

МЕТОД НЕЛИНЕЙНОЙ ДИНАМИКИ ДЛЯ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ТРАНСПАЛЬПЕБРАЛЬНОЙ РЕОФТАЛЬМОГРАФИИ

DOI: 10.17691/stm2018.10.3.20

УДК 617.7–07

Поступила 16.12.2017 г.



П.В. Лужнов, к.т.н., доцент кафедры «Медико-технические информационные технологии»¹;

Д.М. Шамаев, ассистент кафедры «Медико-технические информационные технологии»¹;

А.А. Киселева, студент кафедры «Медико-технические информационные технологии»¹;

Е.Н. Иомдина, д.б.н., профессор, главный научный сотрудник отдела патологии рефракции, бинокулярного зрения и офтальмоэргономики²;

Д.Д. Хозиев, аспирант²;

О.А. Киселева, д.м.н., руководитель отдела глаукомы²

¹Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

(национальный исследовательский университет), Москва, 105005, ул. 2-я Бауманская, 5, стр. 1;

²Московский научно-исследовательский институт глазных болезней им. Гельмгольца Минздрава России,

Москва, 105062, ул. Садовая-Черногрозская, 14/19

Цель исследования — оценка возможности анализа сигналов транспальпепальной реофтальмографии (ТП РОГ) методами нелинейной динамики, определение параметров нелинейной фильтрации и верификация этих параметров для анализа сигналов ТП РОГ у больных первичной открытоугольной глаукомой (ПОУГ).

Материалы и методы. Определение параметров нелинейного фильтра осуществляли на основе анализа литературных данных и собственных исследований множества сигналов ТП РОГ в группе из 10 испытуемых (средний возраст — 54,2±15,4 года) без офтальмопатологии. Верификацию этих параметров проводили на ТП РОГ-сигналах у 10 пациентов с ПОУГ, разделенных на две группы: 1-я группа — 6 пациентов со II стадией ПОУГ (средний возраст — 72,0±8,2 года); 2-я группа — 4 пациента с III стадией ПОУГ (средний возраст — 69,4±6,8 года).

При анализе сигналов ТП РОГ в рассматриваемых группах использовали метод нелинейной динамики с реконструкцией аттрактора сигнала, для чего проводили выбор временной задержки, определение размерности фазового пространства и построение аттрактора в пространстве выбранных координат. После вычисления барицентра каждого реконструированного аттрактора осуществляли анализ сигналов ТП РОГ графически в фазовом пространстве представления аттракторов.

Результаты. Использование методов нелинейной динамики для анализа сигналов ТП РОГ показало возможность более четкой по сравнению с ранее использовавшейся обработкой сигналов дифференцировки сигналов во временной области. Применение нелинейной фильтрации дает возможность представления сигнала ТП РОГ в пространстве выбранных координат аттрактором, который характеризует амплитудные, временные и структурные особенности сигнала, непосредственно связанные с биофизическим состоянием кровеносных сосудов глаза. Показано применение данной методики на примерах анализа сигнала у пациентов с ПОУГ. Установлено, что в зависимости от наличия и стадии заболевания изменяется положение барицентра реконструированного аттрактора в выбранной для анализа системе координат. Это позволяет уточнить диагноз на ранних стадиях заболевания, а также может быть использовано для дальнейшего изучения связи состояния гемодинамики глаза со стадией глаукомы.

Заключение. Рассмотрена методика количественного сравнения сигналов ТП РОГ на основе положения барицентра аттрактора в пространстве выбранных координат. Использование предложенного алгоритма нелинейной фильтрации позволяет дифференцировать сигналы ТП РОГ с учетом совокупности его амплитудных и временных характеристик. Методика верифицирована на сигналах ТП РОГ группы пациентов с ПОУГ различных стадий, что свидетельствует о целесообразности ее использования при обработке и анализе диагностической информации о нарушении глазного кровотока.

Ключевые слова: реофтальмография; транспальпепальная реофтальмография; метод нелинейной динамики; нелинейная фильтрация; диагностика кровотока глаза; глаукома.

Как цитировать: Luzhnov P.V., Shamaev D.M., Kiseleva A.A., Iomdina E.N., Khoziev D.D., Kiseleva O.A. Using nonlinear dynamics for signal analysis in transpalpebral rheoophthalmography. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2018; 10(3): 160–167, <https://doi.org/10.17691/stm2018.10.3.20>

Для контактов: Лужнов Петр Вячеславович, e-mail: peterl@hotmail.ru

English

Using Nonlinear Dynamics for Signal Analysis in Transpalpebral Rheophthalmography

P.V. Luzhnov, PhD, Associate Professor, Department of Medical and Technical Information Technologies¹;

D.M. Shamaev, Assistant, Department of Medical and Technical Information Technologies¹;

A.A. Kiseleva, Student, Department of Medical and Technical Information Technologies¹;

E.N. Iomdina, DSc, Professor, Chief Researcher, Department of Refraction Disorders, Binocular Vision and Ophthalmoeconomics²;

D.D. Khoziev, PhD Student²;

O.A. Kiseleva, MD, DSc, Head of the Department of Glaucoma²

¹Bauman Moscow State Technical University, 5/1, 2nd Baumanskay St., Moscow, 105005, Russia;

²Moscow Helmholtz Research Institute of Eye Diseases, 14/19 Sadovaya-Chernogryazskaya St., Moscow, 105062, Russia

The aim of the study was to analyze signals of transpalpebral rheophthalmography (TP ROG) by using methods of nonlinear dynamics, to characterize the parameters of nonlinear filtration, and to verify these parameters by testing the TP ROG signals in patients with primary open-angle glaucoma (POAG).

