



ГИДРОДИНАМИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ МАШИННОЙ ПЕРФУЗИИ ДОНОРСКИХ ПЕЧЕНИ И ПОЧЕК: РОЛЬ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ

М.С. Новрузбеков¹⁻⁴, Б.И. Яремин¹⁻⁴, К.Ф. Алекберов¹, Б.И. Казымов^{1, 3, 4}, М.А. Батуева², А.Г. Балкаров^{1, 3}

¹Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского, Большая Сухаревская пл., д. 3, г. Москва, 129090, Россия

²Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова, ул. Островитянова, д. 1, г. Москва, 117513, Россия

³Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н.Н. Блохина, Каширское шоссе, д. 23, г. Москва, 115522, Россия

⁴Московский медицинский университет «Реавиз», Краснобогатырская ул., д. 2, стр. 2, Москва, 107564, Россия

Резюме. *Актуальность.* Машинная перфузия донорских органов утверждается в качестве стандарта консервации в трансплантологии, однако параметры перфузии – давление, объёмный поток, сосудистое сопротивление – по-прежнему устанавливаются эмпирически, без учёта гидродинамических особенностей конкретного органа. Вычислительная гемодинамика, в первую очередь одномерное (1D) и трёхмерное (3D) моделирование кровотока, предоставляет инструментарий для физически обоснованного выбора режимов перфузии. *Цель:* описать концептуальную основу и методологию 1D-моделирования внутриорганного кровотока применительно к машинной перфузии донорских печени и почек; представить предварительные результаты апробации 1D-подхода на клиническом материале трансплантаций печени; изложить результаты 3D CFD-моделирования кровотока в системе воротной вены как основы для понимания перфузионной гидродинамики; предложить физически обоснованные режимы перфузии. *Материалы и методы.* Построены 1D-модели сосудистых деревьев печени и почки на основе уравнений Навье-Стокса для трубчатых структур и закона Мюррея. Верификация 1D-модели артериального дерева печени проводилась у 80 пациентов, перенёвших трансплантацию в НИИ СП им. Н.В. Склифосовского. Для изучения гидродинамики системы воротной вены выполнено 3D CFD-моделирование в программном комплексе FlowVision версии 3.13.01 на двух геометрических моделях, построенных по КТ-данным реальных пациентов; выполнялись стационарные и нестационарные расчёты с учётом пульсаций кровотока по доплерографическим кривым. *Результаты.* Погрешность 1D-модели в расчёте давления в зоне артериального анастомоза составила не более 15%. Оптимизация техники реконструкции по CFD изменила тактику у 25% пациентов высокого риска, обеспечив рост WSS на 33,1% и сокращение протромботических зон на 64,3%. 3D CFD воротной вены показало, что качественные различия между ньютоновской (Навье-Стокс) и неньютоновской (Каро) реологическими моделями незначительны, что обосновывает применение менее затратной ньютоновской модели; выявлены три типа зон повышенного риска тромбоза – застой, рециркуляция, резкое изменение направления потока. Применительно к перфузиологии: для печени оптимальный порталный поток – 0,25–0,40 мл/мин/г при давлении 3–6 мм рт.ст.; переход к D-HOPE снижает зональную неравномерность перфузии ациноса с 28–35% до 9–13%; для почки – 18–22 мм рт.ст. при потоке 0,8–1,2 мл/мин/г. *Заключение.* Комбинация 1D-моделирования (быстрый расчёт распределения давления и потока по всему органу) и 3D CFD (пространственный анализ локальных гидродинамических рисков) обеспечивает наиболее полное физическое обоснование параметров машинной перфузии. Переход от эмпирических протоколов к вычислительно обоснованным режимам перфузии реалистичен уже на имеющемся клиническом материале.

Ключевые слова / Keywords [MeSH]: машинная перфузия органов / machine perfusion of donor organs / MeSH: Organ Preservation; вычислительная гемодинамика / computational fluid dynamics / MeSH: Hemodynamics; одномерное моделирование кровотока / 1D blood flow modeling / MeSH: Models, Cardiovascular; трёхмерное CFD-моделирование / three-dimensional CFD modeling / MeSH: Computer Simulation; трансплантация печени / liver transplantation / MeSH: Liver Transplantation; трансплантация почки / kidney transplantation / MeSH: Kidney Transplantation; гипотермическая оксигенированная перфузия / hypothermic oxygenated perfusion / MeSH: Organ Preservation Solutions; ишемически-реперфузионное повреждение / ischemia-reperfusion injury / MeSH: Reperfusion Injury; воротная вена / portal vein / MeSH: Portal Vein; напряжение сдвига стенки / wall shear stress / MeSH: Shear Strength; реология крови / blood rheology / MeSH: Blood Viscosity; сосудистая реконструкция / vascular reconstruction / MeSH: Vascular Surgical Procedures.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование поддержано грантом Московского центра инновационных технологий в здравоохранении №2312-15/22.

Соответствие нормам этики. Авторы подтверждают, что соблюдены права людей, принимавших участие в исследовании, включая получение информированного согласия в тех случаях, когда оно необходимо.

Для цитирования: Новрузбеков М.С., Яремин Б.И., Алекберов К.Ф., Казымов Б.И., Батуева М.А., Балкаров А.Г. Гидродинамические аспекты машинной перфузии донорских печени и почек: роль вычислительной гемодинамики. *Вестник медицинского института «РЕАВИЗ»: Реабилитация, Врач и Здоровье.* 2026;16(1):177-185. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2026.1.TX.2>



HYDRODYNAMIC ASPECTS OF MACHINE PERFUSION OF DONOR LIVER AND KIDNEYS: THE ROLE OF COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS

Murad S. Novruzbekov¹⁻⁴, Boris I. Yaremin¹⁻⁴, Kyamran F. Alekberov¹, Bakhtiyar I. Kazymov^{1,3,4},
Maryat A. Batuyeva², Aslan G. Balkarov^{1,3}

¹Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, Bolshaya Sukharevskaya Square, 3, Moscow, 129090, Russia

²Pirogov Russian National Research Medical University, Ostrovityanova St., 1, Moscow, 117513, Russia

³National Medical Research Center of Oncology named after N.N. Blokhin, Kashirskoe shosse, 23, Moscow, 115522, Russia

