



ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ЛИМФОТОКА МЕТОДАМИ СПЕКЛ-ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ

А.А. Беднов, С.С. Ульянов, В.В. Тучин, Г.Е. Брилли, Е.И. Захарова

При многих заболеваниях происходят изменения параметров микроциркуляции крови и лимфы. Эти параметры имеют важное диагностическое значение. В отличие от кровотока, движение лимфы является более сложным и разнообразным. Лимфоток в микрососудах является нестационарным, случайно изменяющимся во времени. В настоящее время существующие методы определения данных потоков развиты недостаточно и носят, в основном, качественный характер.

В данной статье движение крови и лимфы рассмотрено с точки зрения нелинейной динамики. Предложен спекл-интерферометрический метод исследования динамических характеристик потоков биологических жидкостей. Данный метод был апробирован при исследовании кровотока и лимфотока в микрососудах. С использованием метода дифракции сфокусированных гауссовых пучков, определялись следующие параметры: V , характеризующий среднее по времени значение скорости биопотока, и Σ_V , показывающий степень отклонения огибающей спектра от гауссовой кривой. Параметр Σ_V содержит информацию о наборе скоростей, присутствующих в биопотоке, и помимо этого указывает на пространственно-временные изменения скорости в исследуемой области.

Исследование динамики лимфотока проводилось также под действием лимфотропного фактора. Было показано, что лимфатические микрососуды могут функционировать в различных режимах, при которых структура лимфотока и его временная динамика качественно меняются.

Введение

В настоящее время существует ряд оптических методов диагностики потоков биологических жидкостей [1-7]. Однако данные методы адаптированы, в основном, для определения скоростных и объемных характеристик кровотока в микрососудах. Методы количественного анализа лимфотока, особенно в лимфатических сосудах малого калибра, пока не разработаны. Лимфатические микрососуды по сравнению с кровеносными имеют больший диаметр. Движение лимфы медленнее, а по характеру сложнее и разнообразнее, чем движение крови. В большинстве лимфатических сосудов наблюдается возвратно-поступательное и/или маятникообразное движение [8,9]. В отличие от кровотока, вызываемого преимущественно работой сердца, лимфоток не связан с деятельностью единого насоса и зависит как от интенсивности процесса лимфообразования на уровне начальных лимфатических капилляров, так и от сил, ответственных за дальнейшее продвижение лимфы по собирательным сосудам до впадения грудного протока в венозную систему. К последним относятся наружные компрессионные силы

(подвижность кишечника, дыхательные движения грудной клетки и так далее) и сократительная активность самих сосудов. При этом тонус сосудов, фазные сокращения их стенок и клапанов, изменяя величину внутрисосудистого давления, имеют наиболее важное значение в процессе движения лимфы и обуславливают динамику лимфотока в каждом конкретном сосуде [10,11,12]. Сокращения гладкомышечных клеток стенок сосудов и клапанов, подобно тому, что наблюдается в сердце, регулируются водителем ритма. Каждый межклапанный участок сосуда (лимфангион) или несколько таких участков имеют свой водитель ритма. Поэтому функционирование каждого лимфангиона имеет общие черты с механизмами работы сердца [13]. В ряде работ функционирование сердца рассмотрено с позиций нелинейной динамики [14,15]. В лимфатической системе, также как и в системе кровообращения, могут возникать хаотические колебания. Оценка параметров движения лимфы и их изменения при различных патологических состояниях на сегодняшний день носит, в основном, описательный характер. Скорость лимфотока в макрососудах оценивается по количеству лимфы, вытекающей из канюлированного сосуда в единицу времени [16,17]. Однако, согласно данным R.E.Drake, G.A.Laine [18], скорость лимфотока в канюлированном сосуде не соответствует скорости в неканюлированном. Определение скорости лимфотока в микрососудах осуществляется при биомикроскопии по характеру перемещения лимфоцитов в просвете сосуда и носит, главным образом, качественный характер [9,19].

В данной статье предложен метод количественной оценки характеристик лимфотока. Проведен анализ изменений динамики лимфотока под влиянием лимфотропного фактора.