Materials and Methods. Parameters of the nonlinear filter were determined from the data reported by others and from our own studies on multiple TP ROG signals recorded in 10 subjects (mean age 54.2 ± 15.4 years) with no ophthalmic abnormalities. Adjustment and verification of these parameters were performed using TP ROG signals from 10 patients with POAG, divided into two groups: group 1 — six patients with stage II POAG (mean age 72.0 ± 8.2 years) and group 2 — four patients with stage III POAG (mean age 69.4 ± 6.8 years).

To analyze the obtained TP ROG signals, a method of nonlinear dynamics with the signal attractor formation was employed; within this approach, the time delay value was selected, the phase space dimension was determined, and the attractor was created within the selected coordinates. After calculating the barycenter of each attractor, the TP ROG signals were graphically analyzed in the phase space of the attractors representation.

Results. Using the nonlinear dynamics to process TP ROG signals provided for a better signal differentiation by time as compared with the previously used signal processing. The nonlinear filtering makes it possible to represent the TP ROG signal (within the selected coordinates) by an attractor, which characterizes the amplitude, temporal and structural features of the signal directly related to the biophysical parameters of eye blood vessels. The technique of signal analysis was also tested in patients with POAG. It was found that the barycenter of the newly created attractor can move within the selected coordinates, and this change depends on the stage of the disease. The results allow one to help diagnose the disease in early stages; the method can also be used to look further into the relationship between eye hemodynamics and glaucoma.

Conclusion. A technique is proposed for a quantitative comparison between different TP ROG signals; the method is based on the location of the attractor barycentre within the selected coordinates. The suggested nonlinear filtering algorithm makes it possible to discern between those signals considering the totality of its amplitude and temporal characteristics. The technique is verified by testing TP ROG signals from patients with POAG of different stages, thus further supporting this method of processing and analyzing information on the eye blood flow.

Key words: rheophthalmography; transpalpebral rheophthalmography; nonlinear dynamics; nonlinear filtering; eye blood flow diagnosis; glaucoma.

Введение

В настоящее время растет интерес к исследованию временных рядов диагностических данных методами нелинейной динамики [1, 2]. Доказано, что регистрируемые показатели жизнедеятельности различных систем организма представляют собой проявления детерминированно-хаотических процессов. В связи с этим методы нелинейной динамики могут позволить получить новые сведения о биологических системах, например о системе кровообращения органов или тканей человека [3].

Нормальное функционирование органа зрения, как и любого другого органа в организме человека, определяется прежде всего полноценным уровнем трофики его тканей, который при диагностике характеризуется соответствующими показателями кровотока. При таких глазных патологиях, как миопия, диабетическая ретинопатия, глаукома, окклюзия сосудов сетчатки и ряд других, исследования гемодинамики глаза предоставляют офтальмологу не только дополнительные сведения о патогенезе, но и формируют возможность ранней диагностики, а также позволяют проводить оценку эффективности лечения заболева-

ния. Актуальность исследований в этой области обусловлена широким распространением данных заболеваний. Так, в структуре инвалидности по зрению в целом по стране глаукома стабильно занимает 1–2-е место, а осложненная миопия — 3-е место (для детской инвалидности — 2-е). В связи с этим использование диагностических методов для проведения исследования внутриглазного кровотока позволит не только осуществлять раннюю диагностику, но и отслеживать изменения диагностических показателей в течение заболевания, а также оценивать эффективность проводимого лечения у пациентов с нарушениями зрения.

Реоофтальмография — метод, который позволяет оценить состояние кровотока в сосудистом тракте глаза. Принцип его основан на регистрации изменения общего сопротивления (импеданса) при прохождении через ткани глаза высокочастотного зондирующего тока низкой амплитуды. Классическая методика реоофтальмографии предполагает установку электродов, например конструкции Чибирене, непосредственно на поверхность глаза прилиम्бально [4]. Это обуславливает необходимость анестезии конъюнктивы для проведения исследования, что повышает риск занесения инфекции или повреждения тканей глазного яблока.

В работах [5–7] описана используемая в настоящее время оригинальная методика транспальпебральной реоофтальмографии (ТП РОГ), при которой электроды накладываются на закрытое веко [8]. В процессе разработки этой методики были использованы результаты математического моделирования, учитывающего особенности анатомического строения сосудистого русла глазного яблока, что дополнительно повышает точность измерений [9, 10].

Цель исследования — оценка возможности анализа сигналов транспальпебральной реоофтальмографии методами нелинейной динамики, определение параметров нелинейной фильтрации и верификация этих параметров для анализа сигналов транспальпебральной реоофтальмографии у больных первичной открытоугольной глаукомой.

Материалы и методы

Для сигналов ТП РОГ, как и для любых других видов реографических сигналов, методика анализа реограмм включает в себя качественный и количественный анализ [11]. Важное место в качественном анализе реограмм занимает определение вида пульсовой волны на реографическом сигнале [12]. Однако в настоящее время способ анализа пульсовой волны для сигналов ТП РОГ не объективизирован.

Известно, что изменения показателей кровотока, которые регистрируются на реографических сигналах, отражают биофизические, биомеханические и гидродинамические факторы, влияющие на тонус и иннервацию кровеносных сосудов в исследуемой при диагностике области. Структура реографического сигнала

и гемодинамическое содержание его элементов на кардиоинтервале описаны, например, в работах [11, 13] (рис. 1).

