



чимо влияние на изменение обилия насекомых ($F = 12.05$; $p = 0.02$) и числа особей млекопитающих ($F = 36.2$; $p < 0.001$). Влияние на изменение обилия птиц и рыб не значимо ($F = 3.7$, $p = 0.15$ и $F = 1.5$; $p = 0.22$ соответственно). Причиной этого является влияние годового фактора на изменение числа особей млекопитающих, связанное с циклическим характером динамики их популяций; для насекомых – влияние климатических условий на кормовую базу норки. Для показателя Б,%, данная тенденция сохраняется по тем же причинам.

Основными компонентами питания американской норки Приволжских венцов являются мышевидные грызуны, насекомые, ягоды; реже встречаются рыба и птицы. При неблагоприятных кормовых условиях (сухое жаркое лето, эпизоотии) в рационе возрастает доля замещающих кормов (насекомых и ягод). Максимальная ширина трофической ниши зафиксирована в 2005–2007 гг., в неблагоприятные годы этот индекс заметно меньше. Причина такого соотношения не является неким феноменом, а связана с типичными процессами циклической динамики популяций жертв и влиянием климатических условий сезонов.

Список литературы

1. Новиков Г. А. Хищные млекопитающие фауны СССР. Л. : Изд-во АН СССР, 1956. 294 с.
2. Сидорович В. Е. Норки, выдра, ласка и другие куньи. Минск : Экология, 1995. 191 с.
3. Насимович А. А. Промысловые звери Центрального Алтая. М. : Наука, 1948. 250 с.
4. GoszczynÁ J., Jełdrzejewska B. Diet composition of badgers (*Meles meles*) in a pristine forest and rural habitats of Poland compared to other European populations // J. of Zoological society of London. 2000. Vol. 53. P. 495–505.
5. Brzezinski M., Marzec M. Correction factors used for estimating prey biomass in the diet of american mink // Acta theriologica. 2003. Vol. 48. P. 247–254.
6. Lockie J. The food of the pine marten *Martes martes* in west ross shire Scotland // J. of Zoological society of London. 1961. Vol. 53. P. 187–195.
7. Fisher C., Ferrari N., Weber J. Exploitation of food resource in the Swiss Jura Mountain. L. : J. Zool, 2005. 131 p.
8. Сидорович В. Е. Пространственная структура и динамика численности популяции американской норки Беларуси. Минск : Экология, 1995. 148 с.
9. Терновский Д. В. Биология и акклиматизация американской норки на Алтае. Новосибирск : Наука, 1977. 138 с.
10. Данилов Н. И., Туманов И. Л. Куньи Северо-Запада СССР. Л. : Наука, 1976. 293 с.

УДК 612.161

ДИНАМИКА СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПРИ НАГРУЗОЧНОЙ ПРОБЕ

К. Э. Савич, А. А. Таран, О. В. Семьякина-Глушковская, Д. Э. Постнов

Саратовский государственный университет
E-mail: postnov@info.sgu.ru



Усредненная величина скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) традиционно используется как диагностический критерий общего состояния сосудистой системы. Однако в последнее десятилетие нарастает интерес к трактовке СРПВ и как динамической характеристики, отражающей изменения текущего состояния организма. В настоящей работе показано, что процесс восстановления организма после нагрузочной пробы характеризуется быстрыми колебаниями величины скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) в частотном диапазоне от 0.5 до 1 Гц. Обсуждается гипотеза о механизме возникновения наблюдаемых колебаний, согласно которой их первичным источником является неоднородность паттерна активности симпатической системы.

Ключевые слова: пульсовая волна, сфигмограмма, ритмы регуляции тонуса сосудов.

