



Обзорная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.4.06

УДК 531/534: [57+61]

ТЕЧЕНИЕ КАЛОВЫХ МАСС В ТОЛСТОМ КИШЕЧНИКЕ: БИОМЕХАНИКА, РЕОЛОГИЯ, МОДЕЛИРОВАНИЕ

М.И. Шмурак

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 12 сентября 2022

Одобрена: 25 декабря 2022

Принята к публикации: 26 декабря 2022

Ключевые слова:

толстая кишка, моделирование, реологические свойства, гиперупругость, анизотропия, перистальтические волны.

АННОТАЦИЯ

Моделирование – это возможность реализовать функционал живого органа и проанализировать влияние различных факторов на него. В частности, моделирование движения каловых масс по кишечнику позволяет нам исследовать взаимосвязь между моторикой и обработкой кишечного содержимого, временем его прохождения и перистальтическими волнами. Кишечник представляет собой систему сложной геометрической формы, с волновыми движениями разных конфигураций и многоуровневой обработкой внутреннего содержимого. В то же время медицинское исследование индивидуальных особенностей его строения и функции занимает довольно много времени. Построение персонализированной модели, учитывающей все эти факторы, является нетривиальной задачей. Однако такая модель (если ее удастся разработать) сведет к минимуму использование инвазивных оценок состояния пациента. Моделирование также может быть использовано в качестве основы для планирования терапевтических мероприятий для конкретного пациента. Представлен обзор современных математических моделей, разработанных за последние пару десятилетий для моделирования движения каловых масс по толстой кишке.

© ПНИПУ

Введение

Более 40 % населения земного шара страдают функциональными желудочно-кишечными расстройствами [78]. Согласно данным [2], 2017 г. во всем мире было зарегистрировано 6,8 млн случаев воспалительных заболеваний кишечника (рис. 1). В то же время функциональные нарушения кишечника являются причиной постоянного дискомфорта и боли, которые приводят к снижению качества жизни человека.

Согласно исследованию [6], существует определенная связь между синдромом раздраженного кишечника,

курением и употреблением алкоголя. При оценке смертности от дивертикулярной болезни [26] было установлено, что более 40 % приходится на развитые страны. При исследовании хронического колостазы у детей [55] были установлены структурные изменения стенки толстой кишки, ее тонуса и характера перистальтики. Ученые выявили характерные признаки дегенеративных расстройств, таких как: неравномерное утолщение стенки толстой кишки (более чем на 5 мм), потеря ее слоистой структуры и неравномерная хаустрация, уплощение дна хаустры. Другим распространенным кишечным заболеванием является опухоль. По

© Шмурак Марина Ивановна – к.ф.-м.н., доцент, e-mail: mishmurak@gmail.com ID: 0000-0001-8060-7643



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

разным данным, доброкачественные опухоли кишечника выявляются у 16 – 40 % населения. Во многих случаях доброкачественный процесс со временем превращается в злокачественный. Во всем мире колоректальный рак является третьей, наиболее часто диагностируемой, злокачественной опухолью и второй по значимости причиной смерти от рака [31]. Таким образом, можно утверждать, что заболевания толстой кишки являются важным объектом внимания исследователей. Медицинское сообщество сигнализирует о росте распространенности кишечных заболеваний, в то время как полное излечение от воспалительных процессов кишечника маловероятно и приводит к хроническому течению или к обострению. Наблюдение и лечение кишечных заболеваний является острой проблемой как для пациентов (боль и дискомфорт), так и для врачей (длительное лечение и диагностика осложнений). Поэтому изучение кишечника в норме и патологических состояниях, выявление причинно-следственных связей нарушений его здорового функционирования становится все более актуальным. В современном мире изучение физиологических процессов живых организмов в нормальных и патологических состояниях все чаще описывается с использованием экспериментальных или математических моделей. Такой подход позволяет нам в некоторой степени объективизировать эти процессы и использовать их в прогностических целях. Целью этого исследования является анализ основных исследований толстой кишки, чтобы описать ее механическое функционирование и выделить основные факторы, влияющие на ее двигательную функцию и возникновение воспалительных процессов. Результаты анализа будут полезны для биомеханического моделирования толстой кишки и дальнейшего использования при оценке параметров кишечника.

Моделирование нижних отделов пищеварительного тракта

Моделирование процессов в пищеварительном тракте осуществлялось на разных уровнях, в том числе и в толстом кишечнике [34–39; 71; 77]. Создание модели для представления процесса пищеварения в толстой кишке является одной из важных проблем биомеханики пищеварительного тракта. Заключительной стадией пищеварения является перемещение фекалий по толстой кишке и их выведение через прямую кишку. Моделирование процесса пищеварения в толстой кишке позволит понять и описать здоровую физиологию этого процесса. Кроме того, модель может быть использована для описания патологических процессов (запор, диарея, опухоль), что может быть полезно для их диагностики и лечения. Моделирование всасывания веществ в кишечнике также может быть применено к фармацевтическим препаратам при медикаментозном лечении.

Основными функциями толстой кишки являются: всасывание воды, минералов, двигательная функция (образование и выведение кала за счет перистальтики) и остаточное расщепление веществ за счет микрофлоры и кишечного сока тонкой кишки. Пищеварительный тракт – это сложная биомеханическая система. Смоделировать процессы, происходящие в нем, – непростая задача. Существует ряд исследований в этом направлении на разных уровнях. Обзор описания биомеханического, функционального и сенсорного моделирования желудочно-кишечного тракта представлен в статье [43]. Много исследований посвящено движению химуса по тонкому кишечнику, есть исследования, посвященные перевариванию в двенадцатиперстной кишке. В статье [12] был представлен обзор моделирования тонкой кишки *in silico* с учетом моторики, иннервации и пато-

