знаний, отражающих онтогенетические особенности развития движений кисти** для обеспечения эволюционно-адекватного воздействия на контур управления моторным компонентом речи через контур управления тонкой моторикой кисти; **на основе знаний о топологии подведения управляющих сигналов к мышцам** для реализации движений, отобранных по критерию «доступности формирования»; **на основе знаний о динамике изменения глубины патологии двигательных функций кисти и моторики речи.**

Функцию преобразования приведенных выше знаний и передачи оператору информации относительно рекомендуемых ситуационно адаптированных параметров индивидуального реабилитационного курса управления движениями кисти для восстановления речи выполняет специализированный программный модуль, реализованный в архитектуре компьютера. Такой модуль является информационным компонентом технической системы программно-аппаратного компьютерного комплекса персонально ориентированного управления движениями кисти для восстановления речи.

1. Нефедов В.П., Ясайтис А.А., Новосельцев В.Н. Гомеостаз на различных уровнях организации биосистем — Новосибирск: Наука. Сиб. отд-ние. — 1991. — 232 с.
2. Романов С.П. Нейрофизиологические механизмы гомеостаза двигательных функций: дис. д-ра биол.наук: 03.00.13. — Л., — 1989. — 443 с.
3. Вовк М.И., Кифоренко С.И., Котова А.Б. Биологическая и биотехническая системы как целенаправленные // Управляющие системы и машины. — 2005. — Вып.3(197). — С. 16–24.
4. Вовк М.И. Биоинформационная технология управления движениями как направление биологической и медицинской кибернетики // Кибернетика и вычисл. техника. — 2013. — Вып. 174. — С. 56–70.
5. Кадыков А.С., Черникова Л.А., Шахпаронова Н.В. Реабилитация неврологических больных // Глава 16. Нарушения речи. — М.: МЕДпресс-информ, 2008. — С. 369—384.
6. Krakauer JW Arm function after stroke: from physiology to recovery // Semin Neurol. — 2005 Dec; 25(4) — p. 384-95.

7. Патент на винахід № 111388 Україна, МПК (2006.01), A61N 1/36 Спосіб лікування мовних порушень / М.І. Вовк, Є.Б. Галян, О.М. Підпригора; заявник та патентовласник Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій та систем НАН та МОН України. — № а 2014 06092; заявл. 03.06.2014, опубл. 25.04.16, Бюл. № 8.
8. Вовк М.И., Галян Е.Б. Восстановление моторного компонента речи на базе управления мышечными движениями. Теоретическое обоснование // Кибернетика и вычисл. техника. — 2012. — Вып. 167. — С. 51–60.
9. Вовк М.И., Галян Е.Б. Персонализованный биотехнический система для восстановления речи // Кибернетика и вычисл. техника. — 2015. — Вып.179. — С. 5–19.
10. Інформаційні технології в біології та медицині: Курс лекцій: Навчальний посібник / В.І.Гриценко, А.Б. Котова, М.І. Вовк, та ін.// Частина 3. Теорія біотехнічних систем та її застосування. — Київ: Наук. думка, 2007. — С. 285–340.
11. Кольцова М.М. Двигательная активность и развитие функций мозга ребенка. — М.: Педагогика, 1973. — 143 с.
12. Формализация медицинской информации для автоматизированного решения задачи о назначении лечения / Ю.П. Варезкин, О.Д. Ластивка, А.Д. Лауга и другие // Медицинская и биологическая информатика: Сб. науч. Тр. / Редкол.: Амосов Н.М. (отв. ред.) и др. — Киев : Ин-т кибернетики им. В.М. Глушкова АН УССР, 1967. — С. 68–71.
13. Продеус А.Н., Захрабова Е.Н. Экспертные системы в медицине. — К.: ВЕК+, 1998. — 320 с.
14. Солодовников И.В., Рогозин О.В., Пащенко О.Б. Теория принятия решений : учеб. пособие. — М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2006. — 52 с.
15. Белова А.Н., Щепетова О.Н. Шкалы, тесты и опросники в медицинской реабилитации: руководство для врачей и научных работников. — М.: Антидор, 2002. — 440 с.
16. Методика оценки моторных и сенсорных нарушений речи / М.И. Вовк, С.Р. Пелешок, Е.Б. Галян и другие // Сборник статей научно-информационного центра «Знание» по материалам XI международной заочной научно-практической конференции: «Развитие науки в XXI веке» 3 часть, г. Харьков: сборник со статьями (уровень стандарта, академический уровень). — Д.: научно-информационный центр «Знание», 2016. — С. 70–76.

UDC 002.53:004.8

ORGANIZATION OF INTELLIGENT HAND MOVEMENTS CONTROL TO RESTORE SPEECH

M.I. Vovk, Ye.B. Galyan

*International Research and Training Center for Information Technologies and
Systems of National Academy of Sciences of Ukraine and Ministry of Education and
Science of Ukraine (Kiev)*

Introduction. Intelligent control is a function of organized systems, situationally adapted to provide for the operation to be constant. Main mechanisms for constant operation of biological systems are adaptation and homeostasis. We must keep in mind these mechanisms while designing biotechnical systems for control, maintenance or restoration of motor functions, damaged by pathology, as well as remember that speech movements are a type of voluntary movements.

The purpose is to develop information-structural and structural-functional models for organization of intelligent fine motor hand movements control to restore speech.

Methods: information — structural modeling, structural-functional modeling, first-order predicate logic, Unified Modeling Language.

© М.И. Вовк, Е.Б. Галян, 2016

ISSN 0452-9910. Кибернетика и вычисл. техника. 2016. Вып. 184

41

Results. In this article we present information-structural and structural-functional models of intelligent hand movements control organization to restore speech for patients after the stroke (hemiparesis, motor aphasia, motor-sensory aphasia). The main components of the biotechnical system that organizes intelligent control are electronic devices for motor control TRENAR and PC with software-based information component. Its structural-functional model is described. The organism's reserves activation to restore homeostasis of fine motor hand movements and speech realization is the final goal of control. Adequacy is considered as the best criterion for individual choice of control actions parameters and topology of their application. It is shown how different methods, training programs, and a set of training movements allow us to organize personally oriented situational control / training of hand movements for speech rehabilitation. The method for determining the combination of personal training options for hand and finger movements on the basis of production approach is developed. The software implementation of the method in the form of reduced expert system is described.

Conclusion. The main features of intelligent control organization are the assistance of situational goal to the final goal of control and knowledge-based control.

Keywords: intelligent control, adaptive control, homeostasis, organization, hand movements, speech restoration, modeling, computer complex, electronic devices, information component, production approach, reduced expert system.

1. Nefedov V.P. Homeostasis at different levels of biological systems — Novosibirsk: "Nauka". Siberian branch, — 1991. — 232 p. (in Russian).
2. Romanov S.P. Neurophysiological mechanisms of motor functions homeostasis : thesis. Doctor in Biology: specialty. 03.00.13. — St. Petersburg, 1989. — 443 p. (in Russian).
3. Vovk M.I. Biological and biotechnical system as a purposeful / *Control System and Computers*. — 2005. — № 3(197). — P.16–24 (in Russian).
4. Vovk M.I. Bioinformatic technology of movements control as the direction of biological and medical cybernetics // *Cybernetics and Computer Engineering*. — 2013. — № 174. — P. 56–70. (in Russian).
5. Kadukov A.S., Chernikova L.A., Shakhparonova N.V. *Rehabilitation of neurological patients Chapter 16. Speech disorders*. pp. 369–384. M.: "MEDpress-inform", 2008. — 560 p. (in Russian).
6. Krakauer JW *Arm function after stroke: from physiology to recovery* // *Semin Neurol*. 2005 Dec; 25(4) — p. 384-95. (in English)
7. Vovk M.I., Galyan Ye.B., Pidoprigora E.N., e.a. Sposiblikuvannyamovnuhporushen' [The way to treat speech disorders]. Patent UA, A61N 1/36, no. 111388, 2016. (in Ukrainian).
8. Vovk M.I., Galyan Ye.B. Restoring of motor component of speech based on muscle movement control. Theoretical grounding // *Cybernetics and Computer Engineering*, — 2012. — № 167, — P.51–60. (in Russian).
9. Vovk M.I., Galyan Ye.B. Personalized Biotechnical system to restore speech // *Cybernetics and Computer Engineering*. — 2015. — №179. — P. 5–19. (in Russian).
10. Gritsenko V.I., Kotova A.B., Vovk M.I., Kozak L.M. *Information technology in biology and medicine. Lectures: Tutorial. Part 3 Biotechnological systems theory and its application*. pp.285–340. Kyiv: Nauk. Dumka, 2007. — 381 p. (in Ukrainian).
11. Koltsova M.M. Motor activity and development of the child's brain functions. — M.: "Pedagogika", 1973. — 143 p. (in Russian).
12. The formalization of medical information for automated solving the problem of treatment appointment / Yu.P. Varejkin, O.D. Lastivka, A.D. Lauts & others // *Medical*

- and Biological Informatics: collection of scientific papers / the Editorial.: Amosov N.M. and etc.* — Kiev : VM Glushkov Institute of Cybernetics of NAS of USSR, 1967. — pp. 68–71 (in Russian).
13. Prodeus A.N. Zakhrabova E.N. Expert systems in medicine. — K.: “VEK+”, 1998. — 320 p. (in Russian).
 14. Solodovnikov I. V., Rogozin O.V., Pashchenko O.B. Decision theory: Tutorial. — M.: Publishing house of the MSTU. Bauman, — 2006. — 52 p. (in Russian).
 15. Belova A.N., Shchepetova O.N. Scales, tests and questionnaires in medical rehabilitation: a guide for physicians and researchers — M.: “Antidor”, 2002. — 440 p. (in Russian).
 16. The method of assessment of motor and sensory speech disorders / M.I. Vovk, S.R. Peleshok, Ye.B. Galian // Collected papers of scientific-information center "Knowledge" based on XI International correspondence scientific-practical conference: «The development of science in the XXI century» part 3. Kharkiv: collected papers (standard level, academic level). D.: scientific-information center "Knowledge" — 2016. — P. 70–76. (in Russian).

Получено 15.03.2016

CONTROL METHOD IN COGNITIVE MAPS BASED ON WEIGHTS INCREMENTS

V.D. Romanenko, Y.L. Milyavsky

Educational and Scientific Complex "Institute for Applied Systems Analysis" of National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"

Когнитивные карты широко используются для моделирования сложноструктурированных многомерных систем разной природы. Особой важностью обладает вопрос управления динамикой импульсного процесса в системе, описываемой когнитивной картой. Целью данной работы является разработка и исследование такого метода управления, который использует приращения весовых коэффициентов ребер когнитивной карты в качестве управляющих воздействий. В статье предложена модель управляемого импульсного процесса для этого случая, а также критерий оптимальности для формирования управления. Выведен закон управления и исследована устойчивость замкнутой системы. Алгоритм промоделирован на примере когнитивной карты социально-учебного процесса студента. Результаты разработанного метода подтверждают возможность эффективного перевода вершин когнитивной карты на новые уровни.

Ключевые слова: когнитивная карта, закон управления, приращения весовых коэффициентов, стабилизация на новых уровнях.

Когнітивні карти широко використовуються для моделювання складноструктурованих багатовимірних систем різної природи. Метою даної роботи є розробка і дослідження методу управління імпульсним процесом когнітивної карти, що використовує прирости вагових коефіцієнтів ребер в якості керуючих впливів. У статті запропоновано модель керованого імпульсного процесу для цього випадку, а також критерій оптимальності для формування управління. Виведено закон керування та досліджено стійкість замкненої системи. Алгоритм змодельовано на прикладі когнітивної карти соціально-навчального процесу студента. Результати розробленого методу підтверджують можливість ефективного переведу вершин когнітивної карти на нові рівні.

Ключові слова: когнітивна карта, закон керування, прирости вагових коефіцієнтів, стабілізація на нових рівнях.

INTRODUCTION

Cognitive map (CM) is an oriented graph with vertices reflecting complex systems coordinates (concepts) and edges describing cause-effect relations between the vertices. We consider weighted CM where edges are weighted depending on significance of corresponding relation.

During complex system operation under different disturbances CM coordinates change in time. Each CM vertex R_i is set to values $Y_i(k)$ in discrete times $k = 0, 1, 2, \dots$. The next value $Y_i(k+1)$ is determined by current value $Y_i(k)$ and coordinates increments of other vertices R_j connected to R_i at time k . Change of vertices R_j coordinates $P_j(k) = \Delta Y_j(k) = Y_j(k) - Y_j(k-1)$, $k > 1$, is called impulse according to [1, 2, 3]. Spreading of impulses over CM vertices is called impulse process and is described by the equation:

$$Y_i(k+1) = Y_i(k) + \sum_{j=1}^n a_{ij} P_j(k), i = 1, \dots, n, \quad (1)$$

where a_{ij} is basic weight of edge from R_j to R_i .

Another way, CM vertices coordinates' evolution rule (1) may be formulated as first-order difference equation in increments:

$$\Delta Y_i(k+1) = \sum_{j=1}^n a_{ij} \Delta Y_j(k), i = 1, \dots, n. \quad (2)$$

Equation (2) may be written in vector form:

$$\Delta \bar{Y}(k+1) = A \Delta \bar{Y}(k), \quad (3)$$

where A is a transposed incidence matrix, $\Delta \bar{Y}$ is a vector of coordinates increments. Models (2), (3) describe multivariate dynamic discrete system in free motion of CM vertices.

In [4–8] CM impulse process control automation is performed by external control inputs generating based on vertices coordinates varying using known control theory methods. To accomplish this forced motion equation under impulse process was proposed:

$$\Delta Y_i(k+1) = \sum_{j=1}^n a_{ij} \Delta Y_j(k) + b_i \Delta u_i(k), i = 1, \dots, n, \quad (4)$$

where $\Delta u_i(k) = u_i(k) - u_i(k-1)$ is control input increment which is implemented by means of varying resources of vertex R_i .

Such an approach has a drawback: it may be practically unrealistic to vary CM vertices resources a lot. The article proposes another approach.

PROBLEM DEFINITION

We consider new principle of control synthesis for CM impulse process. The main idea is to vary CM edges weights a_{ij} to actualize controls $u_i(k)$ in closed-loop system. It is possible when we may change degree of impact of one CM vertex on another. Decision-maker may implement weights varying by means of changing administrative, scientific, financial, political, educational, informational interrelations between coordinates of complex system described by CM. Control $u_i(k)$ is performed not by direct impact on the vertex to be changed on the k -th sampling period, but by varying one of the weighting coefficients a_{ij} among edges leading to this vertex. Thus, control $u_i(k)$ should be formed not through resources of $Y_j(k)$ but through modifying degree of influence (Δa_{ij}) of $Y_j(k)$ on $\Delta Y_i(k+1)$. This problem is solved in the proposed article.

The purpose of the article is to develop method of CM impulse process

control based on varying edges' weights.

METHOD OF STABLE CM IMPULSE PROCESSES CONTROL BASED ON WEIGHTS VARYING

Consider free motion CM impulse process equation (3) not in increments but in full coordinates (in scalar and vector forms):

$$Y_i(k+1) = Y_i(k) + (1 - q^{-1}) \sum_{j=1}^n a_{ij} Y_j(k), \quad i = 1, \dots, n, \quad (5)$$

$$\bar{Y}(k+1) = (I + A - Aq^{-1})\bar{Y}(k),$$

where q^{-1} is inverse discrete time shift operator.

If $\lim_{k \rightarrow \infty} \Delta Y_i(k) = 0$, for stabilization of CM vertices coordinates Y_i at predefined levels G_i it is necessary to generate controls influencing CM vertices each sampling period according to designed control law by means of weights $\Delta a_{ij}(k)$ varying.

Suppose that for each $Y_i(k+1)$ there is no more than one coefficient $a_{i\mu_i}$ that may be varied, and that this additional weight $\Delta a_{i\mu_i}(k)$ is applied directly to coordinate $Y_{\mu_i}(k)$. Then forced motion equation for controlled impulse process for each CM coordinate Y_i will be written as:

$$Y_i(k+1) = Y_i(k) + (1 - q^{-1}) \sum_{j=1}^n a_{ij} Y_j(k) + \Delta a_{i\mu_i}(k) Y_{\mu_i}(k) + \xi_i(k), \quad i = 1, \dots, n, \quad (6)$$

where $\Delta a_{i\mu_i}(k) = a_{i\mu_i}(k) - a_{i\mu_i}(k-1)$, $\xi_i(k)$ is uncontrolled random noise with zero mean.

Based on (5), (6) in vector form forced motion equation of CM impulse process may be written as:

$$\bar{Y}(k+1) = (I + A - Aq^{-1})\bar{Y}(k) + L(k)\Delta\bar{a}(k) + \bar{\xi}(k). \quad (7)$$

Matrix $L(k)$ is composed of measured CM coordinates $Y_{\mu_i}(k)$ that influence coordinates $Y_i(k+1)$, $i = 1, 2, \dots, n$, via edges with variable weights $\Delta a_{i\mu_i}(k)$ which are in fact controls here. Strict rules for composing weights increments vector $\Delta\bar{a}(k)$ and matrix $L(k)$ in (7) are formulated below.

a) Vector of weights increments $\Delta\bar{a}(k)$ has dimension $m \leq n$ — it includes only non-zero elements $\Delta a_{i\mu_i}(k) \neq 0$. If some weight in CM cannot be varied then increment $\Delta a_{i\mu_i}(k) = 0$ is not included into $\Delta\bar{a}(k)$.

b) Matrix $L(k)$ has dimension $n \times m$ and contains no more than one element in each i -th row equal to Y_{μ_i} which affects vertex Y_i via weight increment $\Delta a_{i\mu_i}$.

This element's column number is equal to number of element $\Delta a_{i\mu_i}$ in $\Delta \bar{a}(k)$. If any vertex Y_i does not have any incoming edges that may be varied then all elements of i -th row are zero.

Optimal control vector $\Delta \bar{a}(k)$ is designed on the base of the following quadratic optimization criterion:

$$J(k+1) = E\{[\bar{Y}(k+1) - \bar{G}]^T [\bar{Y}(k+1) - \bar{G}] + \Delta \bar{a}^T(k) R \Delta \bar{a}(k)\}, \quad (8)$$

where \bar{G} is reference input vector for CM coordinates vertices stabilizing on predefined levels, R is diagonal positive-definite matrix, E is conditional expectation operator as of time moment k .