Dynamical Patterns of Pulse Wave Velocity in Response to Exercise Tolerance Test

К. Е. Savich, А. А. Taran,
О. V. Semuachkina-Glushkovskaya, D. E. Postnov

The mean value of pulse wave velocity (PWV) is typically used as diagnostic tool to quantify the overall conditions of vascular system. However, in recent decades there is the increasing evidence that PWV can be considered as dynamical quantity, reflecting the changes of the current physiological state. In the present work we show, that recovery process after the exercise tolerance test reveals fast oscillations of PWV in the frequency range from 0.5 till 1 Hz. We hypothesize that the origin of observed oscillations is the variability of the firing pattern of the sympathetic system.

Key words: pulse wave, sphygmogram, rhythms of vascular tone regulation.



Введение

Понимание того, что характер пульсации артериальных сосудов человека отражает его текущее физиологическое состояние, восходит к древним методикам восточной медицины [1]. В наше время измерение скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) с помощью двух микрофонных датчиков впервые было предложено в 1955г. [2, 3]. Данная характеристика используется в медицинской практике как показатель жесткости артериального звена, ее рост считается маркером атеросклероза [4] и хорошо коррелирует с возрастом [5].

В общепринятой форме методика измерения СРПВ нацелена на получение числового показателя, усредненно характеризующего общее состояние артериальных сосудов. Однако в последние годы все большее внимание уделяется тому факту, что СРПВ является динамически меняющейся величиной, напрямую связанной с текущим тонусом сосудов, а потому чувствительной к изменению состояния организма. Известны работы по исследованию связи как частоты сердечных сокращений (ЧСС), так и ее вариабельности с величиной СРПВ [6–8]. Выявлена достоверная зависимость СРПВ в норме от времени суток [9]. Установлено, что у больных с почечной недостаточностью изменение величины СРПВ хорошо коррелирует с проведением процедуры гемодиализа [10]. Наконец, в работе [7] было также установлено значительное (до 50%) различие в скорости пульсовой волны для правых и левых конечностей у пациентов с психическими расстройствами, затрагивающими одно из полушарий мозга, тогда как в норме такое отличие пренебрежимо мало.

Все вышесказанное обосновывает необходимость детального анализа динамики СРПВ. Заметим, что наблюдаемые при этом колебания хорошо коррелируют с ритмами регуляции интенсивности кровотока, так как скорость пульсовой волны напрямую связана с упругостью стенки сосуда согласно формуле Моенса–Кортевела [11]. В принятой классификации ритмов регуляции периферического кровотока (см., например, [12]) считается, что наиболее информативен диапазон частот от нуля до 0.2 Гц, который отражает эндотелиальную, а также миогенную и нейрогенную компоненты регуляции сосудистого тонуса. Диапазоны частот 0.2–0.5 Гц и 0.8–3.5 Гц содержат дыхательный и сердечный ритмы соответственно, которые являются «внешними» по отношению к анализируемому участку сосудистого русла. По этой причине при

обработке экспериментальных данных частоты выше 0.4 Гц обычно отфильтровываются. Таким образом, не используется информация, которая может содержаться в быстрых изменениях величины СРПВ, хотя существуют данные, согласно которым такая динамика наблюдается [13].

Ранее, в работе [14], были приведены результаты анализа сигнала СРПВ в состоянии покоя и в ответ на стандартные тестовые воздействия. Эти результаты свидетельствуют о наличии колебаний СРПВ (а значит, и тонуса сосудов) с частотой более 0,3 Гц. Однако прямое измерение столь быстрых колебаний наталкивается на ограничение самого метода сфигмографии, при котором частота отсчетов величины СРПВ равна частоте сердечных сокращений. Из теории анализа сигналов (теорема Котельникова, см. например, [15, 16]) известно, что максимальная анализируемая частота при этом ограничена $\frac{1}{2}$ ЧСС (частота Найквиста) и в норме составляет около 0.6 Гц. Кроме того, при отсутствии либо недостаточно эффективной фильтрации частот выше частоты Найквиста возможно проявление так называемого «эффекта подмены» (aliasing), приводящего к искажению спектра и неверному вычислению относительного вклада различных его составляющих. Результаты, представленные в статье [14], получены «на грани» частоты Найквиста, и потому сделанные там выводы требуют как минимум проверки и повторения с использованием более корректной методики.

