



DOI: 10.22363/2312-8143-2025-26-1-86-93

EDN: KTPDUU

Научная статья / Research article

Разработка математической модели для построения биоискусственной печени

А.С. Ганьшин^{ORCID}, Д.А. Андриков^{ORCID}✉

Российский университет дружбы народов, Москва, Российская Федерация

✉ andrikov-da@rudn.ru

История статьи

Поступила в редакцию: 12 августа 2024 г.

Доработана: 12 ноября 2024 г.

Принята к публикации: 23 ноября 2024 г.

Заявление о конфликте интересов

Авторы заявляют об отсутствии
конфликта интересов.

Аннотация. Исследование направлено на построение математической модели, отражающей основные биохимические и физиологические процессы, происходящие в биоискусственной печени. Основная цель исследования — создание надежного инструмента для предсказания поведения клеток печени в искусственных условиях, что позволит улучшить понимание их функциональности и метаболической активности. Уделено внимание моделированию уровня метаболитов, диффузии токсинов и синтеза белков. Для реализации данной задачи разработана система дифференциальных уравнений, которая описывает динамику ключевых процессов, связанных с функционированием клеток печени в искусственных условиях. Модель учитывает взаимодействие биохимических процессов, таких как метаболизм питательных веществ, секреция метаболитов, а также механизмы вывода токсинов из клеток, что является критически важным для понимания общего состояния биоискусственной печени. В ходе исследования проведен анализ влияния различных факторов на уровень метаболитов и эффективность диффузии токсинов. Это позволяет лучше понять основные механизмы, происходящие в клетках, и оптимизировать условия их культивации для повышения жизнеспособности и функциональности биоискусственной печени. Разработанная модель может стать основой для дальнейших исследований в области биотехнологий и создания высокоэффективных заменителей органов, что открывает новые перспективы в лечении печеночной недостаточности и трансплантации. Таким образом, результаты данной работы подчеркивают значимость математического моделирования в исследовании сложных биологических систем и могут быть использованы для дальнейшего совершенствования методов лечения заболеваний печени и разработки новых подходов в области регенеративной медицины.

Ключевые слова: дифференциальное уравнение, биореактор, моделирование биохимических процессов, робастная система, метаболизм печени

Вклад авторов:

Ганьшин А.С. — участие в разработке программ и их реализации, написание и доработка текста; Андриков Д.А. — научное руководство, концепция исследования, развитие методологии.

Для цитирования:

Ганьшин А.С., Андриков Д.А. Разработка математической модели для построения биоискусственной печени // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Инженерные исследования. 2025. Т. 26. № 1. С. 86–93. <http://doi.org/10.22363/2312-8143-2025-26-1-86-93>

© Ганьшин А.С., Андриков Д.А., 2025



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode>

Development of a Mathematical Model for the Design of a Bio-Artificial Liver

Alexey S. Ganshin^{id}, Denis A. Andrikov^{id}✉

RUDN University, Moscow, Russian Federation

✉ andrikov-da@rudn.ru

Article history

Received: August 12, 2024

Revised: November 12, 2024

Accepted: November 23, 2024

Conflicts of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

Abstract. The research is aimed at developing a mathematical model reflecting the basic biochemical and physiological processes occurring in a bio-artificial liver. The main goal of the study is to create a reliable tool for predicting the behavior of liver cells under artificial conditions, which will improve the understanding of their functionality and metabolic activity. The focus of this study is the modelling of metabolites, the diffusion of toxins and protein synthesis. To achieve this goal, a system of differential equations has been developed that describes the dynamics of key processes related to the functioning of liver cells under artificial conditions. The model takes into account the interaction of biochemical processes such as nutrient metabolism, metabolite secretion, and mechanisms for removing toxins from cells, which is critically important for understanding the general condition of a bio-artificial liver. The study analyzed the influence of various factors on the level of metabolites and the effectiveness of toxin diffusion. This allows us to better understand the basic mechanisms occurring in cells and optimize the conditions of their cultivation to increase the viability and functionality of the bio-artificial liver. The developed model can become the basis for further research in the field of biotechnology and the creation of highly effective organ substitutes, which opens up new prospects in the treatment of liver failure and transplantation. Thus, the results of this work emphasize the importance of mathematical modeling in the study of complex biological systems and can be used to further improve methods of treating liver diseases and develop new approaches in the field of regenerative medicine.