Дифракция сфокусированных гауссовых пучков в микрососудах: теоретическое рассмотрение

Перед тем, как приступить к анализу скоростных параметров потоков биологических жидкостей в микрососудах, следует отметить, что кровеносные и лимфатические микрососуды имеют сходные оптические характеристики. В связи с этим представляет интерес процесс дифракции сфокусированных гауссовых пучков на кровеносных сосудах диаметром 12-150 мкм с равномерным потоком. Как было показано [20], такие сосуды ведут себя подобно слабо рассеивающему движущемуся фазовому экрану. Сосуды большего диаметра могут рассматриваться как экран со значительными фазовыми флуктуациями. Таким образом, необходимо проанализировать каждый из этих случаев дифракции сфокусированных гауссовых пучков. При рассеянии сфокусированного лазерного пучка на движущемся фазовом экране имеет место изменяющаяся во времени фазовая модуляция дифрагирующего пучка в плоскости дифракции. В результате появляются временные флуктуации интенсивности рассеянной волны в дальней зоне дифракции. Мы рассматриваем скалярную теорию дифракции сфокусированных гауссовых пучков. Уравнение для флуктуации амплитуды динамического спекл-поля в дальней области при нормальном падении пучка на фазовый экран может быть записано, как [20]

$$U_s(X) = \text{const} \int_{-\infty}^{\infty} U_V(X-\alpha)G(\alpha)d\alpha, \quad (1)$$

$$G(\alpha) = \exp(-2\pi i\alpha X^0/Z_0)\exp(-\alpha^2/W_0^2), \quad (2)$$

где X - координата центра перетяжки сканирующего пучка, сфокусированного на исследуемый экран; X^0 - координата точки наблюдения флуктуации поля в движущейся системе координат, связанной с пучком; Z_0 - расстояние между плоскостью рассеяния и плоскостью наблюдения; $U_V(X)$ - поле в плоскости рассеяния при освещении экрана плоской волной. Используя приближение Кирхгофа, можно записать

$$U_V(X) = \exp[-2\pi i H(X)], \quad (3)$$

где $H(X)$ - функция, описывающая флуктуации оптического пути, которые были вызваны влиянием экрана. Следует отметить, что все величины, имеющие размерность длины в уравнениях (1)-(3), были нормированы на длину волны падающего излучения. Все амплитуды поля в этих уравнениях нормированы на амплитуду поля в центре перетяжки сфокусированного гауссового пучка (в данном случае амплитуда равна единице). Таким образом, все величины в уравнениях (1)-(3) являются безразмерными. Const - некоторая константа, которой можно в дальнейшем пренебречь.

Для простоты мы проанализируем случай рассеяния сфокусированных гауссовых пучков на фазовом экране с одномерным рельефом. Рассмотрим процесс дифракции сфокусированных гауссовых пучков в кровеносных и лимфатических микрососудах, которые ведут себя подобно слабо рассеивающему движущемуся экрану. Используя уравнение (1), мы получим формулу для функций корреляции временных флуктуаций интенсивности и комплексной амплитуды рассеянного поля. При этом в качестве изменяющейся во времени координаты будем использовать безразмерную переменную $X=vt/\lambda$, где v - скорость сканирования сфокусированного гауссового пучка относительно исследуемого слабо рассеивающего экрана (или скорость биопотока в нашем случае). Мы полагаем, что флуктуации фазового экрана являются статистически однородными, имеют нулевое среднее значение и подчиняются гауссовой статистике первого и второго рода. Введем функцию корреляции ядра свертки [21]

$$B_g(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} G(\alpha)G^*(\alpha+\xi)d\alpha. \quad (4)$$

Используя стандартные преобразования [22], уравнение (4) можно записать как

$$B_g(\xi) = (\pi/2)^{1/2}W_0 \exp[-\xi^2/(2W_0^2)] \exp[-2\pi i X^0 \xi/Z]. \quad (5)$$

Несложно показать, что корреляционная функция флуктуационной компоненты амплитуды поля для слабо рассеивающего фазового экрана может быть записана в виде

$$\Psi_V(X) = 4\pi^2\sigma^2 \exp(-X^2/L_c^2), \quad (6)$$

где L_c - длина корреляции рельефа экрана, σ^2 - дисперсия рельефа. Для глубокого фазового экрана корреляционная функция может быть записана следующим образом:

$$\Psi_V(\xi) = \exp[-2\pi^2\sigma^2\xi^2/d^2K(X)/dX^2|_{X=0}], \quad (7)$$

где $K(X)$ - коэффициент корреляции рельефа фазового экрана. Выражение для функции корреляции полного поля в плоскости рассеяния имеет вид

$$\Gamma_V(X) = \Psi_V(X) + \langle U_V \rangle^2 = 4\pi^2\sigma^2 \exp(-X^2/L_c^2) \exp(-4\pi^2\sigma^2), \quad (8)$$