В настоящей работе описанная выше проблема решается путем специально выбранной методики эксперимента. А именно, путем применения нагрузочной пробы на велоэргометре ЧСС испытуемого увеличивается как минимум вдвое относительно нормы, тогда как частота дыхания «уводится» из анализируемого диапазона посредством визуального задания ритма. В результате становится возможным выполнить корректный спектральный анализ временных рядов величины СРПВ в высокочастотном (*HF*) диапазоне от 0.5 до 1 Гц. Полученные в ходе проведенной работы результаты позволяют достоверно утверждать о наличии значимой колебательной активности в этом диапазоне частот.

Материалы и метод

Измерения проводились на группе из 8 добровольцев возрастной категории 19–21 год. Протокол проводимых экспериментов был нацелен на сформулированную выше задачу данного исследования. А именно, как уже упоминалось выше, для достоверного измерения

активности в диапазоне 0.5 – 1 Гц требуется частота выборки не менее 1–2 Гц. Так как при измерении СРПВ по стандартным методикам частота выборки равна частоте сердечных сокращений, в ходе эксперимента у испытуемых устанавливалась ЧСС не менее 120 уд./мин (2 Гц), для чего использовалась нагрузочная проба в виде 3-минутной работы субмаксимальной интенсивности на велотренажере. После этого в течение 2 мин производилась запись сигналов. Для того чтобы ослабить влияние дыхательного ритма на результаты измерений, он принудительно смещался в область частот 0.1–0.2 Гц. Это достигалось тем, что во время записи сигналов испытуемый дышал в соответствии с

ритмом, задаваемым в виде визуального стимула, который генерировала специальная программа.

Для одновременной записи ряда физиологических параметров использовался полиграф MP-100 фирмы «Biorac system Inc.» [17]. Полученные результаты предварительно обрабатывались и сохранялись при помощи специализированной программы «AcqKnowledge». Для получения информации о СРПВ использовались пьезомикрофоны m_1 и m_2 , которые устанавливались на выбранные точки сосудистого русла: запястье и дистальная фаланга пальца (рис. 1). Записывались так же одноканальная электрокардиограмма (ЭКГ) (см. электроды e_1, e_2 на рис. 1) и дыхательная активность (датчик r_1).

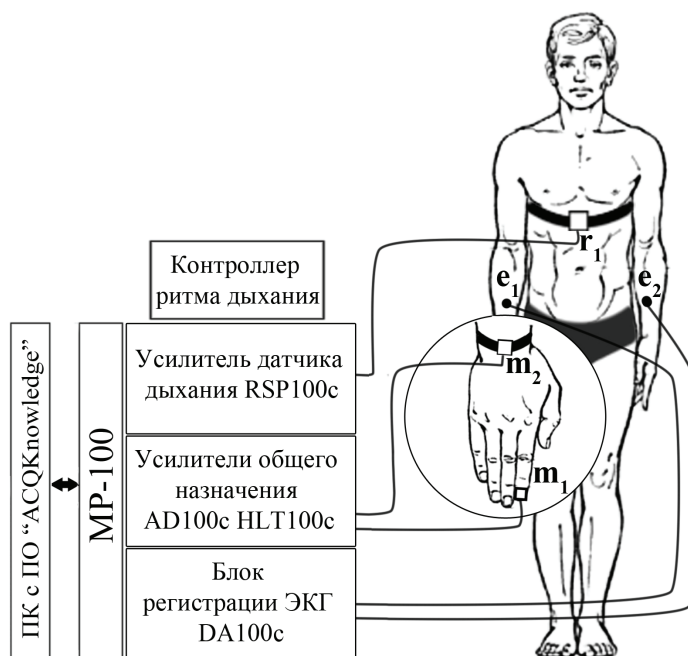


Рис. 1. Схема эксперимента. Электроды ЭКГ: e_1, e_2 ; датчик ритма дыхания: r_1 ; пьезомикрофоны m_1 и m_2 . Данные по всем каналам регистрируются измерителем MP-100

На рис. 2 приведены основные этапы последующей обработки данных при вычислении СРПВ. Она проводилась при помощи специально разработанного программного обеспечения, позволяющего удалять артефакты, рассчитывать RR-интервалограмму, а также получать уточненное значение временной задержки между максимумами пиков пульсовой волны при помощи метода интерполяции параболическим многочленом. Согласно формуле Моенса–Кортевела [11] известно, что временная задержка обратно пропорциональна СРПВ и, следовательно, обратно пропорциональна упругости стенки сосуда.