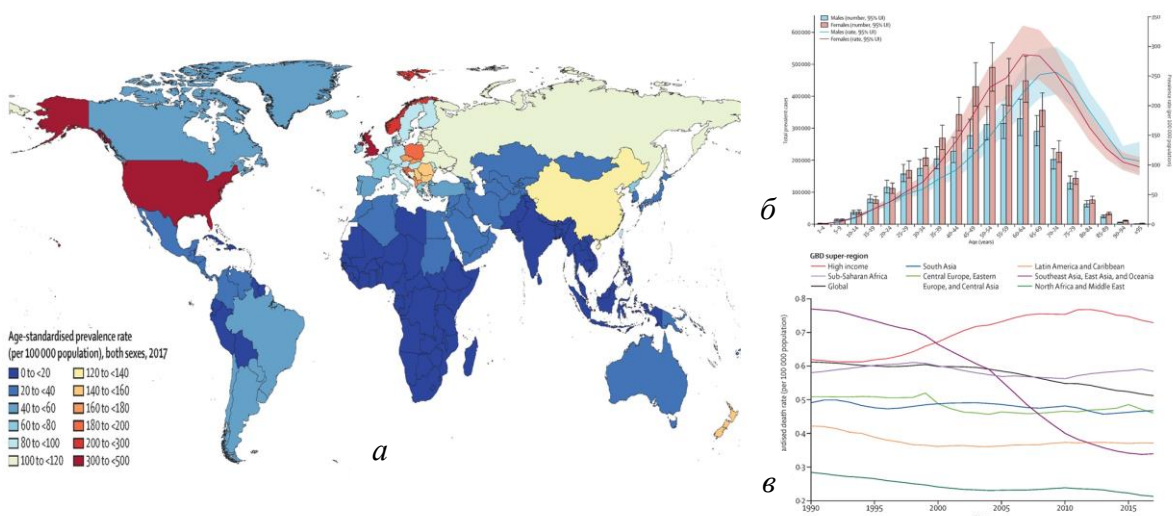


Рис. 1. Глобальный, региональный и национальный показатель распространенности воспалительных заболеваний кишечника (ВЗК) в 195 странах и территориях, 1990 – 2017 г.: а – стандартизированный по возрасту показатель распространенности (на 100 000 населения) ВЗК у обоих полов для 195 стран и территорий, 2017 г.; б – распространенность в зависимости от возраста с учетом половой принадлежности в 2017 г. от общего числа распространенных случаев и показатель распространенности ВЗК в зависимости от возраста на глобальном уровне; в – тенденции с 1990 по 2017 г в стандартизированном по возрасту уровне смертности от ВЗК в семи регионах [2]

логических состояний. В обзоре [9] представлены параметры физиологически значимых моделей кишечника *in vitro* с акцентом на важность механоструктурных сигналов, таких как: топография, подвижность и поток, присутствующие в кишечном эпителии, которыми часто пренебрегают в классических системах культивирования клеток.

Моделирование тонкого кишечника

В работе [22] было представлено CFD-моделирование двенадцатиперстной кишки человека. Авторы рассматривали перистальтические движения стенки двенадцатиперстной кишки вместе с потоком химуса. Движение химуса описывалось уравнениями Навье – Стокса, а сокращения двенадцатиперстной кишки аппроксимировались сглаженной ступенчатой функцией Хевисайда. С помощью уравнения конвекции – диффузии описывается гидролиз крахмала с образованием глюкозы для имитации потока глюкозы через стенку двенадцатиперстной кишки. Лентл и др. [41] провели обзор перемешивания и потока химуса в тонком кишечнике. В работе говорится о том, что твердые субстраты и растворимые питательные вещества распределены по всей длине просвета кишечника, чтобы обеспечить оптимальное перемешивание и ферментативное переваривание. По мнению авторов, перемешивание в просвете происходит из-за локализованного складывания относительно неэластичной слизистой оболочки и перемешивания содержимого в результате повторяющихся радиальных и продольных мышечных сокращений, и усиливается нестабильным пространственным расположением сокращений. Математическая модель перистальтики в тонком кишечнике рассмотрена в статье [42]. Исследователи изучали течение ньютоновской жидкости с малым числом Рейнольдса в круглой цилиндрической трубе с серией перемещающихся сужений. Общее решение было получено линейной комбинацией двух фундаментальных решений: (1) перистальтический перенос с перемещением жидкости (при котором движение жидкости создается перисталь-

тическими волнами без градиента давления); (2) перистальтическое сжатие без переноса жидкости.

Моксоном и соавторами была разработана модель *in silico* в тонком кишечнике [52] для исследования переваривания и всасывания крахмала и глюкозы в тонком кишечнике. Авторы попытались определить влияние двух факторов: времени опорожнения желудка и вязкости слизи слизистой оболочки кишечника на скорость всасывания глюкозы. В статье использованы кинетические уравнения изменения концентрации веществ и массопереноса. При низкой вязкости слизи (менее 0,1 Па·с) скорость всасывания регулируется временем опорожнения желудка. При вязкости выше 0,1 Па·с 10-кратное увеличение вязкости может привести к 4-кратному снижению абсорбции глюкозы. Позже те же авторы [51] представили математическую модель механизма обратной связи между всасыванием питательных веществ и контролем опорожнения желудка.

В статье [63] рассмотрена математическая модель перистальтического течения химуса в тонкой кишке вместе с помещенным эндоскопом. Химус аппроксимируется как жидкость Уильямсона. Поток рассматривается в кольцевой области, образованной между двумя концентрическими трубками, причем внешняя трубка представляет собой тонкую кишку, а внутренняя трубка представляет собой эндоскоп. Поток моделировался двумя синусоидальными перистальтическими волнами разной длины, проходящими вдоль стенки кишечника с одинаковой скоростью. Авторами получены выражения для осевой скорости, силы трения, давления и расхода.

В статье [63] была создана модель для отдельной клетки гладкой мускулатуры тощей кишки человека на основе мембранного потенциала. Авторы получили описание клеточного поведения, которое способно воспроизводить экспериментально зарегистрированную медленноволновую активность. Экспериментальное исследование [64] с использованием МРТ метки было проведено для визуализации и оценки движения содержимого восходящей ободочной кишки. Авторы показали различия такого движения у здоровых испытуемых и испытуемых с запорами. В статье [73] представлена численная модель перистальтики двенадцатиперстной кишки с использованием суспензии твердых частиц в вязкой ньютоновской жидкости. Стенка кишечника моделировалась вязкоупругой мембраной, а движение стенки было в виде перистальтической волны. В исследовании моделировалось пропульсивное движение. Авторы пришли к выводу о ламинарном характере потока и неоднородном распределении твердых частиц по длине двенадцатиперстной кишки.