Кардиоинтервал на реографическом сигнале (рис. 1, б) начинается крутым подъемом, который переходит в вершину систолической волны (A_s). После этого происходит уменьшение уровня сигнала до начала следующего кардиоинтервала. Область восходящей части сигнала называется анакротой (T_{an}), вся нисходящая часть сигнала носит название катакроты (T_{ca}). Крутизна анакроты по мере увеличения уровня сигнала не одинакова, ее делят на две части: период быстрого кровенаполнения (T_{ff}), который длится до достижения максимальной производной сигнала, и период медленного кровенаполнения (T_{sf}) — до систолической вершины сигнала [11]. Систолическая вершина определяет амплитуду всего реографического сигнала и формирует систолическую волну. За систолической волной следует локальный минимум сигнала, называемый инцизурой (A_i). Вслед за инцизурой в норме регистрируется диастолическая волна (A_d).

На амплитуду и форму реографического сигнала влияют характер кровотока и упруго-вязкие свойства стенок кровеносных сосудов как непосредственно в области исследования, так и на соседних участках сосудистого русла на различных уровнях. Основным гемодинамическим содержанием анакроты и катакроты является различие скоростей притока и оттока крови в исследуемом участке. На интервале анакроты объемная скорость кровенаполнения преобладает над оттоком. Во время катакроты скорость уменьшения объема крови больше скорости притока. Период быстрого кровенаполнения рассматривают, во-первых, как проявление физиологической неоднородности периода изгнания левого желудочка, когда в фазу быстрого изгнания выбрасывается до 80% ударного выброса сердца, и, во-вторых, как отражение гемодинамических свойств артериальных сосудов крупного калибра. Период медленного кровенаполнения приходится на фазу редуцированного изгнания левого желудочка. Катакрота и диастолическая волна определяются скоростью продвижения крови через артериолы и прекапилляры в капиллярную систему, а также упруго-вязкими характеристиками сосудов исследуемого участка и сосудов, расположенных дистальнее [11, 13].

Все эти факторы в совокупности влияют на вид пульсовой волны и определяют результат при качественном анализе кардиоинтервала на реографическом сигнале. Для формирования алгоритма анализа сигналов ТП РОГ, учитывающего как амплитудные характеристики, так и характеристики вида пульсовой волны, нами предложено при обработке сигналов ТП РОГ во временной области применить методы нелинейной динамики.

Нелинейная динамика при изучении систем, в том числе биологических, использует нелинейные модели и фильтры. Как правило, это дифференциальные

уравнения и дискретные отображения [14]. Методы нелинейной динамики основаны на возможности реконструкции аттрактора по временному ряду. В нашем исследовании он представлен дискретизированным по времени сигналом ТП РОГ. Данный ряд анализируется с помощью метода задержки координат, т.е. в фазовом пространстве строится последовательность реконструированных векторов [15], получаемых из элементов временного ряда с интервалом, определяемым параметрами временной задержки.

Для определения параметров нелинейной фильтрации необходимо осуществить выбор временной задержки и определение размерности фазового пространства. На основании априорной информации о факторах, влияющих на формирование структуры сигнала ТП РОГ (см. рис. 1), будем учитывать фазу быстрого кровенаполнения, наличие систолической и диастолической волны. Таким образом, размерность фазового пространства для разрабатываемого фильтра должна быть не менее трех. Поэтому результат обработки сигналов ТП РОГ при нелинейной фильтрации в данной работе представляется в трехмерном пространстве координат (X1, X2, X3).

Параметр временной задержки при реализации нелинейного фильтра зависит от частоты дискретизации сигнала и коррелирует с соотношением длительностей фаз в структуре сигнала. Это соотношение определяется также частотой сердечных сокращений пациента в момент регистрации сигнала, которая и задает длительность кардиоинтервала, содержащего пульсовую волну. Все используемые в данной работе сигналы зарегистрированы с частотой дискретизации 200 Гц. Для частоты сердечных сокращений 60 в минуту один кардиоинтервал представляет 200 отсчетов сигнала. Это значение мы принимали как определяющее совокупную длительность всех фаз пульсовой волны на сигнале ТП РОГ.

Первоначально временную задержку выбирали таким образом, чтобы корреляция между соседними отсчетами сигнала была минимальной. Это достигается для значения задержки в 100 отсчетов, что соответствует половине длительности кардиоинтервала на ис-