В процессе анализа данные интерполировались кубическим сплайном с временным интервалом между точками 0.05 с. Величина временной задержки пересчитывалась в величину СРПВ путем ее деления на расстояние между датчиками. В результате получались синхронно записанные временные ряды, характеризующие ЧСС, СРПВ для мелких и крупных сосудов, ритм дыхания.

Как следует из описанного выше протокола экспериментов, указанные временные ряды характеризуют принципиально нестационарный процесс релаксации после физической нагрузки.

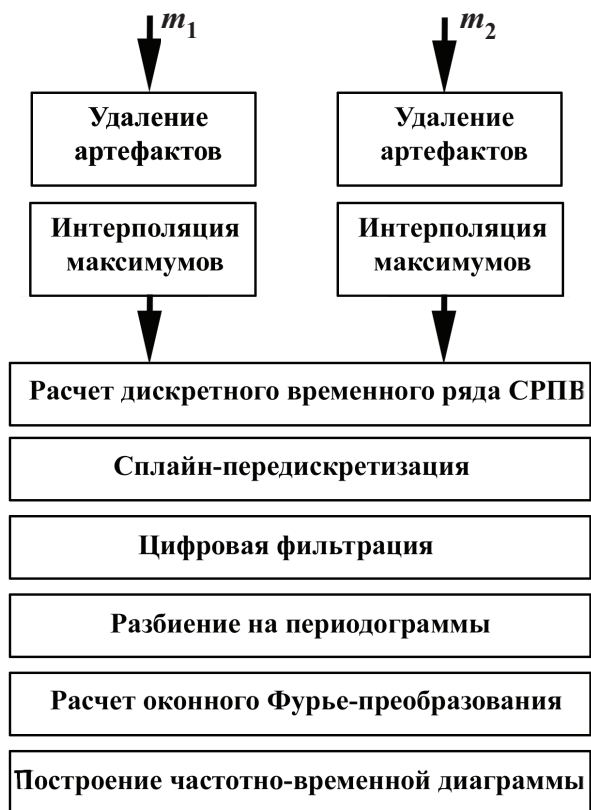


Рис. 2. Основные этапы обработки полученных данных при вычислении СРПВ

По этой причине для спектрального анализа применялось оконное фурье-преобразование [15, 16] с длиной периодограммы 20 с и прямоугольной оконной функцией, а описанные ниже результаты представлялись в виде диаграмм на плоскости «время–частота», причем интенсивность выражалась в цветовой кодировке (степень закрашки серого).

Результаты

На рис. 3, а, б приведены типичные результаты применения оконного преобразования Фурье к сигналам ЭКГ (I отведение) и дыхательного датчика. Как можно видеть, оба сигнала характеризуются небольшим числом высокоамплитудных спектральных составляющих: для ЭКГ – частота сердечных сокращений и ее первая гармоника, которые монотонно уменьшаются в процессе записи сигналов, а для сигнала дыхания – это максимум на частоте 0.2–0.3 Гц, который практически не смещается, так как задан визуальной стимуляцией. Обе эти диаграммы позволяют выделить диапазон частот для анализа сигнала СРПВ, свободный от дыхательного ритма, но не превышающий половины от текущей частоты ЧСС.