Исследователями Таракан и др. [83] была разработана экспериментальная установка, моделирующая движение сегментации в тонкой кишке. Целью исследования было изучение явлений массопереноса, происходящих в просвете, и их потенциального влияния на концентрацию веществ, доступных для всасывания. При моделировании сегментационного движения коэф-

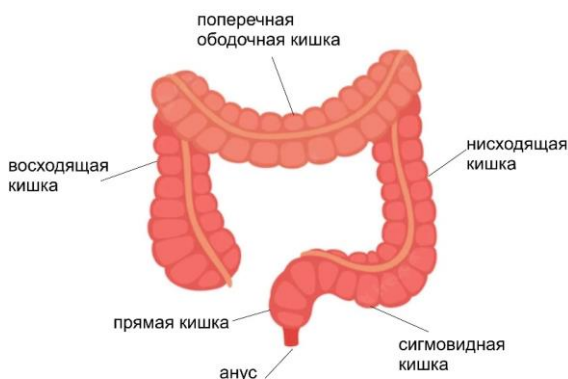


Рис. 2. Анатомия толстого кишечника [93]

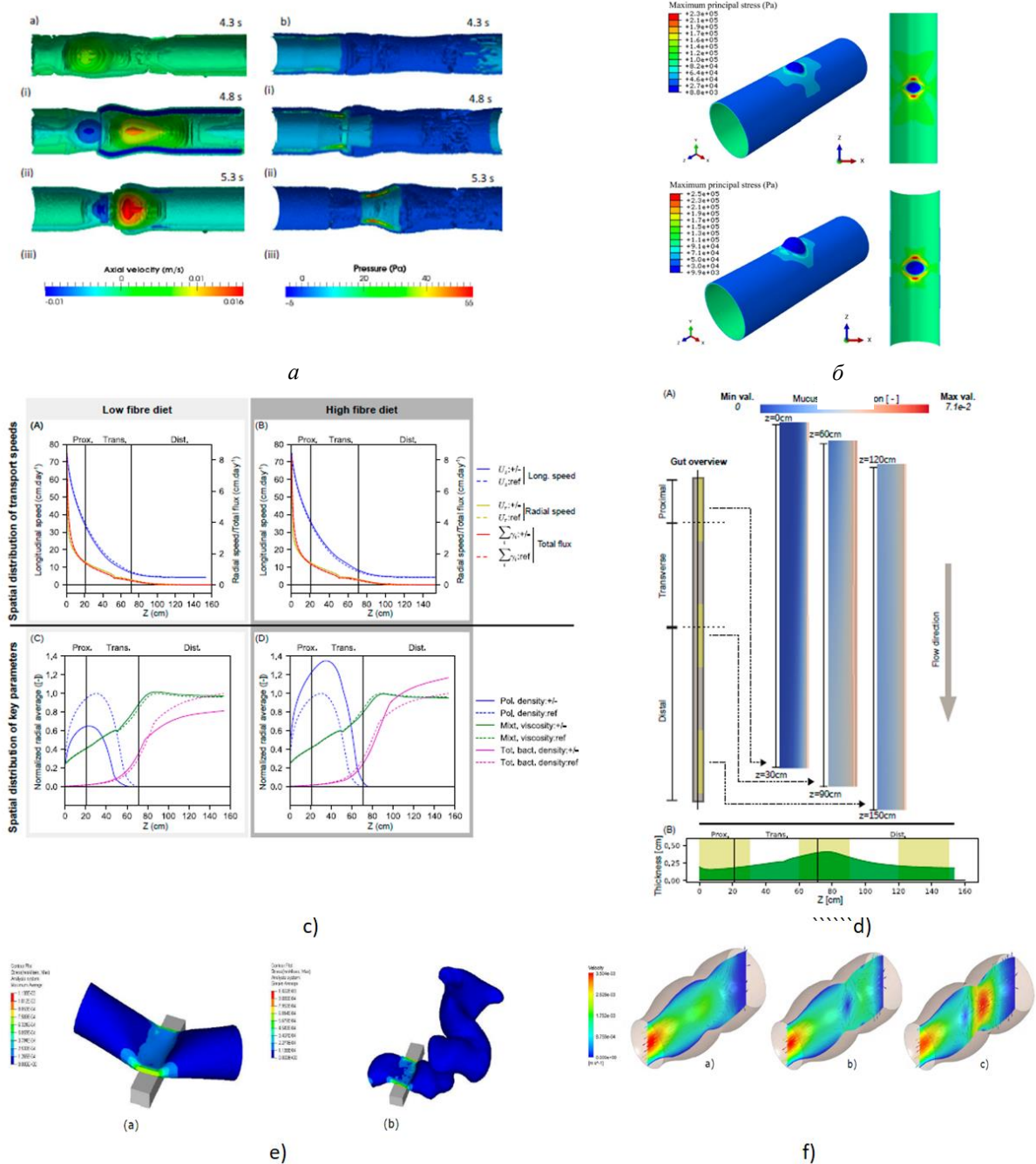


Рис. 3. Численное моделирование толстого кишечника: *a* – развитие перистальтической волны [73]; *b* – распределение максимальных главных напряжений [60]; *c* – влияние рациона питания на скорость транспортировки и на структуру каловых масс [40]; *d* – распределение слизи в толстой кишке [40]; *e* – распределение напряжений в момент максимального сжатия зажима [19]; *e* – распределение скорости с перистальтической волной в ректальном отделе через 0,5; 2,0 и 6,0 с [80]

коэффициент массопереноса увеличился в 7 раз. Авторы установили, что увеличение вязкости кишечного содержимого существенно влияло на коэффициент массопереноса и на содержание глюкозы, образующейся в результате гидролиза крахмала.

В исследовании [59] применялось вычислительное гидродинамическое моделирование потока и перемешивания кишечного содержимого в двенадцатиперстной кишке человека с анатомически реалистичной геомет-

рией и паттернами сокращения. Исследовались особенности потока, такие как точки застоя и обратный поток в зависимости от реологии дигеста. Авторы обнаружили, что увеличение амплитуды сокращения приводит к увеличению скорости продвижения пищи по кишечнику и повышению степени перемешивания.

Ряд работ [14; 23; 27; 28; 33; 57; 58] был выполнен исследователями на основе численного моделирования гидродинамики с использованием анатомически реали-

стичной геометрии желудочно-кишечного тракта. Результаты послужили основой для количественной оценки взаимосвязи между перистальтикой желудка, перемешиванием внутри и опорожнением желудка, уделяя особое внимание нарушению координации закрытия привратника с антральными сокращениями.

Моделирование процесса пищеварения активно ведется для всех отделов пищеварительного тракта. Большое количество исследований направлено на исследование тонкой кишки и ее отделов (тощей кишки, двенадцатиперстной кишки, подвздошной кишки). Для построения модели толстой кишки необходим ряд параметров: волновые характеристики, параметры кала и стенки кишечника, а также граничные условия. Ученые пытаются найти ответы на все эти проблемы в своих исследованиях.

Моделирование толстого кишечника

В отличие от тонкого кишечника, моделированию толстого кишечника уделялось мало внимания (рис. 2). Возможно, сложное геометрическое строение (наличие гаустр) или недостаточно изученная сократительная способность (пропульсивные, медленные волны) являются причинами этого. Однако некоторые математические подходы, реализуемые для тонкого кишечника, могут быть использованы и для толстого кишечника.

