

# КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

V. Chernetsky, Yu. Brayko,  
R. Imamutdinova

## COMPUTER DEVICE FOR MEASURING THE DYNAMIC PARAMETERS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

*Computer device realized phonendoscop method of the measuring the blood pressure on the vessel is offered.*

*Key words: cardiovascular system, pulse wave, pressure on the vessel walls.*

*Описаний розроблений пристрій для вимірювання миттєвих значень тиску крові на стінки судин і пульсової хвилі.*

*Ключові слова: серцево-судинна система, пульсова хвиля, тиск крові на стінки судин.*

*Описан разработанный прибор для неинвазивного измерения мгновенных значений давления крови на стенки сосудов и пульсовой волны.*

*Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, пульсовая волна, давление крови на стенки сосудов.*

© В.В. Чернецкий, Ю.А. Брайко,  
Р.Г. Имамудинова, 2014

УДК 681.335

В.В. ЧЕРНЕЦКИЙ, Ю.А. БРАЙКО, Р.Г. ИМАМУТДИНОВА

## КОМПЬЮТЕРНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

**Введение.** Сердечно-сосудистая система (ССС) – важная составляющая здоровья человека, так как от уровня кровоснабжения зависит качество работы практически всех органов и систем человеческого организма. За последнее десятилетие много научных разработок направлено на решение проблем диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Появились методы неинвазивного обследования сосудистой системы на макро- и микроуровнях. В настоящее время общепринятые подходы обеспечивают низкую эффективность диагностических процедур в связи с низкой чувствительностью используемых методов диагностики ранних расстройств функционирования ССС и отсутствие эффективных технологий данных методов. Например, в стандартах министерства здравоохранения не предусмотрен ни один из методов обследования сосудов, и бездоказательно ставится диагноз «синдром сосудистой дистонии» [1]. Приведенный факт свидетельствует о том, что даже теоретически врачи сегодня не имеют единого комплексного взгляда на сосудистую систему.

ССС человека предназначена для выполнения транспортной функции доставки крови в каждую клетку организма и обеспечивает пространственно-временную реализацию главных физических и физиологических процессов в организме человека. Сигнальная диагностика работы ССС и силового действия сердца на поток крови в сосудах и скорости потока, созданного сердцем, является объективным основанием для диагностики заболе-

ваний и наблюдения действия лекарств. Визуализация движения крови в сосудах дает возможность контроля физиологических процессов, который невозможен, если визуализация физических и физиологических процессов работы ССС ограничена только наблюдением неоднородностей плотности в веществе, что характерно для оценивания динамических характеристик сосудистой системы по электрокардиограмме.

**Функциональное назначение и реализация устройства.** Поток крови приводится в движение силами  $F$ , которые генерируются сердцем. Поддержание непрерывности потока крови – основная функция ССС. В ССС сила  $F$  действует в форме давления  $P_k$ , которое равномерно распределено по площади кровеносного сосуда  $S$ :

$$F = P_k S.$$

Частицы крови в этом сечении приводятся в поступательное движение со скоростью  $V_k$ . Параметры  $P_k$  и  $V_k$  – это динамические характеристики ССС. Поэтому для диагностики расстройств функционирования ССС необходимо располагать точно измеренными значениями давления потока крови на стенки сосудов и скорости этого потока.

В Институте кибернетики имени В.М. Глушкова НАН Украины разработано компьютерное устройство для измерения и визуализации динамических параметров работы ССС как основных механических свойств сосудистой системы человека. Устройство обеспечивает автоматическое измерение и отображение параметров изменения давления, отображение пульсовой волны и ее параметров, выдает обработанные результаты измерений и вычислений на экран жидкокристаллического индикатора (ЖКИ). Пульсовая волна представляет собой волнообразное колебание эластичной стенки артериальных сосудов. Эти колебания возникают в момент систолы в аорте, когда систолический объем крови растягивает ее стенки и вызванные ею колебания распространяются по стенкам артерий и по столбцу крови, находящейся в них.

