

Сведения об авторах: Алабовский Владимир Владимирович, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой биохимии; Винокуров Алексей Анатольевич, к.м.н., ассистент кафедры биохимии; Хамбуров Владимир Викторович, к.м.н., доцент кафедры биохимии.

Алабовский В.В., Винокуров А.А., Хамбуров В.В.
СПОСОБ МОДЕЛИРОВАНИЯ НИЗКОПРОТОЧНОЙ ИШЕМИИ

ВГМА им. Н.Н. Бурденко

Резюме. Нами сконструировано устройство, которое позволяет с помощью одного насоса с асинхронным двигателем перфузировать сердце в физиологическом режиме (10 мл/мин) и режиме низкопроточной ишемии (0,1 мл/мин).

Ключевые слова: низкопроточная ишемия, моделирование, перфузия сердца.

Актуальность. Частичное уменьшение коронарного протока, моделирующее ишемию различной степени выраженности, получило название гипоперфузии (low-flow ischemia). Для её моделирования необходимо крайне равномерное движение перфузионного раствора, чтобы уменьшить влияние эффекта, получившего название садового шланга («garden hose») [1-6]. Этот эффект заключается в том, что в физиологических условиях перфузионный раствор подается в коронарные артерии под давлением, не превышающем 50-100 мм. рт. ст. Это, в свою очередь, увеличивает как величину систолического, так и диастолического давлений [1-6].

При использовании двух насосов с асинхронными двигателями («ZALIMP») скорость подачи раствора можно регулировать только с помощью зубчатой передачи, т.е. дискретно. Однако, и здесь не удастся достичь точных условий эксперимента. Так, использование «толстых» трубок гарантирует скорость протока от 5-15 мл/мин. Более тонкие резиновые или силиконовые трубки дают скорость протока 0,5- 3,5 мл/мин. Такое сочетание скоростей протока перфузионного раствора не дает возможности одновременной перфузии сердца со скоростью 10 мл/мин и последующей низкопроточной ишемии со скоростью 0,1 мл/мин.

Использование двух насосов с асинхронными двигателями также имеет свои неудобства (рис.1). Обычно низкопроточную ишемию вызывают переключением одного насоса (№5, рис. 1) с физиологической скорости подачи раствора на другой насос с пониженным режимом работы (№6, рис.1).. При полном прекращении протока, которое является обязательным в этом случае, эффект «садового шланга» проявляется в полной мере: происходит существенное снижение как систолического, так и диастолического давлений. При последующем подключении 2-го насоса коронарные артерии заполняются вновь перфузионным раствором, но на это требуется время, что влияет на чистоту и время проведения эксперимента.

Использование дозаторов лекарственных веществ (типа ДЛВ-1) для моделирования низкопроточной ишемии является невозможно, из-за пульсирующей работы его двигателя. Кроме того, дозаторы лекарственных веществ дают пульсирующий ток жидкости. При быстром потоке перфузионного раствора этот пульсирующий проток не так заметен. Однако, при гипоперфузии он распределен во времени. Поэтому вместо равномерного движения жидкости в минуту могут следовать 1-2 пульсирующих потока из дозатора лекарственных средств. В остальное время – около 30-60 секунд наблюдается полная ишемия, так как у дозатор не работает насос.

Следовательно, в обычных условиях насосы типа ДЛВ-1, дающих пульсирующий проток можно использовать только при физиологических значениях коронарного протока. Этот вид насоса полностью неприемлен при моделировании гипоперфузии органов, например, изолированного сердца.

Полученные результаты и их обсуждение. Учитывая эти недостатки, Для этого в перистальтическом насосе с асинхронным двигателем устанавливаются две силиконовые трубки. Толстая силиконовая трубка (№5, рис3, 3а) необходима для создания движения перфузионного раствора с физиологической скоростью (10 мл/мин). Тонкая силиконовая трубка (№1, рис.4, 4а). необходима для создания низкопроточной