В частности, авторами в работе [54] рассмотрена теоретическая модель перистальтического потока вязкой жидкости через изогнутый канал под воздействием магнитного поля (число Рейнольдса предполагались малыми величинами, а длина волны – большой). Результаты исследования – это распределения давления, КПД, эффективность потока. Авторы сделали вывод, что величина давления возрастает с увеличением кривизны канала и магнитного параметра. Исследователи установили, что рефлюкс в изогнутом канале выше, чем в прямом. По мнению авторов, эффективность потока ниже в изогнутом, чем в прямом канале, а также при высоком значении магнитного параметра. В исследовании каловые массы моделировались как магнитная вязкая несжимаемая жидкость. Подобные модели магнитной гидродинамики были рассмотрены и в других исследованиях [1; 4; 24; 25; 61; 67; 69; 81].

В исследовании [84] применялся принцип Бернулли для описания движения содержимого толстого кишечника при запоре и диарее. Исследователи анализировали изменение времени прохождения толстой кишки и высокоамплитудные перистальтические сокращения дефекации у здоровых людей. Такой подход был реализован в рамках модели здорового человека, модели запора и модели диареи. Для каждой модели авторы вычисляли скорость течения каловых масс на основе объемной скорости притока из слепой кишки и данных о длине каждой части толстой кишки. Исследователи установили, что время прохождения толстой кишки

обратно пропорционально объемной скорости притока из слепой кишки и зависит от размеров кишечного тракта. Йео и соавт. [90] была разработана модель описания поведения клетки гладкомышечной ткани толстой кишки человека. В модели авторы рассмотрели физиологические механизмы во время базальной электрической активности, с описанием основных ионных каналов и внутриклеточного гомеостаза кальция. При построении модели использовался подход Ходжкина – Хаксли для клеточной мембраны. Для моделирования ионных каналов были использованы экспериментальные данные для изолированных миоцитов толстого кишечника человека. В работе [79] была экспериментально исследована физическая модель дефекационной системы для количественного описания влияния аноректального угла и давления на сфинктер при воздержании. Моделирование течения каловых масс (вязкая ньютоновская жидкость) в гибкой вязкоупругой цилиндрической трубке, сокращающейся в радиальном направлении, осуществлялось исследователями в работе [72]. Исследовалось внутрипросветное давление, скорость течения, вихри, время течения. Похожие исследования проводились в работе Алексиадисом и др. [3] и Шуттом и др. [70]. Авторы сравнили три разные модели: полностью заполненную кишку, частично заполненную кишку и частично заполненную кишку с присутствием газовой фазы (газожидкостная модель).

В исследованиях [20; 21] используется конечно-элементное проектирование для моделирования взаимодействия между зажимом и гиперэластичным материалом толстого кишечника. Результаты нужны для оценки контактной силы во время фиксации зажимом. Анализ проводился на двух геометриях (цилиндрическая область и реальная геометрия) с использованием гиперупругой модели Муни – Ривлина. На толстую кишку оказывается давление, имитирующее хирургический зажим, который постепенно соприкасается с поверхностью ткани. В статье [60] рассматривалась модель дивертикула толстой кишки в программе Abaqus. Расчетная площадь представляла собой осесимметричную цилиндрическую область со сферическим включением. Результаты расчетов показали, что высокие напряжения концентрируются вокруг шейки мешочка, и их значения и распространение увеличиваются с размером шейки мешочка, а не с площадью поверхности мешка. Моделирование толстого кишечника может осуществляться для разных целей [16; 21; 40; 45; 60; 72] (рис. 3): описание движения каловых масс, всасывание жидкости и питательных веществ, химические реакции (табл. 1). Для построения моделей требуется учитывать целый ряд факторов. В частности, для построения модели движения нужны граничные условия, значения давления на входе и выходе из толстого кишечника, учет анизотропии и проницаемости стенки, параметры волновых сокращений, реологические свойства каловых масс и слоя слизи.

Модели толстого кишечника

Модель	Автор
Магнитная гидродинамика	Narla et al., 2017[54], Tanveer et al., 2018 [81], Pavan et al., 2012 [61], Hina et al., 2012 [24], Sankad et al., 2016 [69], Ramanamurthy et al., 2013 [67], Abdulhadi et al., 2018 [1], Asghar et al., 2019 [4], Tanveer et al., 2017 [81], Hina et al., 2015 [25]
Принцип Бернулли	Yoshiharu Uno et al., 2018 [84]
Модель, описывающая поведение клетки гладкой мускулатуры кишечника человека	Yeoh et al., 2017 [90]
Экспериментальная модель дефекации	Stokes et al., 2018 [79]
Моделирование взаимодействия зажима и гиперпластичного материала толстого кишечника	Guachi et al., 2019 [20], Guachi et al., 2020 [19]
Модель дивертикула толстого кишечника	Patel et al., 2020 [60]
Двухслойные конечно-элементные модели толстого кишечника	Zhao et al., 2022 [92]
Модель течения вязкой жидкости по гибкому вязкоупругому каналу	Simmott et al., 2012 [72], Schutt et al., 2020 [70], Alexiadis et al., 2017 [3]

Интерес к физиологическим процессам в толстом кишечнике в последние годы большой. Применение математического аппарата реализуется на разных уровнях (клетка, поток). Однако целый спектр вопросов остаются открытыми для исследования.

Реология каловых масс

Важным параметром в моделировании движения пищи по пищеварительному тракту является реологическое поведение химуса, каловых масс, и влияние этого параметра на пищеварение. В соответствии с экспериментальными исследованиями [87; 88] (рис. 4), реологическое поведение каловых масс можно описать степенным законом, в котором учитывается содержание влаги:

$$\tau = 3 \cdot 10^{25} \cdot S^{-12,05} \cdot \dot{\gamma}^{735,48 \cdot S^{1,788}}, \quad (1)$$

где τ – кажущаяся вязкость, $\dot{\gamma}$ – скорость сдвига, S – содержание влаги. Кажущаяся вязкость человеческих фекалий варьировалась от 27 до 2014 Па·с для диапазона содержания влаги от 58,5 до 88,7 % при скорости сдвига 1 с^{-1} . Исследователи обнаружили, что человеческие фекалии являются тиксотропными. В частности, их вязкость постоянно снижается до 0,5 % от исходного значения после 20-секундного воздействия скорости сдвига 10 с^{-1} . Авторы получили линейную зависимость между вязкостью и температурой, при этом было зарегистрировано снижение вязкости на 30,6 % при повышении температуры до $35,6 \text{ }^\circ\text{C}$ с $13,4 \text{ }^\circ\text{C}$.