⁴Moscow Medical University "Reaviz", Krasnobogatyrskaya str., 2, building 2, Moscow, 107564, Russia

Abstract. Machine perfusion of donor organs is becoming the standard of preservation in transplantology; however, perfusion parameters – pressure, volumetric flow, and vascular resistance – are still set empirically, without accounting for the hydrodynamic characteristics of the individual organ. Computational fluid dynamics, primarily one-dimensional (1D) and three-dimensional (3D) flow modeling, provides the tools for a physically grounded selection of perfusion regimens. *Aim:* to describe the conceptual framework and methodology of 1D modeling of intrahepatic and intrarenal blood flow as applied to machine perfusion of donor liver and kidneys; to present preliminary results of 1D model validation on clinical liver transplantation data; to report the results of 3D CFD modeling of portal vein hemodynamics as a basis for understanding perfusion fluid dynamics; and to propose physically justified perfusion regimens. *Materials and methods.* One-dimensional models of hepatic and renal vascular trees were constructed based on the Navier-Stokes equations for tubular structures and Murray's law. Validation of the 1D hepatic arterial tree model was performed in 80 patients who underwent liver transplantation at the N.V. Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine. To study portal vein hemodynamics, 3D CFD modeling was performed using FlowVision 3.13.01 on two geometric models reconstructed from CT data of real patients; both steady-state and transient simulations were carried out with Doppler-derived pulsatile flow boundary conditions. *Results.* The error of the 1D model in calculating pressure at the arterial anastomosis site did not exceed 15%. CFD-guided optimization of reconstruction technique altered surgical strategy in 25% of high-risk patients, yielding a 33.1% increase in wall shear stress and a 64.3% reduction in prothrombotic zones. 3D CFD of the portal vein demonstrated that qualitative differences between Newtonian (Navier-Stokes) and non-Newtonian (Caro) rheological models are negligible, justifying the use of the computationally less demanding Newtonian model; three types of high-risk thrombosis zones were identified – stasis, recirculation, and abrupt flow redirection. With regard to perfusion: for the liver, the optimal portal flow is 0.25–0.40 ml/min/g at a pressure of 3–6 mmHg; transition to D-HOPE reduces zonal acinar perfusion inhomogeneity from 28–35% to 9–13%; for the kidney – 18–22 mmHg at a flow of 0.8–1.2 ml/min/g. *Conclusion.* The combination of 1D modeling (rapid calculation of pressure and flow distribution across the entire organ) and 3D CFD (spatial analysis of local hemodynamic risks) provides the most complete physical basis for machine perfusion parameter selection. The transition from empirical to computationally justified perfusion protocols is feasible on the basis of currently available clinical material.

Competing interests. The authors declare no competing interests.

Funding. This study was supported by grant No. 2312-15/22 from the Moscow Center for Innovative Technologies in Healthcare.

Compliance with ethical principles. The authors confirm that they respect the rights of the people participated in the study, including obtaining informed consent when it is necessary.

Cite as: Novruzbekov M.S., Yaremin B.I., Alekberov K.F., Kazymov B.I., Batuyeva M.A., Balkarov A.G. Hydrodynamic aspects of machine perfusion of donor liver and kidneys: the role of computational fluid dynamics. *Bulletin of the Medical Institute "REAVIZ": Rehabilitation, Doctor and Health.* 2026;16(1):177–185. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2026.1.TX.2>

ВВЕДЕНИЕ

Прогресс клинической трансплантологии в последнее десятилетие определяется в значительной мере совершенствованием технологий консервации донорского органа. Машинная перфузия – в первую очередь гипотермическая оксигенированная (HOPE) и нормотермическая (NMP) – активно вытесняет статическое холодное хранение из практики ведущих центров мира: рандомизированные исследования демонстрируют снижение частоты первичной дисфункции трансплантата и билиарных осложнений, особенно для органов от доноров с расширенными критериями и доноров после остановки кровообращения [1–4].

Вместе с тем принципиальный вопрос – какими должны быть физические параметры перфузии: давление, объёмный поток, характер его пульсаций – остаётся дискуссионным. Действующие клинические протоколы сформированы преимущественно эмпирически. Понимание того, как заданное давление на входе трансформируется в поток на

уровне синусоидов печени или клубочков почки, в клинической практике отсутствует [5].

Данный пробел может быть восполнен методами вычислительной гемодинамики. Два взаимодополняющих подхода – 1D-моделирование, описывающее орган как систему гидравлических сопротивлений, и 3D CFD, позволяющее визуализировать пространственные поля скоростей и давлений, – применялись нашим коллективом к разным, но взаимосвязанным задачам. В рамках программы по разработке стратегии артериальной реконструкции при трансплантации печени создана и верифицирована на 80 пациентах 1D-модель гепатической артериальной системы. Параллельно выполнено 3D CFD-моделирование кровотока в системе воротной вены, направленное на выявление зон повышенного риска тромбоза и изучение реологических аспектов портальной гидродинамики. Настоящая работа объединяет оба направления в единую аналитическую рамку и формулирует физически обоснованные режимы машинной перфузии донорских органов.

КОНЦЕПТУАЛЬНАЯ ОСНОВА 1D-МОДЕЛИРОВАНИЯ

Уравнения движения и закон Пуазёля-Хагена

Одномерное моделирование основано на интегрировании уравнений Навье-Стокса по поперечному сечению сосуда. Для стационарного ламинарного течения в жёстком цилиндрическом канале система сводится к закону Пуазёля-Хагена: $Q = \pi r^4 \Delta P / (8\mu L)$, где Q - объёмный поток, r - радиус сосуда, ΔP - перепад давления, μ - динамическая вязкость, L - длина сегмента. Гидравлическое сопротивление $R = 8\mu L / (\pi r^4)$ зависит от четвертой степени радиуса: уменьшение просвета вдвое увеличивает сопротивление в 16 раз. В условиях ишемического отёка эндотелия этот закон непосредственно объясняет нарастание суммарного сосудистого сопротивления органа, наблюдаемое в начале НОРЕ.