Разработанное устройство измерения и отображения динамических параметров ССС  $P_k$  и  $V_k$  реализует акустический индуктивный метод измерения мгновенных значений давления крови на стенки сосудов. Задача определения параметров движения крови в сосудах решена посредством измерения давления крови на стенки сосудов. До недавнего времени непосредственное измерение давления  $P_k$  было невозможно из-за отсутствия средств измерения необходимой чувствительности и быстродействия. Аппаратное измерение  $P_k(t)$  выполняется устройством на основе акустического индуктивного сенсора давления, имеющего чувствительность более высокую, чем у существующих сенсоров. В свою очередь проблема создания акустического сенсора давления потребовала разработки способа измерения интенсивности выходных сигналов, амплитуда которых существенно ниже уровня теплового шума на входе усилителя сенсорных сигналов. Успех данной работы обеспечен созданием электромагнитных

усилителей подшумовых сигналов, имеющих чувствительность к входным сигналам значительно выше, чем у обычных операционных усилителей [2]. Использование в устройстве сенсора, чувствительного к скорости изменения давления в сосудах, дает возможность измерять и анализировать мгновенные значения давления крови на стенки сосудов, частоту сердечных сокращений, ее девиацию, параметры кривой пульсовой волны и др. [3].

Давление крови в артериях изменяется в цикле работы сердца. Когда сердце сокращается и выталкивает кровь в артерии, давление в них кратковременно повышается и достигает своего пика. В фазе максимального расслабления сердечных мышц давление крови в артериях минимально. Сечение сосудов кровеносной системы в течение суток периодически изменяется, что приводит к изменению механических свойств тех или иных сосудов. Поэтому наиболее интенсивно снабжаются кровью те органы, которые в данный момент времени работают с максимальной нагрузкой. Сечение других сосудов в этот момент времени уменьшается. Это явление можно наблюдать по кривым давления за время цикла сокращения сердца. Сравнивая их, можно определить нарушение свойств сосудов в пространстве и времени.

Рассмотрим суть работы цифрового измерителя динамических параметров ССС человека. В основу технического решения положено измерение фазового сдвига между двумя синусоидальными сигналами, который обусловлен действием изменения давления крови на стенки сосудов человека. В качестве опорного сигнала используется выходной синусоидальный сигнал кварцевого генератора. Вторым сигналом является амплитудно-фазомодулированный сигнал, формируемый индуктивным акустическим сенсором механических колебаний. Значение сдвига фаз – это функция прироста амплитуды механических колебаний сосудов человека, зависящая от давления крови в сосуде и его изменения во времени. Полученные значения преобразовываются в коды чисел и визуализируются в виде кривой изменения давления в сосуде или кинетической функции ССС.

Использование в устройстве сенсора, чувствительного к скорости изменения давления в сосудах в цикле сокращения сердца дает возможность измерять и анализировать мгновенные значения давления крови на стенки сосудов, параметры формы кривой этого давления и др.

**Структура устройства.** Устройство для измерения динамических параметров ССС реализует фонендоскопический метод измерения мгновенных значений давления крови на стенки сосудов. Устройство состоит из точечного фонендоскопа, акустического индуктивного сенсора давления, измерительного цифрового преобразователя давления, интерфейсного блока и блоков микроконтроллерной части прибора (рис. 1). Акустический индуктивный сенсор давления содержит мембрану, расположенную между двумя чашкообразными магнитопроводами. Акустический канал фонендоскопа нагружен на мембрану сенсора. Фонендоскоп располагается над сосудом, в котором необходимо получить цикло-

грамму давления. Поток крови деформирует стенку сосуда, которая вместе с прилегающими к ней тканями образует мембрану фонендоскопа. Сигнал фонендоскопа передается на вход индуктивного сенсора, который через измерительный преобразователь (ИП) передает его цифровое значение в микроконтроллер с частотой сигнала возбуждения сенсора. Акустическое давление на мембрану сенсора пропорционально давлению частиц крови на стенку сосуда.