Лубенс и др. [44] рассматривали каловые массы как пластичный материал. Авторы определяли предел текучести ряда фекалий различной консистенции и оценивали его влияние на патофизиологию дефекации. Предел текучести фекалий возрастал экспоненциально с увеличением содержания в них твердого вещества от 20 до 8000 Па. Исследователи показали, что диаметр ректоанального соединения увеличивается, чтобы обеспечить прохождение кала при высоких значениях предела

текучести фекалий. Янг и др. [21] исследовали дефекацию млекопитающих от кошек до слонов, используя размеры толстого кишечника и кала, реологические измерения кала и слизи и математическую модель дефекации. Исследователи утверждают, что не только прямая, но и толстая кишка является резервуаром для фекалий. Кроме того, время испражнения млекопитающих составляет 12 с ($N = 23$). Авторы объясняют этот эффект с помощью математической модели, которая показывает, что фекалии скользят по толстой кишке по слою слизи. У более крупных животных не только больше кала, но и толще слой слизи, что облегчает их выход. Авторы описывают реологическое поведение каловых масс с помощью степенного закона

$$\eta_{feces} = K_f \cdot \dot{\gamma}^{n_f - 1}, \quad (2)$$

где η – кажущаяся вязкость фекалий, K_f – индекс консистенции потока, а $n_f = 0,21$ – степенной показатель. Эти параметры исследователи определили следующим образом: 1) для каловых масс: K_f – составляет от 20 до 3000, $n_f = 0,21$; 2) для слизи: K_s – составляет от 5.06, $n_s = 0,25$.

В обзоре [88] выделены основные механические параметры каловых масс и их состав. В частности, авторы ссылаются на величину вязкости, равную $3,5 - 5,5 \text{ Па}\cdot\text{с}$, плотность – $1,06 \text{ г/мл}^3$. В модели тонкого кишечника [53] применялась модель жидкости Вильямса. В работе [11] каловые массы описывают реологическим законом жидкости Джеффри, в статье [17] применялся закон для жидкости Сиско. При использовании подхода магнитной электродинамики в моделировании толстого кишечника жидкость принимается как жидкость Каро [82], вязкая жидкость [1; 3; 4; 24; 25; 54; 67; 69; 70; 72; 79; 84; 90] жидкость Джеффри [1], жидкость Сиско [81] [4], псевдопластическая жидкость [25], жидкость, реология которой описывается степенным законом [61]. Обобщение свойств текучести для каловых масс, рассмотренных в работах ученых, приведено в табл. 2.

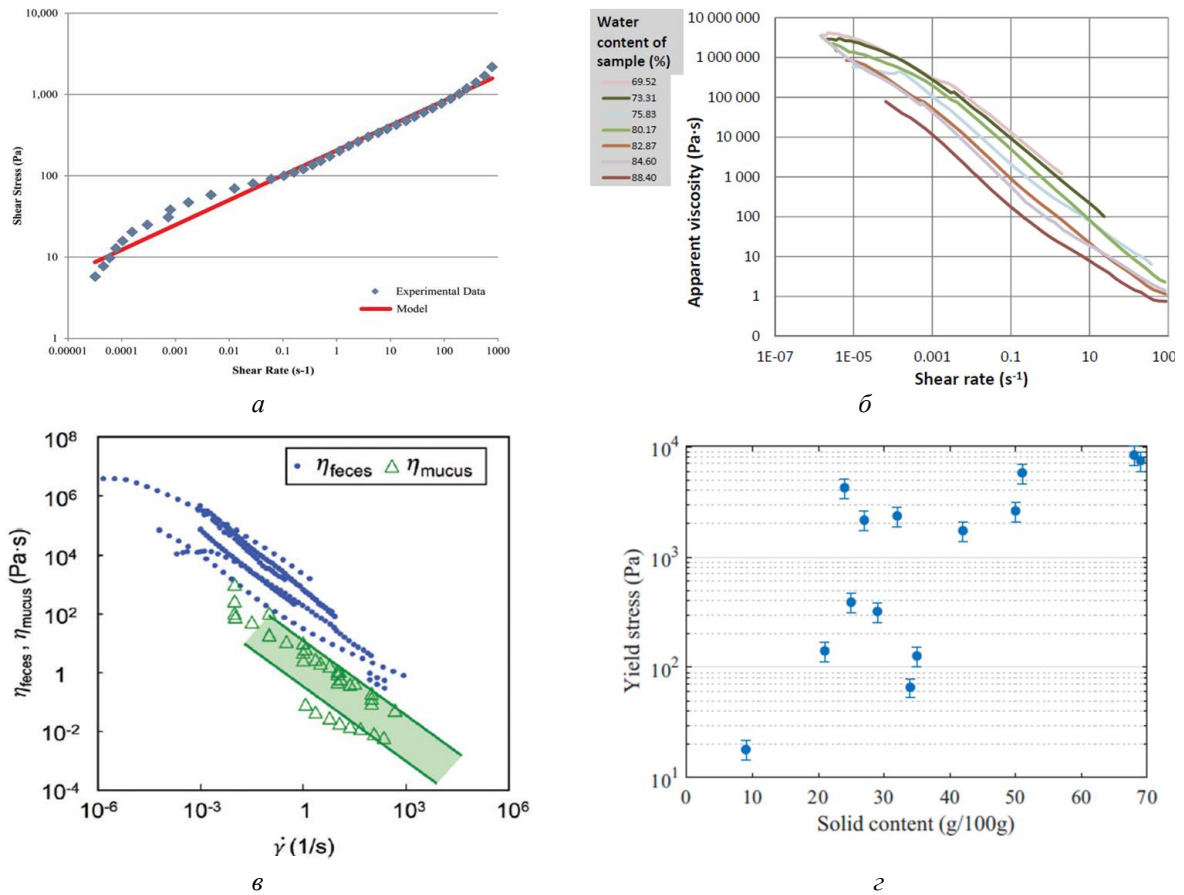


Рис. 4. Реологические свойства каловых масс: *a* – зависимость напряжения – скорости сдвига [88]; *б* – вязкость при различном содержании воды [87]; *в* – вязкость каловых масс и слизи [89]; *г* – предел текучести [44]