где

$$\langle U_V \rangle^2 = \exp(-2\pi^2\sigma^2). \quad (9)$$

Как показано в работе [20], функция корреляции комплексной амплитуды рассеянного поля в дальней области дифракции

$$\Gamma_U(\xi) = \Gamma_V \otimes B_g, \quad (10)$$

где B_g - величина из уравнения (5), \otimes - символ операции свертки. В последнем преобразовании используются результаты из [21]. Для дальней зоны дифракции для полей, подчиняющихся гауссовой статистике первого рода, соотношение между корреляционной функцией флуктуаций интенсивности $\Psi_I(\xi)$ и амплитуды $\Gamma_U(\xi)$ динамического спекл-поля определяется следующим образом [23] :

$$\Psi_I(\xi) = |\Gamma_U(\xi)|^2 - |\Gamma_U(\infty)|^2. \quad (11)$$

Несложно показать, что данная корреляционная функция может быть приведена к виду [20]:

$$\Psi_I(\xi) = \Psi_U^2(\xi) \equiv [8\pi^4\sigma^2 W_0^2 L_c / (2W_0^2 + L_c^2)^{1/2}] \exp[-\xi^2 / (2W_0^2 + L_c^2)]. \quad (12)$$

Для глубокого фазового экрана аналогичная корреляционная функция будет выглядеть следующим образом [20]:

$$\Psi_I(\xi) = \Psi_U^2(\xi) \equiv [\pi^2 W_0^4 / (2AW_0^2 + 1)] \exp[-2A\xi^2 / (2AW_0^2 + 1)], \quad (13)$$

где

$$A = 2\pi^2 [d^2 K(X) / dX^2]_{X=0} \sigma^2. \quad (14)$$

Из выражений (12) и (13) видно, что корреляционные функции флуктуаций интенсивности имеют гауссову форму. Кроме того, при дифракции жестко сфокусированных лазерных пучков в узких и широких сосудах нормализованная длина корреляции X_c может быть записана как $X_c = (2W_0^2 + L_c^2)^{-1/2}$ и $X_c = [2AW_0^2 + 1 / (2A)]^{1/2}$ соответственно. Время корреляции t_c определяется как $t_c = \lambda X_c / v$. Таким образом, как в случае дифракции сфокусированных гауссовых пучков в узких капиллярах, так и при рассеянии в широких сосудах время корреляции флуктуаций интенсивности динамических биоспеклов обратно пропорционально скорости биотока. Это явление может быть использовано для регистрации изменений скорости лимфы в микрососудах.

Анализ погрешности данного метода показал, что суммарная ошибка измерения не превышает 4%.

Материалы и методы

Для измерения количественных показателей скорости лимфотока и его структуры использовалась методика, основанная на дифракции сфокусированных гауссовых пучков [8,20]. Оптическая схема установки приведена на рис. 1. С целью

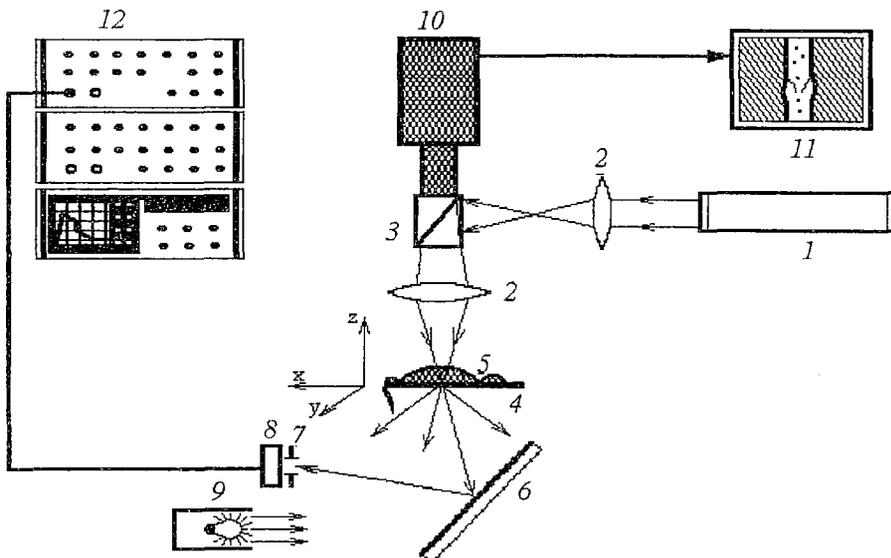


Рис. 1. Схема спекл-микроскопа для исследования кровотока и лимфотока в микрососудах: 1 - лазер; 2 - микрообъектив; 3 - светоделительный кубик; 4 - термостатируемый столик; 5 - крыса; 6 - зеркало; 7 - диафрагма; 8 - фотоприемник; 9 - лампа; 10 - телевизионная камера; 11 - монитор; 12 - анализатор спектра (0-2 кГц)

