



РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ МОНИТОРОВ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

А.В. Кычкин

Рассмотрен подход к разработке информационно-диагностической технологии для медицинских программно-аппаратных комплексов — мониторов пульсовой волны артерий человека. Предложена процедура идентификации текущего состояния сосудов исследуемого пациента на основе теории нечеткой логики. Исследована на имитационной модели эффективность предложенной технологии диагностирования заболеваний.

Ключевые слова: монитор пульсовой волны, медицинская диагностика, информационно-диагностическая технология, экспертная система, нечеткая логика, классификация.

ВВЕДЕНИЕ

К настоящему времени накоплен большой фактический материал по изучению, разработке и внедрению в медицинскую практику приборов исследования гемодинамики, моделирования пульсового движения крови в сосудах и установления диагностических признаков состояния кровеносной системы человека. Возросший интерес к этой тематике объясняется тем, что свойства эластичности сосудов играют большую роль в кровообращении. Однако по актуальным данным ВОЗ во всем мире смертность от сердечно-сосудистых заболеваний занимает первое место (30 % от всех заболеваний), по данным World Health Statistics — около 10 % заболеваний сосудов, около 12 % заболеваний сердца. Высокие показатели заболеваемости сосудистой системы человека, поражение людей все более молодого возраста, делают эту проблему одной из важнейших в современном здравоохранении.

Из существующих систем оценки состояния сосудистого русла наиболее адекватны сфигмографические системы, основанные на анализе графического изображения формы пульсовой волны (ПВ), но обладающие недостатками в плане автоматизации самих диагностических процедур и интерпретации их результатов. Полные исследования мониторируемых данных ПВ требуют значительных временных и финансовых затрат, при этом часто неэффективна идентификация диагностических параметров и характеристик пульсовой волны на участке затрудняет оценку общей картины.

Весьма эффективные результаты оценки состояния сосудов могут быть достигнуты с помощью информационно-диагностической технологии (ИДТ), применяемой совместно с мониторами ПВ, при которой осуществляются многоканальное измере-

ние сигналов, расчет комплекса показателей и формирование диагнозов с учетом многозначности логики врача-эксперта [1].

1. ФОРМАЛИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА МОНИТОРИНГА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Схема оценивания состояния сложного объекта, которым является сосудистая система исследуемого пациента, должна реализовывать следующие отображения измерения сигналов $\varphi: (\Omega, \tau_\omega) \rightarrow (X_m, \tau_m)$; вычисления диагностических параметров (ДП) $\psi: (X_m, \tau_m) \rightarrow (X, \tau)$ и интерпретации оценок состояний сосудов $\delta: (X, \tau) \rightarrow (G, \tau_G)$, где τ_ω — момент времени, при котором сосуд находится в одном из состояний ω из бесконечного множества состояний Ω ; X_m — множество значений измеряемых сигналов на некотором временном интервале измерения τ_m ; X — множество вычисленных ДП во время τ ; G — класс состояния сосудов во время τ_G . Отображения φ и ψ выполняются в автоматическом или полуавтоматическом режимах согласно типовым алгоритмам с помощью технических средств — мониторов ПВ. Операторы таких устройств, как правило, субъективно интерпретируют оценки состояния сосудов согласно трудно формализуемым алгоритмам с учетом многовариантности оценок и нечеткой природы характеристик сложного биологического объекта. При этом исследователи руководствуются личным опытом и результатами наблюдений за пациентом, внося в значение оценки долю субъективности [2, 3].

Рассмотрим мониторинг ПВ как процесс, включающий в себя лишь первые два отображения, в результате которых рассчитываются более информативные ДП, характеризующие состояние сосу-