В 1D-постановке сосудистое дерево органа представляется как ориентированный граф: в узлах задаётся условие сохранения потока, на рёбрах - гидравлическое сопротивление сегмента. Это приводит к системе линейных алгебраических уравнений относительно давлений в узлах. Число Рейнольдса $Re < 100$ для внутريدольковых сосудов печени и внутривисцеральных артериол гарантирует ламинарный режим и применимость закона Пуазёля во всех периферических сегментах [6].

Построение сосудистого дерева и граничные условия

Морфометрические данные для крупных сосудов берутся из анатомических атласов и интраоперационных измерений; для периферических ветвей применяется закон Мюррея ($r_0^3 = r_1^3 + r_2^3$), обеспечивающий рекурсивное построение дерева до уровня капилляров [10]. В условиях аппаратной перфузии граничные условия существенно упрощаются: ауторегуляция сосудистого тонуса при гипотермии подавлена, поэтому терминальное сопротивление является пассивным. На входе задаётся давление аппарата, на выходе - фиксированное давление оттока. Пульсирующий поток при НОРЕ пренебрежимо мал (число Уомерсли для синусоидов печени $Wo < 0,01$).

Температурная зависимость вязкости перфузата

Для растворов UW и Belzer MPS: $\mu(37^\circ\text{C}) \approx 0,9-1,1$ мПа·с; $\mu(10^\circ\text{C}) \approx 1,6-1,8$ мПа·с; $\mu(4^\circ\text{C}) \approx 2,2-2,6$ мПа·с [11]. В режиме НОРЕ (8-12°C) вязкость в 1,8-2,3 раза превышает нормотермическое значение для крови. Из закона Пуазёля следует: при неизменном давлении увеличение вязкости вдвое снижает объёмный поток вдвое. Это делает протоколы перфузии, разработанные при одной температуре, непереносимыми на другую без пересчёта параметров.

ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ: АПРОБАЦИЯ 1D-МОДЕЛИ НА КЛИНИЧЕСКОМ МАТЕРИАЛЕ

1D-модель артериального дерева печени

Типичные геометрические параметры модели (рис. 1, левая панель): чревный ствол - диаметр 7 мм, длина 15 мм; общая печёночная артерия - 5 мм/40 мм; собственная - 4 мм/30 мм; правая и левая долевые ветви - 3 мм/50 мм и 2,5 мм/40 мм. Граничное условие на входе - пульсирующий поток $Q_{\text{mean}} = 300$ мл/мин. Терминальные сопротивления - 2000 и 3000 дин·с/см⁵ для правой и левой долей.

Расчёт показал следующее распределение давления: систолическое/диастолическое - чревный ствол 120/80 мм рт.ст., общая печёночная 118/79, собственная 116/78, долевые ветви 114/77 и 113/76 мм рт.ст. Градиент через нормальный анастомоз - 2-3 мм рт.ст.; при стенозе 50% он возрастает до 18-22 мм рт.ст., что соответствует клиническому порогу гемодинамической значимости.

Верификация и практическое применение

Верификация на 80 пациентах, перенёвших трансплантацию печени в НИИ СП им. Н.В. Склифосовского: погрешность расчёта интраанастомотического давления не превышала 15% во всей когорте. У пациентов с высокой анатомической сложностью (HACS ≥ 4 баллов) предоперационно рассчитывалось напряжение сдвига стенки (WSS) для различных вариантов реконструкции; выбиралась техника с WSS в физиологическом диапазоне (1,5-4,0 Па). У 20 из 80 пациентов (25%) результаты CFD изменили запланированную тактику. В этой подгруппе WSS в зоне анастомоза оказалось выше на 33,1%, площадь зон с протромботически низким WSS ($< 0,4$ Па) сократилась на 64,3% [12]. Частота тромбоза печёночной артерии в группе HACS 7-10 снизилась с 6,2% (ретроспективная когорта) до 1,7% (проспективная серия с CFD).

Адаптация к условиям машинной перфузии

При адаптации 1D-модели к задаче НОРЕ пульсирующее граничное условие на входе заменяется стационарным, вязкость пересчитывается для температуры перфузата, граничное условие на выходе упрощается до постоянного давления оттока (ёмкостные свойства стенки при гипотермии пренебрежимо малы). Расчётное эффективное сопротивление органа при НОРЕ - 0,18-0,25 мм рт.ст./ (мл/мин/г) для почки и 0,15-0,22 для портальной системы печени - в 1,5-2 раза превышает нормотермические значения из-за ишемического вазоспазма.

3D CFD-МОДЕЛИРОВАНИЕ КРОВОТОКА В СИСТЕМЕ ВОРОТНОЙ ВЕНЫ

Обоснование 3D-подхода

Одномерная модель, оптимальная для быстрого расчёта интегральных параметров (суммарное сопротивление, распределение потока по сегментам), не позволяет разрешить локальные пространственные эффекты: зоны рециркуляции в областях бифуркации, вихреобразование при резком изменении направления потока, локальное снижение скорости у выпуклых стенок. Именно эти явления - хорошо описываемые только 3D CFD - наиболее клинически значимы для патогенеза тромбоза воротной вены, поскольку снижение пристеночного напряжения сдвига ниже порогового уровня (<0,4 Па) является одним из ключевых прокоагулянтных триггеров.

Система воротной вены представляет особый интерес с точки зрения перфузиологии: при НОРЕ именно порталный контур является основным входным путём, и его анатомические особенности (разветвления, углы бифуркации, длины сегментов) непосредственно определяют зональное распределение потока в органе. 3D CFD позволяет визуализировать этот процесс с пространственным разрешением, недостижимым в 1D-постановке.

Геометрические модели и постановка задачи

В программном комплексе FlowVision версии 3.13.01 выполнены расчёты для двух геометрических моделей воротной вены, созданных на основе КТ-сканирования реальных пациентов и обработанных в FreeCAD и MeshLab для формирования качественных расчётных сеток. Модель 1 включает сосуд с разветвлениями, воспроизводящими типичную анатомию правой и левой ветвей воротной вены; модель 2 - упрощённую геометрию без разветвлений, позволяющую верифицировать базовые гидродинамические эффекты в изолированном прямолинейном сегменте.