адаптации спекл-интерференционного метода измерений к задачам диагностики лимфотока в телевизионный микроскоп «Схема-2» введен дополнительный оптический канал, в котором пучок He-Ne лазера ($\lambda=632,8$ нм) жестко фокусируется на исследуемый микрососуд в пятно малого диаметра ($D=4,6\lambda$). Мощность излучения используемого лазера составляет 1 мВт. Флуктуации интенсивности рассеянного поля регистрируются с помощью фотоприемника, размеры которого намного меньше размера спекла. Выходной сигнал описанного устройства исследуется с помощью цифрового анализатора спектра. Усредненный спектр, получаемый на экране анализатора, строится при смене 128 реализаций исследуемого сигнала. Рассмотренная установка подобна описанной в работе [8]. Для количественного описания распределения скоростей и структуры потока лимфы в микрососудах введем следующие показатели: параметр $V=\Delta F/D$ (ΔF - ширина полосы, D - диаметр исследуемого микрососуда), прямо пропорциональный величине скорости лимфотока, и параметр

$$\Sigma_V = \left[\int_0^{\Delta F} |S(f) - G(f)|^4 df \right] / \left\{ \left[\int_0^{\Delta F} |S(f) - G(f)|^2 df \right]^2 / \Delta F \right\}, \quad (15)$$

указывающий на степень отклонения огибающей спектра от гауссовой формы. В последнем соотношении $S(f)$ - спектр мощности флуктуаций интенсивности исследуемой спекл-картины, $G(f)$ - спектр, огибающая которого описывается функцией Гаусса. Спектры $S(f)$ и $G(f)$ имеют одинаковую ширину полосы частот и мощность. Изменение Σ_V дает информацию о пространственно-временных изменениях скорости в регистрируемой области сосуда. Таким образом, изменение параметра V характеризует изменение средней скорости лимфотока, а величина Σ_V определяет разброс скоростей в потоке лимфы. Помимо этого во всех сосудах проводилась оценка формы получаемого спектра. Величины данных показателей, формы спектра и одновременное измерение с помощью микрометра диаметра, амплитуды и частоты сокращений позволили дать комплексную оценку изменений микролимфодинамики. В качестве лимфотропного агента был использован стафилококковый экзотоксин (СТ) [24].

Экспериментальные исследования лимфотока

Типичный спектр, полученный при рассеянии жестко сфокусированных гауссовых пучков на кровеносном микрососуде с диаметром 12 мкм, представлен на рис. 2. Этот спектр носит убывающий характер, а форма его огибающей близка к гауссовой.

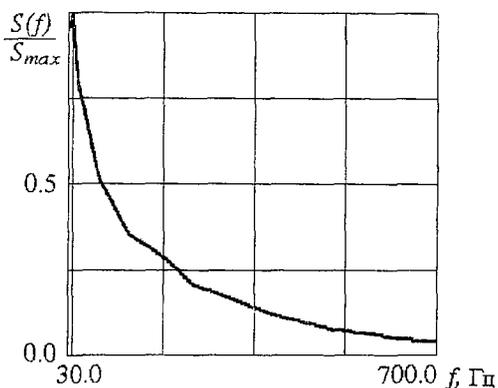


Рис 2. Спектр флуктуаций рассеянной интенсивности, полученный при дифракции сфокусированного лазерного пучка на кровеносном сосуда диаметром 12 мкм

Спектры флуктуаций интенсивности поля, рассеянного на лимфатических микрососудах (ЛМ), значительно отличаются от спектров рассеяния на кровеносных сосудах (рис. 3). Огибающая спектра флуктуаций интенсивности деформируется при рассеянии лазерного пучка в потоке лимфы в микрососуде или спектр содержит высокочастотный пик. Подобные изменения свидетельствуют о том, что движение лимфы носит нестационарный характер. Рассматриваемый эффект может быть обусловлен изменением величины скорости, при котором относительно быстрое движение лимфы сменяется резким замедлением или остановкой лимфотока,