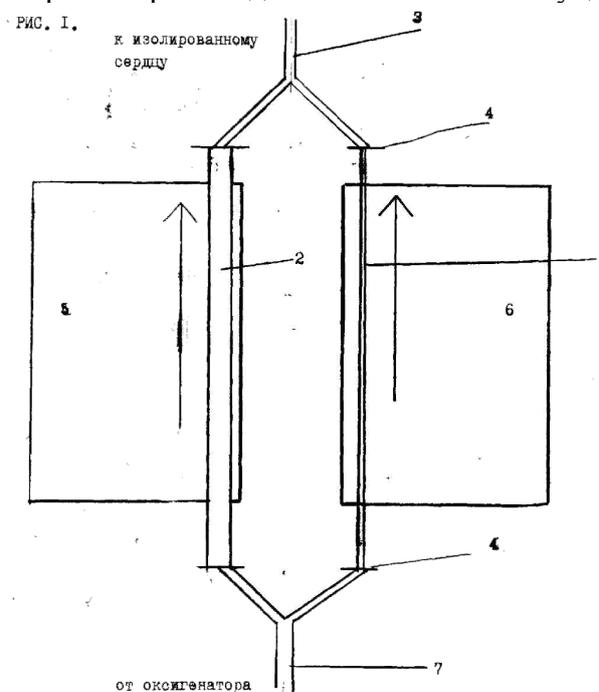
ишемии (со скоростью протока 0,1 мл/мин). Зажим (№2) используется для перекрытия протока через тонкую трубку (рис.3, 3а) для перфузии сердца с высокой скоростью, или для перекрытия толстой трубки (№5, рис. 4, 4а) для моделирования гипоперфузии (низкопроточной ишемии).

Кроме того, перекрытие зажимом (2, рис. 5, 5а) как толстой (5), так и тонкой (1, рис.5) при остановленном насосе моделирует условия полной (тотальной) ишемии.

Выводы. Эксперименты показали, что совмещение трубок различного диаметра в одном насосе с асинхронным двигателем позволяет минимизировать или даже полностью исключить феномен «садового шланга». На рис.6 представлена графическая запись опыта в двух вариантах.

Первый вариант заключается в использовании двух насосов. При отключении одного насоса и включении другого (рис.1) наблюдается резкий спад давления в коронарных артериях, приводящий к снижению систолического и диастолического давлений в левом желудочке изолированного сердца (рис.6).

Второй вариант записи включает переключение перфузионного раствора зажимом (2) толстой силиконовой трубки. Поэтому перфузионный раствор движется только по «тонкой» силиконовой трубке. Графическая запись, сделанная в этом режиме, позволяет в значительной степени ослабить феномен «садового шланга», не вызывает полного прекращения коронарного протока даже на несколько секунд.



Подпись к рисунку 1.

- 1- тонкая силиконовая трубка
- 2- толстая силиконовая трубка
- 3-«тройник», соединяющий тонкую и толстую трубки и передающий перфузионный раствор к изолированному сердцу..
- 4- переходник с большего диаметра трубки на меньший
- 5- перистальтический насос с асинхронным двигателем № 1
- 6- перистальтический насос с асинхронным двигателем № 2
- 7- «тройник», соединяющий тонкую и толстую трубки и передающий перфузионный раствор от оксигенатора