Для каждой модели сравнивались две реологические постановки: ньютоновская жидкость (уравнения Навье-Стокса, вязкость $\mu = \text{const}$) и неньютоновская (модель Каро, учитывающая зависимость вязкости от скорости сдвига - актуальную при малых скоростях, характерных для порталного кровотока). Выполнялись как стационарные расчёты, так и нестационарные - с учётом пульсационных воздействий сердечного цикла.

Граничные условия и учёт пульсаций

Математическая постановка решалась неявной схемой второго порядка точности с временным шагом 0,1 с. На стенках сосудов задавалось условие прилипания (скорость на границе равна нулю). На одном конце вены - условие свободного выхода (давление равно нулю). На входе в стационарном режиме задавалась скорость 0,15 м/с для обеих моделей; в разветвлённой модели это значение

равномерно распределялось по каждому из верхних ответвлений.

Для учёта колебаний кровотока, обусловленных сердечным циклом, в нестационарной постановке использовались экспериментальные кривые пульсаций скорости, полученные методом ультразвуковой доплерографии. Пульсации скорости для модели без разветвлений аппроксимировались ломаной: при $\text{frac}(T) < 0,6 - V = -0,315 + (0,415/0,6) \cdot \text{frac}(T)$; при $\text{frac}(T) \geq 0,6 - V = 0,1 - (0,415/0,4) \cdot (\text{frac}(T) - 0,6)$, где T - время периода, V - скорость. Для модели с разветвлениями идентичные пульсации задавались на обоих входных сечениях.

Результаты и выводы 3D-моделирования

Стационарные расчёты для обеих моделей выявили следующие гидродинамические особенности (рисунок 1, правая панель). В областях разветвлений формируются зоны рециркуляции с локально низкими скоростями и сниженным пристеночным напряжением сдвига. На внутренней стенке бифуркации, в зоне разделения потока, наблюдается резкое повышение скорости с последующим возможным отрывом пограничного слоя. В областях резкого изменения направления потока (дистальные сегменты ветвей) формируются протяжённые зоны застоя.

Нестационарные расчёты с учётом пульсаций добавляют количественное измерение: в фазе максимальной скорости зоны ускорения в сужениях и вихревые структуры в разветвлениях проявляются наиболее отчётливо; эти зоны, сменяясь фазой минимальной скорости, создают перемежающийся режим низкого WSS - один из наиболее значимых факторов риска тромбоза. Распределение скоростей изменяется как количественно (максимальные значения), так и качественно (структура потока) в течение сердечного цикла.

Принципиальный вывод: качественные различия между результатами ньютоновской (Навье-Стокс) и неньютоновской (Каро) моделей в условиях данного диапазона скоростей несущественны. Качественные различия проявляются лишь в точных значениях максимальных скоростей и локализации зон рециркуляции, но не меняют картины зон риска. Это обосновывает применение менее вычислительно затратной ньютоновской модели для последующих расчётов - принципиально важный практический вывод при перспективе интеграции CFD в клинический рабочий процесс.

Диагностическая валидность гидродинамического подхода к оценке риска тромбоза воротной вены подтверждена на клинической когорте: чувствительность метода составила 88,8%, специфичность - 70,6%, что сопоставимо с лучшими инструментальными маркерами тромбоза при несравни-

мо более высоком физическом объяснительном потенциале.

Связь 3D CFD с задачей перфузии

Выявленные зоны гидродинамического риска воротной вены имеют прямое клиническое значение для машинной перфузии: при канюляции воротной вены и начале HOPE ток перфузата воспроизводит те же геометрически детерминированные гидродинамические структуры, что и нативный кровоток. Зоны застоя у стенок, сформированные

анатомией разветвлений, при перфузии холодным вязким раствором потенциально усиливаются, поскольку вязкость перфузата в 1,8-2,3 раза выше и скоростной профиль потока более «тупой» (менее параболический). Это создаёт риск неравномерного вымывания сукцината из периферических зон – эффект, принципиально не поддающийся описанию в 1D-постановке, но ясно вытекающий из 3D CFD-данных.