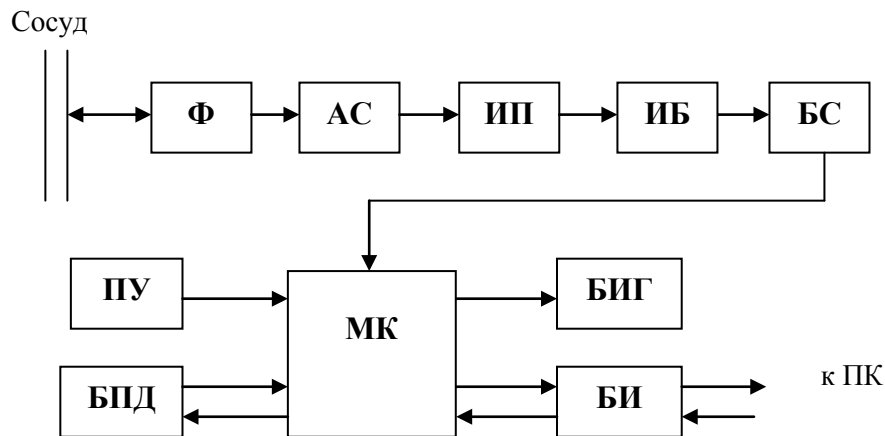


РИС. 1. Блок-схема компьютерного прибора для измерения динамических параметров сердечно-сосудистой системы: (Ф – фонендоскоп; АС – акустический индуктивный сенсор давления; ИП – измерительный цифровой преобразователь давления; ИБ – интерфейсный блок; БС – блок согласования; ПУ – пульт управления; БПД – блок памяти данных; МК – микроконтроллер; БИГ – блок индикации графической; БИ – блок интерфейса)

Рассмотрим общие принципы функционирования устройства для измерения динамических параметров ССС. Устройство включает генератор синусоидальных сигналов возбуждения акустического индуктивного сенсора давления потока крови на стенки сосудов, состоящий из высокочастотного генератора прямоугольных импульсов (32 МГц), делителя частоты (32 МГц/ 1 кГц) и преобразователя прямоугольных импульсов в синусоидальные сигналы возбуждения акустического индуктивного сенсора давления потока крови на стенки сосудов. Для регистрации пульсовых колебаний стенок кровеносных сосудов, определяющих суть работы цифрового измерителя динамических параметров ССС или цифрового измерителя механических свойств сосудистой системы человека, пульсацию снимают с поверхности тела над исследуемым сосудом с помощью акустического индуктивного сенсора давления потока крови, который налагается на область пульсаций.

На рис. 2 показана функциональная схема устройства измерения динамических параметров ССС.