After differentiating we obtain the following equation of multivariate controller:

$$\frac{\partial J(k+1)}{\partial \Delta \bar{a}(k)} = 2L^T(k)[(I + A - Aq^{-1})\bar{Y}(k) + L(k)\Delta \bar{a}(k) + \bar{\xi}(k) - \bar{G}] + 2R\Delta \bar{a}(k) = 0, \quad (9)$$

which leads to the control law:

$$\Delta \bar{a}(k) = -(L^T(k)L(k) + R)^{-1}L^T(k)[(I + A - Aq^{-1})\bar{Y}(k) + \bar{\xi}(k) - \bar{G}]. \quad (10)$$

If $\bar{\xi}(k)$ is not measured, then expression (10) is estimated as:

$$\Delta \bar{a}(k) = -(L^T(k)L(k) + R)^{-1}L^T(k)[(I + A - Aq^{-1})\bar{Y}(k) - \bar{G}].$$

Based on equations (7), (10) we get the following closed-loop equation for CM impulse process:

$$\begin{aligned} \bar{Y}(k+1) = & \{I - L(k)[L^T(k)L(k) + R]^{-1}L^T(k)\}(I + A - Aq^{-1})\bar{Y}(k) + \\ & + L(k)[L^T(k)L(k) + R]^{-1}L^T(k)\bar{G} + \{I - L(k)[L^T(k)L(k) + R]^{-1}L^T(k)\}\bar{\xi}(k). \end{aligned} \quad (11)$$

Here $L(k)$ is time varying non-linear matrix depending on $\bar{Y}(k)$. Some insights about stability of closed-loop system (11) are given below.

Proposition 1. Let forced motion equation of CM impulse process be described by (7) where $\Delta \bar{a}(k)$ is m -dimensional vector of weights and $L(k)$ is $n \times m$ matrix composed of coordinates $Y_{\mu_l}(k)$ according to rule (b) ($l = 1, \dots, m$ are numbers of respective increments in $\Delta \bar{a}(k)$). Then $m \times m$ matrix $L^T(k)L(k)$ in control law (10) is diagonal with elements $Y_{\mu_l}^2(k), l = 1, \dots, m$.

Proof. According to rule (b) matrix $L(k)$ contains $Y_{\mu_l}(k)$ in l -th column, and all other elements in the column are zero. After transposing, element $Y_{\mu_l}(k)$ is in l -th row in $L^T(k)$. Then after multiplying — in $L^T(k)L(k)$ we will get element $Y_{\mu_l}^2(k)$ in l -th row and l -th column for all m rows and columns, while all other elements are zero.

Corollary 1. As far as matrix R in (8) is m -dimensional, diagonal and positive-definite, inverse matrix $(L^T(k)L(k) + R)^{-1}$ in (11) is diagonal with elements $\frac{1}{Y_{\mu_l}^2(k) + R_{ll}}, l=1, \dots, m$, that are always positive.

Corollary 2. Matrix $B(k) = I - L(k)[L^T(k)L(k) + R]^{-1}L^T(k)$ in closed-loop equation (11) is $n \times n$ diagonal matrix with main diagonal elements equal to $1 - \frac{Y_{\mu_l}^2(k)}{Y_{\mu_l}^2(k) + R_{ll}} = \frac{R_{ll}}{Y_{\mu_l}^2(k) + R_{ll}}$ in rows that correspond to non-zero rows of $L(k)$ and equal to 1 otherwise. Thus, eigenvalues of $B(k)$ are always $0 < \lambda_i \leq 1, i=1, \dots, n$.

It is important that despite being time varying and non-linear with respect to $\bar{Y}(k)$ matrix $B(k)$ is never unstable because its eigenvalues are always positive and less or equal than 1.

Consider stable CM, i.e. amplitude of eigenvalues of incidence matrix A are less than 1. Closed-loop system (11) is stable if absolute values of roots of its characteristic equation are less than 1, too. This equation is written as

$$\det(I - B(k)(I + A - Aq^{-1})q^{-1}) = 0, \quad (12)$$

where $B(k) = I - L(k)[L^T(k)L(k) + R]^{-1}L^T(k)$.

We already know that $B(k)$ is diagonal matrix with elements in $(0;1]$ interval. If $B(k)$ were identity matrix, system could not be unstable because $I - (I + A - Aq^{-1})q^{-1} = (1 - q^{-1})(I - Aq^{-1})$, and roots of $\det(I - Aq^{-1}) = 0$ are eigenvalues of A which is stable. If instead of identity matrix we multiply the same expression by diagonal matrix some elements of which are positive and less than 1 (and some are still equal to 1), it cannot become unstable. For simplicity it will be demonstrated below in case of triangular matrix A . In this case determinant in (12) is calculated easily because $(I - B(k)(I + A - Aq^{-1})q^{-1})$ is also triangular matrix, so its determinant equals to product of diagonal elements. Thus, in fact we need to prove only scalar case, i.e., that absolute values of roots of equation

$$1 - b(1 + a - aq^{-1})q^{-1} = 0 \quad (13)$$

are not greater than 1 if $|a| < 1, 0 < b < 1$ (for $b = 1$ it's obvious).

Let us solve (13) as quadratic equation with respect to q^{-1} :

$$baq^{-2} - b(1 + a)q^{-1} + 1 = 0.$$

If discriminant $D = b^2(1 + a)^2 - 4ba < 0$ then roots are

$q_{1,2}^{-1} = \frac{b(1+a) \pm i\sqrt{4ba - b^2(1+a)^2}}{2ba}$, then absolute value is $|q_{1,2}^{-1}| = \frac{1}{\sqrt{|ab|}} > 1$, so

$|q_{1,2}^{-1}| < 1$. If $D \geq 0$, that is possible when $a < 0$, then

$q_{1,2}^{-1} = \frac{b(1+a) \pm \sqrt{b^2(1+a)^2 - 4ab}}{2ba} = \frac{1+a}{2a} \pm \sqrt{\left(\frac{1+a}{2a}\right)^2 - \frac{1}{ab}}$. It is easily seen that

$q_1^{-1} = \frac{1+a}{2a} + \sqrt{\left(\frac{1+a}{2a}\right)^2 - \frac{1}{ab}}$ monotonically increases with b increasing from 0

to 1, and maximal value is $\frac{1+a+1-a}{2a} = \frac{1}{a} < -1$; $q_2^{-1} = \frac{1+a}{2a} - \sqrt{\left(\frac{1+a}{2a}\right)^2 - \frac{1}{ab}}$

monotonically decreases and minimal value is $\frac{1+a-1+a}{2a} = 1$. Anyway,

$|q_{1,2}^{-1}| > 1 \Rightarrow |q_{1,2}| < 1$.

STABILISATION OF STUDENT'S SOCIAL-EDUCATIONAL PROCESS VIA COGNITIVE MAP WEIGHTS VARYING

As an example of application of control law proposed above consider stabilization of CM of a student, specifically, of social-educational process of a student. The following concepts are selected as vertices of this CM:

1. Time spent on study.
2. Success in studies.
3. Time spent on work.
4. Success in work.
5. Money earned.
6. Health (time and finance spent on health care).
7. Family welfare.
8. Hobby (time and money spent on leisure and entertainment).

This CM with basic edge weights set by experts can be seen on fig. 1.

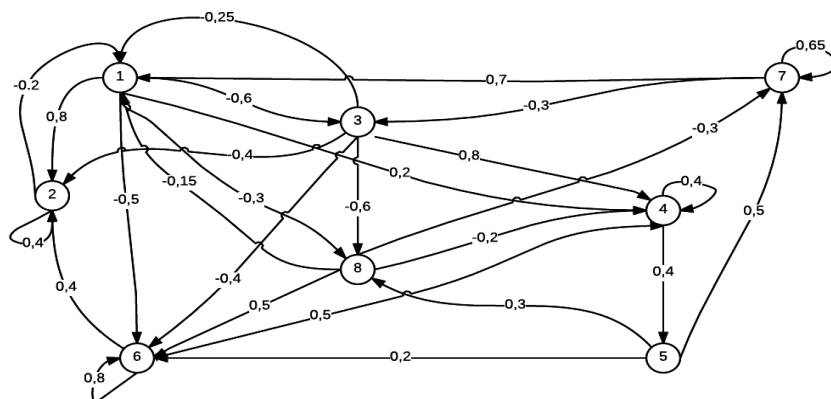


Fig. 1. CM of student

Equation (3) is written in this case as:

$$\begin{pmatrix} \Delta Y_1(k+1) \\ \Delta Y_2(k+1) \\ \Delta Y_3(k+1) \\ \Delta Y_4(k+1) \\ \Delta Y_5(k+1) \\ \Delta Y_6(k+1) \\ \Delta Y_7(k+1) \\ \Delta Y_8(k+1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & -0.2 & -0.25 & 0 & 0 & 0 & 0.7 & -0.15 \\ 0.8 & 0.4 & -0.4 & 0 & 0 & 0.4 & 0 & 0 \\ -0.6 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.3 & 0 \\ 0.2 & 0 & 0.8 & 0.4 & 0 & 0.5 & 0 & -0.3 \\ 0 & 0 & 0 & 0.4 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0.5 & 0 & -0.4 & 0 & 0.2 & 0.8 & 0 & 0.5 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.5 & 0 & 0.65 & -0.3 \\ -0.3 & 0 & -0.6 & 0 & 0.3 & 0 & 0.4 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta Y_1(k) \\ \Delta Y_2(k) \\ \Delta Y_3(k) \\ \Delta Y_4(k) \\ \Delta Y_5(k) \\ \Delta Y_6(k) \\ \Delta Y_7(k) \\ \Delta Y_8(k) \end{pmatrix}. \quad (14)$$

Suppose decision-maker (student) can vary the following weight coefficients:

- a) a_{13} — how time spent on work affects time spent on study;
- b) a_{23} — how time spent on work affects success in studies;
- c) a_{31} — how time spent on study affects time spent on work;
- d) a_{41} — how time spent on study affects success in work;
- e) a_{65} — how earned money affects health level;
- f) a_{75} — how earned money affects family welfare;
- g) a_{83} — how time spent on work affects hobby.

So, according to rule (a)

$$\Delta \bar{a} = (\Delta a_{13} \quad \Delta a_{23} \quad \Delta a_{31} \quad \Delta a_{41} \quad \Delta a_{65} \quad \Delta a_{75} \quad \Delta a_{83})^T$$

and according to rule (b):

$$L(k) = \begin{pmatrix} Y_3(k) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Y_3(k) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Y_1(k) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & Y_1(k) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & Y_5(k) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Y_5(k) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Y_3(k) \end{pmatrix}.$$

All eigenvalues of A are less than 1 by absolute value, the system is stable. All vertices coordinates are measured in scale from 0 to 10 and initial values are set to 5 for illustrative purpose. Suppose that initial impulse is negative: success in studies and health decrease from 5 to 4 level. Our goal is to increase success in studies and health up to 6 level. Having applied control law (10) with R equal to identity 7×7 matrix, we obtain the following impulse process (Fig. 2).

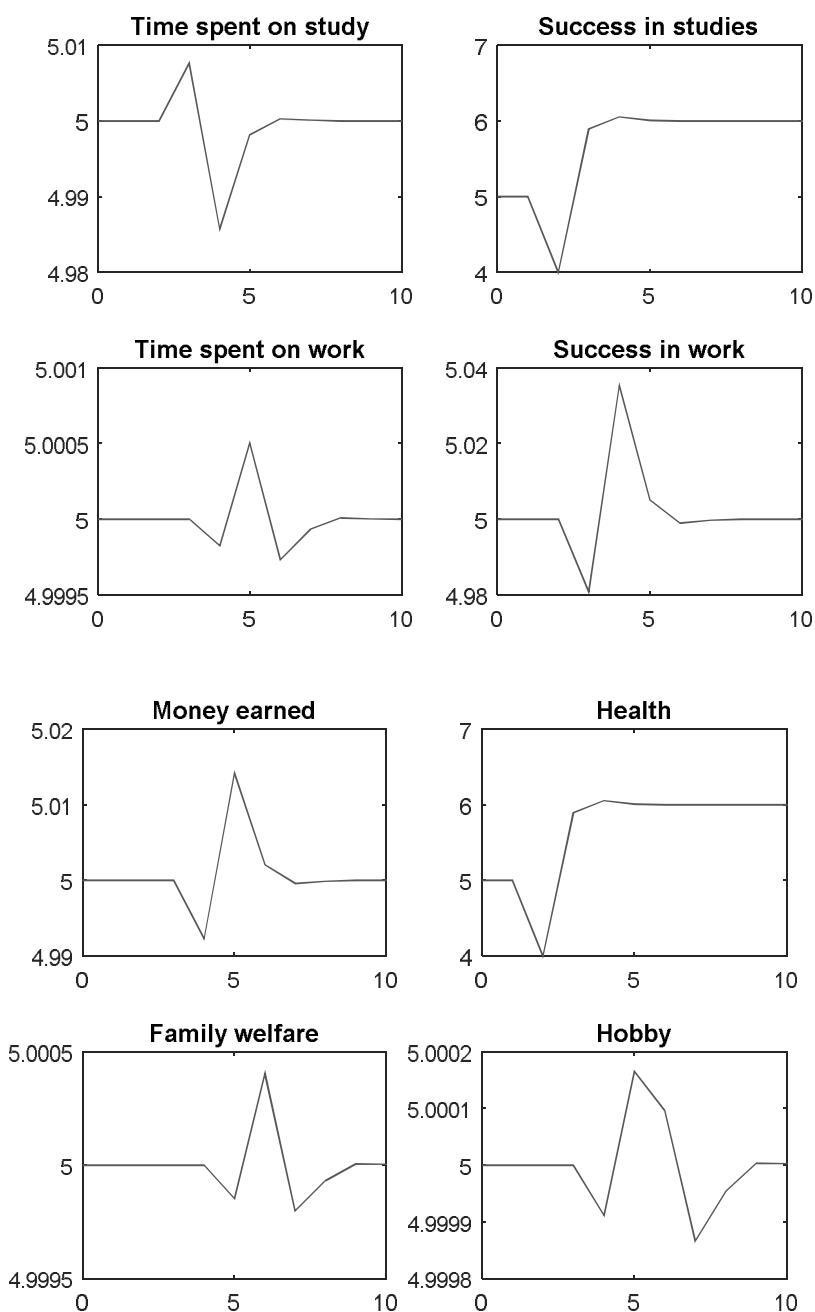


Fig. 2. Controlled impulse process
Weights increments generated by the control law are the following (Fig. 3).

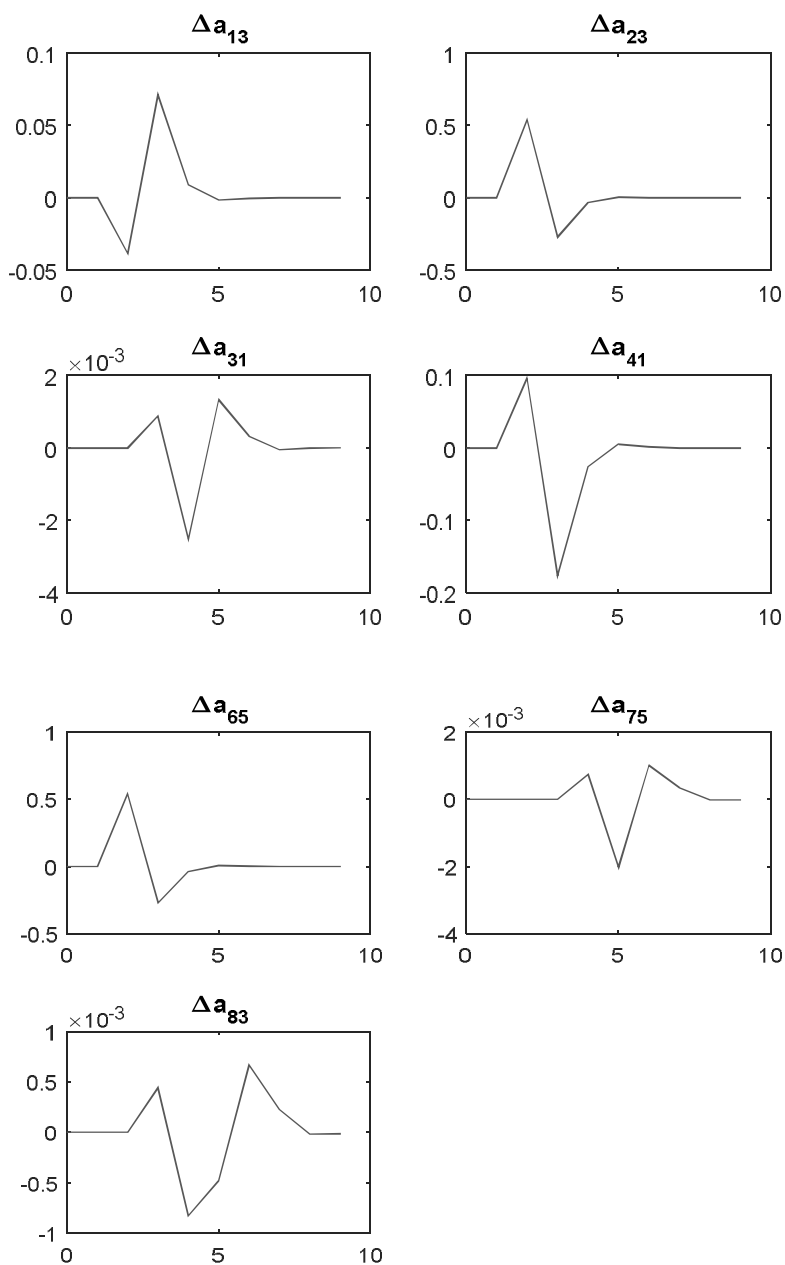


Fig. 3. Weights increments

RESULTS

As we can see from the simulation results proposed algorithm allows setting CM vertices coordinates in impulse process at new adjusted levels. Coordinates converge to reference inputs quickly, amplitude is small enough for practical implementation. This is achieved only via selected CM edges weights varying. Range of the weights change is reasonably small, so that decision-maker can

physically vary them in real life impulse process. Thus, if CM impulse process is stable, using given quadratic criterion and having edges weights that can be varied it is possible to generate control law which moves selected vertices coordinates to any desired values.