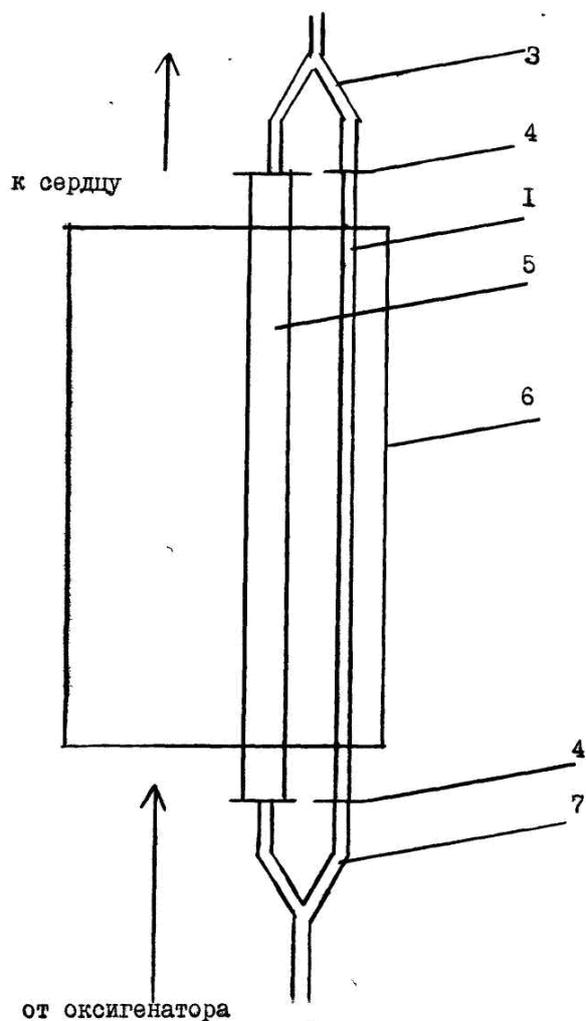


Рис. 2. Фрагмент установки

Подпись к рисункам 2- 5

1- тонкая силиконовая трубка

2- зажим

3- «тройник», соединяющий тонкую и толстую трубки и передающий перфузионный раствор к изолированному сердцу..

4- переходник с большего диаметра трубки на меньший

5- толстая силиконовая трубка

6- перистальтический насос с асинхронным двигателем

7- «тройник», соединяющий тонкую и толстую трубки и передающий перфузионный раствор от оксигенатора

РИС. 3.

к изолированному сердцу

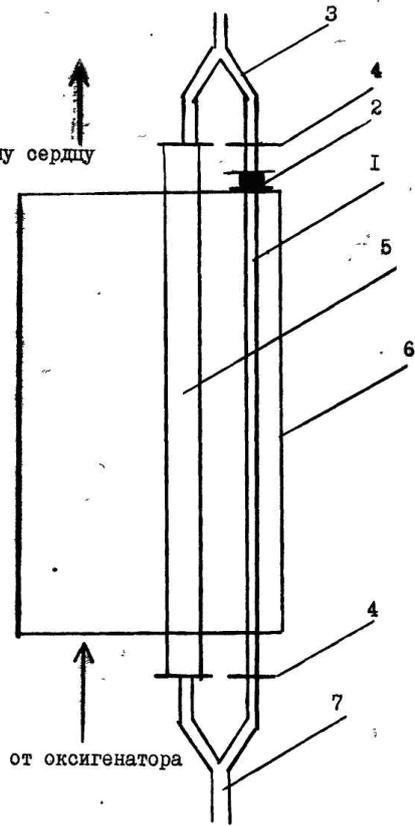


РИС. 4.