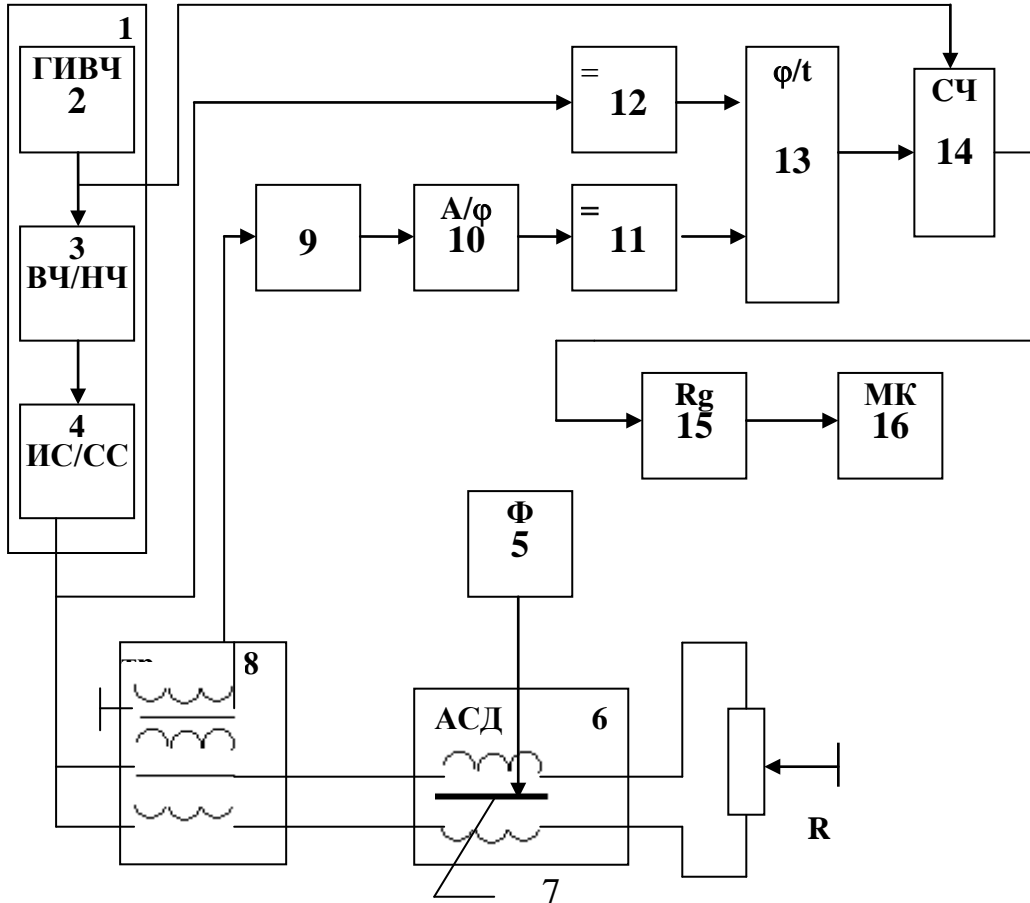


РИС. 2. Функциональная схема устройства измерения динамических параметров ССС: 1 – генератор синусоидальных символов; 2 – генератор высокой частоты 32 МГц; 3 – делитель частоты 32 МГц – 1 кГц; 4 – преобразователь импульсных сигналов в синусоидальные; 5 – фенндоскоп; 6 – акустический сенсор давления; 7 – мембрана сенсора; 8 – разностный трансформатор; 9 – усилитель подшумовых сигналов; 10 – амплитудно-фазовый преобразователь; 11, 12 – компараторы; 13 – преобразователь разности фаз в интервал времени; 14 – измеритель интервала времени; 15 – сдвиговый регистр с параллельным занесением; 16 – микроконтроллер

Механические колебания сосуда с исследуемой области пульсации передается по воздуховоду на мембрану дифференциального сенсора механических

колебаний. Последняя начинает колебаться синхронно с механическими колебаниями стенки сосуда от действия давления крови. В результате на выходе индуктивного моста, образованного акустическим индуктивным сенсором и разностным трансформатором, появляется синусоидальный сигнал. Выходной сигнал моста формируется во вторичной обмотке трансформатора. Баланс этого моста осуществляется с помощью переменного резистора, выравнивающего значение активных сопротивлений индуктивностей моста при его настройке. Начальное положение мембраны сенсора, от которого зависит цифровое значение измеренного давления, регулируется посредством вычитания нулевого кода от измеренного значения давления.

Сигналы с выхода разностного трансформатора поступают на шумоподавляющий электромагнитный усилитель напряжения. До последнего времени прямая регистрация давления крови на стенки сосудов была невозможна вследствие того, что не были созданы способы измерения давления необходимой чувствительности и быстродействия. Аппаратное измерение  $P_k(t)$  стало возможным вследствие использования акустического индуктивного сенсора давления, созданного на основе схемы цифрового микрофона, имеющего чувствительность, значительно выше чем чувствительность акустического микрофона [3]. В свою очередь проблема создания акустического сенсора давления послужила причиной разработки способа измерения интенсивности выходных гармонических сигналов, амплитуда которых значительно ниже уровня теплового шума операционных усилителей [4].

**Описание микроконтроллерной части компьютерного прибора для измерения динамических параметров ССС.** На рис. 1 показана структурная схема компьютерного прибора для измерения динамических параметров ССС.

Микроконтроллерная часть компьютерного прибора построена на базе микроконтроллера ADuC842. На кристалле реализовано вычислительное ядро с реализацией команды за один цикл, производительность – 20 MIPS. Система команд – 8052. Кроме того, на кристалле содержится память программ объемом 62 кБайт, Flash – память данных объемом 4 кБайт, оперативная память объемом 256 байт, расширенная оперативная память объемом 2 кБайт.

Контроллер содержит стандартные интерфейсы UART, I2C, SPI, вотч-дог таймер, монитор источника питания.

Измерительный блок компьютерного прибора формирует последовательность цифровых отсчетов, фиксирующихся через интервал времени  $t_c = 1\text{мс}$ . Отсчеты формируются в счетчике и с помощью сдвигового регистра последовательно, начиная с младшего бита, через интерфейсный блок и блок согласования поступают на информационный вход регистра SPI.