CONCLUSION

The article considers new control method of impulse process in CM. This method uses CM edges weights increments as control inputs as opposed to all other methods that require external controls. This makes it possible to change state of dynamic system described by stable CM without varying resources associated with CM vertices. Instead the proposed method is based on changing degree of impact of one CM vertex on another which is more preferable in lots of practical cases. For stabilization quadratic optimality criterion is proposed and explicit formula for optimal control law is derived. Stability of the closed-loop system after applying this law was demonstrated. For illustrative purposes CM of student's socio-educational process was considered. It was shown that by means of the proposed method several vertices coordinates of this CM are easily stabilized on new levels via weights varying. Simulation proved practical applicability of the proposed method.

1. Axelrod R. The Structure of Decision: Cognitive Maps of Political Elites. — Princeton University Press, 1976. — 404 p.
2. Roberts F. Discrete Mathematical Models with Applications to Social, Biological, and Environmental Problems. — Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1976. — 559 p.
3. Горелова Г.В., Захарова Е.Н., Радченко С.А. Исследование слабоструктурированных проблем социально-экономических систем. Когнитивный подход. — Ростов-на-Дону: Изд-во РГУ, 2006. — 332 с.
4. Романенко В.Д., Милявский Ю.Л. Обеспечение устойчивости импульсных процессов в когнитивных картах на основе моделей в пространстве состояний // Системні дослідження та інформаційні технології. — 2014. — № 1. — С. 26–42.
5. Романенко В.Д., Милявский Ю.Л., Реутов А.А. Метод адаптивного управления неустойчивыми импульсными процессами в когнитивных картах на основе эталонных моделей // Проблемы управления и информатики. — 2015. — № 2. — С. 35–45.
6. Романенко В.Д., Милявский Ю.Л. Управление соотношениями координат когнитивной модели сложной системы при неустойчивом импульсном процессе // Системні дослідження та інформаційні технології. — 2015. — № 1. — С. 121–129.
7. Романенко В.Д., Милявский Ю.Л. Стабилизация импульсных процессов в когнитивных картах сложных систем на основе модальных регуляторов состояния // Кибернетика и вычислительная техника. — 2015. — Вып. 179. — С. 43–55.
8. Романенко В.Д., Милявский Ю.Л. Адаптивное координирующее управление соотношениями координат вершин взаимодействующих когнитивных карт в режиме импульсных процессов // Системні дослідження та інформаційні технології. — 2015. — № 3. — С. 109–120.

CONTROL METHOD IN COGNITIVE MAPS BASED ON WEIGHTS INCREMENTS

V.D. Romanenko, Y.L. Milyavsky

*Educational and Scientific Complex "Institute for Applied Systems Analysis"
of National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"*

Introduction. Cognitive maps are widely used for modeling large multidimensional systems. These are weighted oriented graphs that represent concepts and relations between them. When external or internal disturbances affect the system impulse process is initiated. It is described by first-order equation in increments of vertices coordinates. A number of articles solved a problem of control in cognitive map's impulse process by means of control theory methods. But all of them used external control inputs, i.e. resources of the vertices, for this purpose.

The purpose of the article is to develop new method of control where cognitive map's edges weights are used as controls for impulse process stabilisation.

Results. New method of control of cognitive maps was developed. It is based on varying of the map's edges weights. It was supposed that some of the vertices may affect other ones in different way, i.e. stronger or weaker. After presenting impulse process model in full coordinates weights increments were added to the difference equation. They were considered as control inputs which were generated according to the control law developed based on quadratic criterion. Stability of the closed-loop system was demonstrated. To verify the results, method was simulated using cognitive map of student's socio-educational process. Finally we obtained that for stable cognitive map vertices' coordinates are quickly stabilised at new levels via edges' weights varying.

Conclusion. Applying the proposed method of control based on weights varying to impulse process of cognitive map allows setting vertices coordinates on desired levels.

Keywords: cognitive map, control law, weights increments, stabilisation at new levels.

1. Axelrod R. The Structure of Decision: Cognitive Maps of Political Elites. Princeton University Press. 1976. — 404 p.
2. Roberts F. Discrete Mathematical Models with Applications to Social, Biological, and Environmental Problems. — Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1976. — 559 p.
3. Gorelova G.V., Zakharova E.N., Radchenko S.A. Research of semi-structured problems in socio-economic systems. Cognitive approach. — Rostov-na-Donu: Publisher RSU, 2006. — 332 p. (in Russian).
4. Romanenko V.D., Milyavskiy Y.L. Stabilizing of impulse processes in cognitive maps based on state-space models // *System Research & Information Technologies*. — 2014. — №1. — P. 26–42 (in Russian).
5. Romanenko V.D., Milyavskiy Y.L., Reutov A.A. Adaptive Control Method for Unstable Impulse Processes in Cognitive Maps Based on Reference Models // *Journal of Automation and Information Sciences*. — 2015. — № 2. — P. 35–45 (in Russian).
6. Romanenko V.D., Milyavskiy Y.L. Coordinates ratio control for cognitive model of a

- complex system under unstable impulse process // *System Research & Information Technologies*. — 2015. — №1. — P. 121–129 (in Russian).
7. Romanenko V.D., Milyavskiy Y.L. Impulse processes stabilisation in cognitive maps of complex systems based on modal state controllers // *Cybernetics and Computer Science*. — 2015. — №179. — P. 43–55 (in Russian).
 8. Romanenko V.D., Milyavskiy Y.L. Adaptive coordinating control of interacting cognitive maps vertices' ratios in impulse mode // *System Research & Information Technologies*. — 2015. — №3. — P. 109–120 (in Russian).

Получено 24.03.2016

Медицинская и биологическая кибернетика

УДК 004.75+004.932.2:616

ИНФОРМАЦИОННОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ СИСТЕМ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ И СИСТЕМЫ ДЛИТЕЛЬНОГО ХРАНЕНИЯ ЦИФРОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В УЧРЕЖДЕНИЯХ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

О.А. Романюк, А.С. Коваленко, Л.М. Козак

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины (г. Киев)

Проведен предварительный анализ характеристик систем хранения медицинских изображений с учетом требований конкретного медицинского учреждения для выбора оптимальной программной реализации. По результатам тестирования и апробации в рабочих условиях выбрана система Conquest DICOM, проверена ее функциональность. Разработана и апробирована методика адаптации системы передачи и архивирования цифровых медицинских изображений, обеспечивающей многократное использование и длительное хранение ЦМИ, получаемых при инструментальном исследовании пациентов.

Ключевые слова: цифровые медицинские изображения, стандарт DICOM, системы длительного хранения.

Проведено попередній аналіз характеристик систем зберігання медичних зображень з урахуванням вимог конкретного медичного закладу для вибору конкретної програмної реалізації. За результатами тестування та апробації в робочих умовах вибрано систему Conquest DICOM, перевірено її функціональність. Розроблено та апробовано методику адаптації системи передачі та архівування цифрових медичних зображень для забезпечення багаторазового використання та тривалого зберігання ЦМЗ, одержуваних при інструментальному дослідженні пацієнтів.

Ключові слова: цифрові медичні зображення, стандарт DICOM, системи тривалого зберігання.

ВВЕДЕНИЕ

Организация совместного хранилища цифровых медицинских изображений (ЦМИ) инструментального исследования в учреждениях здравоохранения, управление доступом медицинского персонала в базу изображений для просмотра и анализа диагностической информации являются неотъемлемыми задачами развития и внедрения информационных технологий в учреждениях здравоохранения. Актуальность данной работы обусловлена потребностью учреждений здравоохранения в многократном

использовании цифровых медицинских изображений различными специалистами во время медицинского обслуживания пациентов.

При установлении диагноза и проведении лечения врачи все больше полагаются на медицинские изображения, к которым относятся рентгенограммы (количество цифровых рентгенограмм увеличивается, но в подавляющем большинстве — это рентгеновские снимки), изображения ультразвуковых исследований (УЗИ), магнитно-резонансной томографии (MRI — Magnetic Resonance Imaging), компьютерной томографии (CT — Computed Tomography), томографии на положительном излучении (PET — Positive Emission Tomography) и др.

Существует ряд факторов, которые чрезвычайно затрудняют лечение пациента, основанное на медицинских изображениях. Естественно, медицинские данные о пациенте собираются в разных лечебных учреждениях. Врачи часто не имеют доступа ко всем историям болезней всех своих пациентов. Медицинские изображения представляются очень большими объемами данных (трехмерные изображения, набор изображений, полученных в последовательные моменты времени, многочисленные протоколы изображений) со сложной структурой (клинически и эпидемиологически значимые показатели, такие как возраст пациента, питание, образ жизни и история болезни, параметры получения изображений и анатомические или физиологические изменения). Часто изображений одного вида инструментальных исследований оказывается недостаточно, поскольку на их получение влияет много параметров, а дополнительная информация накапливается различными системами сбора физических данных (physical acquisition systems).

Использование медицинских изображений будет расширяться по мере того, как во многих учреждениях здравоохранения (УЗ) будут установлены системы с высокой пропускной способностью для архивирования изображений.

Таким образом, одной из главных тенденций в этой области выступает интеграция медицинских информационных систем различного назначения в единую систему, с созданием единого информационного пространства здравоохранения. Ввиду того, что МИС могут быть реализованы на различных программно-аппаратных платформах, встаёт проблема их взаимодействия [1]. Интероперабельность хорошо реализуется в технологии «облаков», что требует переноса конкретной функциональности приложения или сервиса из одного «облака» в другое. Их применение в медицине поможет не только хранению больших массивов данных, но и обеспечит современными сервисными функциями из разных приложений для их обработки и анализа. Основываясь на облачных технологиях, можно предположить, что использование медицинских изображений будет расширяться по мере того, как многие учреждения здравоохранения будут включены в единое информационное пространство. Однако при современном уровне информатизации здравоохранения Украины, этот процесс будет реализовываться постепенно, по мере их подключения к «облакам». В настоящее время актуальной является задача интеграции разделенных

информационных систем и программных модулей в среде отдельного медицинского учреждения для обеспечения возможности длительного хранения ЦМИ и их эффективного использования в деятельности лечащих врачей.

ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМЫ

Медицинские изображения дают основной объем информации о пациенте, однако сами по себе они недостаточны, поскольку необходим их анализ и интерпретация в контексте истории болезни пациента, для чего используются метаданные, связанные с изображениями. Для унификации медицинской информации, а также для более удобного хранения и передачи данных, несколькими международными организациями и промышленными компаниями был принят стандарт DICOM [2].

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) — отраслевой стандарт регулирования процессов создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов, разработан Национальной ассоциацией производителей электронного оборудования (National Electrical Manufacturers Association), опирается на ISO-стандарт OSI, поддерживается основными производителями медицинского оборудования и медицинского программного обеспечения [3].

Существует два основных информационных уровня стандарта DICOM:

— файловый уровень (DICOM File — DICOM-файл) — объектный файл на основе теговой организации для представления кадра изображения (или серии кадров) и сопроводительной/управляющей информации (в виде DICOM тегов);

— сетевой, или коммуникационный (DICOM Network Protocols — сетевой DICOM-протокол) — для передачи DICOM-файлов и управляющих DICOM-команд по сетям с поддержкой TCP/IP [4].

Каждый уровень является неотъемлемой частью процесса создания, передачи и архивирования ЦМИ.

Стандарт DICOM реализован в современном оборудовании для получения изображений с медицинских диагностических комплексов, что облегчает обмен данными между устройствами для визуализации изображений, подсистемами постобработки и системами архивирования. Однако этот стандарт не охватывает все свойства RIS (Radiological Information System), касающиеся управления данными и доступа к данным, и не описывает стратегию архивирования. Эти функции выполняются современными системами архивирования и длительного сохранения данных медицинских обследований.

В настоящее время в больницах устанавливаются системы архивирования, позволяющие решать некоторые важные задачи, связанные с управлением медицинскими данными. Система получения, анализа, обработки, обмена и архивирования медицинских изображений — PACS (Picture Archiving and Communication Systems), стала лидером в секторе

медицины в качестве общего направления группы программ, ориентированных на уменьшение расходов, увеличение производительности и скорости архивирования, чтения, распространения и представления в электронном формате медицинских изображений [5].

PACS представляет собой электронную альтернативу использования аналоговых методов получения медицинских изображений, реализация такой системы приводит к положительным изменениям в лечебном процессе.

При внедрении PACS необходимо помнить несколько ключевых моментов, касающихся управления ЦМИ: качество изображения и разрешение рабочих станций, развитие диагностического оборудования, объем цифрового архива, а также переход на новое программное обеспечение и обучение персонала.

Управление ЦМИ имеет решающее значение — каждому пользователю системы должны быть всегда доступны все изображения с любой цифровой модальности на рабочей станции.

Правильный ввод данных исходной информации пациента имеет решающее значение для его успешной идентификации — если лаборантом повторно вводятся персональные данные о пациенте, шанс опечаток составляет около 20 процентов, поэтому необходимо использовать связь между медицинской информационной системой (МИС) учреждения здравоохранения и модальностями для корректного использования ключевых идентификаторов.

Автоматизация процесса на начальных этапах требует дополнительных проверок — программное обеспечение должно иметь простой интерфейс, администратор должен иметь возможность контроля и исправления ошибок.

Хранение больших массивов ЦМИ решается на базе либо учреждения здравоохранения, либо, следуя тенденциям развития цифровых технологий, на сетевом устройстве онлайн, используя поставщиков сервисного программного продукта Application Service Provider (ASP) или хранение в «облаке».

Система PACS требует целенаправленной поддержки в виде системного администратора, функции и ответственность которого варьируются от поддержки работоспособности системы до обучения персонала.

Необходимо проводить предварительные и профилактические тестирования работоспособности системы, которая являет собой совокупность различного оборудования, такого как серверы, рабочие станции, сетевое оборудование, а также программного обеспечения, разработанного соответственно специфическим требованиям УЗ.

Безопасность — одно из основных требований. В это понятие входит как защита от вредоносного программного обеспечения, так и защита от несанкционированного доступа к исследованиям и личным данным пациентов.

Для повышения эффективности работы необходимо провести оптимизацию документооборота и перейти с бумажных носителей на цифровые.

Архитектура PACS представляет медицинскую информационную систему, которая построена по технологии DICOM клиент-сервер (Client/Server), основанную на стандарте DICOM, и состоит из следующих взаимосвязанных компонентов:

- DICOM Client — медицинское DICOM-оборудование;
- DICOM Server — один или несколько серверов;
- DICOM Workstation — автоматизированное рабочее место (АРМ) врача-диагноста;
- DICOM Print — устройство печати результатов.

В PACS системная архитектура обычно состоит из следующих компонентов: приборы, с помощью которых получают медицинские изображения (модальности), АРМ врачей и система менеджмента изображений. Необходимо также определить, какой тип архитектуры PACS наиболее соответствует потребностям организации сетевого взаимодействия программно-технического парка конкретного медицинского учреждения.

Установка PACS даже ведущих производителей таких систем занимает от двух недель до трех месяцев, в зависимости от количества оборудования и программных компонентов, за это время необходимо провести предварительный анализ оборудования, установить и настроить систему.

Цель — формирование методики, которая позволит проводить анализ, установку и настройку PACS на базе любого учреждения здравоохранения.

ОСОБЕННОСТИ ЦИФРОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Медицинские данные используются при постановке диагноза, при дальнейшем лечении и планировании терапии. При установке диагноза медицинские изображения сразу после получения визуализируются и интерпретируются врачом — специалистом данного вида инструментальной диагностики (например, рентгенологом), а дальше передаются лечащему врачу (часто в виде рентгеновских снимков) для повторного рассмотрения. Эти два чтения снимка обычно происходят в разных кабинетах и, может быть, даже в разных корпусах. При дальнейшем лечении в работу со снимками могут быть привлечены и другие врачи. К тому же диагностические изображения могут быть получены в разное время и в различных медицинских учреждениях. При планировании терапии и в ходе лечения изображения должны быть доступны и в больничной палате, где проводится лечение.

Необходимо подчеркнуть, что ЦМИ — это не просто набор параметров медицинского изображения, конечной целью жизненного цикла которого является визуализация. ЦМИ является составной частью и особым подвидом электронного документа, отличается форматом представления информации, который объединяет графическую составляющую с формализованной структурированной текстовой — метаданные. Метаданные содержат набор параметров изображения и фактические первичные данные на момент создания изображения о состоянии здоровья пациента, органа, системы и т.д.

К ЦМИ относят изображения, полученные на диагностическом и лечебном оборудовании: рентген, флюорография, ультразвуковое исследование (УЗИ), магниторезонансная томография (МРТ), компьютерная томография (КТ), эндоскопия, другие виды диагностики и лечения с визуализацией целевых органов и тканей. Согласно стандарту DICOM, который используется во многих современных медицинских информационных системах для работы с ЦМИ, рассматриваются 35 типов медицинских изображений [2].

ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ И ТЕСТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ХРАНЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ.

Существует три основных типа архитектуры PACS, каждая имеет свои преимущества и недостатки. Перед проектировщиками встают следующие задачи: необходимо максимально качественно и продуктивно построить систему, используя существующие технологии и устройства, а также учитывая требования конкретного медицинского учреждения [6].

Система по типу Клиент/Сервер. Данная архитектура базируется на том, что все изображения сразу посылаются в архив, находящийся на сервере. Доступ к изображениям имеют все авторизованные пользователи, перечень которых находится в централизованном рабочем списке. Доступ, просмотр и редактирование происходят непосредственно на сервере (рис. 1).