Keywords: differential equation, bioreactor, modeling of biochemical processes, robust system, liver metabolism

Authors' contribution:

Ganshin A.S. — the development of programs and their implementation; writing and revision of the text; Andrikov D.A. — scientific management; research concept; methodology development.

For citation:

Ganshin AS, Andrikov DA. Development of a mathematical model for the design of a bio-artificial liver. *RUDN Journal of Engineering Research*. 2025;26(1):86–93. (In Russ.) <http://doi.org/10.22363/2312-8143-2025-26-1-86-93>

Введение

Биоискусственные органы представляют собой важную область современной медицины. Исследования в этой области направлены на разработку технологий, способных помочь пациентам с острой и хронической недостаточностью функций органов. Одним из ключевых направлений является разработка биоискусственной печени — устройства, способного выполнять основные функции естественной печени, такие как обработка токсинов, синтез белков и участие в метаболических процессах.

Проблема нехватки донорской печени является важной и серьезной в медицине. Во мно-

гих странах такой дефицит приводит к длительному ожиданию пациентов, что увеличивает риск осложнений и смертности. Около 10–15 % пациентов, находящихся в очереди на трансплантацию печени, умирают до получения необходимого органа. Несбалансированное соотношение между количеством нуждающихся в трансплантации пациентов и доступными донорскими органами подчеркивает важность поиска новых методов решения проблемы [1].

Построение математической модели для биоискусственной печени играет важную роль в исследованиях в этой области. Математические модели позволяют ученым и инженерам

более глубоко понять основные процессы, происходящие в биоискусственной печени, и оптимизировать их работу [2].

Данная работа направлена на построение математической модели, отражающей основные биохимические и физиологические процессы, происходящие в биоискусственной печени, включая в себя моделирование уровня метаболитов, диффузии токсинов и синтеза белков [3].

Литературный обзор подкрепляет актуальность данной темы и освещает предыдущие исследования в области математического моделирования биоискусственной печени. Исследование включает в себя разработку математических уравнений, их валидацию и разработку методов численного моделирования. Полученные результаты будут иметь потенциал для применения в медицинской практике и могут привести к улучшению технологий создания биоискусственных органов [4].

1. Методы и материалы

1.1. Метод создания биоискусственной печени

Биоискусственная печень — это относительно новое направление биотехнологии, преследующее цель создания функционирующего органа, который бы мог заменить или поддержать работу собственной печени человека. Это поле исследований стоит во главе прорывов в области лечения заболеваний печени [5].

Создание биоискусственной печени является сложной задачей из-за множества функций, выполняемых печенью, включая очищение крови от токсинов, синтезирование белков и регулирование обмена веществ. Видение предполагаемых сложностей и способов их преодоления дает возможность создания реалистичной рабочей модели, которую можно использовать для поддержки или восстановления функций печени у пациентов [6].

Способы создания биоискусственной печени:

1) *использование стволовых клеток*. Один из подходов к созданию биоискусственной печени — это использование стволовых клеток.

Эти клетки способны дифференцироваться в любые типы клеток в организме, включая клетки печени. Ученые могут взять стволовые клетки из тканей пациента или донора, взрастить их в лаборатории и специально стимулировать дифференциацию в гепатоциты, основные функциональные клетки печени;

2) *тканевый инжиниринг*. Другой подход заключается в использовании техники тканевого инжиниринга для создания функционального аналога печени. Он включает склеивание клеток печени (гепатоцитов) в определенных пропорциях и структурах с использованием биосовместимых материалов, чтобы имитировать естественную архитектуру печени;

3) *3D-печать*. 3D-печать органов стала реальностью благодаря последним достижениям в области биопечати. Рабочее пространство 3D-принтера, как правило, наполняется гелем, содержащим стволовые клетки или гепатоциты, и затем принтер строит трехмерный объект, точно высаживая клетки по указанным координатам;

4) *использование перфузии печени*. Еще одним подходом может быть использование перфузии печени — техники, при которой кровь или раствор прокачиваются через печень или ее часть, что позволяет поддерживать жизнеспособность органа и стимулировать его функционирование в условиях искусственной среды.