к изолированному сердцу

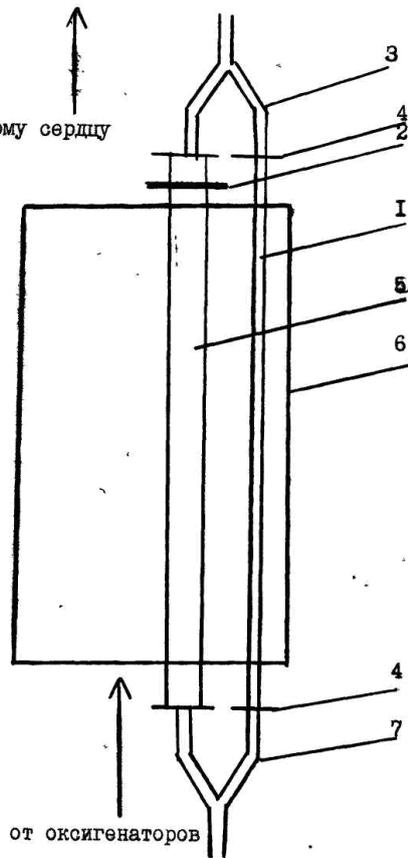
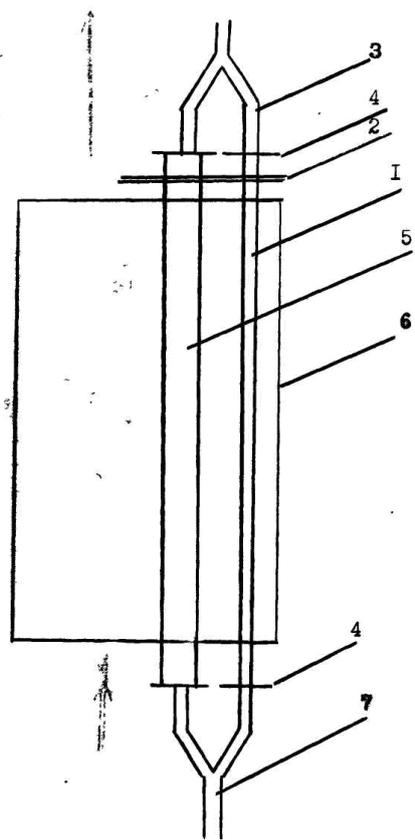
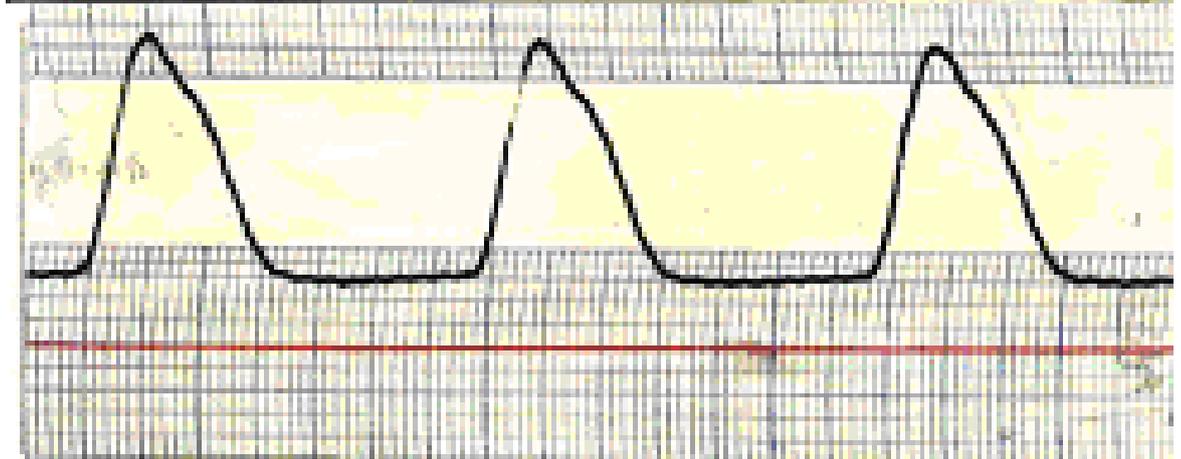