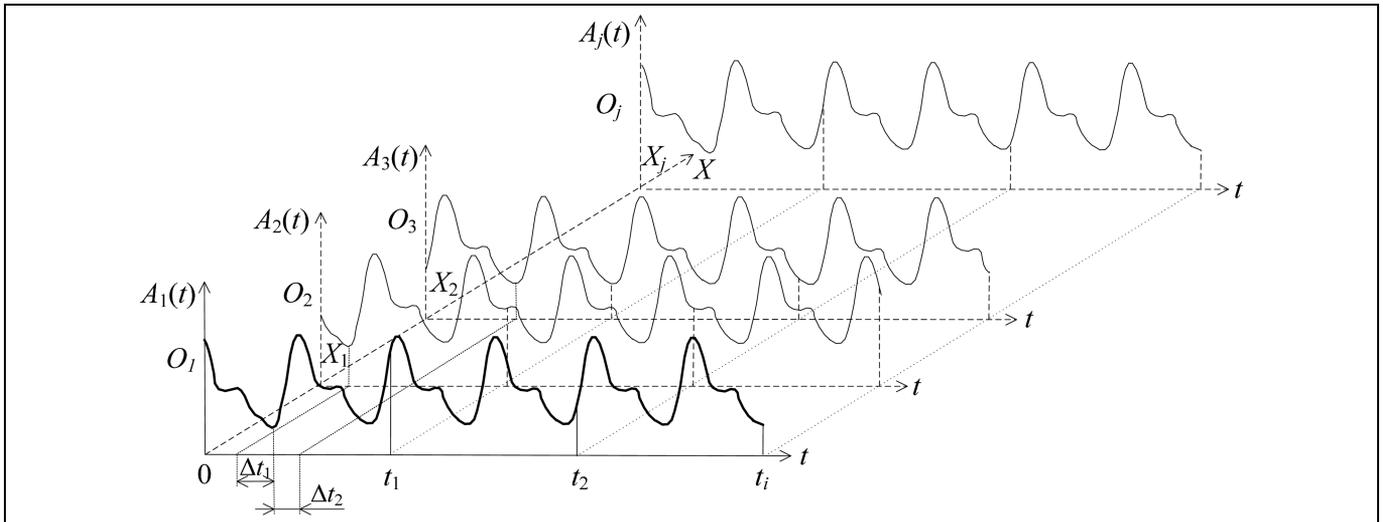


Рис. 1. Графическая интерпретация процесса измерения сигналов пульсовой волны

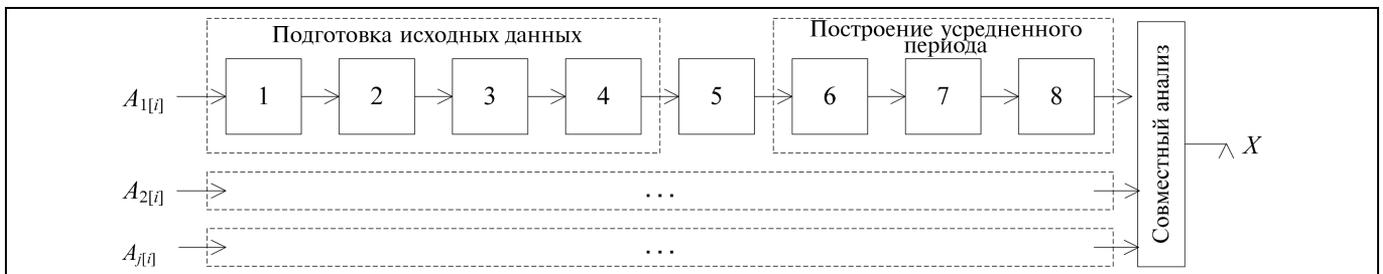


Рис. 2. Схема процесса мониторинга пульсовой волны

дов. Одним из ярких примеров таких параметров является скорость распространения пульсовой волны (СРПВ), теоретически обоснованная во многих исследованиях (А.Л. Мясников, 1958; Н.И. Савицкий, 1956; Г.И. Сидоренко, 1973, Complior, 1999). Эту величину можно получить при исследовании графического изображения колебаний стенки артерий в виде формы ПВ, полученной с помощью неинвазивного метода регистрации сигналов [4]. Однако существуют и другие показатели, например индекс ригидности, индекс аугментации в аорте, индекс эффективности субэндокардиального кровотока, индекс отражения, индекс растяжимости и другие, позволяющие судить об эластичности артерий и уровне их мышечного тонуса. Методика расчета этих показателей схожа и сводится к оценке основных характеристик формы регистрируемой в реальном времени ПВ.