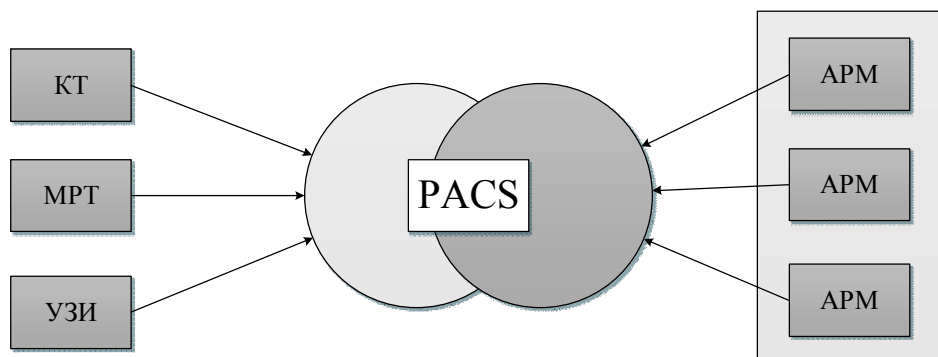


Рис. 1. Схема системы по типу Клиент / Сервер

К преимуществам такой системы можно отнести следующее:

- любое изображение, находящееся в системе, можно просмотреть в любое время без использования дополнительных этапов;
- только один авторизованный пользователь одновременно имеет доступ к изображению, другим будет показано, что файл уже используется;
- не нужно на рабочие станции посылать сообщения о том, что файл уже изменен.

Однако существует ряд недостатков, основной из которых состоит в том, что, если лечебное учреждение территориально разьединено, нужно или наличие единого сервера на базе одного из корпусов УЗ со связью через сеть интернет, или создание отдельных хранилищ данных в каждом отделении УЗ и создание надежной связи между этими серверами. Как результат такой

ситуации, в случае отказа оборудования сервера, вся система выключается, что приводит к отсутствию доступа к имеющимся данным и невозможности сохранения новых изображений. Также система может перестать работать из-за чрезмерной нагрузки на сеть или длительных задержек ответа сервера.

Использование архитектуры такого типа можно считать нецелесообразным, т.к. работа системы будет зависеть не только от внутренней сети, но и от внешнего канала связи между объектами.

Распределенные системы, также известные как разграниченные или автономные. В таких системах изображения, полученные на конкретных диагностических системах (модальности), отсылаются на четко определенную рабочую станцию (АРМ), которая обеспечивает возможность просмотра. Все данные хранятся в архиве на сервере, но часть изображений сохраняется локально на жестком диске АРМ до тех пор, пока пользователь их не удалит. Имеется возможность распределения типов изображений между рабочими станциями, например, данные МРТ посылаются на один АРМ, а КТ — на другой (рис. 2).

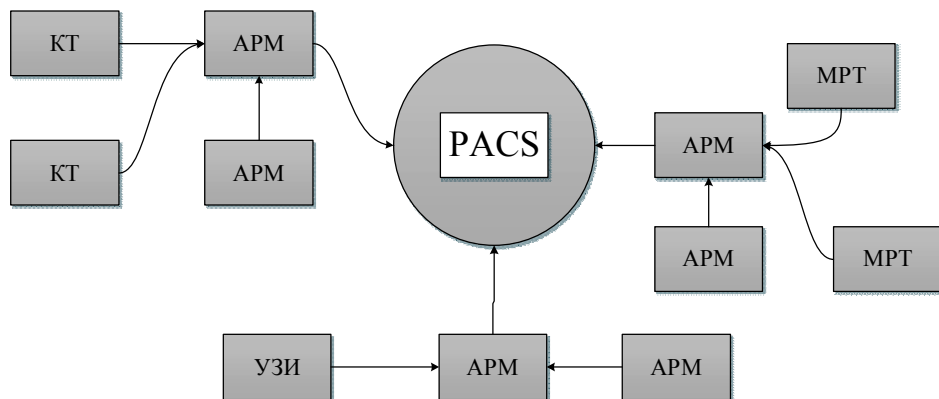


Рис. 2. Схема распределенных систем

Использование такой архитектуры имеет ряд преимуществ, ведь даже при отказе сервера или сети, создание, просмотр и редактирование локальных изображений не прекращается, а при восстановлении работы сервера данные повторно сохраняются. Засчет многократного копирования файлов на разных рабочих станциях снижается риск потери данных, а нагрузка на сеть не влияет на формирование выборки изображений и пользователь имеет возможность просматривать один файл и загружать другой.

Недостатком такой системы можно считать то, что при неправильном распределении загрузки потока данных, сохранение редактируемых изображений будет некорректным, т.е. более ранние изменения могут быть записаны поверх более поздних. Также недостатком можно считать то, что список авторизованных пользователей находится на рабочих станциях и одновременно может работать только один пользователь.

При существующей технической базе многих учреждений здравоохранения такая архитектура системы удовлетворяет потребности сохранения медицинских данных, но главным становится вопрос

правильного распределения нагрузки на рабочие станции и определения корректного документопотока.

Сетевая система, или Web-система. Система распределена следующим образом: все данные и программное обеспечение хранятся централизованно и загружаются пользователю на дисплее, в основном архиве находятся только изображения.

В таких системах, из-за использования соответствующего веб-браузера на основе любой операционной системы, появляется вариабельность конфигурации рабочих мест клиента. При необходимости проведения телеконференций один и тот же программный продукт может использоваться как в лечебном учреждении, так и за его пределами.

Функциональность системы может быть ограниченной из-за удаленного доступа к программному обеспечению в связи с низкой пропускной способностью канала связи.

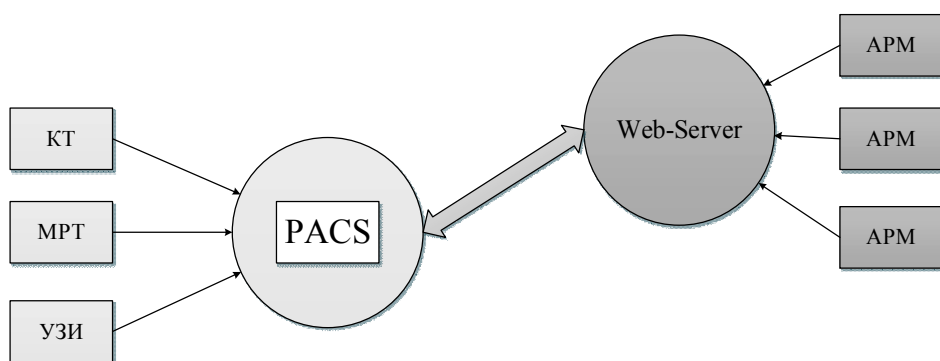


Рис. 3. Схема сетевой системы (Web-система)

Таким образом, на предварительном этапе необходимо определить, какая архитектура PACS наиболее соответствует потребностям УЗ, оценить возможность использования гибридной архитектуры, при которой функциональный симбиоз вышеперечисленных функций будет удовлетворять все потребности УЗ.

Анализ потребностей учреждений здравоохранения при организации взаимодействия системы архивирования с информационной системой конкретного учреждения позволил сформулировать ряд требований к внедряемой PACS. Система должна быть бесплатной, много платформенной, работоспособной и способной выполнять функции индексирования БД диагностических приборов, передачи цифровых медицинских изображений в хранилище, управления доступом к хранилищу.

Согласно этим требованиям были отобраны десять многоплатформенных систем — бесплатные, предоставляющие возможность корректировки исходного кода (freeware / opensource PACS) и поддерживающие международный стандарт DICOM при работе с цифровыми медицинскими изображениями. Тестирование выполнялось на операционных системах Windows 7 (64-bit) и Windows XP SP3 (32-bit).

Во время тестирования оценивались три основных критерия работоспособности системы: возможность установки (наличие исходных

файлов, безошибочный процесс инсталляции), безошибочный запуск системы и соответствие функций требованиям к PACS.

По результатам тестирования и апробации в рабочих условиях была отобрана система Conquest DICOM, первоначальная версия которой создана в Калифорнийском университете, к нынешнему виду система развита группой ученых Голландского института рака.

Осуществлена проверка функциональности системы Conquest DICOM, возможность обеспечения доступа к диагностическим системам, выявление DICOM файлов формата *.dcm и передачу этих файлов для хранения на DICOM-сервере, для дальнейшей работы с изображениями на DICOM-сервере, для управления доступом, визуализацией изображений и их метаданными.

Сложные диагностические приборы, которые представляют собой компьютерную подсеть, охватывают диагностическое оборудование, DICOM-сервер или PACS модальности и автоматизированные рабочие места операторов и врачей. В этом случае систему можно представить как подсистему с автоматической передачей данных от инструментальных диагностических комплексов, которая напрямую подключается к PACS (рис. 4.).

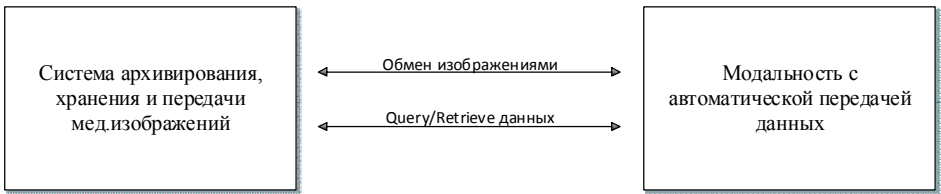


Рис 4. Подсистема объединения диагностических приборов, которая напрямую подключается к PACS

Для диагностических приборов старого образца, формирующие файлы, которые не поддерживаются в PACS, используется программа конвертации и передачи изображений в область хранения данных хранилища. PACS при этом индексирует входные файлы и формирует записи в БД PACS (рис. 5).

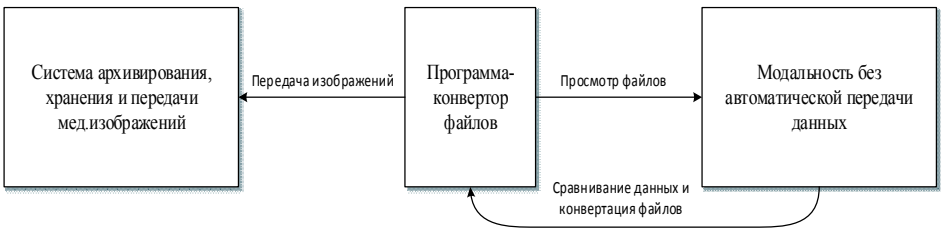


Рис. 5. Подсистема конвертации и передачи изображений в область хранения данных хранилища

Для диагностических приборов с выходными изображениями формата, поддерживаемого PACS, на стороне модальности устанавливается DICOM-сервер с БД ограниченной мощности и настраивается планировщик задач системы для передачи файлов (рис.6).



Рис 6. Подсистемы объединения диагностических приборов с выходными изображениями разного формата

Таким образом, для дальнейшего создания специализированного цифрового хранилища при подключении модальности достаточно будет следовать одному из трех сценариев взаимодействия PACS и модальности.

МЕТОДИКА АДАПТАЦИИ СИСТЕМЫ ПЕРЕДАЧИ И АРХИВИРОВАНИЯ ЦИФРОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ К УСЛОВИЯМ КОНКРЕТНОГО УЧРЕЖДЕНИЯ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ.

Для обеспечения многоразового использования и длительного хранения ЦМИ, получаемых при инструментальном исследовании пациентов, на каждом автоматизированном рабочем месте (АРМ) врача используется PACS Conquest DICOM-сервер версии 1.4.17 или выше. Система была разработана в Калифорнийском университете в рамках проекта Conquest, который должен был обеспечивать небольшой архив изображений, и предназначена для подключения диагностических подсистем разных модальностей, которые могут передавать ЦМИ стандарта DICOM (C-Store), но не имеют DICOM архива.

Программно-технологические характеристики PACS Conquest DICOM. Система поддерживает рабочий список модальностей, который можно загрузить с данными HL7, метаданные ЦМИ (данные о пациенте и диагностических процедурах) и запросы систем инструментального исследования на загрузку персональных данных пациентов. При сохранении изображений на сервере персональные данные пациентов могут согласовываться с данными из БД медицинской информационной системы.

В данном исследовании использован DICOM-сервер, который является адаптированной версией Калифорнийского университета по программному обеспечению Devise DICOM (персональные PACS). Программное обеспечение этого сервера использует Delphi TCP/IP компоненты от FrançoisPiette (<http://www.overbyte.be>), TZipMaster VCL, MiTeCDBFTable, mysql.pas (<http://www.fichtner.net/delphi/mysql/>), TMySQLDataset, браузер EZDicom, SQLite база (<http://www.sqlite.org/index.html>), инструменты JPEG компрессии/декомпрессии OFFIS DICOM toolkit (DCMTK version 3.5.3). Базовая версия содержит реализацию сжатия JPEG и JPEG2000.

Функционирование сервера начинается с опроса систем инструментального исследования, получения ЦМИ с последующим сохранением их в предварительно определенной директории. ЦМИ хранится в формате ACRNEMA2.0 или в сжатом формате Conquest (с опциональным

высокоскоростным сжатием с коэффициентом 2 или выше), или в формате с опциональным сжатием JPEG.

Метаданные каждого ЦМИ хранятся в формате базы данных DBASEIII или SQLite, используя встроенный драйвер, или с помощью других типов баз данных через стандартное окно интерфейса ODBC или интерфейс MySQL.

Для просмотра конкретных ЦМИ и их метаданных использована функция uPACS, которая обеспечивает передачу ЦМИ, бесплатный просмотр DICOM-изображений на APM, формирование крупных архивов ЦМИ в сочетании с Microsoft SQL и является оптимальным решением для использования на рабочих местах врачей.

Разработанная методика адаптации системы передачи и архивирования цифровых медицинских изображений включает следующие этапы.

На первом этапе методики адаптации системы хранения ЦМИ проводится *анализ существующих систем инструментальных исследований различных модальностей* для выявления возможности аппаратного подключения к системной сети (наличие цифрового выхода сигнала), цифрового вида ЦМИ и поддержки стандарта DICOM.

По результатам анализа, с учетом потребностей и возможностей УЗ, выбирается архитектура и платформа сервера.

Установка компонентов для работы базы данных и web-доступа. Следующим этапом при установке PACS Conquest DICOM является настройка web-сервера в зависимости от операционной системы, установленной/работающей в медицинском учреждении информационной системы: для платформы Windows устанавливается web-сервер ISS, для платформы Unix — Apache, PHP и БД MySQL, обеспечивающие возможность интегрирования PACS с медицинской информационной системой УЗ и базой данных пациентов.

Настройка системы передачи и архивирования ЦМИ для выполнения задач УЗ. При настройке PACS Conquest DICOM-сервера необходимо прописать имя DICOM сервера, TCP/IP порт, каталог хранения и параметры ЦМИ. Проводится тестирование TCP/IP параметров и настройка интерфейс доступа к базам данных. Используя DICOM-команду C-ECHO, проверяется связь между PACS и модальностями, C-FIND — режим «запрос/ответ» о наличии пациентов, изображений или исследований. Для работы с изображениями, их передачей и получением используются запросы C-MOVE и C-GET.

Теги ЦМИ можно посмотреть во вкладке «Browsedatabase» путем выбора пациента из списка (рис. 7), а также есть возможность просмотра исследования данного пациента (рис. 8), вызов контекстного меню и выбора пункта меню «Showheader», по которому открывается окно просмотра полного списка тегов.

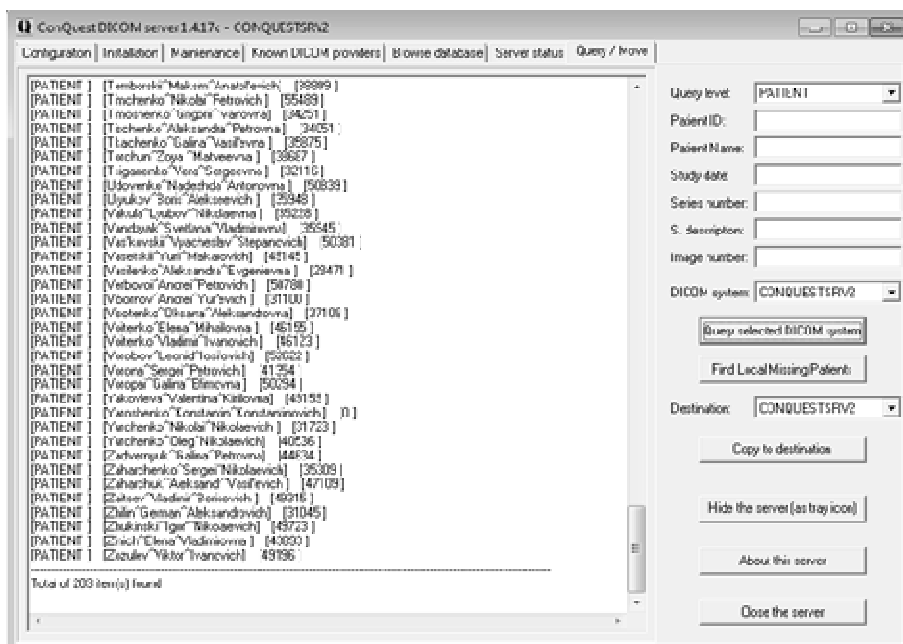


Рис. 7. Экранная форма для запроса списка пациентов

В случае возникновения ошибок при работе системы формируется файл отчетов, который может посылаться администратору сразу на рабочее место.

Подключение систем инструментальных исследований различных модальностей. Этот этап начинается с операции прописыванием параметров доступа со стороны клиента и со стороны сервера, а именно: АЕТ, IP, port, степень и алгоритм сжатия изображений. Вторым шагом проводится тестирование связи между сервером и клиентом, при отсутствии связи проводится проверка и выявление причин неполадок.

Причины отсутствия связи между сервером и клиентом можно условно разделить на три категории:

- ошибка оператора при вводе основных параметров доступа, которая решается повторным введением корректных данных;
- наличие связи без возможности передачи ЦМИ, что корректируется с помощью проверки и настройки корректных параметров сжатия ЦМИ;
- отсутствие связи в целом — при наличии поддержки стандарта DICOM у клиента необходимо обеспечить конвертацию и передачу ЦМИ непосредственно в систему хранения и архивирования медицинских изображений с помощью дополнительных устройств конвертации.

Организация доступа к хранилищу с рабочих мест медицинского персонала осуществляется с помощью DICOM браузера RadiAnt DICOM Viewer, который обеспечивает просмотр DICOM-файлов различных форматов (со сжатием и без).