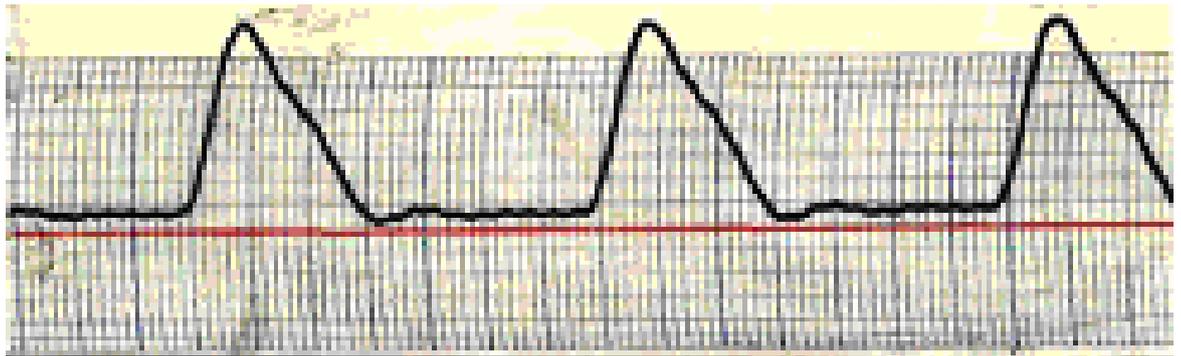
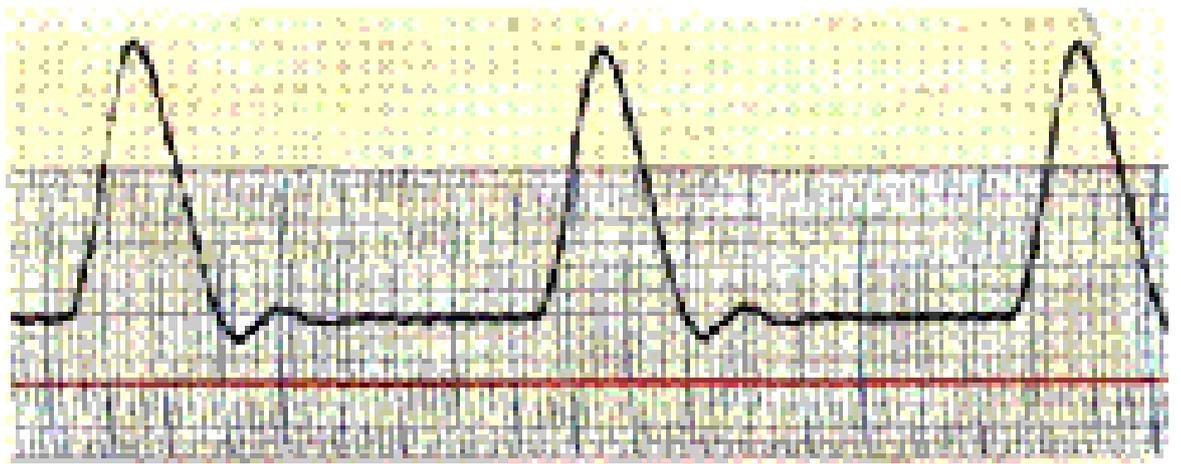
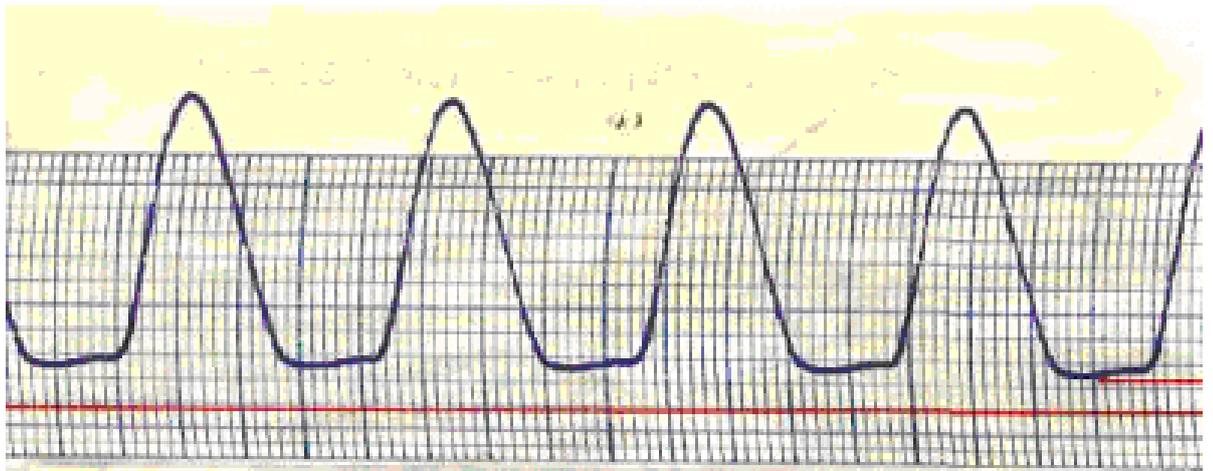
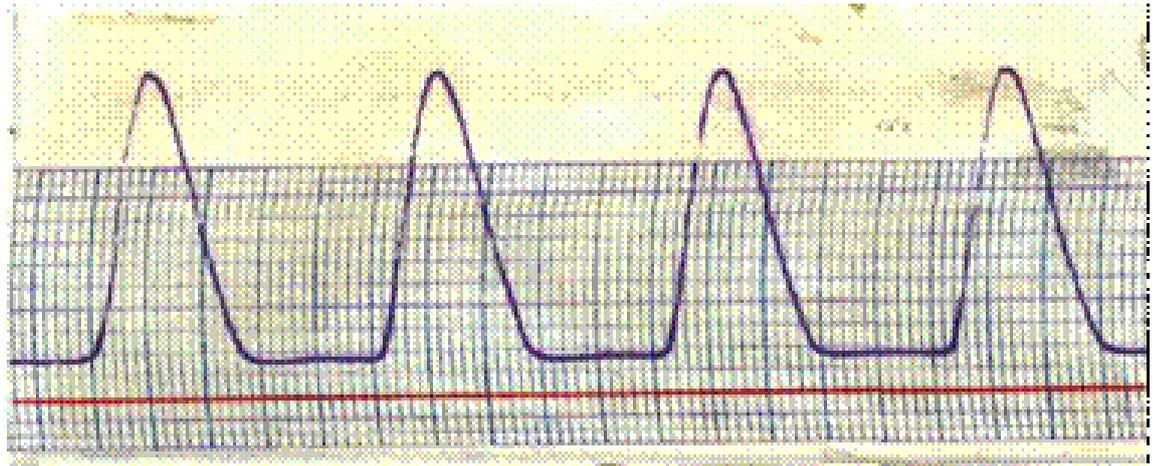