Введем следующие обозначения: A — множество сигналов ПВ, регистрируемых в точках O_1, \dots, O_j поверхности тела человека в рамках одного исследования; T — множество моментов времени расчета ДП из множества X , содержащего искомые параметры состояния сосудов из пространства (X, τ) .

Тогда процесс измерения сигналов ПВ графически можно представить в виде схемы, приведенной на рис. 1.

Цифровой монитор заменяет непрерывный сигнал ПВ $A(t)$ совокупностью его мгновенных значений $A(t_n)$ в моменты времени t_n , осуществляя равномерную дискретизацию с частотой F (шаг $\Delta t = 1/F$). Полученные временные ряды $A_{1[i]}, A_{2[i]}, \dots, A_{j[i]}$, где j — номер сигнала ПВ, i — номер элемента сигнала, являются исходными данными процедур обработки с помощью контурного анализа [5]. Например, СРПВ₁₋₂ между точками O_1 и O_2 рассчитывается как отношение расстояния между датчиками 1 и 2 к среднему времени Δt_1 задержки сигналов, получаемого в результате совместной обработки индексов контрольных точек пары сигналов $A_{1[i]}$ и $A_{2[i]}$. В качестве контрольных точек используются минимальные значения в начале потока ПВ (систола — первой более крупной части волны) в рамках одного цикла сердечного ритма.

В общем случае монитор ПВ рассчитывает вектор ДП X на основе последовательности простых математических операций. Упрощенная система



мониторинга ПВ представлена на рис. 2. Она включает в себя блок подготовки исходных данных сигнала ПВ, осуществляющий редактирование 1, масштабирование 2, коррекцию мгновенных значений сигнала 3, удаление тренда 4; блок расчета контрольных точек 5, соответствующих максимальным и минимальным значениям амплитуд систолы и диастолы; блок построения усредненного периода ПВ, содержащий процедуры определения периодов 6, расчета длительности среднего периода 7, калибровки периодов 8; блок совместного анализа усредненных периодов нескольких сигналов.

Процесс мониторинга ПВ, включающий в себя регистрацию сигналов и расчет более информативных ДП, можно считать линейным. Однозначность его результатов определяется детерминированностью методики дискретизации и цифровой обработки сигналов.

2. КЛАССИФИКАЦИЯ СОСТОЯНИЯ СОСУДОВ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ

Задача интерпретации ДП, полученных монитором ПВ и характеризующихся значительной вариабельностью, не имеет однозначного алгоритмического решения. Это обусловлено неоднозначностью исходных данных и знаниях о предметной области, например, статистических сведений о зависимостях поведения сосудов от факторов окружающей среды, времени суток, психофизического состояния пациента и др. Одним из перспективных подходов к решению такой задачи служит аппарат интеллектуального анализа данных на основе экспертных систем [6].

Применение экспертных систем в качестве инструментария ИДТ позволит сформировать рекомендации по диагностическим заключениям на основе накопленных данных, знаний и опыта экспертов в области диагностики кровеносных сосудов человека. Экспертная система должна включать в себя базу знаний (БЗ) и механизм вывода, а также компоненты обучения и объяснения выдаваемых рекомендаций [6, 7].

Рассмотрим пример, когда в БЗ будут сохраняться ДП X_1, \dots, X_m , представляющие собой значения СРПВ, регистрируемые монитором ПВ на различных участках крупных артерий, а также дополнительные данные о пациенте (m — число параметров). Одновременно с этим эксперт будет вносить заключение о стадии развития заболевания. В результате образуются множество ДП $X_1, \dots, X_N, 1, \dots, m$, рассчитанных по данным исследований u_1, \dots, u_N и сопоставляемые им экспертные заключения $\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_N$, где N — число проведенных исследований.

Формальная постановка классификации состояния сосудов с помощью экспертной системы будет выглядеть, как отображение f декартова произведения множеств значений ДП на множество диагнозов:

$$f: \prod_{i=1}^m X_i \rightarrow \mathcal{D}, X_i \in X, \quad (1)$$

где $\mathcal{D} = \{\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_n\}$ (n — число диагнозов) — множество диагнозов; $X = \{X_1, X_2, \dots, X_m\}$ — множество ДП, f — функция классификации, ставящая в соответствие множеству значений ДП диагноз. Аналитический вид этой функции неизвестен, но на основании знаний в виде опытных данных и оценок, представленных экспертами, возможно ее частичное определение.