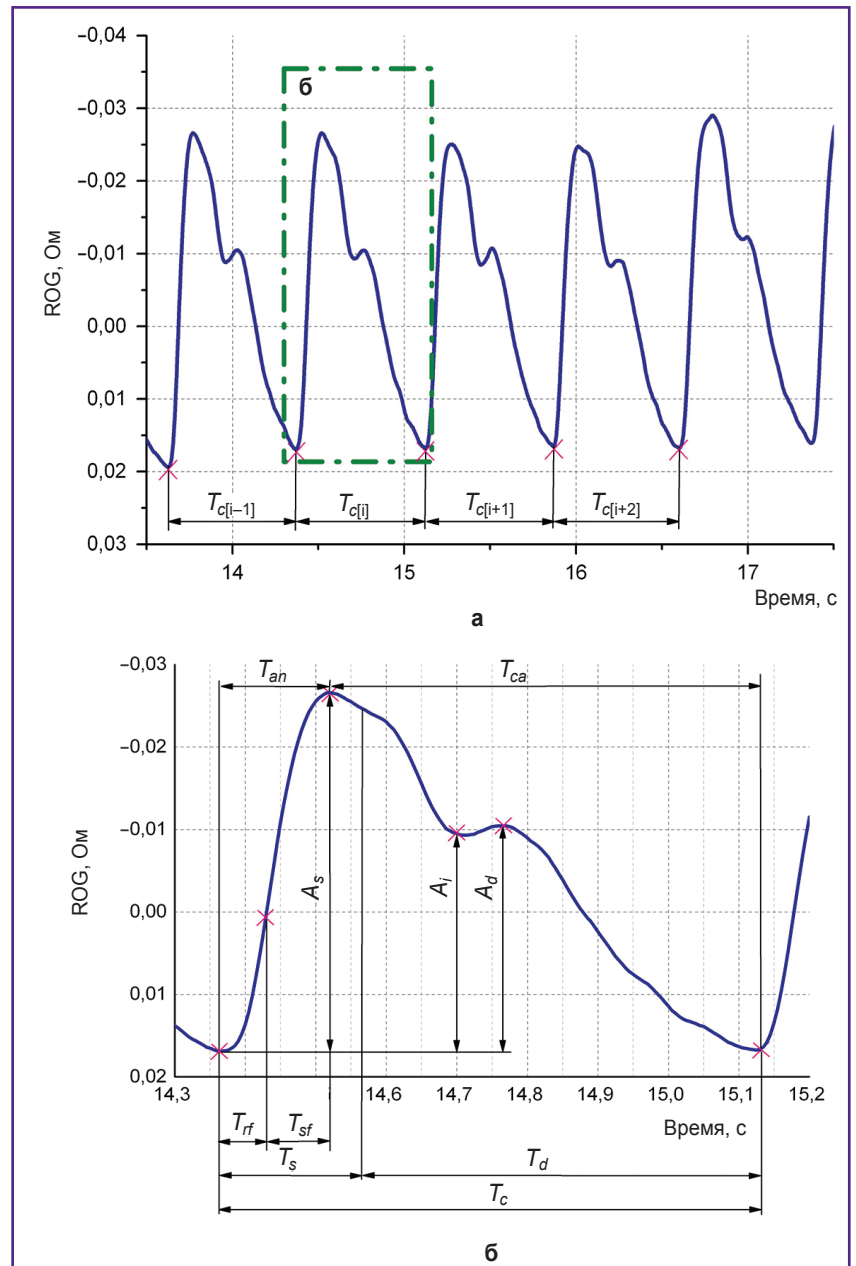


Рис. 1. Структура реографического сигнала:

а — пример реоофтальмографического сигнала с выделенными кардиоинтервалами; б — основные временные и амплитудные параметры реографического сигнала; T_s — длительность систолы; T_d — длительность диастолы; T_c — длительность кардиоинтервала

ходном сигнале. Принимая каждую из двух временных задержек выбранного фазового пространства равными друг другу, получим $T_{X2}=50$ отсчетов, $T_{X3}=50$ отсчетов. Пример построенного аттрактора сигнала для одного испытуемого представлен на рис. 2.

Регистрацию сигналов ТП РОГ осуществляли с применением импедансного измерительного преобразователя с оригинальным программным обеспечением и тетраполярной системой отведений [16]. Во время обследования пациент находился в горизонтальном

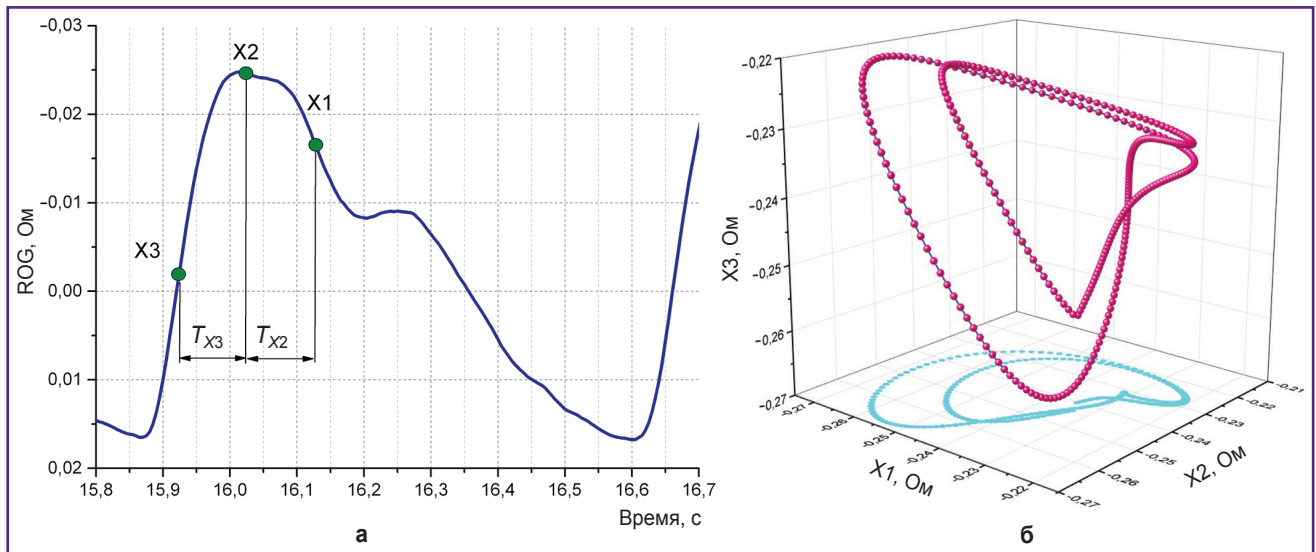


Рис. 2. Построение аттрактора сигнала транспальпебральной реоофтальмографии:
 а — определение трехмерного пространства координат; б — пример построения аттрактора сигнала транспальпебральной реоофтальмографии испытуемого без офтальмопатологии в выбранном фазовом пространстве