Таблица 2

Реологические модели каловых масс

Реологический закон	Автор
Степенной закон $\eta = K \cdot \dot{\gamma}^{n-1}$	<i>Yang et al.</i> , 2017 [89] <i>Woolley et al.</i> , 2014 [88], <i>Pavan et al.</i> , 2012 [61]
Линейно-вязкая жидкость $\eta = \mu \cdot \dot{\gamma}$	<i>Hina et al.</i> , 2012 [24], <i>Sankad et al.</i> , 2016 [69], <i>Narla et al.</i> , 2017 [54], <i>Ramanamurthy et al.</i> , 2013 [67]
Жидкость Вильямса $\eta = \left(\frac{\mu_\infty + \mu_0 + \mu_\infty}{1 - \Gamma \dot{\gamma}} \right) \cdot \dot{\gamma}$	<i>Nadeem et al.</i> , 2012 [53], <i>Hina et al.</i> , 2015 [25]
Жидкость Джеффри $\eta = \frac{1}{1 + \lambda_1} \cdot (\dot{\gamma} + \lambda_2 \cdot \ddot{\gamma})$	<i>Disu et al.</i> , 2017 [11], <i>Abdulhadi et al.</i> , 2018 [1]
Жидкость Сиско $\eta = (A + B \cdot \mu_0 \cdot \dot{\gamma}^{n-1}) \cdot \dot{\gamma}$	<i>German et al.</i> , 2018 [17], <i>Asghar et al.</i> , 2019 [4], <i>Tanveer et al.</i> , 2017 [81]
Жидкость Каро $\eta = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left(1 + (\Gamma \dot{\gamma})^2 \right)^{\frac{n-1}{2}}$	<i>Tanveer et al.</i> , 2018 [82]

Механические свойства стенок толстого кишечника

При моделировании пищеварения необходимы параметры, характеризующие механическое поведение стенки толстого кишечника под нагрузкой. Такие экспериментальные исследования проводились для тканей животных и человека. В работе [18] исследовались свойства и микроструктура стенки толстого кишечника при экспериментальном колите у мышей. Исследователи определили предельные напряжения при растяжении 232 ± 33 и 183 ± 25 кПа и конечные растяжения при разрыве $1,43 \pm 0,04$ и $1,51 \pm 0,06$ для контрольной группы и группы с колитом соответственно. В результате гистологического анализа авторы установили нарушение микроструктуры стенки толстой кишки из-за воспаления и отека подслизистой оболочки. Кроме того, большое количество коллагеновых волокон в мышечном слое было разрушено, а пучки волокон были тоньше при колите по сравнению с контрольной группой.

Для анализа поведения колоректальной ткани под нагрузкой исследователи в работе [19] применяли конечно-элементную модель. Поведение материала описывалось тремя механическими моделями: 1) линейно-упругая модель; 2) гиперупругая модель Муни – Ривлина и 3) модель Йоха. Авторы пришли к выводу, что гиперупругие модели являются более точными по сравнению с линейно-упругими для прогнозирования полей напряжений и деформаций.

В работе [47] были проведены механические экспериментальные исследования на тканях толстого кишечника мышей, расположенных в разных ее местах (восходящая, поперечная, нисходящая и сигмовидная кишка). Испытания проводились в продольном и окружном направлениях со скоростью 1 м/с. Механический отклик на динамическое одноосное нагружение показал двухслойный и двухфазный процесс, зависящий от направления воздействия и локализации. Подобное исследование этой же группой ученых [49] было проведено для толстого кишечника человека *in vitro* в экспериментах на растяжение при различных скоростях нагружения. Образцы были подвергнуты одноосным испытаниям на растяжение под воздействием динамической нагрузки (1 м/с), промежуточной нагрузки (10 см/с) и квазистатической нагрузки (1 см/с). Авторы определили, что в окружном направлении образцы выдерживают более высокие уровни нагрузки до повреждения, чем в продольном направлении. Исследователи также обнаружили, что присутствие *taenia coli* влияет на механическую реакцию при низкоскоростной нагрузке. Авторы расширили свое исследование в работе [48], оценив влияние пола и возраста с использованием трех различных протоколов: 1) охлажденные трупы без бальзамирования, 2) забальзамированные трупы и 3) свежая ткань толстой кишки на механические свойства толстой киш-

ки. В первом приближении данные, полученные от животных, могут быть использованы для моделирования толстой кишки, но свойства тканей кишечника мыши и человека отличаются друг от друга. Исследователи [65] провели ряд экспериментов на тканях толстого кишечника свиней. Авторы обнаружили, что в зависимости от места изъятия образца вдоль кишечника по мере приближения к прямой кишке свойства материала менялись с более изотропного на более анизотропный материал, а податливость в окружном направлении увеличивалась. В работе [68] были экспериментально исследованы семь органов брюшной полости свиней, в том числе толстый кишечник, для оценки механических характеристик тканей. Для описания нелинейного поведения материала использовались экспоненциальные законы и закон Блац – Ко.

Авторы в работе [74] экспериментально исследовали механические свойства толстого кишечника у мышей. Полученные результаты свидетельствуют, что эластичность тканей толстого кишечника постепенно увеличивается по направлению к прямой кишке. Исследователи установили, что материал прямого кишечника обладает более вязкоупругими свойствами в окружном направлении, чем в осевом. Также была выявлена богатая коллагеновая сеть в подслизистой оболочке с ориентацией волокон примерно на 30° по направлению к осевому направлению. Этот факт подтверждает результаты двухосного растяжения (где жесткость почти вдвое больше в осевом направлении по сравнению с окружным направлением). В исследовании [45] была проведена количественная оценка толщины каждого отдельного слоя прямой кишки, а также основные ориентации и распределения коллагеновых волокон внутри каждого из этих слоев и их диаметр. В работе [10] в модели магнитной гидродинамики течения каловых масс по кишечнику стенка кишечника моделировалась, как вязкоупругая ткань. Экспериментальные исследования, проведенные для исследования механических свойств стенки толстого кишечника, приведены в табл. 3. Таким образом, можно сделать вывод, что толстый кишечник является анизотропным (более эластичным в радиальном направлении) гиперупругим материалом, для описания поведения которого могут быть использованы разные гиперупругие модели.

Волновые характеристики потока каловых масс

Движение каловых масс по толстому кишечнику осуществляется под действием волновых движений. В большинстве исследований волны моделируются как синусоидальные. В частности, в работе [86] в модели магнитной гидродинамики была рассмотрена синусоидальная волна и предложены треугольная и квадратная волна.