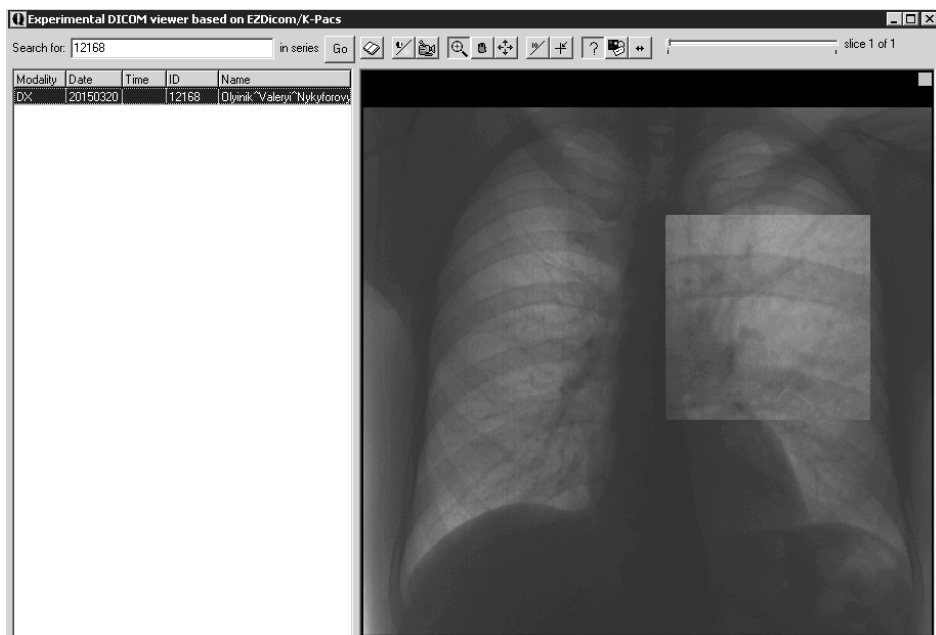


Рис. 8. Окно просмотра результатов исследования

Таким образом, методика адаптации системы хранения и архивирования ЦМИ к условиям конкретного учреждения здравоохранения включает анализ существующих систем инструментальных исследований, установку и настройку компонентов базы данных, настройки PACS Conquest DICOM-сервера, подключение систем инструментальных исследований и организацию доступа к хранилищу из рабочих мест медицинского персонала. В результате использования такой методики предоставляется возможность эффективной обработки ЦМИ медицинским сотрудником с АРМ врача и долгосрочного хранения ЦМИ.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДИКИ АДАПТАЦИИ СИСТЕМЫ ПЕРЕДАЧИ И АРХИВИРОВАНИЯ ЦИФРОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Апробация предложенной методики проведена в Национальном институте сердечно-сосудистой хирургии им. Амосова. Согласно разработанной методики, осуществлен анализ имеющихся в институте систем инструментальных исследований, в результате которого были определены функционирующие диагностические системы пяти модальностей: DX — цифровая рентгенография (Digital Radiography), CT — компьютерная томография (Computed Tomography), MR — магнитно-резонансная томография (Magnetic Resonance), US — ультразвуковая диагностика (Ultrasound) и XA — рентгеновская ангиография (X-Ray Angiography). Все они поддерживают международный стандарт представления ЦМИ DICOM 3.0.

Выполнение приведенных выше этапов предложенной методики позволило осуществить внедрение системы PACS, которая обеспечивает

хранение и возможность обмениваться ЦМИ, сформированными диагностическими аппаратами в стандарте DICOM.

Информация о принятых и упорядоченных ЦМИ сохраняется в базе данных. Учитывая специфику конкретного учреждения здравоохранения, объекты DICOM проходят процедуру обязательной деперсонализации перед записью в систему хранения и архивирования ЦМИ. Следующим шагом данные направляются в хранилища долговременного хранения, откуда врач отделения может получить медицинские изображения для просмотра через информационную систему, в которой проводится регистрация и идентификация пациентов, сохраняется персональная информация о пациентах.

При проведении инструментального исследования его результаты вносятся врачом в область метаданных вместе с номером медицинской карты стационарного больного, его паспортных данных и данных лечащего врача. Автоматически данные переносятся с диагностического прибора в систему хранения и архивирования ЦМИ.

Запросы к электронным хранилищам досрочного хранения о передаче ЦМИ выполняются в следующих случаях. При использовании ЦМИ для научных исследований с целью защиты персональных данных пациентов исследуемые изображения, которые передаются в хранилища, должны подвергаться предварительной обработке и анонимизации персональных данных. Для использования ЦМИ после превышения срока хранения во временном хранилище (например, при повторном обращении пациента) требуется использования механизмов идентификации и поиска анонимизированных ЦМИ соответствующего пациента в хранилище долгосрочного хранения, а также предоставления возможности воспроизведения персональных данных пациента для дальнейшего использования на базе МИС.

Выводы

Разработанная методика адаптации системы хранения и архивирования ЦМИ к условиям конкретного учреждения здравоохранения включает анализ имеющегося парка систем инструментального исследования, настройку компонентов базы данных и PACS Conquest DICOM-сервера, подключение систем инструментальных исследований и организацию доступа к хранилищу с рабочих мест медицинского персонала.

В результате использования методики предоставляется возможность использования бесплатной, многоплатформенной системы архивации (PACS Conquest DICOM) с подключением нескольких модальностей для эффективной обработки ЦМИ медицинским сотрудником с каждого автоматизированного рабочего места врача и долговременного хранения ЦМИ.

1. Каменчиков А.А. «Интероперабельность в области e-health» // Информационные технологии и вычислительные системы. — 2009. — № 5. — С. 67–71.

2. Robert Hoyt, Nora Bailey, Ann Yoshihashi. Health Informatics: Practical Guide for Healthcare and Information Technology Professionals (Fifth Edition) / — New York.: Lulu.com, 2012. — 492 p.
3. EN ISO 12052:2011. Health informatics. Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://iso.org>
4. Oosterwijk Herman. DICOM Basics (Third Edition) // O Tech. — 2005. — P. 23–28
5. Oosterwijk Herman. PACS Fundamentals (Second Edition) // O Tech. — 2004. — P.25–44
6. Dreyer K.J., Hirschorn D.S., Thrall J.H. . PACS: A Guide to the Digital Revolution – London.: Springer, 2010. — 596. — P249–269

UDC 004.75+004.932.2:616

INFORMATION SUPPORT FOR INTEROPERABILITY OF INSTRUMENTAL DIAGNOSTIC SYSTEMS AND LONG-TERM STORAGE SYSTEM OF DIGITAL MEDICAL IMAGES IN HEALTH CARE INSTITUTIONS

O.A. Romanyuk, A.S. Kovalenko, L.M. Kozak

*International Research and Training Center for Information Technologies and
Systems of the National Academy of Sciences of Ukraine and Ministry of Education
and Science of Ukraine*

Introduction. The need of health care institutions in the repeated use of digital medical images by different specialists during patient care and long-term storage for the analysis of diagnostic information determines the relevance of this work.

The purpose of the article is to form technique for adapting the system of transmission and archiving of digital medical images according to the conditions of the health care institution.

Results. Analysis of medical image storage systems to select the specific software implementation according to the requirements of a particular medical institution was held. After testing and validation in working conditions PACS Conquest DICOM has been selected, its functionality has been verified. The technique of adapting the system for transmission and archiving of digital medical images has been developed, which includes an analysis of instrumental studies systems, installation of database components and configuration of PACS Conquest DICOM-server, connecting the instrumental studies systems and organization of access to digital medical images for medical personnel. Testing of the proposed technique was carried out at the National Institute of Cardiovascular Surgery named by N. Amosov.

Conclusion. The possibility of implementation the free and multi-platform storage system with connection of multiple diagnostic systems for efficient analysis of DMC on each workstation and long-term storage DMC is provided as a result of using the proposed technique.

Keywords: digital medical imaging, standard DICOM, long-term storage.

1. Kamenshchikov A.A. «Interoperability in the field of e-health» // *Information Technologies and Computing Systems* //. — 2009. — № 5. — P. 67–71 (in Russian).

2. Robert Hoyt, Nora Bailey, Ann Yoshihashi. Health Informatics: Practical Guide for Healthcare and Information Technology Professionals (Fifth Edition) — New York.: Lulu.com, 2012. — 492p.
3. EN ISO 12052:2011. Health informatics. Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://iso.org>
4. Oosterwijk Herman. DICOM Basics (Third Edition) // *O Tech.* — 2005. — P. 23–28.
5. Oosterwijk Herman. PACS Fundamentals (Second Edition)//*O Tech.* — 2004. — P. 25–44.
6. Dreyer K.J., Hirschorn D.S., Thrall J.H. PACS: A Guide to the Digital Revolution. — London.: Springer, 2010. — 596p. — P.249–269.

Получено 15.12.2015

МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ И ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ЭФФЕКТОВ ГИПЕРТРОФИИ СЕРДЦА

Р.Д. Григорян, Т.В. Аксенова, А.Г. Дегода

Институт программных систем НАН Украины (г. Киев)

Предложена математическая модель (ММ) гемодинамики, способная имитировать основные эффекты адаптивной и патологической разновидности гипертрофии сердца (ГС). ММ описывает насосную функцию сердца и гемодинамику в сосудах большого и малого кругов кровообращения с учетом механизма барорефлекторной регуляции сердца и сосудов. Модель сердца связывает средние величины потоков, давлений и объемов крови в каждом желудочке с его конечно-диастолической эластичностью (С) и входным давлением крови. Компьютерная симуляция показала, что снижение параметра С левого желудочка удовлетворительно воспроизводит сдвиги центральной гемодинамики при патологической ГС левого желудочка. Адаптивная же ГС моделируется посредством двух процедур: роста С обоих желудочков сердца и адекватного снижения тонуса сердечного симпатического нерва.

Ключевые слова: математическая модель, сердечнососудистая система, компьютерная симуляция, гипертрофия, патология.

Запропоновано математичну модель (ММ) гемодинаміки, що здатна імітувати основні ефекти адаптивної і патологічної різновидів гіпертрофії серця (ГС). ММ описує насосну функцію серця і гемодинаміку в судинах великого і малого кіл кровообігу з урахуванням механізму барорефлекторної регуляції серця і судин. Модель серця пов'язує середні величини потоків, тисків та об'ємів крові в кожному шлуночку з його кінцево-діастолическою еластичністю (С) і вхідним тиском крові. Комп'ютерна симуляція показала, що зниження параметра С лівого шлуночка задовільно відтворює зрушення центральної гемодинаміки при патологічній ГС лівого шлуночка. Адаптивна ж ГС моделюється за допомогою двох процедур: зростання С обох шлуночків серця та адекватного зниження тонуусу серцевого симпатичного нерва.

Ключові слова: математична модель, серцево-судинна система, комп'ютерна симуляція, гіпертрофія, патологія.

ВВЕДЕНИЕ

Увеличение размеров миокарда или его отдельных фрагментов известно под общим термином *гипертрофия сердца* (ГС) [1]. Различают адаптивную (нормальную) ГС и ее различные патологические формы [2–4]. Адаптивная ГС, наблюдающаяся у людей физического труда и у спортсменов-атлетов, направлена на увеличение насосной функции сердца. Однако у такой компенсаторной адаптации есть предел: чрезмерная гипертрофия миокарда ослабляет его сократительную способность, приводя к прогрессирующей сердечной недостаточности с множеством сопутствующих патологий кровообращения [3, 4]. Механизмы такой трансформации не совсем ясны, а единственным лечением крайних проявлений сердечной недостаточности остается пересадка сердца [3]. Другая разновидность патологической ГС,

выражающаяся в локальном разрастании мышечных волокон миокарда (преимущественно левого желудочка), приводит к уменьшению сердечного выброса. Доминирует точка зрения, что этиология этой кардиологической патологии связана с мутациями в нескольких генах, поэтому лечение может быть лишь паллиативным [1]. Однако проблема ГС не ограничивается кардиологическими изменениями: развитие всех форм ГС сопряжено с реакциями организма на них. Несмотря на эффективную дифференциальную диагностику конкретных разновидностей ГС, основанную на сочетании электрокардиографических, гемодинамических, биохимических и генетических исследований, есть проблема в установлении причинно-следственных отношений между ГС и сопутствующими патологиями (например, артериальной гипертонией, деформацией клапанов) [5, 6]. Отсутствие способов контроля состояния во всех звеньях адаптационной цепи остается серьезной преградой на пути эмпирического решения этой проблемы.

Цель — установить причинно-следственные отношения в гемодинамических изменениях при ГС с помощью математического моделирования.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ГЕМОДИНАМИКИ

Для моделирования гемодинамических характеристик при адаптивной и патологической разновидностей ГС необходима комплексная модель, состоящая из трех моделей: а) насосной функции сердца; б) гемодинамики в сосудистой сети; в) физиологической регуляции работы сердца и тонуса сосудов.

Модель насосной функции сердца (МНФС) описывает основные закономерности физиологии сердечного насоса и содержит параметры, изменением которых можно имитировать разновидности и степень выраженности ГС. Нас интересуют долговременные адаптационные сдвиги, поэтому пульсации сердца не моделируются. МНФС связывает среднее значение объемной скорости крови на выходе правого ($Q_1(t)$) или левого ($Q_2(t)$) желудочков сердца с его частотой сокращений $F(t)$, коэффициентом $k_i(t)$, характеризующим инотропное состояние желудочка, его диастолической растяжимостью $Cv_i(t)$, входным давлением $P_{fi}(t)$, ненапряженным объемом желудочка $U_i(t)$ как:

$$Q_i(t) = \frac{F(t) * k_i(t) * (((P_{fi}(t) - P0_i(t)) * Cv_i(t) + U_i(t)) - U0_i(t)) * (1 - A_i(t))}{1 - (1 - k_i(t))}, i = \overline{1, 2}, \quad (1)$$

В формуле (1) $P0_i(t)$ и $U0_i(t)$ — параметры аппроксимации, $A_i(t) = e^{\frac{-T_d(t)}{r_i(t) * Cv_i(t)}}$, где $T_d(t)$ — длительность диастолы, $r_i(t)$ — сопротивление открытых атриовентрикулярных клапанов. Линейная

аппроксимация $T_d(t) = \frac{60 * \alpha}{F(t)} + (1 - k_i(t)) * \beta$, в которой α и β — константы, связывает $F(t)$ с $T_d(t)$.

Формула (1) выбрана потому, что в ней в явном виде фигурирует диастолическая жесткость $Cv_i(t)$, величина которой изменяется при гипертрофии миокарда. Таким образом, варьируя численными значениями $Cv_i(t)$, мы можем симулировать различные проявления гипертрофии сердца.

Модель гемодинамики в сосудистой сети связывает значения давления ($P_j(t)$), объема ($V_j(t)$), ненапряженного объема ($U_j(t)$) и тонус сосудов ($D_j(t)$) в j -м участке сосуда, а также скорость крови на его выходе ($q_j(t)$) с выходным гидравлическим сопротивлением ($R_j(t)$) следующими уравнениями:

$$P_j(t) = \begin{cases} (V_j(t) - U_j(t))D_j(t), & V_j(t) > U_j(t) \\ 0, & V_j(t) \leq U_j(t) \end{cases}, \quad (2)$$

$$q_j(t) = (P_j(t) - P_{j+1}(t)) / R_j(t), \quad (3)$$

$$\frac{dV_j}{dt} = q_{j-1}(t) - q_j(t), \quad (4)$$

$$R_j(t) = \begin{cases} R_{0j}(V_{0j}/V_j(t))^2, & V_j(t) \neq U_j(t) \\ R_{0j}, & V_j(t) = U_j(t) \end{cases}. \quad (5)$$

Принято, что сердечнососудистая система (ССС) гемодинамически замкнута и суммарный объем крови в ней ($V_\Sigma(t)$) неизменен:

$$V_\Sigma(t) = \sum_j V_j(t) + \sum_i V_i(t) = const. \quad (6)$$

В местах разветвлений артерии на $j1$ ветвей, а также в местах слияния $j2$ венозных потоков в общую вену потоки суммируются, т.е.:

$$q_j(t) = \sum q_{j1}(t), \quad \sum q_{j2}(t) = q_{j-1}(t). \quad (7)$$

Система уравнений (2–7) представляет модель гемодинамики в сети участков сосудов с сосредоточенными параметрами. Совместно с уравнением (1) модель описывает динамику основных характеристик гемодинамики в неуправляемой ССС. Термин «неуправляемый» акцентирует внимание на том, что в такой модели ряд характеристик сердца ($F(t)$, $k_i(t)$, $Cv_i(t)$, $U_{0i}(t)$ и $r_i(t)$), сосудов ($U_j(t)$, $D_j(t)$, $R_j(t)$), а также $V_\Sigma(t)$ полагаются неизменными. Путем выбора конкретного набора значений этих неизменных характеристик можно индивидуализировать модель. Рис. 1 иллюстрирует базовую версию модели ССС, состоящую из 10 участков в

сосредоточенных параметрах. Наряду с участками правого и левого желудочков сердца выделены шесть системных сосудов (три артериальных и три венозных участка), легочная артерия и легочная вена.

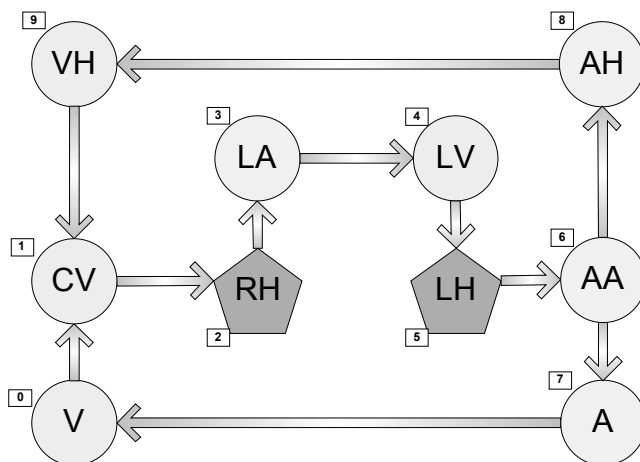


Рис.1. Схема сердечнососудистой системы в модели
RH, LH — правое и левое сердце соответственно, AA — аорта,
A — артерии нижней части тела, AH — артерии верхней части тела,
LA, LV — легочные артерии и вены, VH — вены верхней части тела,
V — вены нижней части тела, CV — центральная (полая) вена.