положении, глаза закрыты, система отведения устанавливалась на исследуемый глаз и фиксировалась трикотажным шлемом. Исследование проводили на базе отдела глаукомы Московского НИИ глазных болезней им. Гельмгольца. Были проанализированы сигналы ТП РОГ 10 испытуемых (средний возраст — $54,2 \pm 15,4$ года) без офтальмопатологии, а также 10 пациентов с первичной открытоугольной глаукомой (ПОУГ), разделенных на две группы: 1-я группа — 6 пациентов (средний возраст — $72,0 \pm 8,2$ года) со II стадией ПОУГ; 2-я группа — 4 пациента (средний возраст — $69,4 \pm 6,8$ года) с III стадией ПОУГ.

Исследование проведено в соответствии с Хельсинкской декларацией (2013) и одобрено Этическим комитетом Московского научно-исследовательского института глазных болезней им. Гельмгольца Минздрава России. От каждого пациента получено информированное согласие.

Результаты

По полученной фигуре аттрактора в фазовом пространстве можно рассчитать положение его центра масс, или барицентра. Сравнение положения всех центров масс по группе испытуемых дает характеристику повторяемости аттрактора, которая определяется разбросом по всей группе, при сравнении рассчитывается также расстояние между центрами масс аттракторов.

На первом этапе были проанализированы сигналы ТП РОГ 10 испытуемых без офтальмопатологии. При значениях $T_{X2}=50$ отсчетов, $T_{X3}=50$ отсчетов показатель среднеквадратичного отклонения, характеризующий разброс центров масс аттракторов в группе исследования, получается значительным, что

определяет необходимость оптимизации значений параметров T_{X2} и T_{X3} нелинейного фильтра. С учетом длительностей систолы и периода быстрого кровенаполнения на сигнале ТП РОГ выбрано соотношение $T_{X2}/T_{X3}=2/5$. Для параметров временных задержек T_{X2} и T_{X3} проанализированы соотношения 20/50, 16/40, 8/20. Количественная характеристика разбросов центров масс аттракторов для этих соотношений представлена на рис. 3. При анализе полученных данных отмечено, что из всех рассмотренных случаев наименьший разброс значений достигается при соотношении параметров T_{X2}/T_{X3} , равном 16/40.

Таким образом, по результатам проведенных исследований (см. рис. 3), для нелинейного фильтра сиг-

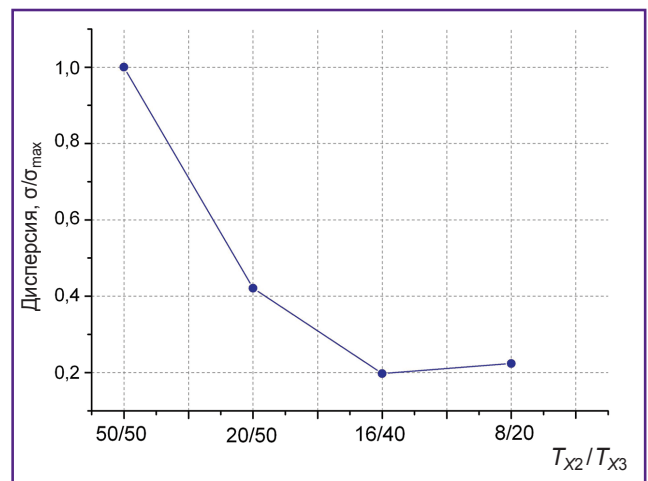


Рис. 3. Относительное изменение среднеквадратичного отклонения положения центра масс аттракторов в зависимости от соотношений временных задержек