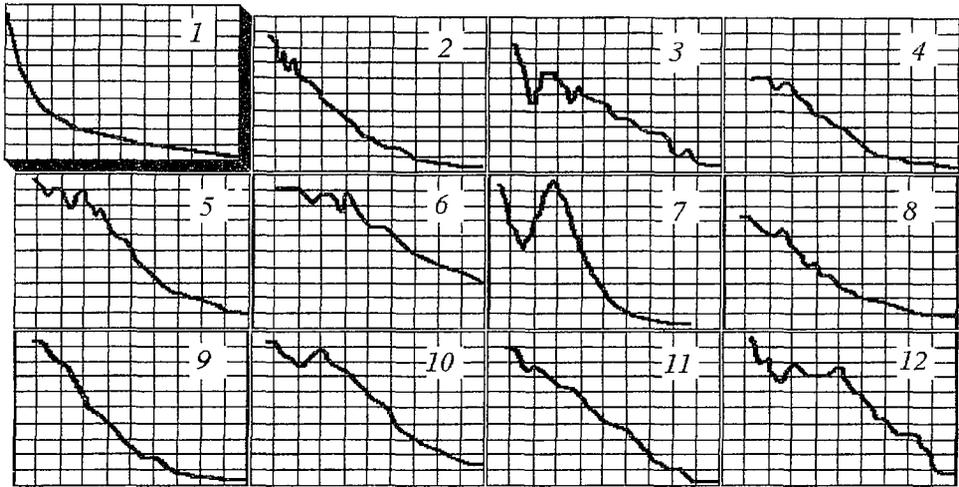


Рис. 3. Спектры флуктуаций рассеянной интенсивности, полученные при дифракции сфокусированных лазерных пучков: 1 - на кровеносном сосуде; 2- 12 - на лимфатических сосудах различных крыс; частотный интервал 30-1500 Гц

после чего снова восстанавливается ток лимфы. Подобные явления в микрососудах, как было отмечено выше, визуально регистрируются с помощью TV-микроскопа. При этом интересно отметить, что слои лимфы в центре по сечению сосуда и у стенок имеют разную скорость. На рис. 4, б показан спектр, регистрируемый в центре сосуда, на рис. 4, а, в - на расстоянии 30 мкм от стенки сосуда. У стенок движение лимфы полностью отсутствовало. При этом форма

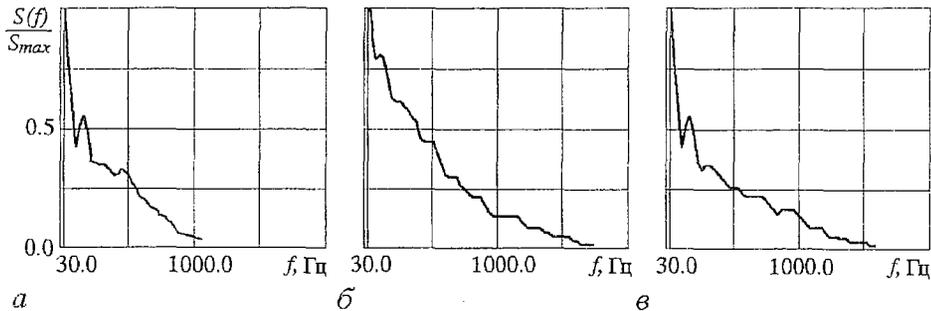


Рис. 4. Спектры флуктуаций рассеянной интенсивности, полученные при дифракции сфокусированного лазерного пучка в различных по сечению участках лимфатического сосуда диаметром 110 мкм: а, в - спектры, полученные при дифракции вблизи стенок сосуда; б - спектр, полученный при дифракции пучка в центральной области сосуда

спектральных функций и, следовательно, характер движения лимфы мало изменяются во времени. Это наглядно видно при сравнении спектров одного и того же участка сосуда в течение 40 мин наблюдения (рис. 5, а- в).

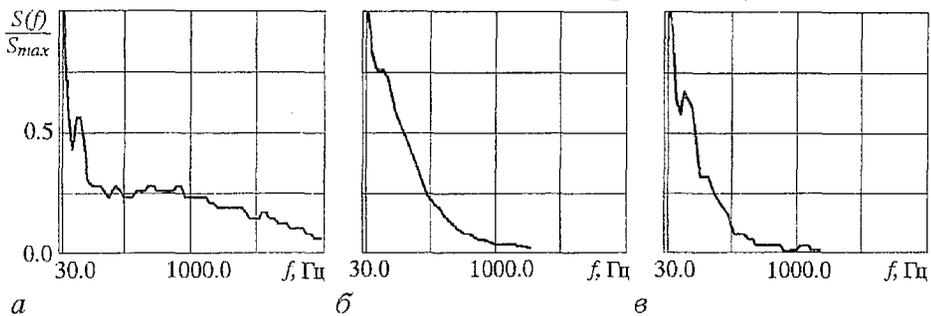


Рис. 5. То же, что на рис. 4. 40-я минута наблюдения. Интактный сосуд диаметром 110 мкм