Каждый из этих подходов имеет свои собственные вызовы и лимиты. Но благодаря их сочетанию ученые надеются сделать прорыв в создании биоискусственной печени, которая могла бы быть использована в клинической практике для лечения пациентов с заболеваниями печени, связанными с дефицитом функции этого органа. Современные технологии и исследования уже позволяют смотреть на это с оптимизмом [7].

1.2. Конструкция биореактора

Биореакторы играют ключевую роль во многих областях науки и технологии, включая биологию, химию и биотехнологии. Они используются для воспроизведения натуральных биологических процессов в контролируемой

среде для получения конкретных продуктов. Биореакторы могут использоваться в процессах ферментации, культивирования клеток, биотехнологии и многих других сферах [8].

Структура биореактора. Общая структура биореактора, как правило, включает следующие основные компоненты:

1. *Резервуар* — это основная часть биореактора, в котором происходит биологический процесс. Размер и форма резервуара могут изменяться в зависимости от конкретных потребностей. Резервуары могут быть изготовлены из стали, стекла или специальных пластиков, которые устойчивы к коррозии и воздействию биологически активных веществ.

2. *Смеситель*. Для эффективного прохождения биологических процессов важно обеспечить однородность среды внутри резервуара, поэтому в конструкции биореактора используется система для перемешивания, которая также способствует переносу веществ и тепла.

3. *Система подачи воздуха*. Подача воздуха или других газов важна для поддержания жизнедеятельности микроорганизмов и клеток в биореакторе. Она может регулироваться в зависимости от требований к кислороду и pH среды.

4. *Температурный регулятор*. Поддержание оптимальной температуры очень важно для эффективного ведения биологических процессов.

5. *Система контроля*. Современные биореакторы оснащены автоматическими системами контроля, которые мониторят и регулируют такие параметры, как температура, давление, скорость перемешивания и pH [9].

1.3. Типы биореакторов

Существует множество типов биореакторов, каждый из которых имеет свою специфическую конструкцию в зависимости от конкретных задач.

Степлерные биореакторы — это самые простые биореакторы, в которых культура микроорганизмов выращивается в батч-режиме.

Федбатч-биореакторы. Они представляют собой модификацию батч-реакторов, в которых

подается дополнительная питательная среда для поддержания биологического процесса.

Континуальные биореакторы. В этих биореакторах процесс продолжается без перерыва, при этом питательная среда постоянно подается, а продукция постоянно удаляется.

Мембранные биореакторы. Эти биореакторы используют мембраны для сепарации клеток от питательной среды или продуктов [10].

Однако независимо от типа биореактора, его конструкция должна обеспечивать простоту в использовании, легкость в обслуживании и возможность масштабирования для коммерческого использования. Создание оптимальной конструкции биореактора требует тщательного планирования и проектирования [11].

1.4. Способы построения модели

1. *Моделирование биохимических процессов*. Использование уравнений, описывающих основные биохимические реакции, происходящие в печени. Это может включать моделирование метаболитов, синтез белков, обмен веществ и т. д. [12].

2. *Моделирование переноса массы и тепла*. Разработка математических уравнений, учитывающих перенос токсинов, метаболитов и других веществ через биоискусственную печень, а также равновесие тепла в системе.

3. *Моделирование динамики клеток и тканей*. Учет процессов, происходящих на микроуровне, включая взаимодействие клеток, диффузию веществ и рост тканей.