Синхронизация процесса обмена в последовательном формате осуществляется с помощью сигнала L/H, отрицательный фронт которого определяет момент

выдачи соответствующего бита и фиксации его в сдвиговом входном регистре интерфейсного блока SPI микроконвертор.

Микроконвертор формирует тактовую последовательность SDATA, поступающую на управляющий вход сдвигового регистра измерительного блока и осуществляет выдачу данных, начиная с младшего разряда.

Отсчет содержит два байта, старший разряд старшего байта является знаковым разрядом.

Каждые восемь отсчетов усредняются и передаются в блок памяти данных.

Блок индикации, построенный на базе графического жидкокристаллического индикатора H12864 фирмы FORDATA, предназначен для отображения графической информации размером 128 x 64 точки.

Блок индикации отображает последовательно циклограммы давления и скорости потока крови, а также пять цифровых параметров циклограмм. Управление выдачей информации осуществляется с помощью блока управления.

Накопление данных производится в течение временного интервала, равного одной секунде. В течение этого интервала формируется одна тысяча цифровых отсчетов. После усреднения и обработки данные фиксируются во внутренней памяти данных и блоке внешней памяти и индицируются на экране в графическом и цифровом виде.

На этом цикл измерения завершается, запуск следующего цикла осуществляется с помощью клавиши «Старт» блока управления.

**Системные требования к компьютерным приборам и их функции по обработке данных.** Далее приведены основные системные требования к компьютерным приборам [5].

1. Высокий уровень автономности.
2. Системная совместимость.
3. Открытость, гибкость, адаптивность.
4. Экономичность.
5. Ограниченные габариты, вес, стоимость.

Реализуемые функции по обработке данных и управлению элементами структуры следующие:

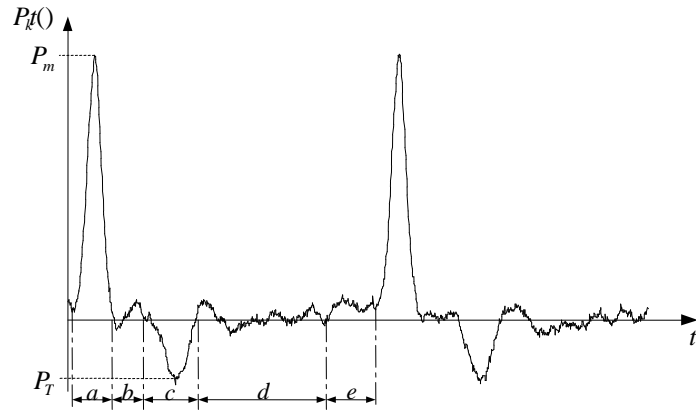
- аналого-цифровое и цифро-аналоговое преобразование;
- фильтрация помех и шумов, коррекция погрешностей измерительного тракта;
- аналоговая обработка данных;
- цифровая обработка данных;
- длительное хранение и сжатие данных;
- масштабирование данных;
- визуализация данных в графическом и цифровом виде; контроль функционирования аппаратных средств;

- хранение и сжатие данных;
- датирование полученных данных, поддержка временной базы;
- формирование управляющих воздействий на объект исследований;
- передача данных по проводным, радио- и инфракрасным каналам;
- функции контроля и управления системой питания устройства;
- питание элементов от энергии радио- и информационных сигналов.