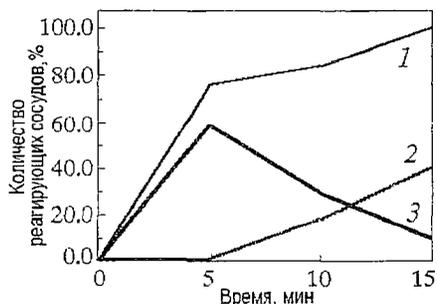


Рис. 6. Временные изменения параметров микролимфоциркуляции под действием стафилококкового токсина (количество реагирующих микрососудов выражено в %)

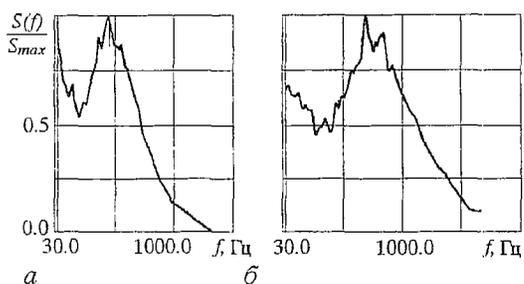


Рис. 7. Спектры флуктуаций рассеянной интенсивности, полученные при дифракции лазерного пучка, сфокусированного в центральной области лимфатического микрососуда: а - спектр интактного сосуда до действия стафилококкового токсина ($d=62$ мкм); б - спектр на том же участке сосуда после 5 минут действия стафилококкового токсина

Особый интерес представляет собой изучение влияния лимфотропного агента (СТ) на динамику лимфотока в микрососудах. Установлено, что 5-минутная аппликация СТ на брыжейку в большинстве сосудов (76%) вызывает уменьшение просвета на 23 ± 6 мкм. Одновременно в 59% ЛМ развивается фазная сократительная активность (рис. 6).

Наряду с этим на 5-й минуте действия СТ во всех исследованных сосудах наблюдается изменение формы спектра (рис. 7, а, б), что свидетельствует об изменении характера лимфотока, в частности, скоростных характеристик потока. К этому времени в 59% ЛМ наблюдается уменьшение средней скорости лимфотока на $41 \pm 8\%$, в 41% скорость увеличивается на $63 \pm 22\%$. Величина ΣV в 59% сосудов увеличивается на $33 \pm 7\%$, а в 41% - уменьшается на $35 \pm 9\%$ (рис. 8).

В течение дальнейшего наблюдения (с 5-й по 20-ю минуты) происходит прогрессирование вазоконстрикции и уменьшение числа фазно сокращающихся сосудов (см. рис. 6). При этом изменения параметров скорости лимфотока аналогичны наблюдаемым на 5-й минуте действия токсина (см. рис. 8).

Конечным результатом действия СТ является развитие в 100% исследованных ЛМ лимфостаза. При этом интересно отметить, что условия, предшествующие остановке лимфотока в сосудах, были различными. Так, непосредственно перед лимфостазом можно было бы ожидать уменьшения показателей, характеризующих скоростные параметры потока лимфы. Однако, остановка лимфотока в сосудах может происходить как на фоне уменьшения, так и на фоне увеличения средней скорости лимфотока, а также при разных значениях набора скоростей в потоке.

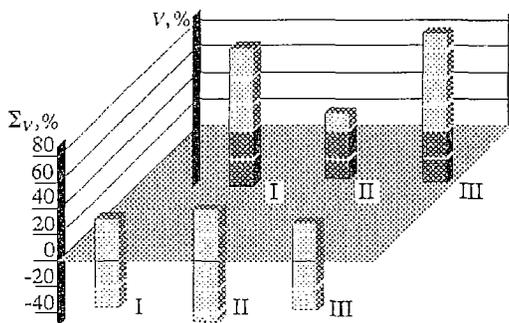


Рис. 8. Изменения средней по ансамблю скорости V и набора скоростей ΣV под влиянием стафилококкового токсина по сравнению с интактными сосудами. Величины V и ΣV выражены в %. I - на 5-й минуте действия токсина; II - на 10-й минуте действия токсина; III - на 20-й минуте действия токсина

Выводы

Разработан оптический метод количественной оценки динамических характеристик лимфотока. Показано, что потоки лимфы в микрососудах, как

правило, имеют нестационарный характер. При воздействии лимфотропного фактора (стафилококкового токсина) динамика лимфотока в большинстве случаев изменяется. При этом нестационарные потоки лимфы могут стать ламинарными и наоборот. Токсин может вызывать появление фазных сокращений в микрососудах, не обладающих спонтанной сократительной активностью. Разработанный метод и полученные результаты экспериментальных исследований позволяют ставить задачу о детальном изучении нелинейной динамики в лимфатической системе живых организмов (или лимфотока в микрососудах лимфатической системы живых организмов)