Модель физиологической регуляции CCC описывает барорефлекторные модуляции указанных выше характеристик сердца и сосудов. В естественных условиях основными компонентами артериального барорецепторного рефлекса (АБР) считаются рефлексы, рецептивные поля которых расположены в дуге аорты и обоих каротидных синусах [7]. Считается, что вклад этих компонентов в совокупный гемодинамический эффект АБР аддитивен, а единственная разница заключается в том, что порог активации синокаротидных барорецепторов несколько ниже аналогичной характеристики аортальной зоны АБР. На этом основании в нашей модели эти зоны не дифференцированы. В такой виртуальной модели фигурирует также виртуальный порог активации барорецепторов (P_{th}).

Модель АБР описывает цепь трансформаций, звеньями которой являются: 1) реакция барорецепторов на изменения артериального давления; 2) модуляции симпатических и парасимпатических нейронов продолговатого мозга под воздействием барорецепции; 3) выработка симпатических и парасимпатических приращений частоты сокращений сердца; 4) выработка симпатических приращений параметров тонуса сосудов.

Нормированная по шкале (0-1) зависимость афферентной активности многоволоконного барорецепторного нерва ($I(t)$) от величины среднего артериального давления в аорте ($P_a(t)$) задается формулой:

$$I(t) = \begin{cases} 0, P_{th} \geq P_a(t) \\ \frac{1 - e^{\chi(P_{th} - P_a(t))}}{1 + \delta e^{\chi(P_{th} - P_a(t))}}, P_{th} < P_a(t) \end{cases} \quad (8)$$

Нисходящая активность парасимпатического нерва $v(t)$ связана с $I(t)$ посредством аппроксимирующей константы A :

$$v(t) = AI(t). \quad (9)$$

Нисходящая активность симпатического нерва $s(t)$ связана с $v(t)$ посредством аппроксимирующей константы B :

$$s(t) = 1 - v(t)/B. \quad (10)$$

Симпатическое приращение частоты сокращений сердца $\Delta F_s(t)$ определяется из дифференциального уравнения:

$$T_h \frac{d\Delta F_s(t)}{dt} = K_{hs}s(t) - \Delta F_s(t). \quad (11)$$

В (11) T_h — константа инерционности (постоянная времени) рефлекторных изменений активности пейсмекеров синусного узла сердца, K_{hs} — их чувствительность к симпатической импульсации.

Вагусные влияния на частоту сокращений сердца ($\Delta F_v(t)$) определяем аналогичным образом из дифференциального уравнения:

$$T_h \frac{d\Delta F_v(t)}{dt} = K_{hv}v(t) - \Delta F_v(t). \quad (12)$$

Смысл константы K_{hv} аналогичен приведенному выше для константы K_{hs} , но только для парасимпатической импульсации.

С учетом (11) и (12), текущие значения частоты сокращений сердца $F(t)$ складываются из частоты автоматизма (F_A) и рефлекторных изменений $\Delta F_s(t)$ и $\Delta F_v(t)$:

$$F(t) = F_A + \Delta F_s(t) - \Delta F_v(t). \quad (13)$$

Основой для расчета симпатических приращений сосудистых параметров $U_j(t)$ и $D_j(t)$ является дифференциальное уравнение, связывающее прирост активности обобщенного (виртуального) преганглиолярного симпатического нерва ($\Delta v_s(t)$) с $s(t)$:

$$T_v \frac{d\Delta v_s(t)}{dt} = K_{vs}s(t) - \Delta v_s(t), \quad (14)$$

где K_{vs} — константа чувствительности.

Приращение $\Delta v_s(t)$ распределяется по сосудистым участкам в соответствии с регионарной плотностью иннервации артерий и вен. В результате имеем:

$$D_j(t) = D_j + K_{Dj} \Delta v_s(t), \quad (15)$$

$$U_j(t) = U_j - K_{Uj} \Delta v_s(t). \quad (16)$$

В (15) и (16) K_{Dj} и K_{Uj} — отражают регионарную плотность иннервации сосудов.

Итак, система уравнений (1–16) представляет собой математическую модель барорефлекторно регулируемой гемодинамики. Вначале все константы модели были подобраны для имитации гемодинамики здорового человека. Далее имитировались различные сценарии изменений величины $Cv_i(t)$ для симуляции различных форм ГС. Результаты симуляции представлены ниже.

РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Базовый сценарий исследования модели предполагал выявление саморегуляторных свойств физиологически неуправляемых сердца и сосудов при двусторонних изменениях конечно-диастолической жесткости миокарда. Поэтому, контур регуляторов отключали. Полагалось, что для левого и правого желудочков исходные значения $Cv = 25$, а показатели гемодинамики соответствуют физиологической норме в покое. Далее значение Cv обоих желудочков либо увеличивалось, либо уменьшалось на одинаковую величину, после чего вычислялись новые установившиеся значения показателей центральной гемодинамики. Пример гемодинамических реакций неуправляемой модели ССС на двусторонние изменения Cv показан на рис. 2.

Хотя анализ проводился по всему набору гемодинамических характеристик, рис. 2 иллюстрирует лишь три наиболее важные характеристики (минутный, ударный и конечно-диастолический объемы) для обоих желудочков сердца. По данным моделирования реакции обоих желудочков сердца на изменения эластичности (C) миокарда соответствующей камеры примерно одинаковы. Более того, направления реакций ударного (V_s) и минутного (Q) объемов желудочков совпадают с направлением изменений C . Зависимости $V_s(C)$ и $Q(C)$ почти линейны в пределах около 50% роста (снижения) C от исходного (серединного) значения. При этом ни для левого, ни для правого желудочков предельное увеличение значений конечно-диастолического объема нельзя отнести к экстремальным величинам, потенциально нарушающим нормальную сократительную деятельность миокарда. Этот результат моделирования позволяет полагать, что выбранный нами размах изменений модельного параметра Cv может находиться внутри интервала, в пределах которого

адаптационные механизмы сердца осуществляют компенсаторную гипертрофию миокарда здоровых людей.

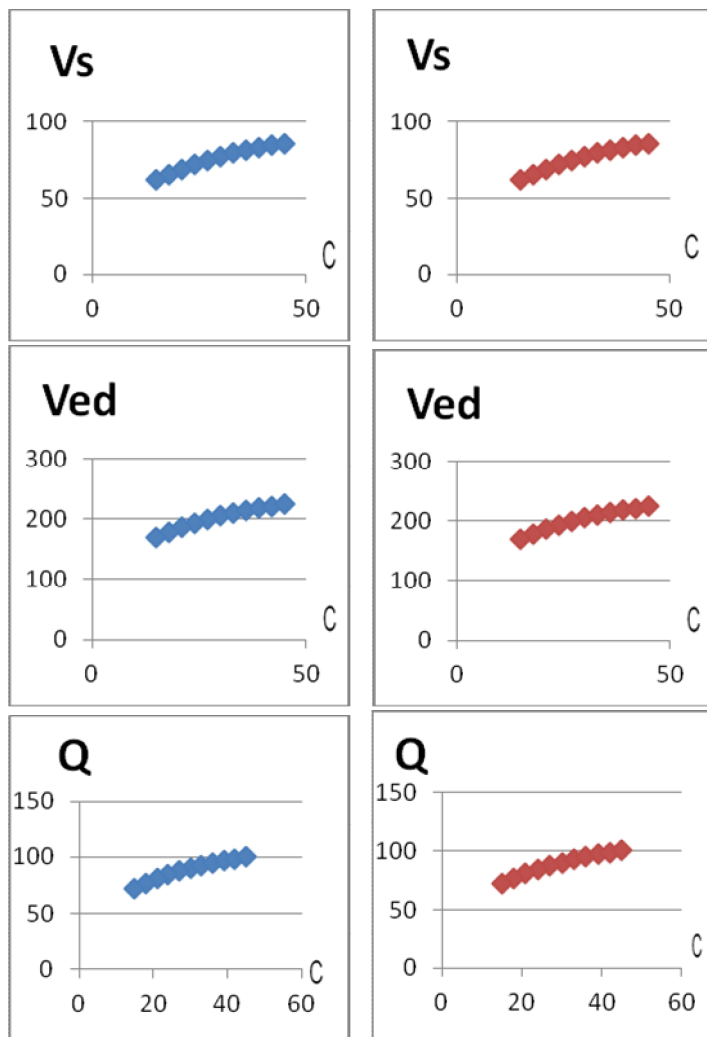


Рис. 2. Полученные на неуправляемой модели (при $k = 0.45$ и $F = 70$ мин⁻¹) статические зависимости ударного объема (V_s), объема в конце диастолы (V_{ed}) и минутного объема (Q) левого (слева) и правого (справа) желудочков сердца от значения эластичности миокарда соответствующей камеры (C). Объемы даны в см³

Известно, что в условиях адаптивной ГС, структура обеспечения гемодинамики претерпевает характерные изменения: параллельно росту геометрических размеров и сократительной способности миокарда уменьшается ЧСС покоя [6]. Выяснять механизмы и динамику развития этой структурной перестройки в интактном организме практически невозможно. У человека нельзя количественно оценить даже вклады сравнительно простых механизмов, опосредованных через изменения частоты и/или силы сокращений сердца. С помощью модели же можно «расщеплять» единый хроноинотропный механизм на составляющие и оценить относительную роль ЧСС и инотропного коэффициента на центральную гемодинамику. На это

была нацелена вторая серия компьютерных экспериментов на неуправляемой модели ССС.

Рис. 3 иллюстрирует результат серии экспериментов, проведенных при фиксированном значении $k = 0.45$ и разных значениях уменьшения ЧСС от исходного значения $F = 70 \text{ мин}^{-1}$ до $F = 40 \text{ мин}^{-1}$. Согласно рис. 3, падение ЧСС ведет к почти линейному снижению производительности сердца и среднего артериального давления (Pa). Наряду с этим, конечно-диастолический объем (Ved) растет. Поскольку при стабильном инотропном состоянии сердца ударный выброс пропорционален Ved , потребность организма в кровотоке может быть обеспечена при меньшей частоте сокращений сердца. Хотя эта логика кажется «прозрачной», нет ясности в том, какие локальные (внутрисердечные) или глобальные (в масштабе организма) физиологические механизмы в естественных условиях обеспечивают эту целесообразность. Для дальнейших шагов в сторону большей ясности необходимы исследования с помощью целостной управляемой ССС.

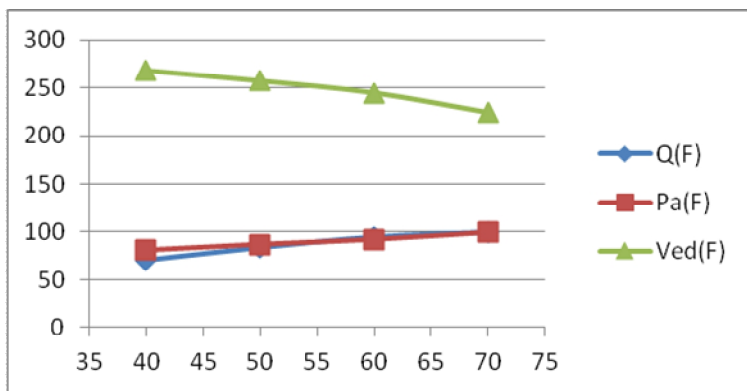


Рис. 3. Зависимости артериального давления (Pa), объема левого желудочка сердца в конце диастолы (Ved) и минутного объема (Q) от частоты сокращений сердца (F) при постоянном значении эластичности миокарда обоих желудочков сердца.
Неуправляемая модель ($k = 0.45$)

Наша модель не включает все звенья сложного комплекса физиологической регуляции ССС, поэтому не претендует на окончательное решение данной проблемы. Тем не менее, некоторые полезные результаты моделирования описаны ниже.

Прежде заметим, что связь между барорецепцией $B(Pa)$ и активностью в нисходящих ветвях симпатического $E_S(Pa)$ и парасимпатического $E_V(Pa)$ нервов соответственно имеет графический вид, показанный на рис. 4.

На рис. 4 видно, что в целом нелинейные зависимости претерпевают основные изменения лишь в сравнительно небольшом интервале изменений Pa . Хотя в естественных условиях E_S и E_V находятся не только под влиянием Pa (через артериальные механорецепторы), но также изменяют свою активность под воздействием ряда мозговых структур, тем не менее, именно барорецепторы артерий вносят основной вклад в указанную нелинейность.

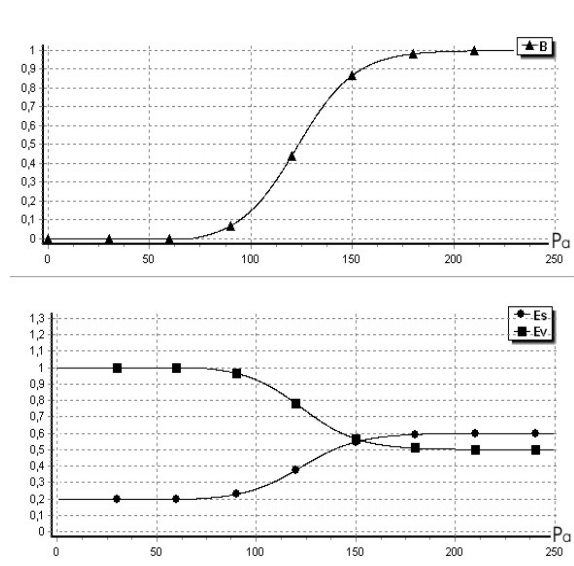


Рис. 4. Статические зависимости $B(Pa)$, $ES(Pa)$ и $EV(Pa)$ в норме

В данной версии модели, настроенной только по АБР, полагалось, что дополнительные силы, смещающие $E_S(Pa)$ и $E_V(Pa)$, отсутствуют. После настройки характеристик регулятора, на этой модели были повторены исследования влияния изменений C_v на гемодинамику. Нас больше интересовали последствия гипертрофии левого желудочка. Сравнение результатов моделирования при отсутствии и функционирующей барорефлекторной регуляции ЧСС иллюстрированы на рис. 5.

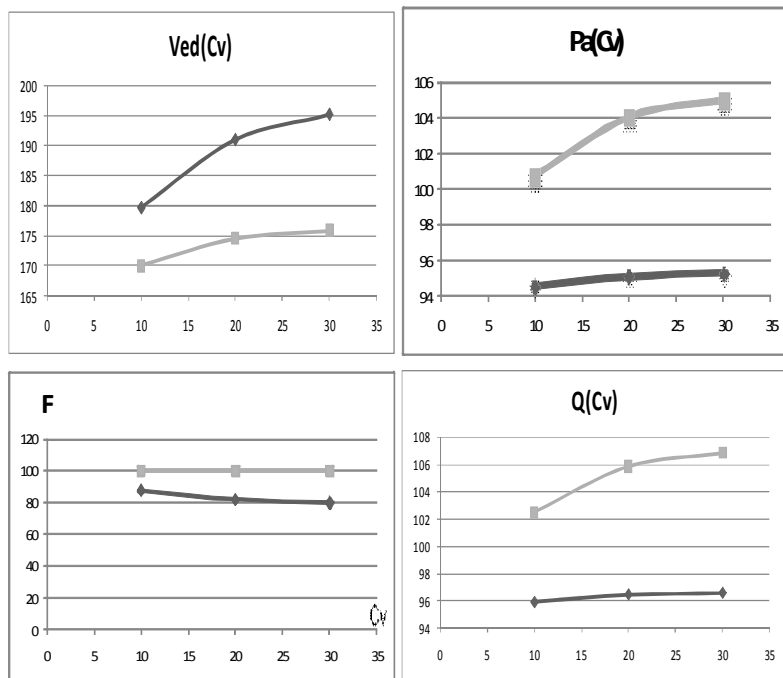


Рис. 5. Сравнение гемодинамических реакций регулируемой (насыщенный черный цвет с ромбами) и нерегулируемой (серый цвет с квадратиками) ЧСС на гипертрофию левого желудочка сердца

Графики на рис. 5 показывают, что даже частичное (через изменения ЧСС) функционирование нервно-рефлекторного регулятора функции сердца существенно модифицирует картину реакций центральной гемодинамики на гипертрофию левого желудочка сердца. Симуляция этой формы сердечной патологии при более адекватных регуляторах является нашей дальнейшей задачей.

Компьютерное моделирование патологической гипертрофии левого желудочка показало, что основные эффекты изменения центральной гемодинамики могут быть удовлетворительно воспроизведены с помощью адекватного снижения параметра C желудочка. Адаптивная же форма ГС моделируется путем объединения двух процедур: а) роста C обоих желудочков сердца; б) адекватного снижения тонуса сердечного симпатического нерва. Однако следует отметить, что для моделирования всего спектра изменений гемодинамики при ГС необходимо расширить ММ. В расширенной версии ММ должны учитываться гуморальные и центральные нервные контуры регулятора ССС. Более того, согласно развиваемого за последние годы нового понимания интегральной физиологии кровообращения [7–10], более реалистичная модель должна учесть корректирующие функции механизмов, обеспечивающих баланс энергии как в отдельном кардиомиоците, так и во всех клетках организма.

Выводы

Впервые разработана количественная математическая модель, способная имитировать основные гемодинамические эффекты известных разновидностей гипертрофии сердца.

Независимо от первопричин, основным изменением механического свойства сердца, приводящим к развитию ГС, следует считать повышение диастолической жесткости миокарда.

Артериальный барорецепторный рефлекс способен самостоятельно частично ингибировать активность симпатических нервов сердца и уменьшать значение ЧСС покоя.

Предложенная модель есть основа для учета дополнительных физиологических регуляторов ССС с целью выявления механизмов корреляций между гипертрофией сердца и артериальной гипертонией.

1. Hypertrophic and dilated cardiomyopathy mutations differentially affect the molecular force generation of mouse alpha-cardiac myosin in the laser trap assay // E.P. Debold, J.P. Schmitt, J.B. Patlak & others // *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* — 2007. — 293. — P.284–291.
2. Lakdawala N.K., Givertz M.M. Dilated cardiomyopathy with conduction disease and arrhythmia // *Circulation.* — 2010. — №122. — P.527–534.
3. Models of cardiac hypertrophy and transition to heart failure / J.F. Berry, R.H. Naseemen, B.A. Rothmel & others // *Drug Discovery Today: Disease Models.* — 2007. — №4. — P. 197–206.
4. Dellefave L., McNally E.M. The genetics of dilated cardiomyopathy // *Curr. Opin. Cardiol.* — 2010. — 25. — P.198–204.