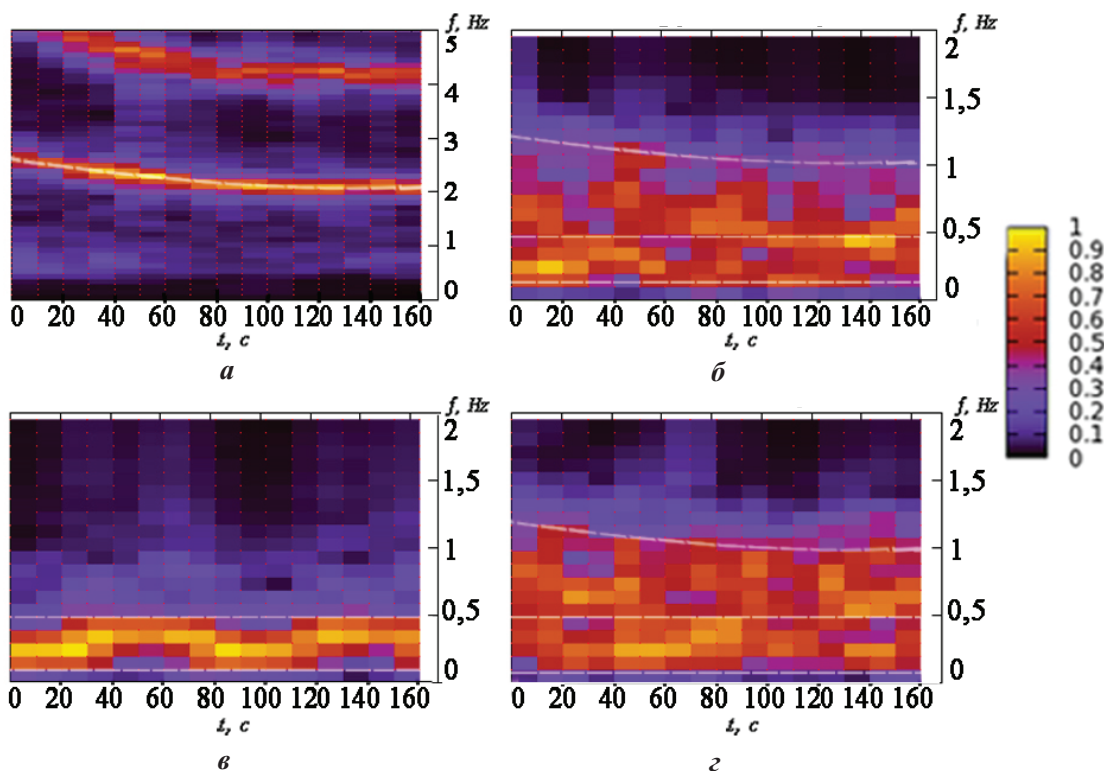


Рис. 3. Спектры мощности: а – ЭКГ, б – СРПВ крупных сосудов, в – дыхание, з – СРПВ мелких сосудов. Цветовая шкала отражает нормированную спектральную мощность в диапазоне от 0 до 1



По диаграммам рис. 3, в, г, где границы этого частотного диапазона отображены белыми линиями, можно убедиться в наличии выраженной колебательной активности в диапазоне от 0.5 до 1 Гц. Для конкретного измерения, который иллюстрирует рис. 3, эта *HF*-активность относительно постоянна во времени, тогда как другие записи демонстрируют определенную вариабельность. Можно также отметить различие в паттернах *HF*-активности для крупных и мелких сосудов (см. рис. 3).

На рис. 4 приведены результаты измерения вклада *HF*-составляющей в общую мощность сигнала в диапазоне от 0 до 1 Гц по всей группе испытуемых. Для каждого отдельного измерения спектральная мощность усреднялась по времени записи (2 мин), а затем вычислялась доля спектральных компонент в диапазоне от 0.5 до 1 Гц. Как можно видеть, и для крупных, и для мелких сосудов эта доля составляет значительную величину: 38. и 43.4% соответственно.