Библиографический список

1. *Shepherd A.P., Oberg R.A.* Laser-Doppler Flowmetry, Boston, Pordrecht, London, Kluwer Academic Publisher, 1990.
2. *Nilsson G., Jakobson A., Wardell K.* Tissue perfusion and imaging by coherent light scattering // Proc.SPIE. 1991. Vol. 1524. P.90.
3. *Nossal R., Kiefer J., Weiss G.H., Bonner R., Taitelbaum H., Havlin S.* Photon migration in layered media // Applied Optics. 1988. Vol. 27, № 16. P. 3382.
4. *Yamamoto T., Asakura T.* Noninvasive Evaluation of the Retinal Blood Circulation Using Laser Speckle Phenomena // Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery. 1990. Vol. 8, № 5. P. 35.
5. *Aizu Y., Ambar H., Yamamoto T., Asakura T.* Measurements of flow velocity in a microscopic region using dynamic laser speckles based on the photon correlation // Optics Communications. 1989. Vol. 72, № 5. P. 269.
6. *Aizu Y., Asakura T.* Bio-speckle phenomena and their application to the evaluation of blood flow// Optics and Laser Technology. 1991. Vol.23, № 4. P. 205.
7. *Fujii H., Asakura T.* Blood flow observed by time-varying laser speckle // Optics Letters. 1985. Vol. 10, № 3. P. 104.
8. *Bednov A.A., Brill G.E., Tuchin V.V., Ulyanov S.S., Zakharova E.I.* Blood and lymph flow measurements in microvessels using focused laser beam diffraction phenomenon // Proc. SPIE, Laser Applications in Life Sciences. 1994. Vol. 2370. P.379.
9. *Хугаева В.К.* Оптикодергическая регуляция микролимфоциркуляции в норме и при ишемии: Автореф. дис... д.м.н., М.: Медицина, 1993.
10. *Орлов Р.С., Борисова Р.П., Бубнова Н.А. и др.* Лимфатические сосуды: тонус, моторика, регуляция// Физиол. журн. им. И.М. Сеченова. 1991. Т.77, № 9. С.140.
11. *Johnston M.G.* The intrinsic lymph pump// Lymphology. 1989. Vol.22. P.116.
12. *McHale N.G.* Role of the lymph pump and its control // NIPS. 1995. Vol.10, № 6. P. 112.
13. *Гашев А.А.* Механизм формирования обратного заброса жидкости в лимфангионах// Физиол. журн. им. И.М. Сеченова. 1991. Т.77, № 7. С. 63.
14. *Ульянов С.С., Тучин В.В.* Получение фазовых портретов кардиовибраций человека с помощью спекл-интерферометрии // Изв. вузов. Прикладная нелинейная динамика. 1994, № 3-4. С.44.
15. *Анищенко В.С., Сапарин П.И., Куртс И., Витт Ф., Фосс А.* Анализ динамики сердечного ритма человека на основе критерия перенормированной энтропии // Изв. вузов. Прикладная нелинейная динамика. 1994. № 3-4. С.55.
16. *Ткаченко Б.И.* Физиология кровообращения: физиология сосудистой системы. Л.: Наука, 1984.
17. *Elias R.M., Johnston M.G., Hayashi A., Nelson W.* Decreased lymphatic pumping after intravenous endotoxin administration in sheep // Am. J. Physiol. 1987. Vol. 253, № 6. P. H1349.
18. *Drake R.E., Laine G.A.* Pulmonary microvascular permeability to fluid and macromolecules// J. Appl. Physiol. 1988. V.64. P.487.
19. *Топарова С.Г.* Взаимосвязь реакций лимфатических сосудов брыжейки с изменениями в них лимфотока под влиянием адреналина // Физиол. журн. им. И.М. Сеченова. 1988. Т.74, № 4. С. 558.

20. Ulyanov S.S. Dynamics of statistically inhomogeneous speckle-fields used for blood microcirculation analysis // Proc.SPIE. 1993. Vol. 2082. P.224.

21. Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы. М.: Советское Радио, 1977.

22. Градштейн И.С., Рыжик И.М. Таблицы интегралов, сумм, рядов и произведений. М.:Наука, 1971.

23. Рытов С.М., Кравцов Ю.А., Татарский В.И. Введение в статистическую радиофизику. Ч.II. Случайные поля. М.: Наука, 1978.

24. Бриль Г.Е., Сергеев И.П., Глазкова Е.И., Мороховец Н.В. Действие стафилококкового токсина на систему микроциркуляции/ / Патол. физиол. и эксперим. терапия. 1992, № 1. С.21.