5. Мойбенко А.А., Досенко В.Е., Пархоменко А.Н. Эндогенные механизмы кардиопротекции как основа патогенетической терапии заболеваний сердца. — Киев: Наукова Думка, 2008. — 520 с.
6. Rhian T.M. New insights into mechanisms of hypertension // *Current Opinion in Nephrology & Hypertension*. — 2012. — №21. — Issue 2. — P.119–121.
7. Grygoryan R.D. The Energy basis of reversible adaptation. — N.Y.: Nova Science. — 2012. — 254 p.
8. Григорян Р.Д. Энергетическая концепция артериального давления // *Доповіді нац. акад. наук України*, — 2011. — №7. — С.148–155.
9. Григорян Р.Д. Индивидуальная физиологическая норма: концепция и проблемы // *Доповіді нац. акад. наук України*, — 2013. — №8. — С.156–162.
10. Григорян Р.Д. Парадигма «плавающего» артериального давления. — Düsseldorf, Germany. Palmarium Academic Publishing. — 2016. — 417 с.

UDC 519.6+612

MODELING OF MECHANISMS AND HEMODYNAMIC EFFECTS OF HEART HYPERTROPHY

R.D. Grygoryan, T.V. Aksenova, A.G. Degoda

Institute of software systems of National academy of sciences of Ukraine

Introduction. A term *cardiac hypertrophy (HH)* refers to the phenomenon of increasing of the size of the heart, or its separate part. *HH*'s initiators can be both mechanisms adapting the entire organism to different modes of blood supply and the development of genetic abnormalities. The lack of a clear distinction in understanding mechanisms of these processes creates problems of diagnosis and treatment of pathological *HH*. In our opinion, a computer modeling of main hemodynamic effects of different forms of *HH* is able to shed light on mechanisms of *HH* and help in clarifying of this distinction.

The purpose of this article is to describe a mathematical model (*MM*) able to simulate basic hemodynamic effects of the adaptive and pathological forms of *HH*.

Results. *MM* describes the pumping function of the heart and vascular hemodynamics in a large and small circulations. *MM* also takes into account the mechanism of baroreflexor regulation of the heart and blood vessels. The heart model quantitatively connects the mean values of flow, pressure and blood volume in each ventricle with its end-diastolic elasticity (*C*) and input blood pressure. The computer simulation showed that changes of central hemodynamics under left ventricle's pathological hypertrophy can be satisfactorily reproduced via proper decrease of left ventricular parameter *C*. The adaptive *HH* is modeled by combining two procedures: i) growth of *C* of both ventricles of the heart; ii) adequate lowering of the tone of the cardiac sympathetic nerve.

Conclusions. Despite the *MM* satisfactorily simulates main effects of *HH*, its several links are still unclear thus the future advanced *MM* should include humoral, central neural regulator contours, as well as mechanisms providing energy balance both in cardiac myocytes and at organism-scale.

Keywords: mathematical model, human cardiovascular system, computer simulation, adaptive hypertrophy, pathology.

1. Hypertrophic and dilated cardiomyopathy mutations differentially affect the molecular force generation of mouse alpha-cardiac myosin in the laser trap assay // E.P. Debold, J.P. Schmitt, J.B. Patlak & others // *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. — 2007. — 293. — P.284–291.
2. Lakdawala N.K., Givertz M.M. Dilated cardiomyopathy with conduction disease and arrhythmia // *Circulation*. — 2010. — 122. — P.527–534.
3. Models of cardiac hypertrophy and transition to heart failure / J.F. Berry, R.H. Naseemen, B.A. Rothmel & others // *Drug Discovery Today: Disease Models*. — 2007. — №4. — P. 197–206.
4. Dellefave L., McNally E.M. The genetics of dilated cardiomyopathy // *Curr. Opin. Cardiol*. — 2010. — 25. — P.198–204.
5. Moybenko A.A., Dosenko V.E., Parkhomenko A.N. Endogeneous mechanisms of cardiac protection as a basis for therapy of cardiac diseases. — Kiev: Naukova Dumka, 2008. — 520 p.
6. Rhian T.M. New insights into mechanisms of hypertension // *Current Opinion in Nephrology & Hypertension*. — 2012. — 21. — Issue 2. — P. 119–121.
7. Grygoryan R.D. The Energy basis of reversible adaptation. — N.Y.: Nova Science. — 2012. — 254 p.
8. Grygoryan R.D. The energy concept of arterial pressure // *Reports of the National Academy of Sciences of Ukraine*. — 2011. — №7. — P. 148–155.
9. Grygoryan R.D. An individual physiological norm: the concept and problems // *Reports of the National Academy of Sciences of Ukraine*. — 2013. — №8. — P. 156–162.
10. Grygoryan R.D. The “floating” arterial pressure paradigm. — Düsseldorf, Germany. Palmarium Academic Publishing. — 2016. — 417 p.

Получено 12.02.2016

МЕТОД КОНСИЛИУМА ДЛЯ ОЦЕНИВАНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ЗАКЛЮЧЕНИЙ ВРАЧА-НЕВРОЛОГА

С.М. Злепко¹, С.В. Тымчик¹, А.С. Лепёхина²

¹*Винницкий национальный технический университет*

²*Скадовская центральная районная больница*

Предлагается метод консилиума для оценивания диагностических заключений детского невролога при неоднозначных и угрожающих ситуациях. Метод консилиума реализован в виде одного из контуров автоматизированного рабочего места (АРМ) детского невролога, что обеспечивает оценку решений врача-невролога в ситуациях, когда возникает реальная угроза жизни новорожденных. Метод основан на отборе и оценивании компетентности экспертов с последующим получением их средневзвешенных оценок и групповой оценки принятого решения.

Ключевые слова: АРМ детского невролога, подсистема принятия решений, эксперт, консилиум, матрица оценок, весовые коэффициенты.

Пропонується метод консилиуму для оцінювання діагностичних висновків дитячого невролога при неоднозначних і загрозливих ситуаціях. Метод консилиуму реалізовано у вигляді одного з контурів автоматизованого робочого місця (АРМ) дитячого невролога, що забезпечує оцінку рішень лікаря-невролога в ситуаціях, коли виникає реальна загроза життю новонароджених. Метод засновано на відборі та оцінюванні компетентності експертів з подальшим отриманням їх середньозважених оцінок і групової оцінки прийнятого рішення.

Ключові слова: АРМ дитячого невролога, підсистема прийняття рішень, експерт, консилиум, матриця оцінок, вагові коефіцієнти.

ВВЕДЕНИЕ

Современный этап развития медицинских информационных систем (ИС) и технологий (ИТ) характеризуется тем, что наиболее часто употребляемым компонентом их структуры является автоматизированное рабочее место (АРМ) специалиста. При этом количество АРМ в одной ИС может быть достаточно большим, но каждое из которых является узкоспециализированным. Так, например, информационная система Интерин включает в себя более 20-ти специализированных АРМ [1].

Одновременно автоматизированные рабочие места могут быть и локальными, представляя собой функционально завершённый программный или аппаратно-программный комплекс на локальном компьютере. Фактически и те, и другие АРМ представляют собой интеграцию измерительных приборов с вычислительным комплексом, обеспечивающим выполнение четырех основных функций:

- управление работой измерительных приборов;
- регистрацию и предварительную обработку результатов измерений;
- преобразование и анализ полученных данных;
- представление и вывод полученных результатов в числовой, графической или иной форме, удобной для восприятия врачом [2].

Практически все сегодняшние АРМ построены на основе спецификации открытых информационных систем, используют стандартные интерфейсы, способные взаимодействовать с другими приложениями на локальных и удаленных компьютерах, снабженных стандартным интерфейсом пользователя, который существенно облегчает их работу [3, 7].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Медицина представляет собой слабоструктурированную область знаний, что создает определенные трудности при принятии решений врачом. В тоже время, врач в своей практической деятельности выстраивает последовательность выводов, базирующихся на представлениях и связях, наблюдаемых признаков у больного с тем или иным диагнозом [4]. При этом сформированная последовательность диагностических процедур может не только корректироваться, но в отдельных случаях даже полностью трансформироваться в новую в зависимости от результатов обследования больного. Надо подчеркнуть, что в процессе постановки диагноза признаки заболевания, характерные для пациента, становятся важными не только при обследовании, а и с диагностической точки зрения, иными словами, с позиции их дифференциально-диагностической ценности [4].

Однако при этом существенно возрастает объем воспринимаемой врачом информации, которую нужно переработать и принять единственно правильное решение по диагнозу или прогнозу развития заболевания, очень часто в условиях дефицита времени. С другой стороны, для класса исследуемых пациентов — новорожденные и дети до трех лет с перинатальными поражениями центральной нервной системы (расстройствами двигательных функций) характерно дополнительное ограничение как по объему, так и по качеству медицинских данных, необходимых для постановки диагноза или принятия решения. При этом следует постоянно помнить, что данный класс пациентов — это еще и дополнительная группа риска со всеми вытекающими последствиями [9, 10].

Создание специализированного автоматизированного рабочего места врача-невролога и разработка метода консилиума существенно снижает риск, одновременно повышая качество и точность диагностики.

Цель — разработка метода консилиума для оценивания заключений, принятых врачом-неврологом и повышения качества оказываемой медицинской помощи детям с нарушениями двигательных функций.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Инфологическая структура АРМ детского врача-невролога включает в себя два автономных информационных канала матери и ребенка (плода), модуль поддержки принятия решений (МППР), информационно-справочный модуль, модули шаблонов и типовых схем лечения, модуль углубленных исследований, модуль врача, модуль оценки решений МППР: АРМ имеет достаточно содержательную и многозадачную базу данных, в которую входят БД матери и ребенка, БД медикаментов, БД справочная, БД физиологических процедур.

Наряду со стандартными функциями, АРМ детского врача-невролога обеспечивает возможность: формировать шаблонные записи врача в текстовой и графической форме; автоматической настройки типовых форм по результатам исследований, консультаций, лечения и формирования БД коротких, стандартных и расширенных шаблонных записей.

Основным отличием ранее разработанного авторами АРМ детского невролога является его структура, построенная по двухконтурной схеме, где первый контур — это контур принятия решений врачом-неврологом, второй — обеспечивает оценку решений врача-невролога путем организации консилиума в ситуациях, когда возникает реальная угроза жизни новорожденных. При этом, зачастую, врач имеет дело с неоднозначным, а иногда, вообще неадекватным диагнозом или выбранной тактикой лечения. Понятно, что в таком случае, практически ни один врач не возьмет на себя ответственность за жизнь ребенка. Но решение все равно необходимо принять, и оно должно быть принято при условии введения дополнительного контура АРМ — контура оценивания принятого врачом-неврологом решения консилиумом экспертов.

Именно на втором, внешнем контуре в составе модуля оценки решений, принятых модулем ППР, который входит в АРМ детского невролога; модуля дополнительных (углубленных) исследований ребенка; базы данных врачей-экспертов и собственно, самого врачебного консилиума, принимают окончательное решение о его соответствии заключению, принятому врачом.

Такой подход, который предложен для перинатальных центров, практически исключает летальные случаи среди новорожденных с перинатальными поражениями ЦНС, базируется на новом методе консилиума, адаптированном к соответствующему способу получения экспертных оценок.

С помощью диагностического модуля врач, по аналогии с [7], осуществляет индивидуальную диагностику функционального состояния матери и ребенка, что позволяет определить значения физиологических показателей, которые оцениваются как соответствующие диапазоны нормы, допустимые значения и предельные значения этих показателей, уточнить симптомо и синдромокомплексы, характерные для того или иного заболевания. Диагноз формируется по единому стандартному формату и содержит: этиологию и клинический вариант (портрет) болезни; фазу болезни (обострение, излечение), стадию синдрома, возможные

осложнения [7].

Консилиум врачей — это совещание нескольких врачей одной или нескольких специальностей, которое проводится в целях установления состояния здоровья пациента, постановки диагноза, определения прогноза и тактики медицинского обследования и лечения, а также установления целесообразности направления в специализированные отделения медицинской организации или другое специализированное учреждение здравоохранения [5].

Диагностический процесс предполагает, что врач должен не только выявить симптомы болезни, точно описать их (что до сих пор является в медицине неоднозначно решаемой задачей), но и, по возможности, проследить связи между ними. В то же время, часть диагностически ценной информации теряется в процессе извлечения значений, что обуславливает необходимость учитывать нечеткость как самих используемых понятий (признаков), так и отнесение их к определенному классу [4]. Это приводит к тому, что на этапе формирования окончательного диагноза (обоснование окончательной гипотезы) осуществляется критическая сравнительная оценка выявленных симптомов, результатов исследований и их совокупностей — «за» (аргументы) и «против» (контраргументы) [4].

В случае проведения консилиума, аргументы отражают частные мнения специалистов и могут иметь различную истинностную оценку для его участников [8]. Поэтому формализм при построении логического вывода на основе аргументации должен учитывать структуру множества аргументов, в частности, возможность существования отношения порядка на множествах аргументов [6], что определяется диагностической значимостью привлекаемых в качестве аргументов признаков. Эти признаки могут быть:

- патогномоническими (однозначно характеризующие заболевание),
- обязательными (встречающиеся с частотой 80–90% при данной патологии),
- главными (встречающиеся с частотой 50–60%),
- отсутствующими или второстепенными [4].

Достижение цели методом консилиума в АРМ детского невролога и в медицинской диагностике требуют для своего осуществления определенных действий и возможностей (табл. 1) [4].

При сравнении и объединении индивидуальных экспертных оценок, сложности могут возникать даже тогда, когда объекты были измерены по одной шкале, поэтому получение групповой оценки с помощью средних величин при условии однородности экспертной группы вполне оправдано [9].

Таблица 1.

Достижение цели методом консилиума [4]

В АРМ детского невролога	В медицинской диагностике
Упорядочение информации по степени существенности	Подразделение признаков в зависимости от их диагностической ценности на: патогномоничные (характерные только для определенного заболевания), обязательные (встречающиеся в подавляющем большинстве случаев), главные (часто встречающиеся), второстепенные
Устранение неопределенности посредством использования информации, упорядоченной по степени релевантности для рассматриваемой ситуации	Уменьшение диагностической неопределенности путем направленного поиска идентифицирующих признаков
Рефлексивное управление - способность как к оценке полученных результатов и выбранных средств получения этих результатов, так и к коррекции данных (пополнению данных, отказу от некоторых данных, пересмотру результатов и т.п.)	Мысленная самооценка наблюдаемых признаков и выдвигаемых гипотез, их отклонение или подтверждение с помощью дополнительно находимой информации
Выбор стратегий, адекватных решаемой задаче	Поиск аргументов и контраргументов (в анамнезе и в виде специфических изменений) или прецедента
Выведение логических следствий	В распознавании состояний общепринята логика "если ... то"
Поиск сходства фактов и генерирование предположений	Наличие фактов, характерных для ряда заболеваний, позволяет строить дифференциально-диагностические ряды
Верификация и фальсификация получаемых результатов	Отклонение контраргументов и представление фактов, однозначно характерных для определенной нозологической формы

Предлагаемый метод консилиума представляет собой, по аналогии с [11], последовательную совокупность логически связанных друг с другом этапов.

Рассмотрим подробно каждый этап метода.

1. При проведении консилиума каждый из N -экспертов оценивает принятие врачом-неврологом решение по сложившейся шкале из M -признаков:

$$t_i(P_j) \in \{1, 2, \dots, M\},$$

где $i = 1, 2, \dots, N$ — количество экспертов; $j = 1, 2, \dots, M$ — количество признаков, по которым каждый из экспертов оценивал решение врача-невролога.

2. Сформируем матрицу экспертных оценок T размерностью $m \times n$:

$$T_{\mathcal{E}} = \{t_i(P_j), \dots, t_N(P_j)\}, i = 1, 2, \dots, N, j = 1, 2, \dots, M.$$

3. Для обеспечения объективности и адекватности экспертной оценки введем весовые коэффициенты $t_i^*(P_j)$ и сформируем матрицу весовых коэффициентов $T_{B\mathcal{E}}^*$:

$$T_{B\mathcal{E}}^* = \{t_i^*(P_j), \dots, t_N^*(P_j)\}.$$

Сформированные матрицы T и T^* служат исходными данными для проведения статистического анализа экспертных оценок решения врача.

4. Компетентность эксперта K_i будем определять как величину динамическую, состоящую из двух: базовой (K_{bi}) и динамической (K_{di}):

$$K_i = K_{bi} + K_{di}$$

$$K_{di} = K'_{di} + K''_{di},$$

где K'_{di} — исходное (базовое) значение компетентности эксперта (минимальный порог компетентности эксперта, позволяющий ему принимать участие в экспертизе); K''_{di} — текущее значение компетентности эксперта, определяемое его профессиональным уровнем.

По аналогии с весовыми коэффициентами $t_j^*(P_j)$, по которым ранжируются признаки оценок экспертов, вводим понятие веса эксперта:

$$K_i^* = \frac{K_i}{\sum_{i=1}^n K_i}.$$

5. Это позволяет перейти к процедуре получения экспертных оценок решения врача, обусловившего необходимость проведения консилиума.

Средневзвешенная оценка группы экспертов с учетом компетентности каждого из них (точечная оценка):

$$t_s(P_j) = K_i^* \sum_{i=1}^n T_{\theta} T_{B\theta} = K_i^* \sum_{i=1}^n \{t_i(P_j), \dots, t_N(P_j)\} [t_i^*(P_j), \dots, t_N^*(P_j)],$$

где K_i^* — «вес» эксперта; T_{θ} , $T_{B\theta}$ — соответственно матрицы экспертных оценок и весовых коэффициентов.