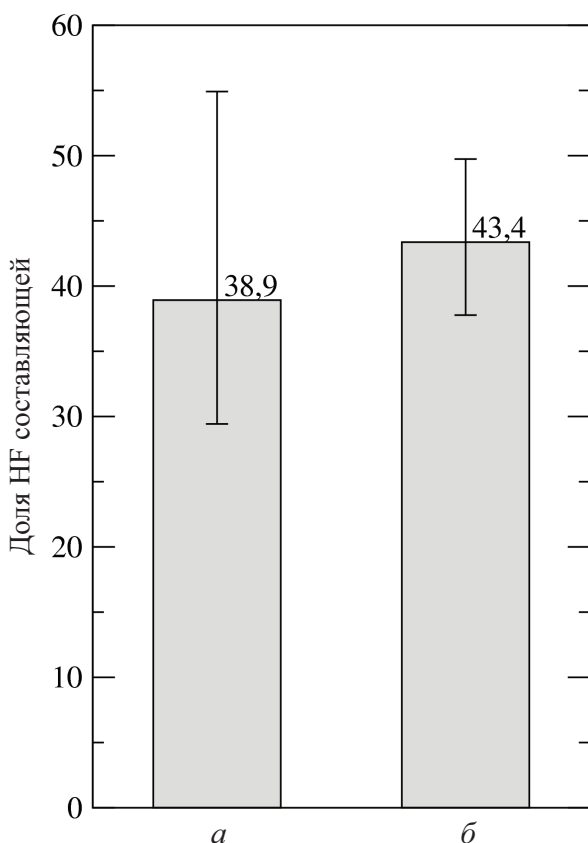


Рис. 4. Доля *HF* составляющей в диапазоне до 1 Гц, %: средняя по группе испытуемых (столбец), а также максимальное и минимальное значения (вертикальный отрезок): *а* – крупные сосуды (область измерения – от аорты, по R-зубцу ЭКГ, до запястья), *б* – мелкие сосуды (область измерения – от запястья до дистальной фаланги указательного пальца)

В силу естественной вариабельности в каждом конкретном случае эта доля могла быть выше или ниже, но, как можно видеть из рис. 4, всегда составляла не менее 30%, а в отдельных случаях достигала более чем 50% от всей спектральной мощности. Отметим также большую вариабельность этой величины в мелких сосудах, что можно объяснить меньшим расстоянием между датчиками и, следовательно, более локальным характером измерения самой величины СРПВ.

Обсуждение результатов и выводы

По итогам проведенного исследования можно утверждать, что примененная методика измерения СРПВ в условиях искусственно завышенной ЧСС и заниженного ритма дыхания позволила достоверно зафиксировать и количественно охарактеризовать быстрые изменения тонуса сосудов. Наиболее вероятной причиной наблюдаемых колебаний является нейрогенный механизм регуляции сосудистого тонуса, который реализуется посредством активации клеток гладкой мускулатуры сосудов со стороны симпатического отдела вегетативной нервной системы. Известно, что соответствующие моторные нейроны, как правило, генерируют по одному импульсу в каждом всплеске берсте, причем их активность несинхронизована во времени [18, 19]. Однако экспериментально регистрируемый сигнал суммарной активности симпатического нерва, управляющего тонусом клеток гладкой мускулатуры сосуда, представляет собой более или менее регулярные колебания с частотой от 0.4 Гц (в норме) до 1 Гц [18]. Логично предположить, что наблюдаемые быстрые колебания величины СРПВ есть отражение именно этого суммарного сигнала. Заметим, что в таком случае они принципиально не могут быть обнаружены в экспериментах *in vitro*.

Потенциальные применения описанных выше результатов, как представляется, могут быть связаны с разработкой более совершенных методик оценки вклада нейрогенной составляющей регуляции сосудистого тонуса, равно как и с неинвазивной диагностикой состояния периферийных симпатических нервов.

Список литературы

1. Пульсовая диагностика тибетской медицины / под ред. Ч. Ц. Цыдыпова. Новосибирск : Наука, 1988. 134 с.
2. Thomas J. G. A method for continuously indicating blood pressure // J. Physiol. 1955. Vol. 129. P. 75–76.