4. *Инженерные модели*. Разработка моделей, основанных на инженерных принципах, таких как гидравлика, термодинамика и механика материалов, для описания работы биоискусственной печени.

2. Моделирование

2.1. Построение математической модели

Биосовместимые устройства искусственной печени (БИП) работают на стыке медицинских и инженерных дисциплин, и их функционирование включает в себя использование ряда

алгоритмов для обеспечения эффективной обработки крови и поддержания гомеостаза в организме. Робастная система алгоритмов функционирования БИП должна удовлетворять различным требованиям, учитывая индивидуальные особенности пациентов и динамические изменения их состояния [13].

Такая система алгоритмов функционирования БИП может включать алгоритмы для диагностики дефектов устройства, обнаружения аномальных ситуаций, а также алгоритмы, обеспечивающие безопасное прекращение работы в случае возникновения серьезных проблем [14].

Методы и приемы контроля и коррекции работы БИП, включая адаптивные алгоритмы, могут обеспечить эффективную и безопасную работу устройства в различных клинических ситуациях.

Таким образом, робастная система алгоритмов функционирования БИП включает в себя широкий спектр методов, алгоритмов и протоколов, направленных на обеспечение надежной и безопасной работы искусственной печени в различных клинических условиях [15].

Основные параметры:

1. Коэффициент диффузии (D) — определяет интенсивность диффузии вещества в клетках печени.

2. Размер области (L) — размер пространственной области, в которой моделируется процесс.

3. Время моделирования (T) — общее время моделирования процесса.

4. Количество функционирующих клеток печени ($cells$) — количество клеток печени в начальном состоянии.

5. Уровень сахара в крови ($sugarLevel$) — концентрация сахара в крови.

6. Скорость потока крови ($bloodFlow$) — скорость потока крови, проходящего через печень.

7. Масса печени ($liverMass$).

8. Скорость метаболизма ($metabolismRate$) — скорость метаболизма клеток печени.

Эти параметры влияют на характеристики и динамику моделируемого процесса в системе биоискусственной печени [16].

Приведенный код (Приложение) представляет собой математическую модель для построения биоискусственной печени. В данной модели используются различные параметры, такие как коэффициент диффузии, размер области, время моделирования, количество функционирующих клеток печени, уровень сахара в крови, скорость потока крови, масса печени и скорость метаболизма. Как результат, система должна быть устойчива к помехам [17].

Сначала в коде задаются параметры модели, такие как коэффициент диффузии (D), размер области (L), время моделирования (T), количество функционирующих клеток печени ($cells$), уровень сахара в крови ($sugarLevel$), скорость потока крови ($bloodFlow$), масса печени ($liverMass$) и скорость метаболизма ($metabolismRate$).

Затем определяются параметры дискретизации (nx — количество узлов по пространственной сетке, nt — количество временных шагов), а также рассчитываются шаги по времени и пространству (dx , dt) [18].

После инициализируется начальное состояние системы — концентрация клеток в каждом узле пространственной сетки.

В цикле времени происходит расчет изменения концентрации клеток с использованием уравнения диффузии. На каждом временном шаге происходит обновление состояния каждой клетки на основе диффузии, потока крови и метаболизма. При этом учитываются влияние соседних клеток, скорость кровотока и метаболизма в каждом узле пространственной сетки.

После расчета изменения концентрации клеток в каждом узле пространственной сетки происходит обновление текущего состояния системы, а итерация по времени продолжается до достижения заданного времени моделирования [19].

График (рис. Результат моделирования) показывает, как со временем клетки печени, изначально сконцентрированные в центре области, диффундируют, и как их концентрация изменяется из-за влияния кровотока и метаболизма.