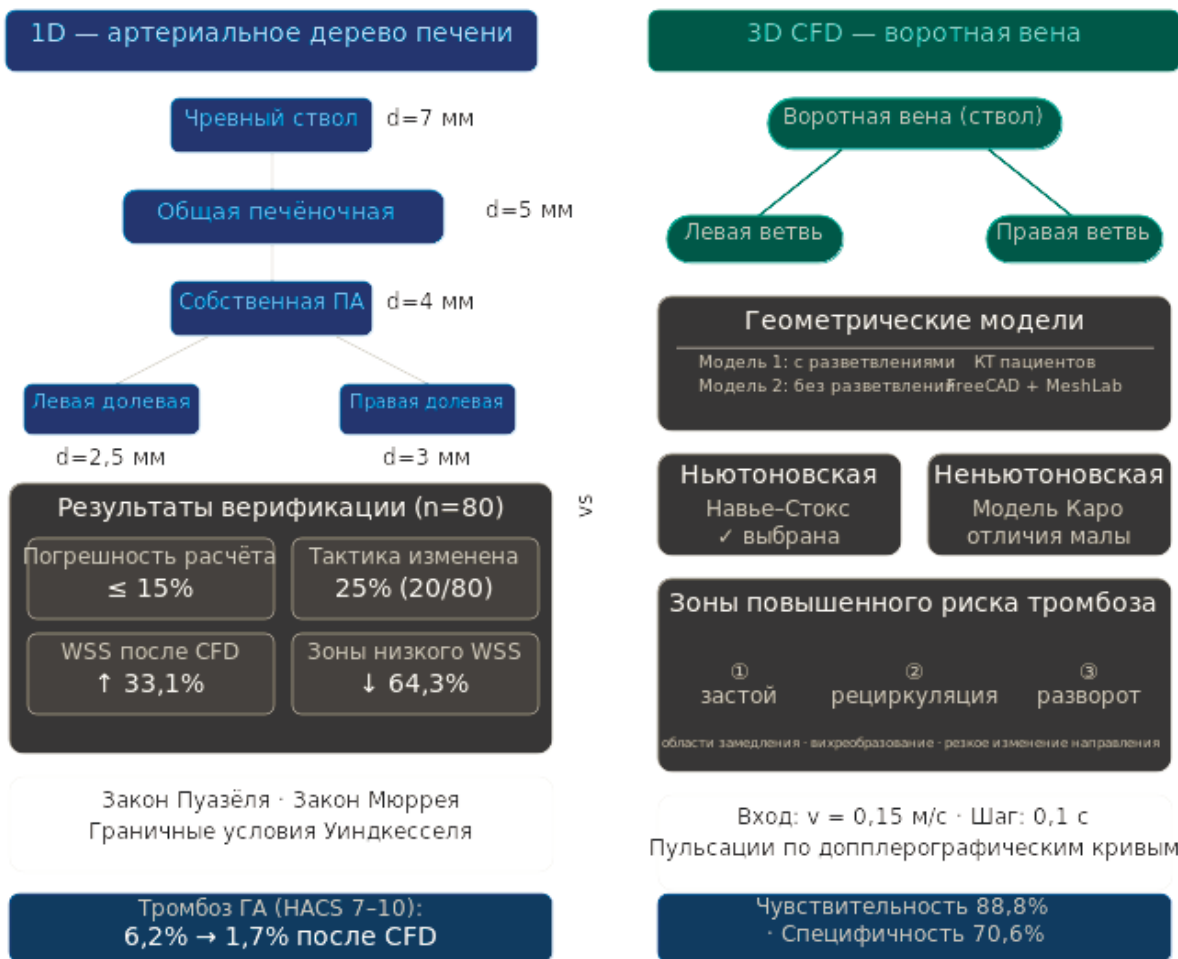


Рисунок 1. Сравнение 1D- и 3D-подходов к вычислительной гемодинамике в трансплантологии
 Figure 1. Comparison of 1D and 3D approaches to computational hemodynamics in transplantology

ГИДРОДИНАМИКА МАШИНОЙ ПЕРФУЗИИ ПЕЧЕНИ

Зональная неравномерность при монопортальной HOPE

Воротная вена обеспечивает около 75-80% объёмного кровотока при нормотермии [8]. При стандартной HOPE основной перепад давления – около 70% входного – приходится на синусоидальную сеть. Зоны 1 (перипортальные), 2 и 3 (периферические) ацинуса расположены последовательно вдоль синусоиды, поэтому поток убывает по мере нарастания сопротивления пройденного пути. По 1D-расчёту, при входном давлении 5 мм рт.ст. периферические сегменты (зона 3) получают на 28-35% меньший поток, чем перипортальные (зона 1). Это объясняет преимущественное повреждение зоны 3 при статическом холодном хранении (рис. 2, левая панель).

соиды, поэтому поток убывает по мере нарастания сопротивления пройденного пути. По 1D-расчёту, при входном давлении 5 мм рт.ст. периферические сегменты (зона 3) получают на 28-35% меньший поток, чем перипортальные (зона 1). Это объясняет преимущественное повреждение зоны 3 при статическом холодном хранении (рис. 2, левая панель).

Переход к D-HOPE математически эквивалентен добавлению параллельного пути: дополнительный артериальный контур обеспечивает приток через

перибилиарное артериальное сплетение к зоне 3. По 1D-расчёту, при суперпозиции артериального потока (~40 мл/мин, 70 мм рт.ст.) и портального (~380 мл/мин) неравномерность снижается с 28-35% до 9-13% (рисунок 2, правая панель). Клинически это согласуется со снижением частоты неанастомотических билиарных стриктур: холангициты перибилиарного сплетения, снабжаемые исключительно артериальным контуром, при монопортальной перфузии наиболее уязвимы [13, 14].

Расчёт оптимального портального потока

Нижняя граница потока определяется требованием полного вымывания сукцината [16]. При пото-

ке 0,30 мл/мин/г полный обмен синусоидального объёма (~0,2 мл/г) занимает 40 мин; с учётом диффузии из внутриклеточного пула (30-45 мин) суммарная продолжительность очистки - 70-85 мин, что обосновывает минимальную длительность HOPE в 90-120 мин. Верхняя граница определяется риском гидравлической травмы эндотелия: $\tau_w = 4\mu Q / (\pi r^3)$ при $r = 4$ мкм, $\mu = 1,7$ мПа·с и потоке 0,60 мл/мин/г составляет 3,1 Па, приближаясь к порогу механической активации. Оптимальный диапазон - 0,25-0,40 мл/мин/г при давлении 3-6 мм рт.ст.