Таблица 3

Свойствах стенки толстого кишечника. Экспериментальные данные

Экспериментальные данные	Автор	Образцы
Предельные растягивающие напряжения составляли 232 кПа Предельные растяжения при разрыве 1,43	Gong et al., 2017 [18]	Мышь
Окружное напряжение при разрыве – 1,02 МПа, а продольное – 0,70 МПа. Окружная деформация при разрыве – 69 %, а продольная – 55 % МПа	Massalou et al., 2016 [47]	Мышь
Для продольных образцов модуль Юнга – 3,17 МПа при динамическом нагружении (1 м/с), 1,74 МПа при промежуточном нагружении (10 см/с) и 1,76 МПа при квазистатическом нагружении (1 см/с). Для окружного образца модуль Юнга – 3,15 МПа при динамическом нагружении (1 м/с), 2,14 МПа при промежуточном нагружении (10 см/с) и 0,63 МПа при квазистатическом нагружении (1 см/с)	Massalou et al., 2019 [49]	Человек
Модуль Юнга для различных протоколов хранения: балзамированный – 3,08; свежий – 2,97; и охлажденный – 3,17	Massalou et al., 2021 [48]	Человек
Двухосные тесты проводились на различных участках толстой кишки. Были определены параметры гиперупругих моделей (модель Хольцапфеля – Гассера – Огдена, модель Гассера – Огдена – Хольцапфеля, модель для четырех волокон, микроструктурные модели, модель микроволокон Фон Мизеса, модель микроволокон Бингама)	Puértolas et al., 2020 [65]	Свинья
Получены кривые напряжение – деформация (<i>in vivo</i>). Эластичная модель: $\sigma = 3849,7 \left(e^{16,14\epsilon^2} - 1 \right) + 16544,1\epsilon.$ Модель стресс-релаксации: $\sigma = e^{\left(\frac{-t}{4,72} \right)^{0,479}}$	Rosen et al., 2008 [68]	Свинья
Получены средние осевые (5,010) и окружные (9,041) деформации образца и графики зависимости напряжений Коши от растяжения при двухосном растяжении	Siri et al., 2019, [74; 75]	Свинья
Для восходящей ободочной кишки, поперечной ободочной кишки, нисходящей ободочной кишки, сигмовидной кишки определены прочность на разрыв (г), площадь поперечного сечения (мм ²), предел прочности при растяжении (г/мм ²), внутренний диаметр (мм), ширина при разрыве (мм), удлинение, релаксация напряжения	Watters et al., 1985 [85]	Человек
Получены параметры напряжения – деформации толстой кишки: для поперечных образцов: уровень деформации, при котором начинается резкое увеличение напряжения 33,29 %, уровень деформации разрушения – 176,66 %, первое максимальное напряжение – 0,645 МПа, уровень деформации, соответствующий первому максимальному напряжению 87,85 %, второе максимальное напряжение 0,826 МПа, уровень деформации, соответствующий второму максимуму 135,98 %; для продольных образцов: уровень деформации, при котором начинается резкое увеличение напряжения 18,42 % (<i>Tenia</i>) и 27,12 % (<i>Haustra</i>), уровень деформации разрушения – 205,49 % (<i>Tenia</i>) и 205,65 % (<i>Haustra</i>), первое максимальное напряжение 1,188 МПа (<i>Tenia</i>), уровень деформации, соответствующий первому максимальному напряжению, – 40,94 % (<i>Tenia</i>), минимум напряжения 0,168 МПа (<i>Tenia</i>), уровень деформации, соответствующий минимуму напряжения 52,43 % (<i>Tenia</i>), второму максимуму напряжения – 0,652 МПа (<i>Tenia</i>) и 0,533 МПа (<i>Haustra</i>), уровень деформации, соответствующий второму максимуму – 173,45 % (<i>Tenia</i>) и 162,78 % (<i>Haustra</i>).	Egorov et al., 2002 [13]	Человек
Касательные модули вдоль разных направлений: $E_1=59,9$ кПа, $E_2=147$ кПа и $E_3=37,3$ кПа	Qiao et al., 2005 [66]	Свинья
Предел прочности при растяжении (0,58; 0,87 МПа), относительное удлинение при разрушении (113,19; 62,81 %) и модуль упругости (1,83; 5,18 МПа) для образцов свиньи и человека, соответственно.	Christensen et al., 2015 [8]	Свинья и человек
Испытания на одноосное растяжение. Предельные растягивающие напряжения составляли 233 кПа. Конечные растяжения при разрыве составили 1,43 .	Gong et al., 2017 [18]	Мышь
Динамические испытания на равноосное растяжение. Средняя деформация разрушения Грина – Лагранжа – 0,158 и 0,139 в окружном и продольном направлениях соответственно. Среднее 2-е напряжение Пиолы – Кирхгофа при разрушении – 2,35 МПа в окружном направлении и 3,20 МПа в продольном направлении	Howes et al., 2013 [46]	Человек

В обзорной статье [30] представлен общий анализ аномалий медленных волн ЖКТ и их классификация. В работе [75] описаны методы, которые используются для измерения транзита и сократимости желудочно-кишечного тракта или для оценки морфологических изменений нервно-мышечных структур желудочно-кишечного тракта. В работе [22] сокращения в модели двенадцатиперстной кишки аппроксимируются функцией Хевисайда. В экспериментальных исследованиях [29; 91] были зарегистрированы сверхмедленные анальные волны частотой 1,14 сокращений в мин, которые соответствуют результатам исследования [91].

Давление в толстом кишечнике

Для построения модели толстого кишечника требуется ряд характеристик, таких как давление, массовый или объемный расход, объем кишечника, его геометрические размеры и др.

Первые попытки измерить давление в толстой кишке при дивертикулезе были предприняты в [56]. В работе [32] было установлено максимальное давление, измеренное при колоноскопии в пределах 34 – 138 мм рт. ст., а среднее давление – 22 мм рт. ст. Исследования давления внутри толстого кишечника [76] при накачивании воздухом и корреляция этого параметра с болевыми ощущениями показало величину 38,3 мм рт. ст. В работе [90] определена величина минимального ректального давления для животных ($P_{min} = 0,64$ кПа). В работе [29] исследовались сверхмедленные анальные волны (частотой 1,14 сокращений/мин) и анальное давление. Анальное давление в группе со сверхмедленными волнами ($106,0 \pm 37,0$ см вод. ст.) было значительно выше, чем в группе без проблем с дефекацией ($56,0 \pm 27,0$ см вод. ст.) или у пациентов с запорами без сверхмедленных волн ($55,0 \pm 26,0$ см вод. ст.). Давление в слепой кишке находилось в диапазоне 60 – 80 мм рт. ст., в центральной части толстой кишки - в диапазоне 20

– 40 мм рт. ст., а в непосредственной близости от прямой кишки оно находилось в диапазоне 60 – 100 мм рт. ст. согласно [84], определяемому с помощью беспроводной капсулы (*SmartPill*). Анализ колоректальных повреждений в результате трансанальной баротравмы высокого давления был проведен в работе [5]. Авторы утверждают, что давление анального сфинктера в состоянии покоя составляет 40 – 80 мм рт. ст., а безопасный уровень воздушного потока при колоноскопическом исследовании должен составлять 1,46 л/мин (при давлении 80 мм рт. ст.). В работе [15] также утверждается, что давление в прямой кишке является физиологичным. Амплитуда изолированных переходных процессов давления варьировалась от 5 до 230 мм рт. ст. в моделях давления с манометрией в толстом кишечнике в исследовании [7]. В табл. 4 приведены основные результаты исследования изменения давления в толстом кишечнике.