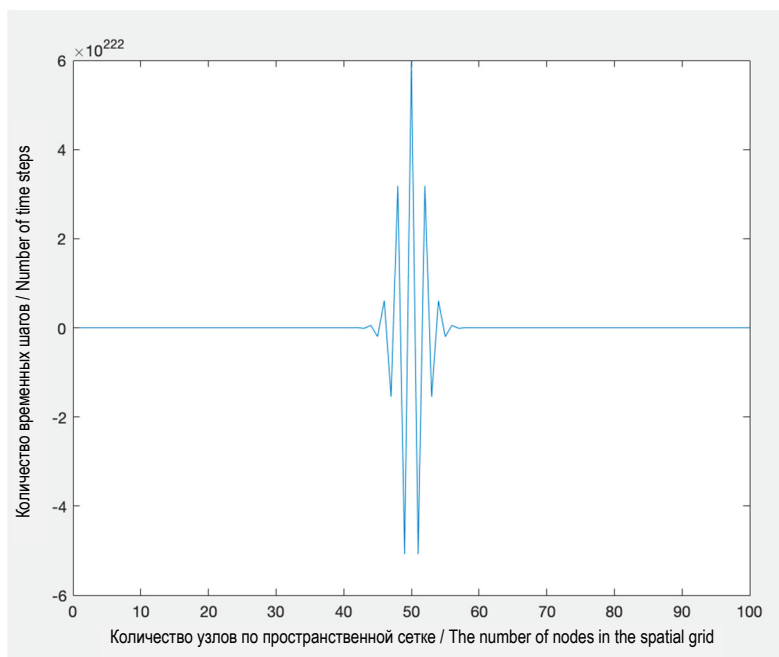
В каждый момент времени можно наблюдать, как пик концентрации в центре умень-

шается и ширится, в то время как концентрация клеток в других узлах области увеличивается.

Таким образом, данный код позволяет моделировать процессы диффузии клеток печени с учетом влияния кровотока и метаболизма на изменение их концентрации в пространстве в течение определенного временного интервала.

Конечная цель этой модели связана с изучением влияния различных параметров, таких как скорость кровотока или уровень метаболизма,

на распространение клеток печени. Такие модели могут быть полезны как для понимания физиологических процессов, так и разработки методов лечения и медикаментов, в частности для предсказания эффективности препаратов на изменение концентрации клеток. Также данные модели могут быть использованы для симуляции различных патологических состояний печени, чтобы изучать их влияние на процессы диффузии клеток и предсказывать результаты таких состояний.



Результат моделирования
Источник: выполнено А.С. Ганьшиным в программе MATLAB
The result of the simulation
Source: done by A.S.Ganshin in MATLAB software

Кроме того, дополнительные возможности могут включать в себя учет изменений в структуре печени, например, при заболеваниях, а также моделирование воздействия различных лекарственных препаратов на эти процессы. Интеграция таких моделей с экспериментальными данными может помочь улучшить наше понимание биологических процессов и разработать более эффективные подходы к лечению печени и других заболеваний.

Таким образом, данный код может служить основой для различных исследований в

области биологии, медицины и фармакологии и имеет потенциал для разработки новых методов лечения и понимания физиологических процессов в организме [20].

Заключение

Конструирование математической модели для построения биоискусственной печени представляет собой сложную и многоаспектную задачу. Оно включает в себя учет различных процессов, происходящих на различных

уровнях: от клеточного и тканевого до биохимического и инженерного.

Проведение моделирования биохимических процессов необходимо для описания основных метаболических реакций и понимания работы печени на молекулярном уровне. Моделирование переноса массы и тепла играет ключевую роль в понимании как транспортировки веществ, так и общей термодинамики системы. Моделирование динамики клеток и тканей необходимо для изучения роста и взаимодействия тканей на микроуровне.

Однако использование каждого из этих подходов по отдельности может быть недостаточно для полного понимания работы биоискусственной печени. Именно поэтому ученые часто прибегают к комбинированным подходам, которые совмещают различные методики математического моделирования, чтобы создать более совершенные и сложные модели, охватывающие разные аспекты функционирования биоискусственной печени.

Таким образом, математическое моделирование является неотъемлемым элементом разработки новых технологий в области создания биоискусственных органов и обеспечивает жизненно важное понимание сложных взаимосвязей и процессов, происходящих в биоискусственной печени.