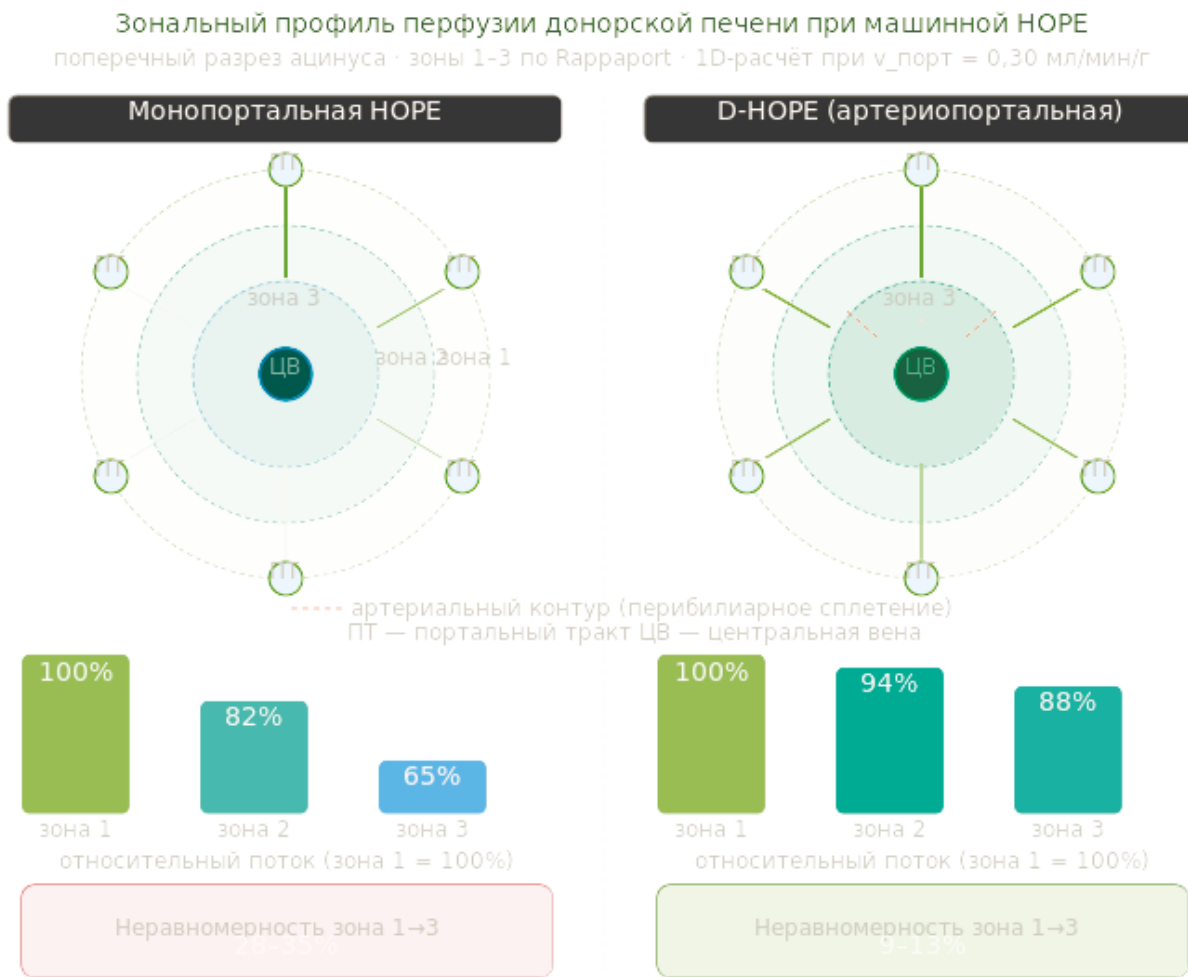


Рисунок 2. Зональный профиль перфузии донорской печени при машинной HOPE. Схема поперечного разреза ацинуса (зоны 1-3 по Rappaport): ПТ - портальный тракт, ЦВ - центральная вена. Стрелки от портальных трактов к центральной вене отражают направление синусоидального потока; их толщина пропорциональна относительному объёмному потоку. Левая панель: монопортальная HOPE - нарастающее снижение потока от зоны 1 (100%) к зоне 3 (~65%), неравномерность 28-35%. Правая панель: D-HOPE - артериальный контур (пунктирные стрелки) обеспечивает дополнительный приток к зоне 3 через перибилиарное сплетение, неравномерность 9-13%. Данные 1D-расчёта при портальном потоке 0,30 мл/мин/г, $\mu = 1,7$ мПа·с, $t = 10^\circ\text{C}$

Figure 2. Zonal perfusion profile of the donor liver during machine HOPE. Schematic cross-section of the acinus (Rappaport zones 1-3): PT - portal tract, CV - central vein. Arrows from portal tracts toward the central vein indicate the direction of sinusoidal flow; arrow width is proportional to relative volumetric flow. Left panel: mono-portal HOPE - progressive flow reduction from zone 1 (100%) to zone 3 (~65%), heterogeneity 28-35%. Right panel: D-HOPE - the arterial circuit (dashed arrows) provides additional inflow to zone 3 via the peribiliary plexus, heterogeneity 9-13%. Data from 1D calculation at portal flow 0.30 ml/min/g, $\mu = 1.7$ mPa·s, $t = 10^\circ\text{C}$

ГИДРОДИНАМИКА МАШИННОЙ ПЕРФУЗИИ ПОЧКИ

Двухступенчатая структура сопротивления

Почечная архитектура принципиально отличается наличием двух последовательных капиллярных сетей – клубочковой и перитубулярной, – разделённых эфферентной артериолой. В норме ауторегуляция поддерживает клубочковое давление в диапазоне 55–65 мм рт.ст. При аппаратной перфузии этот механизм отсутствует: клубочковое давление пассивно следует за входным. По 1D-расчёту (входное давление 20 мм рт.ст., $\mu = 1,7$ мПа·с), около 60% суммарного сопротивления сосредоточено на афферентных артериолах (падение давления 8–12 мм рт.ст.), клубочковое давление составляет 13–17 мм рт.ст.

Кортикомедулярное распределение и диагностика по R(t)

При входном давлении 20 мм рт.ст. 1D-модель воспроизводит физиологическое соотношение: 82–87% потока на кортикальные нефроны. При снижении до 12 мм рт.ст. кортикальная доля падает до 74–78% – создаётся гипоперфузия проксимальных канальцев коры, повреждение которых проявляется острым канальцевым некрозом. Это обосновывает нижний предел входного давления при HOPE почки.

Динамика периферического сосудистого сопротивления R(t) несёт диагностическую информацию. 1D-модель воспроизводит типичную кривую R(t) через параметрическое описание радиуса афферентной артериолы: $r(t) = r_{\min} + (r_{\max} - r_{\min}) \cdot (1 - e^{-t/\tau})$, $\tau = 20\text{--}40$ мин [17]. Монотонное снижение R_{perf} на 30–50% в первые 2 часа HOPE является благоприятным прогностическим признаком; сохраняющееся высокое сопротивление инициирует пересмотр параметров перфузии.

Обоснование режимов перфузии почки

Входное давление 18–22 мм рт.ст. обеспечивает клубочковое давление 13–17 мм рт.ст. и физиологическое кортикомедулярное соотношение. Ниже 15 мм рт.ст. непропорционально снижается кортикальный поток (закон Пуазёля); выше 25 мм рт.ст. – возрастает WSS в крупных сосудах без адекватного прироста клубочкового давления (из-за вазоспазма артериол). Целевой поток – 0,8–1,2 мл/мин/г. Начальные значения потока в первые 30–60 мин (0,5–0,7 мл/мин/г) не требуют повышения давления – это физиологически нормальный переходный период вазоспазма.

ОБОСНОВАНИЕ РЕЖИМОВ ПЕРФУЗИИ: СВОДНЫЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Параметры перфузии температурно-зависимы. Смена режима с 4°C на 10°C снижает вязкость Belzer MPS на 29% (с 2,4 до 1,7 мПа·с) и при неиз-

менном давлении увеличивает поток пропорционально. Без мониторинга реального потока это может вывести орган за безопасные пределы. Двойной контроль – давление и поток – является обязательным стандартом клинической практики HOPE [5].