При решении задач классификации заболеваний сосудов предполагается, что каждое состояние попадает в один и только один класс. Но в реальных диагностических задачах зачастую нельзя определить точную принадлежность состояния сосудов человека одному классу, т. е. классы заболеваний имеют размытую природу. Теория нечетких множеств дает средство для разрешения этой проблемы [7–9].

Логический вывод осуществляется на основе наблюдаемых и фиксируемых экспертами в БЗ правил формирования диагнозов на этапе обучения системы. На основании приведенного примера измерений СРПВ и данных о пациенте запишем правила:

PP_1 : если $X_1 = X_{1,1}$ и ... если $X_m = X_{1,m}$, то $\mathcal{D} = \varepsilon_1$,

PP_2 : если $X_2 = X_{2,1}$ и ... если $X_m = X_{2,m}$, то $\mathcal{D} = \varepsilon_2$,

...

PP_k : если $X_k = X_{k,1}$ и ... если $X_m = X_{k,m}$, то $\mathcal{D} = \varepsilon_n$,

где X и \mathcal{D} — нечеткие входная переменная ДП и переменная вывода диагноза, X_i и ε_i — соответствующие функции принадлежности (низкое, ниже нормы, норма, выше нормы, высокое).

Задача классификации в соответствии с выражением (1) состоит в отнесении состояния сосудов, заданного входным вектором ДП $X = \{X_1, X_2, \dots, X_m\}$ к одному из определенных классов $\{\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_n\}$, т. е. состоит в выполнении отображения вида

$$X = \{X_1, X_2, \dots, X_m\} \rightarrow \mathcal{D} \in \{\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_n\}.$$

Классификацию на основе нечеткого логического вывода в соответствии с работами [8, 9] предлагается производить по БЗ с помощью алгоритма Мамдани:

$$\bigcup_{p=1}^{m_j} \left[\bigcap_{i=1}^k X_i = a_{i,jp} \text{ с весом } w_{jp} \right] \rightarrow \mathcal{D} = \varepsilon_j, j = \overline{1, n},$$

причем:

$$a_{i,jp} = \int_{\underline{n}_i}^{\bar{n}_i} \mu_{jp}(X_i)/X_i dX_i, \text{ где } X_i \in [\underline{X}_i, \bar{X}_i] \text{ и } \mu_{jp}(X_i) -$$

функция принадлежности входа X_i нечеткому термину $a_{i,jp}$

$$a_j = \int_{\underline{\vartheta}}^{\bar{\vartheta}} \mu_{\vartheta j}(\vartheta)/\vartheta d\vartheta, \text{ где } \vartheta \in [\underline{\vartheta}, \bar{\vartheta}] \text{ и } \mu_{\vartheta j}(\vartheta) - \text{ функ-}$$

ция принадлежности выхода ϑ нечеткому термину a_j .

Степени принадлежности состояния сосудов, информативные признаки которого заданы вектором ДП: $X^* = (X_1^*, X_2^*, \dots, X_m^*)$, классам ε_n из БЗ, рассчитываются как

$$\mu_{\varepsilon_j}(X^*) = \bigvee_{p=1, m_j} w_{jp} \cdot \bigwedge_{i=1, m} (\mu_{jp}(X_i^*)), \quad j = \overline{1, k},$$

где $\vee(\wedge)$ — операция из s -нормы (t -нормы), т. е. из множества реализаций логической операций ИЛИ (И): для операции ИЛИ — нахождение максимума и для операции И — нахождение минимума. В результате получаем такое нечеткое множество состояний сосудов $\tilde{\vartheta}$, соответствующее входному вектору ДП X^* :

$$\tilde{\vartheta} = \frac{\mu_{\varepsilon_1}(X^*)}{\varepsilon_1} + \frac{\mu_{\varepsilon_2}(X^*)}{\varepsilon_2} + \dots + \frac{\mu_{\varepsilon_n}(X^*)}{\varepsilon_n}.$$

Для перехода от нечеткого множества, заданного на множестве нечетких термов известных диагнозов $\{\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_n\}$, характеризующих стадию развития заболевания, к нечеткому множеству на интервале $[\underline{\vartheta}, \bar{\vartheta}]$ необходимо «срезать» функции принадлежности $\mu_{\varepsilon_j}(\vartheta)$ на уровне $\mu_{\varepsilon_j}(X^*)$ и объединить полученные нечеткие множества. В результате определяется уровень и стадия развития заболевания, более подходящие к введенным параметрам, и формируется диагноз и сохраняется в журнале пациента БЗ.

3. ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИНФОРМАЦИОННО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ТЕХНОЛОГИИ И МОНИТОРА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Для оценки эффективности технологии интерпретации ДП проведем имитационное моделирование системы и сравним полученные результаты

с результатами других известных методов классификации. В качестве альтернативных методов возьмем метод ближайшего соседа, наивный метод Байеса и метод евклидовых расстояний.

В тестовом режиме в БЗ исследований было занесено более 5000 выборок — различных диагностических параметров СРПВ на участке лучевой артерии и дополнительных данных о пациенте, в том числе возраст (взят постоянным — 50 лет), рост (взят постоянным — 170 см), артериальное давление, масса тела. Диапазоны значений используемых выборок ДП были выбраны произвольным образом (табл. 1).

Далее были выделены группы контрольных выборок и проведена классификация ДП из 5 классов: 1-й класс — «ДП снижен», 2-й класс — «ДП ниже нормы», 3-й класс — «ДП в норме», 4-й класс — «СРПВ выше нормы», 5-й класс — «ДП повышен», идентифицирующих проверочную группу состояний сосудов. Ответы, даваемые ИДТ, интерпретированы как:

- «ДП сосудов принадлежат 1-му классу»;
- «ДП сосудов принадлежат 2-му классу»;
- «ДП сосудов принадлежат 3-му классу»;
- «ДП сосудов принадлежат 4-му классу»;
- «ДП сосудов принадлежат 5-му классу»;
- «ДП сосудов принадлежат новому классу».

Входные данные, распределенные по классам, были подвергнуты контрольной классификации. Далее было подсчитано число совпадающих диагнозов, т. е. одинаковых для эталонных классов и результатов классификации. Для нечеткого классификатора принимался ответ, имеющий степень принадлежности к соответствующему терму более 0,60. Из полученного числа правильных диагнозов определена точность классификации с применением каждого метода на основании расчета степени засоренности правильных ответов: $K_i = (N_i - \underline{N}_i)/N_i$, где i — номер класса; N_i — эталонное число значений ДП, входящих в класс i ; \underline{N}_i — определенное число значений ДП, входящих в класс i ; $(N_i - \underline{N}_i)$ — число ошибочных диагнозов среди ответа i .

Для этих расчетов применялся специально разработанный программный имитатор классификационных процедур, осуществляющий, кроме расчета точности, также оценку машинного времени T , необходимого для вычислительных операций сов-

Таблица 1

Диапазоны значений ДП для заполнения БЗ исследований

Параметр	Низкое	Ниже нормы	Норма	Выше нормы	Высокое
СРПВ, м/с	Менее 5	5—7	7—9	9—11	Более 11
Артериальное давление, мм рт. ст.	Менее 105/65	105/65—115/75	115/75—125/85	125/85—135/95	Более 135/95
Масса тела, кг	Менее 55	55—65	65—75	75—85	Более 85



Таблица 2

**Результаты имитационного моделирования
классификационных процедур**

Наименование классификатора	<i>T</i> , мс	<i>K</i>	<i>T</i> , мс	<i>K</i>	<i>T</i> , мс	<i>K</i>
	100 элементов		500 элементов		1000 элементов	
Метод ближайшего соседа	6,810	0,77	16,660	0,84	30,331	0,96
Наивный метод Байеса	37,182	0,82	71,615	0,87	127,327	0,97
Метод евклидовых расстояний	5,300	0,91	12,390	0,92	14,050	0,92
Нечеткий классификатор	37,458	0,96	88,160	0,99	144,702	0,99

ременной ЭВМ с процессором семейства $\times 86$ (для примера использовалась типовая конфигурация рабочей станции на базе Pentium 4; 3 ГГц) [10]. Результаты имитационного моделирования на группах из 100, 500 и 1000 элементов представлены в табл. 2.