FIG. 5.







Подпись к диаграммам на рис.6.

1,4- исходное состояние (перфузия 10 мл/мин)

2,5- переключение на низкопроточный режим перфузии

3,6- низкопроточный режим перфузии

Литература

1. Abel R.M., Reis R.L. Effect of coronary flow and perfusion pressure on left ventricular contractility in dogs.

Circ. Res. 1970. V. 27. P. 961-971.

2. Ikenouchi H., Kohmoto O., McMillan M., W.H. Barry. Contribution of $[Ca]_i$, $[Pi]_i$, and pH_i to altered diastolic myocyte tone during partial metabolic inhibition. J. Clin. Invest. 1991. V. 88. P. 55-61.

3. Koretsune Y., McCorretti M., Kusuoka H., Marban E. Mechanism of early ischemic contractile failure. Inexcitability, metabolic inhibition and vascular collapse. *Circ. Res.* 1991. V. 68. P. 255-262.

4. Miller W.P., Shimamoto N., Nellis S.H., Liedtke A.J. Coronary hypertention and myocardial metabolism in isolated and intact hearts. *Am. J. Physiol.* 1987. V. 253. P. H1271-H1278.

5. Vogel W.M., Apstein C.S., Briggs L.L., Gaasch W.H., Abn J. Acute alteration of left ventricular diastolic chamber stiffness: role of the 'erectic' effect of coronary arterial pressure and flow in normal and damaged hearts. *Circ.Res.*

1982. V. 51. P. 465-478.

6. Westfieldt M.L., Shock N.N. Effect of perfusion pressure on coronasry flow and the oxygen usage of nonworking heart. *Am. J. Physiol.* 1970. V. 27. P. 95-101

Abstract

Alabovsky V.V., Vinokurov A.A., Khamburov V.V.

METHOD OF SIMULATION OF LOW-WAVE ISCHEMIA

Voronezh State Medical Academy

Summary. We have designed a device that allows one pump with an asynchronous motor to perfuse the heart in physiological mode (10 ml / min) and low-flow ischemia (0.1 ml / min).

Key words: low-flow ischemia, modeling, perfusion of the heart.

References:

1. Abel R.M., Reis R.L. Effect of coronary flow and perfusion pressure on left ventricular contractility in dogs.

Circ. Res. 1970. V. 27. P. 961-971.

2. Ikenouchi H., Kohmoto O., McMillan M., W.H. Barry. Contribution of $[Ca]_i$, $[Pi]_i$, and pH_i to altered diastolic myocyte tone during partial metabolic inhibition. *J. Clin. Invest.* 1991. V. 88. P. 55-61.

3. Koretsune Y., McCorretti M., Kusuoka H., Marban E. Mechanism of early ischemic contractile failure. Inexcitability, metabolic inhibition and vascular collapse. *Circ. Res.* 1991. V. 68. P. 255-262.

4. Miller W.P., Shimamoto N., Nellis S.H., Liedtke A.J. Coronary hypertention and myocardial metabolism in isolated and intact hearts. *Am. J. Physiol.* 1987. V. 253. P. H1271-H1278.

5. Vogel W.M., Apstein C.S., Briggs L.L., Gaasch W.H., Abn J. Acute alteration of left ventricular diastolic chamber stiffness: role of the 'erectic' effect of coronary arterial pressure and flow in normal and damaged hearts. *Circ.Res.*

1982. V. 51. P. 465-478.

6. Westfieldt M.L., Shock N.N. Effect of perfusion pressure on coronasry flow and the oxygen usage of nonworking heart. *Am. J. Physiol.* 1970. V. 27. P. 95-101

Сведения об авторах: Алабовский Владимир Владимирович, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой биохимии; Винокуров Алексей Анатольевич, к.м.н., ассистент кафедры биохимии; Хамбуров Владимир Викторович, к.м.н., доцент кафедры биохимии.