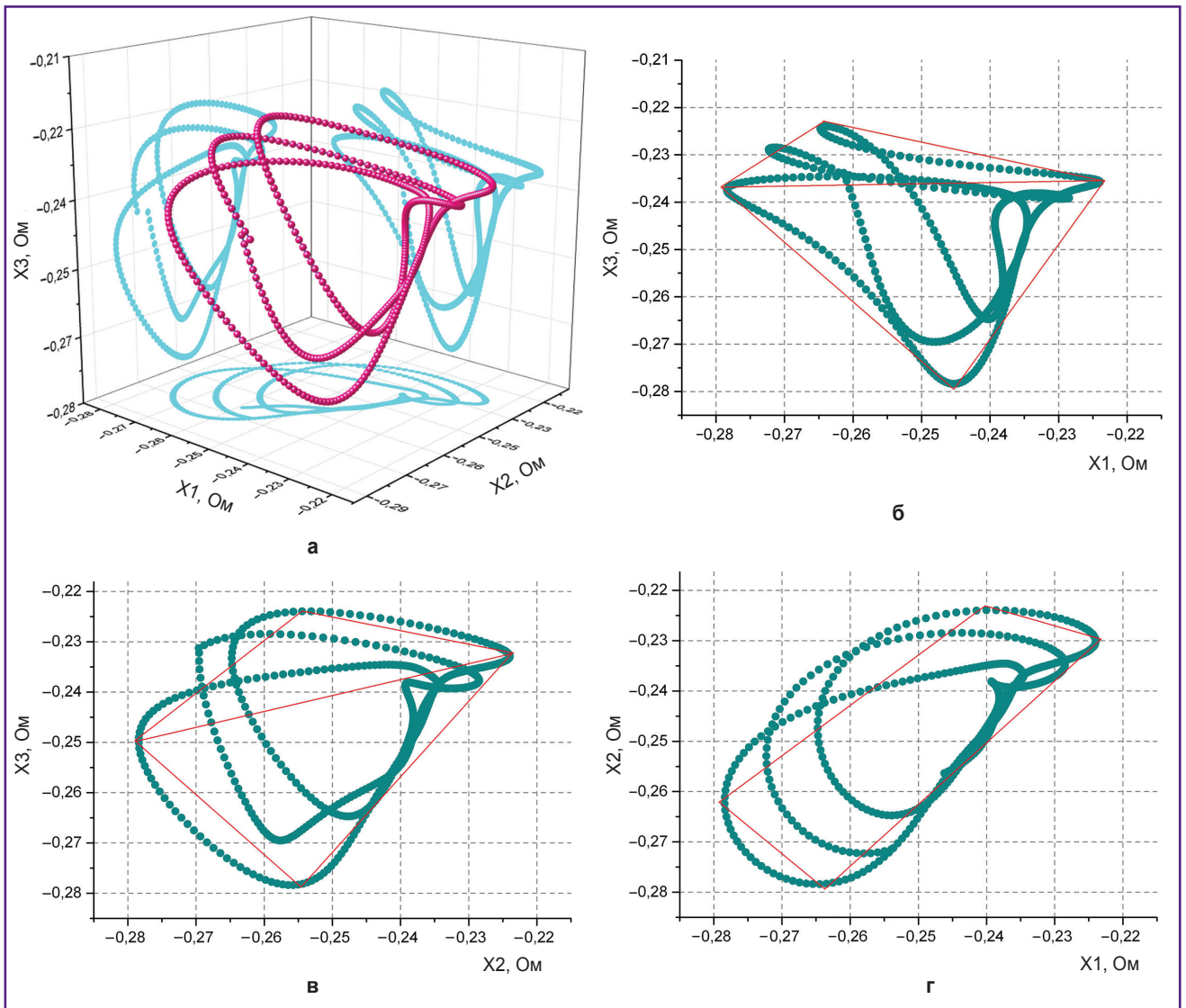


Рис. 4. Пример построения аттрактора (а) и его проекций (б–д) по сигналу транспальпебральной реофтальмографии испытуемого без офтальмопатологии

налов ТП РОГ были выбраны следующие значения: $T_{X2}=16$ отсчетов, $T_{X3}=40$ отсчетов.

С полученными параметрами нелинейного фильтра построены аттракторы сигналов ТП РОГ для исследуемой группы испытуемых без офтальмопатологии. Пример аттрактора и его проекций на плоскости фазового пространства представлен на рис. 4.

В работе для упрощения расчета положения центра масс аттрактора его условно аппроксимировали фигурой, образованной двумя пирамидами с общим четырехугольным основанием. Вершины пирамид определялись точками максимальной и минимальной величины по каждой из трех осей фазового пространства. Боковые проекции пирамид являются треугольниками, проекция основания — четырехугольником (проекции обозначены красными линиями на рис. 4). При этом становится возможным определить как

центр масс самого аттрактора, так и центры масс двух пирамид, его составляющих — по треугольным проекциям, производя расчет для центра масс каркаса треугольников.

Верификацию методики нелинейной фильтрации проводили с использованием сигналов ТП РОГ пациентов с ПОУГ такой же возрастной группы, как и группа испытуемых без офтальмопатологии. Проанализированы сигналы ТП РОГ 10 пациентов (10 глаз) с неоперированными ПОУГ II и III стадии.

Пример построения аттрактора сигнала ТП РОГ пациента с ПОУГ представлен на рис. 5.

Как видно из рис. 4 и 5, фигура аттрактора, аппроксимируемая на боковых проекциях двумя треугольниками, отчетливо меняет свое положение и вид при ПОУГ. На основе данной зависимости можно сформулировать новое условие, характеризующее