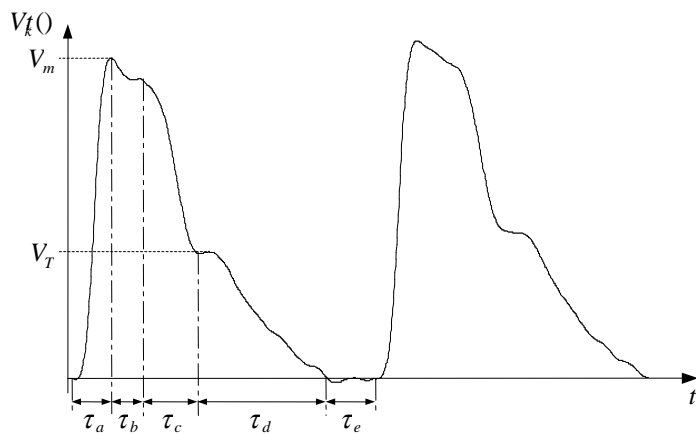
**Визуализация динамических параметров ССС.** На рис. 3 показаны графики изменения давления на стенки сосуда и пульсовой волны, которая получена путем интегрирования скорости изменения давления. Кинетическая функция образуется методом цифровых измерений в форме циклограммы давления частиц крови на стенки сосудов (рис. 3, а). Цифровое интегрирование кинетической функции образует транспортную функцию в форме циклограммы скорости движения крови в цикле работы сердца (рис. 3, б), транспортная функция соответствует графику пульсовой волны. Принимая во внимание интегральную зависимость между транспортной функцией, кровообращения и его кинетической функцией получена достоверная информация о взаимосвязи процессов, происходящих в сердце как источнике движения и в сосудистой системе, где это движение осуществляется.

В результате исследования динамических характеристик ССС созданным прибором исследована фазовая структура транспортной функции и ее соответствие графику пульсовой волны. Транспортная функция состоит из пяти интервалов времени, которые соответствуют фазам движения крови в цикле работы ССС. На первом интервале времени  $\tau_a$  происходит ускорение потока крови, которая выталкивается сердцем в аорту, а скорость потока к концу этого интервала времени достигает своего максимума. В течение второго интервала времени  $\tau_b$  кровь движется по инерции с максимальной скоростью до момента времени, когда срабатывает выходной клапан желудочка, вызывающий тормозное действие на движение потока крови – третий интервал времени  $\tau_c$ . После закрытия указанного клапана кровь продолжает движение по инерции аналогично движению жидкости в гидравлической системе с активным сопротивлением, о чем свидетельствует линейно снижающийся четвертый интервал времени  $\tau_d$ . Дальше наблюдается последний, пятый интервал времени  $\tau_e$  с нулевой скоростью движения крови, на котором осуществляется обмен питательными веществами между кровью и клетками организма. Длительность фазовых интервалов транспортной функции служит цифровой мерой качества физиологических процессов. Поэтому появляется возможность достоверной диагностики работы ССС по величине отклонений фазовых интервалов времени от нормы.





а



б

РИС. 3. Циклограммы давления и скорости потока крови

**Выводы.** Благодаря цифровому измерению фазовых интервалов транспортной функции исключается влияние индивидуальных отклонений интенсивности протекания механических процессов на качество их диагностики. Критерием точности измерений параметров кинетической функции в целом есть сходимость ее интеграла к нулю на интервале времени периода работы сердца, что экспериментально подтверждает закон работы ССС.

Высокие чувствительность и временное разрешение созданного прибора дают возможность получить точные значения измеряемых и вычисляемых пара-

метров, которые исчерпывающим образом позволяют судить о физических процессах, происходящих в ССС человека. Графики изменения давления в кровеносном сосуде и пульсовой волны обеспечивают высокую информативность метода измерения и дают более широкие возможности исследования механических особенностей сосудов человека и установления диагноза состояния ССС более информативного, чем известные методы и устройства.

1. *Боюн В.П., Луцик У.Б., Малиновский Л.Б. и др.* Гемодинамічна лабораторія. “Макро МікроПоток” для комплексного дослідження та ефективної корекції судинної системи людського організму // Наука та інновації. – К.; 2010. – Т. 6, № 1. – С. 45 – 58.
2. *Пат. № 87027* Україна. Електромагнітний підсилювач напруги / Бех О.Д., Чернецький В.В., Єлшанський В.В. – Опубл. 10.06.2009. – № 11.
3. *Бех А.Д., Чернецький В.В.* Решение проблемы неинвазивного измерения давления потока крови на стенки сосудов // Комп’ютерні засоби, мережі та системи. – 2013. – № 12. – С. 95 – 100.
4. *Бех А.Д., Чернецький В.В.* Аппаратные методы повышения чувствительности электромагнитных усилителей напряжения // Там само. – 2008. – № 7. – С. 83 – 88.
5. *Брайко Ю.О., Имамудинова Р.Г.* Основні системні вимоги до інтелектуальних приладів, методологія їх проектування // Там само. – 2013. – № 12. – С. 119 – 129.

Получено 12.09.2014