Приложение

Параметры моделирования

```
% Параметры
D = 1e-6; % Коэффициент диффузии
L = 1; % Размер области
T = 500; % Время моделирования
cells = 50; % Количество функционирующих клеток печени
sugarLevel = 5.5; % Уровень сахара в крови (ммоль/л)
bloodFlow = 30; % Скорость потока крови (мл/с)
liverMass = 1.5; % Масса печени (кг)
metabolismRate = 0.1;
% Параметры дискретизации
nx = 100; % Количество узлов по пространственной сетке
nt = 500; % Количество временных шагов
% Расчет шагов по времени и пространству
dx = L/nx;
dt = T/nt;
% Начальное состояние
c = zeros(nx,1); % концентрация
c(round(nx/2)) = cells; % Количество здоровых клеток в середине области
```

```
% Шаблон для цикла времени
for t = 1:nt
% Скопируем текущее состояние во временную переменную
c_old = c;
% Обновляем состояние каждой клетки на основе диффузии и потока крови
for i = 2:nx-1
dc = D * dt/dx^2 * (c_old(i+1) - 2*c_old(i) + c_old(i-1));
bloodFlowEffect = bloodFlow / liverMass / sugarLevel;
metabolismEffect = metabolismRate * dt;
c(i) = c_old(i) + dc - dt * bloodFlowEffect * c_old(i) - metabolismEffect * c_old(i);
end
% Анимировать процесс
if mod(t,10) == 0
plot(c);
pause(0.1);
end
end
xlabel('Количество узлов по пространственной сетке');
ylabel('Количество временных шагов');
```

Список литературы / References

1. Karvellas CJ, Subramanian RM. Current Evidence for Extracorporeal Liver Support Systems in Acute Liver Failure and Acute-on-Chronic Liver Failure. *Critical Care Clinics*. 2016;32(3):439–451. <https://doi.org/10.1016/j.ccc.2016.03.003>
2. Kanjo A, Ocskay K, Gede N. Efficacy and safety of liver support devices in acute and hyperacute liver failure: A systematic review and network meta-analysis. *Sci Rep*. 2021;11:1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83292-z>
3. Doyle J, Francis B, Tannenbaum A. *Feedback Control Theory*. New York: Dover Publ.; 1990. https://doi.org/10.1007/978-0-387-85460-1_1
4. Koobloch HW, Isidori A, Flockerzi D. *Topics in control theory*. Basel: Springer Publ.; 1993.
5. Zhou K, Doyle J, Glover K. *Robust and Optimal Control*. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall Publ.; 1996. ISBN 0134565673, 9780134565675
6. Zhou K, Khargonekar PP. An algebraic Riccati equation approach to H^∞ optimization. *Systems & Control Letters*. 1988;11(2):85–91. [https://doi.org/10.1016/0167-6911\(88\)90080-1](https://doi.org/10.1016/0167-6911(88)90080-1)
7. Tararykin SV, Tyutikov VV. A robust model control for dynamic systems. *Automation and Remote Control*. 2002; 63(5):730–742. <https://doi.org/10.1023/A:1015489719323>
8. Wo SL, Shi G, Zou Y. Robust H-infinity control for discrete-time singular systems with time-delay and non-linear perturbation. *Systems Engineering and Electronics*. 2009;31:916–921.
9. Xu S, Lam J, Yang C. Robust H^∞ control for discrete singular systems with state delay and parameter uncertainty. *Dynamics of Continuous, Discrete and Impulsive Systems*. 2002;9:539–554.