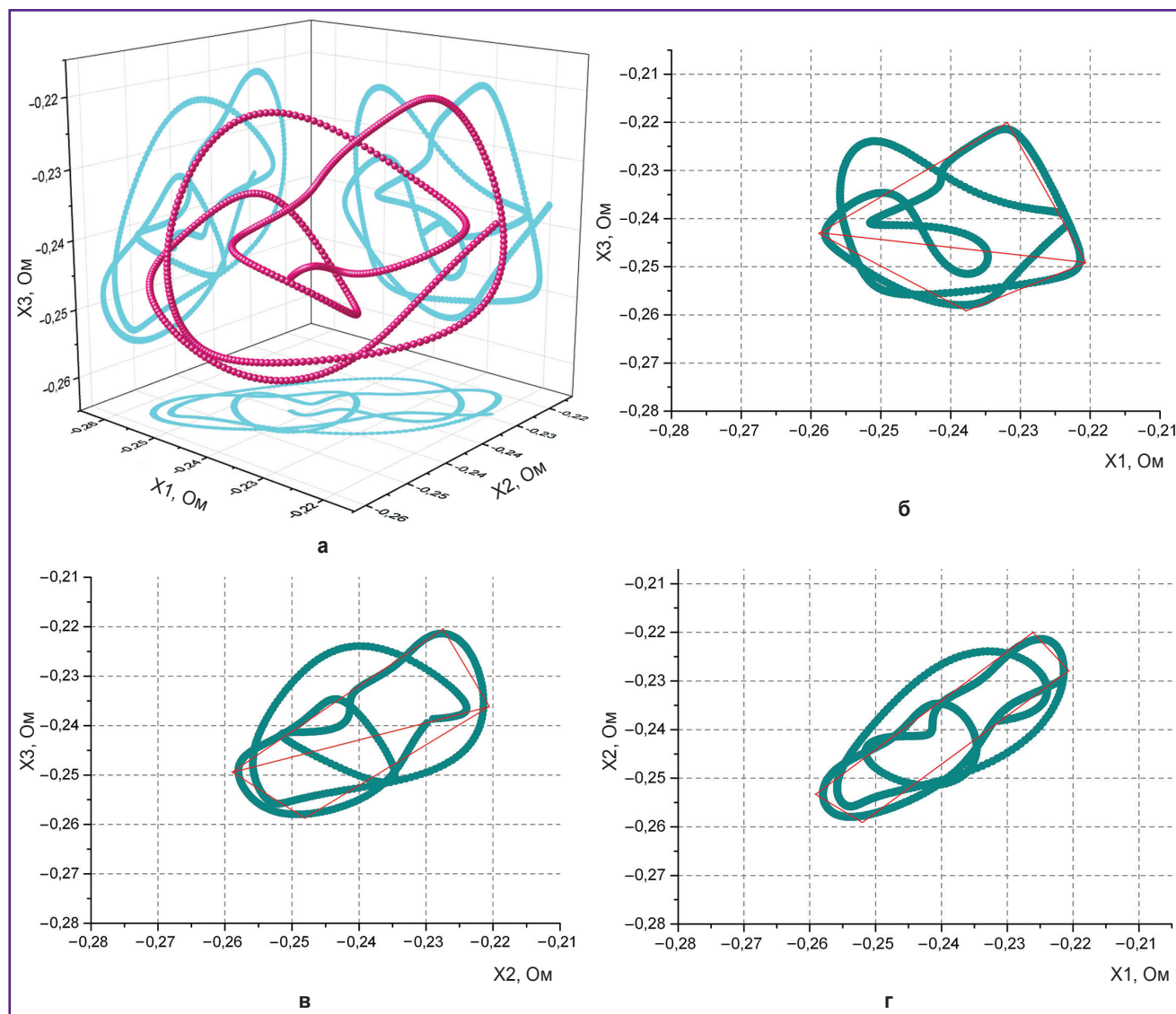


Рис. 5. Пример построения аттрактора сигнала транспальпебральной реофтальмографии (а) и его проекций (б–г) по сигналу транспальпебральной реофтальмографии пациента с первичной открытоугольной глаукомой II стадии

наличие и стадию ПОУГ в зависимости от положения барицентра аттрактора. При вычислении барицентра каждого реконструированного аттрактора становится возможным проведение анализа сигналов ТП РОГ графически на плоскости представления аттракторов.

Заключение

Рассмотрена методика количественного сравнения сигналов транспальпебральной реофтальмографии на основе положения барицентра аттрактора в пространстве выбранных координат. Использование предложенного алгоритма нелинейной фильтрации позволяет дифференцировать сигналы транспальпебральной реофтальмографии с учетом совокупности его амплитудных и временных характеристик.

Методика верифицирована на сигналах транспальпебральной реофтальмографии группы пациентов с первичной открытоугольной глаукомой различных стадий, что свидетельствует о целесообразности ее использования при обработке и анализе диагностической информации о нарушении глазного кровотока.

Финансирование исследования. Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского фонда фундаментальных исследований №18-08-01192.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. Goldberger A.L. Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*

1996; 347(9011): 1312–1314, [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(96\)90948-4](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(96)90948-4).

2. Subramaniam B., Khabbaz K.R., Heldt T., Lerner A.B., Mittleman M.A., Davis R.B., Goldberger A.L., Costa M.D. Blood pressure variability: can nonlinear dynamics enhance risk assessment during cardiovascular surgery? *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2014; 28(2): 392–397, <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2013.11.014>.

3. Ишбулатов Ю.М., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Киселев А.Р., Сергеев С.А., Селезнев Е.П., Безручко Б.П., Прохоров М.Д. Фазовая синхронизация колебаний контуров вегетативной регуляции кровообращения в математической модели сердечно-сосудистой системы. Нелинейная динамика 2017; 3(13): 381–397. Ishbulatov Y.M., Karavaev A.S., Ponomarenko V.I., Kiselev A.R., Sergeev S.A., Seleznev E.P., Bezruchko B.P., Prokhorov M.D. Phase synchronization of elements of autonomic control in mathematical model of cardiovascular system. *Nelineinaya dinamika* 2017; 3(13): 381–397, <https://doi.org/10.20537/nd1703006>.

4. Лазаренко В.И. Функциональная реография глаз. Красноярск: Растр; 2000; 160 с. Lazarenko V.I. *Funktsionalnaya reografiya glaz* [Functional rheography of the eyes]. Krasnoyarsk: Rastr; 2000; 160 p.

5. Лужнов П.В., Парашин В.Б., Шамаев Д.М., Иомдина Е.Н., Маркосян Г.А., Напылова О.А. Использование тетраполярной методики при реоофтальмографии для оценки кровоснабжения глаза. Биомедицинская радиоэлектроника 2012; 10: 18–21. Luzhnov P.V., Parashin V.B., Shamaev D.M., Iomdina E.N., Markosyan G.A., Napylova O.A. Use of tetrapolar methods during rheoophthalmography for an estimation of blood supply inside an eye. *Biomeditsinskaya radioelektronika* 2012; 10: 18–21.