Периферическое сосудистое сопротивление – единственный надёжный интегральный гидродинамический параметр, измеримый непосредственно на аппарате. В нашем пилотном исследовании D-HOPE при стеатозных печенях порталное сопротивление снизилось на 39% за 4 часа – что совпадает с теоретически предсказанной динамикой вымывания сукцината и восстановления эндотелиальной функции.

Зональная неравномерность перфузии печени при монопортальном входе является структурным свойством архитектуры органа и устраняется только переходом к D-HOPE. 3D CFD воротной вены дополняет эту картину, показывая, что геометрия разветвлений создаёт зоны застоя, рециркуляции и резкого изменения направления потока, усиливающиеся в условиях перфузии высоковязким гипотермическим раствором. Для органов с высоким риском зональной гипоперфузии D-HOPE является гемодинамически обоснованным.

Расчётная продолжительность HOPE печени (90–120 мин) получает физическое обоснование через оценку характерного времени вымывания сукцината при оптимальном порталном потоке – это следствие конкретных параметров сосудистого дерева, а не произвольный клинический стандарт.

ОГРАНИЧЕНИЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Одномерное моделирование не описывает пространственное распределение напряжений внутри отдельного сегмента – для расчёта WSS в зоне анастомоза или на уровне бифуркации необходима 3D CFD-симуляция. Применительно к перфузиологии 3D-подход наиболее актуален для анализа гидродинамики в зоне канюляции и в областях разветвлений, выявленных нами как зоны риска тромбоза воротной вены.

Морфометрические параметры сосудистого дерева существенно варьируют между донорами; идеальная модель строится на основе предтрансплантационной МСКТ-ангиографии конкретного органа. Прообразом такого персонализированного подхода является уже реализованная схема CFD-расчёта для пациентов с HACS \geq 4.

Перспективным направлением является создание цифрового двойника донорского органа – персонализированной 1D/3D-модели, калибруемой в реальном времени по данным перфузионного аппарата в первые 15–20 мин HOPE. Такой подход, успешно апробированный при нормотермической

перфузии сердца и лёгких [18], позволил бы перейти к адаптивному управлению параметрами.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Комбинация 1D-моделирования (быстрый расчёт интегральных параметров при погрешности $\leq 15\%$, апробирован на 80 трансплантациях печени) и 3D CFD (пространственный анализ зон гидродинамического риска в системе воротной вены) обеспечивает наиболее полное физическое обоснование параметров машинной перфузии донорских органов. Для печени в режиме HOPE оптимальный портальный поток – 0,25–0,40 мл/мин/г при давлении 3–6 мм рт.ст.; зональная неравномерность перфузии ацинуса, устраняемая только

двойной перфузией (с 28–35% до 9–13%), является гемодинамически обоснованным показателем к D-HOPE для органов группы риска. 3D CFD воротной вены выявляет три типа зон тромботического риска – застой, рециркуляцию и зоны резкого изменения направления потока, – усиливающихся в условиях гипотермической перфузии высоковязким раствором. Для почки оптимальное входное давление – 18–22 мм рт.ст. при целевом потоке 0,8–1,2 мл/мин/г; динамика периферического сопротивления является надёжным маркером органной реабилитации. Переход от эмпирических к вычислительно обоснованным протоколам реалистичен на базе накопленного клинического и расчётного материала.

Литература [References]

- van Rijn R., Schurink I.J., de Vries Y., et al. Hypothermic machine perfusion in liver transplantation – a randomized trial. *N Engl J Med.* 2021;384(15):1391–1401. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa2031532>
- Czigany Z., Pratschke J., Froněk J., et al. Hypothermic oxygenated machine perfusion reduces early allograft injury and improves posttransplant outcomes in extended criteria donation liver transplantation from donation after brain death. *Ann Surg.* 2021;274(5):705–712. <https://doi.org/10.1097/SLA.0000000000005110>
- Nasralla D., Coussios C.C., Mergental H., et al. A randomized trial of normothermic preservation in liver transplantation. *Nature.* 2018;557(7703):50–56. <https://doi.org/10.1038/s41586-018-0047-9>
- Moers C., Smits J.M., Maathuis M.H., et al. Machine perfusion or cold storage in deceased-donor kidney transplantation. *N Engl J Med.* 2009;360(1):7–19. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa0802289>
- Verstraeten L., Jochmans I. Sense and sensibilities of organ perfusion as a kidney and liver viability assessment platform. *Transpl Int.* 2022;35:10312. <https://doi.org/10.3389/ti.2022.10312>
- Mynard J.P., Smolich J.J. One-dimensional haemodynamic modeling and wave dynamics in the entire adult circulation. *Ann Biomed Eng.* 2015;43(6):1443–1460. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1313-8>
- Morris P.D., Narracott A., von Tengg-Kobligh H., et al. Computational fluid dynamics modelling in cardiovascular medicine. *Heart.* 2016;102(1):18–28. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2015-308044>
- Tithof J., Mestre H., Kelley D.H. Lumped parameter liver simulation to predict acute haemodynamic alterations following partial resections. *J R Soc Interface.* 2023;20(207):20230444. <https://doi.org/10.1098/rsif.2023.0444>
- Fenton C.G., Pedersen G.B., Li J., et al. A simplified computational liver perfusion model, with applications to organ preservation. *Sci Rep.* 2025;15:2847. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-85170-4>
- Murray C.D. The physiological principle of minimum work: I. The vascular system and the cost of blood volume. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1926;12(3):207–214. <https://doi.org/10.1073/pnas.12.3.207>
- Belzer F.O., Southard J.H. Principles of solid-organ preservation by cold storage. *Transplantation.* 1988;45(4):673–676. <https://doi.org/10.1097/00007890-198804000-00001>
- Catalano C., Crasci F., Puleo S., et al. Computational fluid dynamics in cardiac surgery and perfusion: a review. *Perfusion.* 2025;40(2):362–370. <https://doi.org/10.1177/02676591241239277>
- Schlegel A., Muller X., Kalisvaart M., et al. Outcomes of DCD liver transplantation using organs treated by hypothermic oxygenated perfusion before implantation. *J Hepatol.* 2019;70(1):50–57. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2018.10.005>
- van Rijn R., Karimian N., Matton A.P., et al. Dual hypothermic oxygenated machine perfusion in liver transplants donated after circulatory death. *Br J Surg.* 2017;104(7):907–917. <https://doi.org/10.1002/bjs.10515>
- Dutkowski P., Schlegel A., de Oliveira M., et al. HOPE for human liver grafts obtained from donors after cardiac death. *J Hepatol.* 2014;60(4):765–772. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2013.11.023>
- Chouchani E.T., Pell V.R., Gaude E., et al. Ischaemic accumulation of succinate controls reperfusion injury through mitochondrial ROS. *Nature.* 2014;515(7527):431–435. <https://doi.org/10.1038/nature13909>
- Kaminski J., Delpesch P.O., Kaaki-Hosni S., et al. Oxygen consumption by warm ischemia-injured porcine kidneys in hypothermic static and machine preservation. *J Surg Res.* 2019;242:78–86. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2019.04.048>
- Niroomand A., Nita G.E., Lindstedt S. Machine perfusion and bioengineering strategies in transplantation – beyond the emerging concepts. *Transpl Int.* 2024;37:13215. <https://doi.org/10.3389/ti.2024.13215>