10. Kolpakov F, Akberdin I, Kashapov T, Kiselev L, Kolmykov S, Kondrakhin Y, Kutumova E, Mandrik N, Pintus S, Ryabova A, Sharipov R. BioUML: an integrated environment for systems biology and collaborative analysis of biomedical data. *Nucleic acids research*. 2019;2;47(W1): 225–233.
11. Nakao M, Nakayama N, Uchida Y. Nationwide survey for acute liver failure and late-onset hepatic failure in Japan. *J. Gastroenterol*. 2017;53(20):752–769. <https://doi.org/10.1007/s00535-017-1394-2>
12. Court FG, Wemyss-Holden SA, Dennison AR, Maddern GJ. Bioartificial liver support devices: Historical perspectives. *ANZ Journal of Surgery*. 2003;73(9):739–748. <https://doi.org/10.1046/j.1445-2197.2003.02741.x>
13. Alves LA, Bonavita A, Quaresma K, Torres E. New Strategies for Acute Liver Failure: Focus on Xenotransplantation Therapy. *Cell Medicine*. 2010;1(1):47–54. <https://doi.org/10.3727/215517910X516646>
14. Shen Y, Wang XL, Wang B, Shao JG, Liu YM, Qin Y, et al. Survival benefits with artificial liver support system for acute-on-chronic liver failure: a time series-based meta-analysis. *Medicine*. 2016;95(3):e2506. <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000002506>
15. Ren S, Irudayam JI, Contreras D, Sareen D, Talavera-Adame D, Svendsen CN, Arumugaswam V. Bioartificial Liver Device Based on Induced Pluripotent Stem Cell-Derived Hepatocytes. *Journal of Stem Cell Research & Therapy*. 2015;5:1000263. <https://doi.org/10.4172/2157-7633.1000263>
16. Vitale A, Salinas F. Could Sorafenib Disclose New Prospects as Bridging Therapy to Liver Transplantation in Patients with Hepatocellular Carcinoma? *Journal of Liver*. 2013;02(04). <https://doi.org/10.4172/2167-0889.1000134>
17. Koivusalo AM, Teikari T, Hockerstedt K, Iso-niemi H. Albumin dialysis has a favorable effect on amino acid profile in hepatic encephalopathy. *Metabolic Brain Disease*. 2008;23(4):387–398. <https://doi.org/10.1007/s11011-008-9110-9>
18. Mohammed Y, Verhey JF. A finite element method model to simulate laser interstitial thermo therapy in anatomical inhomogeneous regions. *BioMedical Engineering OnLine*. 2005;4:1–16. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-4-2>
19. Pitsik EN, Goremyko MV, Makarov VV, Hramov AE. Mathematical modelling of the network of professional interactions. *Izvestiya VUZ. Applied nonlinear dynamics*. 2018;26(1):21–32. (In Russ.) <https://doi.org/10.18500/0869-6632-2018-26-1-21-32>
20. Нарусе К., Сакай Я., Нагашима Дж., Сузуки М., Мурто Т. Развитие новой биоискусственной печени, наполненной порциными гепатоцитами, иммобилизованными на не тканевом материале. *Int J Artif Organs*. 1996;19(6):347–352. PMID: 8814498

Сведения об авторах

Ганьшин Алексей Сергеевич, аспирант кафедры механики и процессов управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Российская Федерация, 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; ORCID: 0000-0003-3582-4889; e-mail: 1042210064@pfur.ru

Андриков Денис Анатольевич, кандидат технических наук, доцент департамента механики и процессов управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Российская Федерация, 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; eLIBRARY SPIN-код: 8247-7310; ORCID: 0000-0003-0359-0897; e-mail: andrikovdenis@mail.ru

About the authors

Alexey S. Ganshin, Postgraduate student of the Department of Mechanics and Control Processes, Academy of Engineering, RUDN University, 6 Miklukho-Maklaya St, Moscow, 117198, Russian Federation; ORCID: 0000-0003-3582-4889; e-mail: 1042210064@pfur.ru

Denis A. Andrikov, Ph.D. in Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Mechanics and Control Processes, Academy of Engineering, RUDN University, 6 Miklukho-Maklaya St, Moscow, 117198, Russian Federation; eLIBRARY SPIN-code: 8247-7310; ORCID: 0000-0003-0359-0897; e-mail: andrikovdenis@mail.ru