Границы диапазонов экспертных оценок (крайние оценки экспертов):

$$t_{\max i}(P_j) = \max \{t_1(P_j), \dots, t_N(P_j)\},$$

$$t_{\min i}(P_j) = \min \{t_1(P_j), \dots, t_N(P_j)\}, i = 1 \dots N, j = 1 \dots M.$$

Дисперсия оценок и среднеквадратическое отклонение, характеризующее степени отклонения экспертных оценок относительно среднего:

$$D(P_j) = \sum_{i=1}^N (t_s(P_j) - t_i(P_j))^2 K_i^*,$$

$$\sigma(P_j) = \sqrt{D(P_j)}, i = 1 \dots N, j = 1 \dots M.$$

6. При совпадении мнений экспертов результаты консилиума представляют собой средневзвешенную оценку с учетом интервального прогноза:

$$t_s(P_j) - \Delta 1 \leq t_s(P_j) \leq t_s(P_j) + \Delta 2,$$

где $\Delta 1$ и $\Delta 2$ — интервальные прогнозы, представляющие собой доверительные интервалы оценок экспертов для заданной вероятности осуществления прогноза.

В случае, если измеренные признаки оценок имеют разные размерности, необходимо провести нормирование каждого из признаков путем деления централизованной величины на среднеквадратическое отклонение и перейти от матрицы T_{Σ} к нормированной матрице $T_{\Sigma H}$ с элементами:

$$\bar{t}_i(P_j) = \frac{t_i(P_j) - t_s(P_j)}{\sigma(P_j)},$$

$$T_{\Sigma H} = \{t_i^H(P_j), \dots, t_N^H(P_j)\},$$

где H — норма.

7. Для проведения процедуры кластеризации задаем необходимые признаки и определяем выражение для оценивания меры близости.

Эвклидово расстояние:

$$\rho_{E}^2(P_i, P_j) = \sum_{j=1}^M (t_i(P_i) - t_i(P_j))^2, i = 1 \dots N, j = 1 \dots M.$$

Эта оценка используется, если признаки однородны по физическому смыслу и одинаково важны для классификации.

«Взвешенное» эвклидово расстояние:

$$\rho_{BE}^2(P_i, P_j) = \sum_{j=1}^M \omega_j (t_i(P_i) - t_i(P_j))^2, i = 1 \dots N, j = 1 \dots M,$$

где ω_j — вес признака, $0 < \omega_j < 1$, применяется в случаях, когда каждому признаку j удастся присвоить некоторый «вес» ω_j , пропорциональный степени важности признака в задаче классификации. Определение весов, как правило, производится методом экспертных оценок.

8. Для получения групповой оценки решения обработаем матрицу весовых коэффициентов t^* . В итоге оценки будут иметь вид.

Средневзвешенная оценка веса параметров с учетом мнения всех экспертов:

$$t_s^*(P_j) = \sum_{i=1}^N t_i^*(P_j) K_i.$$

Групповая оценка решения:

$$t_{GP} = \frac{\sum_{j=1}^M t_s^*(P_j) t_s(P_j)}{\sum_{j=1}^M t_s^*(P_j)}.$$

Указанная формула позволяет осуществить объективное оценивание

решения врача согласно мнениям всех экспертов с учетом их компетентности в данной сфере. Величина полученной оценки показывает степень согласованности мнений экспертов и, как следствие, степень «рациональности» решения врача, что в свою очередь характеризует эффективность всей тактики лечения пациента.

Если сравнить предложенный метод с известным, например, методом анализа иерархий (МАИ — методом Саати), то увидим, что метод не предусматривает средств для проверки достоверности данных. Это существенный недостаток, ограничивающий применение МАИ в медицинских системах, где используются объективные данные, а не только предпочтение экспертов, являющиеся ведущими для принятия решений. АРМ врача-невролога использует объективные физиологические и психологические характеристики и сигналы, по результатам анализа которых и принимаются решения, т.е. формируются суждения врачей. Поэтому для медицинских систем типа АРМ предложенный метод является более достоверным, точным и надежным. Кроме того, он более прост и эффективен при практической реализации.

Выводы

Осуществлено расширение диапазона оценок компетентности экспертов по наблюдаемым признакам и выдвигаемым альтернативам, а также, введение в структуру АРМ врача-невролога двух контуров принятия решения, где первый — это уровень врача, а второй — уровень консилиума врачей для ситуаций, когда возникает реальная угроза жизни новорожденного.

Благодаря использованию предложенных решений и разработок достигается системный подход к проблеме диагностики и лечения двигательных нарушений у детей в перинатальном периоде жизни.

1. ИНТЕРИН — медицинские информационные системы [Электронный ресурс] // Группа компаний Интерин. — Режим доступа: <http://www.interin.ru/>. — Дата обращения: 20.01.2016.
2. АРМ акушера-гинеколога и автоматизация женской поликлиники [Электронный ресурс] // Информационный портал «Лекции.Нет». — Режим доступа: <http://lektsii.net/1-101185.html>. — Дата обращения: 20.01.2016.
3. Программно-аппаратный комплекс для оценки ФС матери и плода: презентация [Электронный ресурс] // Томский политехнический университет. Кафедра медицинской и промышленной электроники. — Режим доступа: <http://www.myshared.ru/slide/992397>. — Дата обращения: 20.01.2016.
4. Кобринский Б.А. Логика аргументации в принятии решений в медицине // НТИ, Сер. 2. — 2001. — № 9. — С. 1–8.
5. Функции консилиума врачей, порядок работы [Электронный ресурс] / Юридический отдел «Факультета медицинского права» // ООО «Факультет медицинского права». — Режим доступа: <http://www.kormed.ru/pravila-okazaniya-meduslug/konsilium-vrachei/funktsii-konsiliuma-vrachey-poryadok-raboty>. — Дата обращения: 20.01.2016.
6. Таран Т. А. Формализация рассуждений на основе аргументации при принятии решений в конфликтных ситуациях // НТИ, Сер. 2 — 1998. — № 9. — С. 23–33.

7. Автоматизоване робоче місце лікаря (на прикладі АРМ лікаря-терапевта) / С.М. Злепко, А.С. Коваленко, П.Г. Прудіус та інші // Тези доповідей Третньої Міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія», м. Вінниця, 29–31 травня 2012 року. — Вінниця : ВНТУ, 2012. — С. 68–69. — ISBN 978-966-641-465-9.
8. Особливості побудови стратегії «Телемедичного консиліуму» для реабілітації хворих в резидуальному періоді / О.Ю. Азархов, С.М. Злепко, Л.В. Космач та інші // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах : матеріали XII міжнар. наук.-техн. конференції (3–8 червня 2013 р., м. Одеса); Одес. нац. акад. зв'язку ім. О.С. Попова. — Одеса–Хмельницький : ХНУ, 2013. — С. 115. — ISBN 978-966-330-176-1.
9. Програмно-апаратний комплекс «Автоматизоване робоче місце головного лікаря» / О.Ю. Азархов, Д.Х. Штофель, С.В. Тимчик та інші // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я : тези доповідей XIX міжнародної науково-практичної конференції у чотирьох частинах, м. Харків, 15–17 травня 2012 р. — Харків : НТУ «ХПІ». — Ч. III. — С. 65. — ISSN 2222-2944.
10. Зинченко С. Г. Проект многопрофильного консалтингового центра в Донецко-Приднепровском экономическом регионе Украины // Економіка: проблеми надії та практики. Міжвузівський збірник наукових праць. — Дніпропетровськ : «Наука і освіта», 2000. — Вип.9. — С.66–72.

UDC 004.9:61

CONSILIUM METHOD FOR ESTIMATING DIAGNOSTIC CONCLUSION OF NEUROLOGIST

S.M. Zlepko¹, S.V Tymchyk¹, H.S. Lepiohina²

¹*Vinnitsia National Technical University, Vinnitsia, Ukraine*

²*Skadovsk Central District Hospital, Skadovsk, Ukraine*

Introduction. The current stage of development of health information systems and technology is characterized by the fact that the most frequently used component of their structures is a workstation (AERP) specialist. AERPs are integrating with instrumentations and the computing system, ensuring the fulfillment of the set of basic functions.

It is essential to reduce the risk by creating a specialized workstation of a neurologist and the development of consultation method.

The purpose is to improve the quality of medical care for children with motor disabilities through the development of a consultation method for the evaluation of the conclusions adopted by the neurologist.

Results. Proposed consultation method for the evaluation of the diagnostic conclusions child neurologist at the ambiguous and threatening situations. The method is based on selecting and evaluating the competence of experts, and then receive their average assessment and group assessment decision.

Conclusions. Thus, the introduction to the AERP of the doctor-neurologist two circuits decision structure, where the first — is the level of the doctor, and the second — level panel of doctors for real threat of newborn life situations, a systematic approach to the problem of diagnostics and treatment of motor disorders in children in the perinatal period of life has been achieved.

Keywords: automation equipped working place (AEWP), children's neurologist, a subsystem of decision-making, expert consultation, evaluation matrix, weights

1. INTERIN — medical information systems [Electronic resource] // Group Interin. — Access: <http://www.interin.ru/>. — Date of the application: 20.01.2016.
2. AEWP obstetrician and automation of the women's clinic [Electronic resource] // Information Portal «Lektsii.Net». — Access: <http://lektsii.net/1-101185.html>. — Date of the application: 20.01.2016.
3. Hardware-software complex for assessment of the mother and fetus FS: presentation [Electronic resource] // Tomsk Polytechnic University. Department of Medical and Industrial Electronics. — Access: <http://www.myshared.ru/slide/992397>. — Date of the application: 20.01.2016.
4. Kobrinskiy B.A. The logic of the argument in making medical decisions // STI, Ser. 2. — 2001. — № 9. — P. 1–8.
5. Functions of the medical council, the order of [electronic resource] / The legal department "of the Faculty of Medical Law" // LLC "Faculty of Medical Law". — Access: <http://www.kormed.ru/pravila-okazaniya-meduslug/konsilium-vrachei/funktsii-konsiliuma-vrachey-poryadok-raboty>. — Date of the application: 20.01.2016.
6. Taran T.A. The formalization of the arguments on the basis of reasoning when making decisions in conflict situations // STI, Ser. 2 — 1998. — № 9. — S. 23–33.
7. Automation equipped working place (for example, AEWP therapist)/ S.M. Zlepko, A.S. Kovalenko, P.G. Prudius & others // *Proceedings of the Third International Scientific Conference "Information Technologies and Computer Engineering"*, c. Vinnitsya, 29th–31st May 2012. — Vinnitsya : VNTU, 2012. — P. 68–69. — ISBN 978-966-641-465-9.
8. Features building strategy "telemedicine consultation" for rehabilitation of patients in residual period / O.Yu. Azarhov, S.M. Zlepko, L.V. Kosmach & others // *Measuring and computing in technological processes materials* // XII International Scientific Conference (3^d–8th June 2013, c. Odessa) ; Odessa National Academy of Telecommunications named after O.S.Popov. — Odesa — Khmel'nyts'kyi : KNU, 2013. — P. 115. — ISBN 978-966-330-176-1.
9. Hardware-software complex "Automated workplace chief doctor"/ O.Yu. Azarhov, D.H. Shtofel, S.V. Timchik & others // *Information technology, science, engineering, technology, education, health* // abstracts XIX International Scientific Conference in four parts, c. Harkiv, 15th–17th May 2012. — Harkiv : NTU «KPI». — P. III. — P. 65. — ISSN 2222-2944.
10. Zinchenko S.G. The project is a multidisciplinary consulting center in the Donets-Dnieper economic region of Ukraine // *Economy: Problems and hopes practices. Interuniversity collection of scientific papers*. — Dnipropetrovsk : «Science and education», 2000. — Publ.9. — P.66–72.

Получено 15.02.2016

Аксенова Татьяна Валериевна, инженер-программист отдела проблем моделирования и надежности человеко-машинных систем Института программных систем НАН Украины, пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: akstanya@ukr.net

Вовк Майя Ивановна, кандидат биологических наук, старший научный сотрудник, заведующая отделом биоэлектрического управления и медицинской кибернетики Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова 40, г. Киев, 03680 ГСП, email: dep140@irtc.org.ua

Галян Евгения Борисовна, младший научный сотрудник отдела биоэлектрического управления и медицинской кибернетики Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: galevbor@mail.ru

Григорян Рафик Давидович, доктор биологических наук, заведующий отделом проблем моделирования и надежности человеко-машинных систем Института программных систем НАН Украины пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: rgrygoryan@gmail.com

Дегода Анна Григорьевна, кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник отдела проблем моделирования и надежности человеко-машинных систем Института программных систем НАН Украины пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: graf@isofts.kiev.ua

Злепко Сергей Макарович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой проектирования медико-биологической аппаратуры Винницкого национального технического университета, Хмельницкое шоссе, 95, г. Винница, 21021, e-mail: smzlepko@ukr.net

Коваленко Александр Сергеевич, доктор медицинских наук, профессор, заведующий отделом медицинских информационных систем Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: askov49@gmail.com

Козак Людмила Михайловна, доктор биологических наук, старший научный сотрудник, ведущий научный сотрудник отдела медицинских информационных систем Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: lmkozak52@gmail.com

Лепёхина Анна Сергеевна, врач акушер-гинеколог Скадовской центральной районной больницы, Херсонская обл., г. Скадовск, ул. Советская, 20, 75700, e-mail: lepyanna@yandex.ua

Милявский Юрий Леонидович, кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры математических методов системного анализа учебно-научного комплекса «Институт прикладного системного анализа» Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт», пр. Победы, 37, г. Киев, 03056, e-mail: yuriy.milyavsky@gmail.com

Романенко Виктор Демидович, доктор технических наук, профессор, заместитель директора по научно-педагогической работе учебно-научного комплекса «Институт прикладного системного анализа» Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт», пр. Победы, 37, г. Киев, 03056, e-mail: iprsa@kpi.ua

Романюк Оксана Александровна, младший научный сотрудник отдела медицинских информационных систем Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: ksnksn7@gmail.com

Сорока Татьяна Викторовна, магистрант кафедры биобезопасности и восстановительной биоинженерии Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт», пр. Победы, 37, г. Киев, 03056, e-mail: grais.victory@gmail.com

Тымчик Сергей Васильевич, кандидат технических наук, доцент кафедры проектирования медико-биологической аппаратуры Винницкого национального технического университета, Хмельницкое шоссе, 95, г. Винница, 21021, e-mail: tymchyksv@ukr.net

Файнзильберг Леонид Соломонович, доктор технических наук, доцент, главный научный сотрудник отдела автоматизированных систем обработки данных Международного научно-учебного центра информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03680 ГСП, e-mail: fainzilberg@voliacable.com

Внимание!

**Оформление подписки для желающих
опубликовать статьи в нашем журнале обязательно.
В розничную продажу журнал не поступает.**

Подписной индекс в „Каталог видань України” 86598
Подписка (ретроподписка) осуществляется также в агентстве «Укринформнаука»
НАН Украины: ukrinformnauka@gmail.com

ВНИМАНИЮ АВТОРОВ!

Требования к рукописям статей

1. Рукопись предоставляется на белой бумаге в двух экземплярах (язык — русский, 9–10 с.) и электронная версия. К рукописи прилагаются:

— аннотации — на русском и украинском языках (УДК, фамилия, инициалы автора/ов, название статьи, 5–6 строк текста, ключевые слова), на английском языке (фамилия, инициалы автора/ов, место работы, город, страна, название статьи, от 250 слов, с выделением рубрик: введение, цель, результаты, выводы, ключевые слова);

— согласие автора/ов на публикацию;

— сведения об авторе должны включать: ФИО, ученую степень, научное звание, должность, отдел, место работы, почтовый адрес организации, телефон (служ., моб., дом.), E-mail.

2. Текст статьи подается с обязательными рубриками: введение, постановка задачи, цель, результаты, четко сформулированные выводы.

3. Поданные статьи проходят рецензирование ведущими специалистами в данной области.

Структура статьи в КВТ

УДК

НАЗВАНИЕ

И.О.Фамилия / и

Организация/и

Аннотация (рус., 5-10 строк)

Ключевые слова: (5-8 слов)

Анотація (укр., 5-10 рядків)

Ключові слова: (5-8 слів)

Введение

Цель

Постановка задачи

Результаты (1-3 раздела с названиями)

Выводы

Список литературы на языке оригинала (в порядке упоминания в тексте, по стандарту ДСТУ ГОСТ 7.1 : 2006, ДСТУ ГОСТ 7.80 : 2007).

Abstract 0,5-0,7 p.

ФИО, Название статьи на английском языке

Название организации – на английском языке.

С обязательными рубриками:

Introduction.

Purpose.

Results.

Conclusion.

Keywords:

Список литературы — перевод источников на английский язык, фамилии и инициалы авторов — транслитерация

(Author A.A. Article. *Journal*, 2000, vol. 1, № 2, pp. 111–112.
Author A.A., Author B.B. *Book*. City: Publisher, 2000. 111 p. (in Russian).

Требования к текстовому файлу

Формат файла *.doc, *.rtf. Файл должен быть подготовлен с помощью текстового редактора Microsoft Word 2003.

Используемые стили: шрифт Times New Roman, высота 12 пт, межстрочное расстояние — полуторное. Формат бумаги А4, поля (слева, справа, сверху, внизу) 2 см.

Формулы набираются в редакторе формул Microsoft Equation Editor 3.0.

Опции редактора формул — (10,5; 8,5; 7,5; 14; 10). Ширина формул не более 12 см.

Рисунки должны быть достаточно качественными, созданы встроенным редактором рисунков Word Picture либо иными Windows-приложениями (в этом случае рисунки должны быть представлены отдельными файлами соответствующих форматов). Ширина рисунков не более 12 см.

Таблицы выполняются стандартным встроенным в Word инструментарием «Таблица».

В розничную продажу журнал не поступает

Оформление подписки для желающих опубликовать статьи в нашем журнале обязательно.

Подписка осуществляется:

- „Каталог видань України”, подписной индекс 86598
- в агентстве «Укринформнаука» НАН Украины ukrinformnauka@gmail.com

Підп. до друку 21.06.2016. Формат 70×108/16. Папір офсетний.
Ум. друк. арк. 10,33. Обл. вид. арк. 9,84. Тираж 100. Зам. №3211

Видавничий дім “Академперіодика” НАН України
01004, Київ 4, вул. Терещенківська, 4.
Свідоцтво про внесення до Державного реєстру суб’єкта видавничої справи
Серії ДК №544 від 27.07.2001 р.