Саратовский государственный
университет,
Институт проблем точной механики и
управления РАН,
ЦНИЛ Саратовского государственного
медицинского университета

Поступила в редакцию 5.03.96
после переработки 17.05.96

INVESTIGATION OF LYMPH FLOW DYNAMICS USING SPECKLE-INTERFEROMETRY

A.A. Bednov, S.S. Ulyanov, V.V. Tuchin, G.E. Brill, E.I. Zakcharova

For some human diseases both the blood and lymph microcirculation parameters are changed. They contain a useful diagnostic information. Unlike a blood flow, a lymph motion is more various and complicated in the microcirculatory system. Lymph flow in microvessels is non-stationary and randomly changed in time. By now the existed methods of determination of motion parameters of these flows have not completely developed. They are, in most, of qualitative character.

In this paper the blood and lymph motion has been considered from the viewpoint of non-linear dynamics. Speckle-interferometric method of investigation of dynamic characteristics of biofluids has been proposed. The method has been applied for investigation of blood and lymph flows in microvessels. Using the method of focused Gaussian beam diffraction there were defined the values of V , characterizing the mean temporal value both of blood and lymph flow velocity and Σ_V , a value indicating the deviation degree of spectral envelope from a Gaussian curve. The parameter Σ_V demonstrates the velocity range presenting in the flow and, besides that, gives an information about spatial-temporal velocity changes in registered region.

The research of lymph flow dynamics has been carried out under the influence of lymphotropic factor. It has been shown that lymph microvessels can act in different states at which the structure of lymph flow and its temporal dynamics are changed qualitatively.



Беднов Андрей Александрович - окончил физический факультет СГУ (1992). В настоящее время является аспирантом кафедры оптики СГУ, а также младшим научным сотрудником лаборатории лазерных и оптоэлектронных измерительных систем Института проблем точной механики и управления РАН. Занимается исследованием статистических характеристик динамических, частично развитых спекл-полей, формирующихся при рассеянии сфокусированного лазерного излучения на шероховатых поверхностях и в потоках биологических жидкостей. Автор 9 статей, касающихся этой области.



Ульянов Сергей Сергеевич - окончил СГУ (1986) по специальности «Радиофизика и электроника». Кандидатскую диссертацию защитил по специальности «лазерная физика» (1991). Является старшим научным сотрудником лаборатории лазерных и оптических измерительных систем Института проблем точной механики и управления РАН и профессором кафедры статистики Саратовской государственной экономической академии. Область исследовательских интересов включает дифракцию сфокусированных когерентных полей в случайных средах, динамику статистически-неоднородных спектров и проблемы биомедицинской оптики. Автор более 30 научных статей. Член BiOS.



Валерий Викторович Тучин, доктор физико-математических наук, профессор, зав. кафедрой оптики СГУ, зав. лабораторией лазерной диагностики технических и живых систем Института проблем точной механики и управления РАН. Круг его научных и педагогических интересов лежит в области нелинейной динамики лазерных систем, физики лазерных и оптических измерений, биомедицинской оптики и лазерной биомедицины. Автор или редактор 16 книг и глав в книгах, 23 изобретений и более 200 научных статей. Читает курсы «Оптика», «Динамика газоразрядных лазеров», «Лазеры и волоконная оптика в биомедицине», «Оптика биотканей», «Введение в специальность - биофизика». Лектор кратких курсов по биомедицинской оптике для международных аудиторий научных работников, инженеров и медицинских работников. Действительный член Международной

Академии Информатизации, член-корреспондент Российской Академии Естественных Наук по специальности биофизика и медицинская физика, член совета Российского отделения SPIE, член SPIE/BiOS, а также IEEE/LEOS, стипендиат Государственной научной стипендии России (1994-1996).



Бриль Григорий Ефимович - доктор медицинских наук, профессор кафедры патофизиологии СГМУ, директор ЦНИЛ СГМУ. Специалист в области общей патологии и физической биомедицины. Автор более 250 научных работ. Член BiOS.



Захарова Екатерина Ивановна - окончила Саратовский медицинский институт (1988), защитила диссертацию на соискание ученой степени кандидата медицинских наук (1996). В настоящее время работает научным сотрудником ЦНИЛ СГМУ. Занимается проблемами физиологии и патофизиологии микрососудов. Является автором 16 статей, касающихся этой области.

ЖУРНАЛ

Материалы Международной конференции



КРИТЕРИИ САМООРГАНИЗАЦИИ
В ФИЗИЧЕСКИХ, ХИМИЧЕСКИХ
И БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

Суздаль 12 - 18 июня 1995 г.

В
ЖУРНАЛЕ