Авторская справка**Новрузбеков Мурад Сафтарович**

Д-р мед. наук, профессор, врач-хирург, руководитель научного отделения, НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского, НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина; заведующий кафедрой трансплантологии и искусственных органов им. В.П. Демикова, Пироговский Университет; профессор кафедры хирургических болезней, Московский медицинский университет «Реавиз».

ORCID 0000-0002-6362-7914

Вклад автора: концепция и дизайн исследования; руководство клинической частью; формирование и курация базы данных трансплантации; верификация результатов; окончательное утверждение рукописи.

Яремин Борис Иванович

Канд. мед. наук, врач-хирург, научный сотрудник, НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского, НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина, доцент кафедры трансплантологии и искусственных органов им. В.П. Демикова Пироговского Университета, заведующий кафедрой хирургических болезней Московского медицинского университета «Реавиз».

ORCID 0000-0001-5889-8675

Вклад автора: концепция и дизайн исследования; разработка методологии 1D- и 3D-моделирования; построение вычислительных моделей сосудистых деревьев печени и почки; CFD-анализ портальной гемодинамики; написание рукописи.

Алекберов Кямран Файгович

Врач-хирург, научный сотрудник центра трансплантации печени, Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского.

ORCID 0000-0002-2264-7038

Вклад автора: построение геометрических моделей по КТ-данным; проведение стационарных и нестационарных CFD-расчётов; анализ реологических моделей; подготовка иллюстративного материала.

Казымов Бахтияр Исмет Оглы

Врач-хирург, научный сотрудник, НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского; НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина; ассистент кафедры хирургических болезней, Московский медицинский университет «Реавиз».

ORCID 0000-0001-5723-4818

Вклад автора: сбор и обработка клинических данных; участие в верификации результатов моделирования на клиническом материале; подготовка рукописи.

Батуева Марят Артуровна

Студентка 6 курса института клинической медицины, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова.

ORCID 0009-0004-7523-0756

Вклад автора: обзор литературы; участие в подготовке рукописи.

Балкаров Аслан Галиевич

Канд. мед. наук, руководитель научного отделения, НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского; доцент кафедры трансплантологии и искусственных органов им. В.П. Демикова, Пироговский Университет.

ORCID 0000-0002-1396-7048

Вклад автора: формирование клинической выборки; верификация параметров модели по интраоперационным и послеоперационным данным; критическое редактирование рукописи.

Author's reference**Murad S. Novruzbekov**

Dr. Sci. (Med.), Professor, Surgeon, Head of the Research Department, N.V. Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine, N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology; Head of the Department of Transplantology and Artificial Organs named after V.P. Demikhov, Pirogov University; Professor, Department of Surgical Diseases, Moscow Medical University "Reaviz".

ORCID 0000-0002-6362-7914

Author's contribution: concept and study design; supervision of the clinical component; formation and curation of the transplantation database; validation of results; final approval of the manuscript.

Boris I. Yaremin

Cand. Sci. (Med.), surgeon, researcher, N.V. Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine, National Medical Research Center of Oncology named after N.N. Blokhin, Associate Professor, V.P. Demikhov Department of Transplantology and Artificial Organs, Pirogov University, Head of the Department of Surgical Diseases, Moscow Medical University "Reaviz".

ORCID 0000-0001-5889-8675

Author's contribution: concept and study design; development of 1D and 3D modeling methodology; construction of computational vascular tree models of the liver and kidney; CFD analysis of portal hemodynamics; manuscript writing.

Kyamran F. Alekberov

Surgeon, researcher at the Liver Transplantation Center, N.V. Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine.

ORCID 0000-0002-2264-7038

Author's contribution: construction of geometric models from CT data; steady-state and transient CFD simulations; analysis of rheological models; preparation of figures.

Bakhtiyar I. Kazymov

Surgeon, Researcher, N.V. Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine; National Medical Research Center of Oncology named after N.N. Blokhin; Assistant Professor, Department of Surgical Diseases, Moscow Medical University "Reaviz".

ORCID 0000-0001-5723-4818

Author's contribution: collection and processing of clinical data; participation in validation of modeling results against clinical material; manuscript preparation.

Maryat A. Batueva

Sixth-year student, Institute of Clinical Medicine, N.I. Pirogov Russian National Research Medical University.

ORCID 0009-0004-7523-0756

Author's contribution: literature review; participation in manuscript preparation.

Aslan G. Balkarov

Cand. Sci. (Med.), Head of the Research Department, N.V. Sklifosovsky Research Institute of Emergency Medicine; Associate Professor, V.P. Demikhov Department of Transplantology and Artificial Organs, Pirogov University.

ORCID 0000-0002-1396-7048

Author's contribution: formation of the clinical cohort; validation of model parameters against intraoperative and postoperative data; critical revision of the manuscript.