6. Лужнов П.В., Шамаев Д.М., Иомдина Е.Н., Тарутта Е.П., Маркосян Г.А., Шамкина Л.А., Сианосян А.А. Транспальпебральная тетраполярная реоофтальмография в задачах оценки параметров системы кровообращения глаза. Вестник Российской академии медицинских наук 2015; 70(3): 372–377. Luzhnov P.V., Shamaev D.M., Iomdina E.N., Tarutta E.P., Markosyan G.A., Shamkina L.A., Sianosyan A.A. Transpalpebral tetrapolar reoophthalmography in the assessment of parameters of the eye blood circulatory system. *Vestnik Rossijskoi akademii meditsinskikh nauk* 2015; 70(3): 372–377, <https://doi.org/10.15690/vramn.v70i3.1336>.

7. Иомдина Е.Н., Лужнов П.В., Шамаев Д.М., Тарутта Е.П., Киселева Т.Н., Маркосян Г.А., Рамазанова К.А., Напылова О.А., Курылева И.М., Шамкина Л.А. Оценка транспальпебральной реоофтальмографии как нового метода исследования кровоснабжения глаза при миопии. Российский офтальмологический журнал 2014; 7(4): 20–24. Iomdina E.N., Luzhnov P.V., Shamaev D.M., Tarutta E.P., Kiseleva T.N., Markosyan G.A., Ramazanova K.A., Napylova O.A., Kuryleva I.M., Shamkina L.A. An evaluation of transpalpebral rheoophthalmography as a new method

of studying the blood supply to the eye in myopia. *Rossijskij oftalmologiceskij zurnal* 2014; 7(4): 20–24.

8. Shamaev D., Luzhnov P., Pika T., Iomdina E., Klyman A., Sianosyan A. Applying transpalpebral rheoophthalmography to monitor effectiveness of the treatment of patients with glaucoma. *International Journal of Biomedicine* 2016; 6(4): 287–289, [https://doi.org/10.21103/article6\(4\)_oa8](https://doi.org/10.21103/article6(4)_oa8).

9. Лужнов П.В., Парашин В.Б., Шамаев Д.М., Шамкина Л.А., Иомдина Е.Н., Маркосян Г.А., Напылова О.А., Тарутта Е.П. Особенности моделирования различных сред глаза при реоофтальмографии. Биомедицинская радиоэлектроника 2013; 10: 35–39. Luzhnov P.V., Parashin V.B., Shamaev D.M., Shamkina L.A., Iomdina E.N., Markosyan G.A., Napylova O.A., Tarutta E.P. Modelling features of various eye environments at rheoophthalmography. *Biomeditsinskaya radioelektronika* 2013; 10: 35–39.

10. Shamaev D.M., Luzhnov P.V., Iomdina E.N. Modeling of ocular and eyelid pulse blood filling in diagnosing using transpalpebral rheoophthalmography. *EMBEC & NBC* 2017; 65: 1000–1003, https://doi.org/10.1007/978-981-10-5122-7_250.

11. Иванов Л.Б., Макаров В.А. Лекции по клинической реографии. М: Антидор; 2000; 320 с. Ivanov L.B., Makarov V.A. *Lektsii po klinicheskoy reografii* [Lectures on clinical rheography]. Moscow: Antidor; 2000; 320 p.

12. Лужнов П.В., Пика Т.О., Шамаев Д.М., Николаев А.П. Особенности определения показателей формы при контурном анализе реографических сигналов. Биомедицинская радиоэлектроника 2015; 7: 25–30. Luzhnov P.V., Pika T.O., Shamaev D.M., Nikolaev A.P. Features of the form parameters definition during the rheographic signals analysis. *Biomeditsinskaya radioelektronika* 2015; 7: 25–30.

13. Соколова И.В., Ронкин М.А., Максименко И.М. Основы пульсовой гемодинамики. М: Самшит-издат; 2007; 172 с. Sokolova I.V., Ronkin M.A., Maksimenko I.M. *Osnovy pulsovoy gemodinamiki* [Fundamentals of pulse hemodynamics]. Moscow: Samshit-izdat; 2007; 172 p.

14. Шильников Л.П., Шильников А.Л., Тураев Д.В., Чуа Л. Методы качественной теории в нелинейной динамике. Москва–Ижевск; 2003; 428 с. Shilnikov L.P., Shilnikov A.L., Turaev D.V., Chua L. *Metody kachestvennoy teorii v nelineynoy dinamike* [Methods of qualitative theory in nonlinear dynamics]. Moscow–Izhevsk; 2003; 428 p.

15. Gracia J., Seppä V.-P., Pelkonen A., Kotaniemi-Syrjänen A., Mäkelä M., Malmberg P., Viik J. Nonlinear local projection filter for impedance pneumography. *EMBEC & NBC* 2017; 65: 306–309, https://doi.org/10.1007/978-981-10-5122-7_77.

16. Luzhnov P.V., Shamaev D.M., Iomdina E.N., Markosyan G.A., Tarutta E.P., Sianosyan A.A. Using quantitative parameters of ocular blood filling with transpalpebral rheoophthalmography. In: Eskola H., Väisänen O., Viik J., Hyttinen J. (editors). *EMBEC & NBC* 2017. IFMBE Proceedings, Vol. 65; p. 37–40, https://doi.org/10.1007/978-981-10-5122-7_10.