3. *Thomas J. G.* Continuous pulse wave velocity recording for indirectly monitoring blood pressure in man // *Med. Electron. Biol. Engng.* 1965. Vol. 3. P. 321–324.
4. *Yeragani V., Kumar R., Bar K., Chokka P., Tancer M.* Exaggerated Differences in Pulse Wave Velocity Between Left and Right Sides Among Patients With Anxiety Disorders and Cardiovascular Disease // *Psychosomatic Medicine.* 2007. Vol. 69. P. 717–722.
5. *Sutton-Tyrrell K., Mackey R., Iubkov R., Vaitkevicius P., Spurgeon H., Lakatta E.* Measurement Variation of Aortic Pulse Wave Velocity in the Elderly // *AJH.* 2001. Vol. 14. P. 463–468.
6. *Lantelme P., Mestre C., Lievre M., Gressard A., Milon H.* Heart Rate An Important Confounder of Pulse Wave Velocity Assessment // *Hypertension.* 2002. Vol. 39, № 6. P. 1083–1087.
7. *Millasseau S., Stewart A., Patel S.,* Evaluation of Carotid–Femoral Pulse Wave Velocity Influence of Timing Algorithm and Heart Rate // *Hypertension.* 2005. Vol. 42, № 8. P. 222–226.
8. *Perkins G. M., Owen A., Swaine I., Wiles J.* Relationships between pulse wave velocity and heartrate Variability in healthy men with arrange of moderate-to-vigorous Physical activity levels // *Eur J. Appl Physiol.* 2006. Vol. 98, № 5. P. 516–523.
9. *Bodlaj G., Berg J., Biesenbach G.* Diurnal Variation of Pulse Wave Velocity Assessed Noninvasively by Applanation Tonometry in Young Healthy Men // *Yonsei Med. J.* 2007. Vol. 48, № 4. P. 665–670.
10. *Iorio B., Cucciniello E., Alinei P., Torraca S.* Reproducibility of regional pulse-wave velocity in uremic subjects // *Hemodialysis Intern.* 2010. Vol. 14, iss. 4. P. 441–446.
11. *Jani B., Rajkumar C.* Ageing and vascular ageing // *Postgrad Med. J.* 2006. Vol. 82, № 967. P. 357–362.
12. *Крупаткин А. И., Сидоров В. В.* Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови. М. : Медицина, 2005. С. 256.
13. *Семячкина-Глушкова О. В., Анищенко Т. Г., Бердникова В. А., Найденова О. С.* Половые особенности холинергической регуляции сердечнососудистой системы у здоровых и гипертензивных крыс // *Бюл. эксперимент. биол. и мед.* 2008. Т. 146, № 7. С. 33–37.
14. *Постнов Д. Э., Корешков Р. Н., Семячкина-Глушкова О. В.* Стресс-индуцированная динамика скорости распространения пульсовой волны // *Медленные колебательные процессы в организме человека : материалы Всерос. симпозиума с междунар. участием / под ред. А. Н. Флейшмана.* Новокузнецк : КузГПА, 2011. С. 220–227.
15. *Хованова Н. А., Хованов И. А.* Методы анализа временных рядов. Саратов : Изд-во Гос. учеб.-науч. центра «Колледж», 2001. С. 43
16. *Рангайян Р. М.* Анализ биомедицинских сигналов. Практический ход. М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. С. 254.
17. *Sophisticated Solutions for Data Acquisition and Analysis.* URL: www.biopac.com
18. *Elam M., McKenzie D., Macefield V.* Mechanism of sympathoexcitation: single-unit analysis of muscle vasoconstrictor neurons in awake OSAS subjects // *J. of Applied Physiol.* 2002. Vol. 93, № 4. P. 297–303.
19. *Macefield V., Elam M.* Comparison of the firing patterns of human postganglionic sympathetic neurones and spinal alfa motoneurones during brief bursts // *Exp. Physiol.* 2003. Vol. 89, № 1. P. 82–88.