Самыми сложными в смысле воспроизведения механизма вывода оказались два метода: наивный метод Байеса и нечеткой классификации, поскольку в них значительно больше классификационных правил для принятия решения о включении в кластер элементов.

Классификатор на основе нечеткой логики показал худшие результаты по времени выполнения в связи со сложностью самого алгоритма. Однако результаты его работы выгодно отличаются от результатов аналогов высокой точностью при различных выборках.

Во всех случаях время выполнения классификации нелинейно зависит от объема выборки. При увеличении объема выборки в 10 раз время выполнения увеличилось в среднем в 3–5 раз. В то же время при увеличении объема выборки все методы обеспечили приемлемую точность.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложены и исследованы метод и алгоритмы, обеспечивающие формализацию и обработку знаний о механизмах возникновения и развития заболеваний крупных кровеносных сосудов, с поддержкой многовариантности оценок на основе нечетких высказываний. Предложенная ИДТ — информационно-диагностическая технология — логично дополняет существующую технологию мониторинга пульсовой волны, а результаты ее практического применения могут иметь большое значение при выявлении различных групп забо-

леваний. Предложенный подход к формированию многозначного решения о принадлежности состояния участка сосуда к тому или иному классу близок к логике врача, ставящего диагноз, в связи с чем риск получения некорректного диагноза с помощью ИДТ может быть сведен к минимуму.

Представлены оценки точностных и временных характеристик функционирования имитационной модели предложенной технологии. Полученные результаты позволяют рекомендовать технологию к применению в медицинских исследовательских институтах для раскрытия ключевых факторов, определяющих необходимость развития методов заблаговременного обнаружения отклонений в работе сосудов, обнаружения начальной стадии развития заболеваний, формирования этапов лечения в зависимости от истории заболевания. Разработанная ИДТ сосудов человека может применяться при формировании и накоплении знаний о процессах и механизмах возникновения и развития заболеваний, что необходимо для разработки новых методик лечения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Назаренко Г.И., Гулиев Я.И., Ермаков Д.Е. Медицинские информационные системы: теория и практика. — М.: Физматлит, 2005. — 320 с.
2. Конт В.И. Математические методы и моделирование в здравоохранении. — М.: Медицина, 1987. — 224 с.
3. Распознавание образов и медицинская диагностика / Под ред. Ю.И. Неймарка. — М.: Наука, 1972. — 328 с.
4. Власова С.П., Лебедев П.А., Калакутский Л.И. Возможности компьютерного анализа фотоплетизмограммы в оценке эластических свойств артерий у больных с гипертонической болезнью // Новые информационные технологии в медицине, биологии, фармакологии и экологии: Материалы XI Междунар. конференции. — Ялта, 2003. — С. 58, 59.
5. Файзрахманов Р.А., Кычкин А.В. Алгоритмическое и программное обеспечение диагностики атеросклероза // Проблемы управления. — 2009. — № 2 — С. 66–70.
6. Экспертные системы. Принципы работы и примеры / Под ред. Р. Форсайта. — М.: Радио и связь, 1987. — 350 с.
7. Negnevitsky M. Artificial intelligence: a guide to intelligent systems. Harlow. — England. Addison-Wesley, 2002.
8. Заде Л.А. Понятие лингвистической переменной и его применение к принятию приближенных решений. — М.: Мир, 1976. — 161 с.
9. Прохоренков А.М., Качала Н.М. Использование методов нечеткой логики для определения классификационных характеристик случайных процессов // Вестник МГТУ. — 2006. — № 3. — С. 514–521.
10. Кычкин А.В. Оперативная оценка состояния сосудов человека. Измерительно-информационная технология и инструментальные средства. — Саарбрюккен, Германия: LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH, 2011. — 178 с.

Статья представлена к публикации членом редколлегии В.Н. Новосельцевым.

Кычкин Алексей Владимирович — канд. техн. наук, доцент, Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
☎ (342) 239-10-39, ✉ ak@itas.pstu.ru, aleksey.kychkin@gmail.com.