В работе [50] определены значения средней амплитуды давления высокоамплитудных волн в разных отделах толстого кишечника. В проксимальном отделе толстой кишки средняя амплитуда составила 75,3 мм рт.ст. Для волн, которые начинались в проксимальном отделе толстой кишки и заканчивались в поперечной или нисходящей ободочной кишке, средняя амплитуда составила 87,9 мм рт. ст., а для волн, которые начинались и заканчивались в поперечной или нисходящей ободочной кишке, средняя амплитуда составила 109,3 мм рт. ст.

Исследование [62] установило разницу значений давления между мужчинами и женщинами, оцениваемых при аноректальной манометрии. Давление в состоянии покоя составило для мужчин 78,28 мм рт. ст., для женщин – 6,51 мм рт. ст и давление полного сжатия для мужчин – 231,27 мм рт. ст., для женщин – 145,63 мм.рт.ст. Также авторы установили, что средняя длина функционального анального канала была 2,85 см у мужчин и 2,45 см у женщин. Средние значения параметров аноректальной манометрии приведены в табл. 5.

Таблица 4

Изменение давления в толстом кишечнике

Параметр	Одновременные волны давления	Антеградные волны давления	Ретроградные волны давления
Возникновение (/30 мин)	14,7	0,9	0,6
Максимальная частота (/мин)	1,4	2,0	0,4
Средняя длительность (с)	15,5	16,1	21,9
Расстояние распространения (см)	32,3	29,3	26,0
Средняя амплитуда (мм рт. ст.)	14,6	20,5	15,8

Таблица 5

Средние значения параметров аноректальной манометрии

Параметр	Давление
Давление в покое, мм рт. ст.	70,89
Общее давление сжатия, мм рт. ст.	188,45
Сокращение внешнего сфинктера, мм рт. ст.	116,83
Функциональный анальный канал, см	2,65

Заключение

Давление внутри толстого кишечника зависит от многих параметров и условий эксперимента. На этот параметр влияют пол испытуемого, место измерения и момент активности толстой кишки. Моделирование потока кала по толстому кишечнику является одной из наиболее важных задач в гастроэнтерологии. Математическая модель толстого кишечника позволит сформулировать патологию физиологических процессов, участвующих в ней. Для реализации такого подхода требуется хорошая экспериментальная база для изучения механических характеристик потока. Исследования в этом направлении ведутся, но многие аспекты остаются неисследованными. Биомеханическое моделирование толстого кишечника является одной из перспективных областей исследований, которые будут изучены в будущих работах.

Список литературы

1. Abdulhadi A.M., Ahmed T.S. Effect of radial magnetic field on peristaltic transport of Jeffrey fluid in curved channel with heat / mass transfer // *Journal of Physics: Conference Series*. Institute of Physics Publishing. – 2018.
2. Alatab S., Sepanlou S.G., Ikuta K., Vahedi H., Bisignano C., Safiri S, et al. The global, regional, and national burden of inflammatory bowel disease in 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017 // *The Lancet Gastroenterology and Hepatology*. – 2020. – Vol. 5. – P. 17–30.
3. Alexiadis A., Stamatopoulos K., Wen W., Batchelor H.K., Bakalis S., Barigou M., et al. Using discrete multi-physics for detailed exploration of hydrodynamics in an in vitro colon system // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 81. – P. 188–198.
4. Asghar Z., Ali N., Ahmed R., Waqas M., Khan W.A. A mathematical framework for peristaltic flow analysis of non-Newtonian Sisko fluid in an undulating porous curved channel with heat and mass transfer effects // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2019. – Vol. – 182.
5. Bains L., Gupta A., Kori R., Kumar V., Kaur D. Transanal high pressure barotrauma causing colorectal injuries: A case series // *Journal of Medical Case Reports*. – 2019. – Vol. 13.
6. Chatila R., Merhi M., Hariri E., Sabbah N., Deeb M.E. Irritable bowel syndrome: Prevalence, risk factors in an adult Lebanese population // *BMC Gastroenterology*. – 2017. – Vol. 17. – P. 1–6.
7. Chen J.H., Yu Y., Yang Z., Yu W.Z., Chen W.L., Yu H., et al. Intraluminal pressure patterns in the human colon assessed by high-resolution manometry // *Scientific Reports*. – 2017. – Vol. 7.
8. Christensen M.B., Oberg K., Wolchok J.C. Tensile properties of the rectal and sigmoid colon: a comparative analysis of human and porcine tissue // *SpringerPlus*. – 2015. – Vol. 4.
9. Costa J., Ahluwalia A. Advances and current challenges in intestinal in vitro model engineering: A Digest // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2019. – Vol. 7. – P. 1–14.
10. Das K. Simultaneous effects of slip conditions and wall properties on MHD peristaltic flow of a maxwell fluid with heat transfer // *Journal of Siberian Federal University. Mathematics & Physics*. – 2012. – Vol. 2012.
11. Disu A., Disu B., Kareem R.A. A mathematical model for chyme flow in the small intestine during gastroenteritis infection. Criteria for Selecting Prospective Students into Higher Institutions Using Discriminant and Artificial Neural Network Analysis View project Razaq Kareem Lagos State Polytechnic // *FUW Trends in Science & Technology Journal*. – 2017. – Vol. 2.
12. Du P., Paskaranandavadivel N., Angeli T.R., Cheng L.K., O'Grady G. The virtual intestine: In silico modeling of small intestinal electrophysiology and motility and the applications // *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*. – 2016. – Vol. 8. – P. 69–85.
13. Egorov V.I., Schastliltsev I.V., Prut E.V., Baranov A.O., Turusov R.A. Mechanical properties of the human gastrointestinal tract // *Journal of Biomechanics*. – 2002. – Vol. 35. – P. 1417–1425.
14. Ferrua M.J., Singh R.P. Modeling the fluid dynamics in a human stomach to gain insight of food digestion // *Journal of Food Science*. – 2010. – Vol. 75. – P. 151–162.
15. Fox M., Thumshirn M., Fried M., Schwizer W. Barostat measurement of rectal compliance and capacity // *Diseases of the Colon and Rectum*. – 2006. – Vol. 49. – P. 360–370.
16. Suarez G., Vallejo E., Hoyos L. Computational modeling of the behavior of biomarker particles of colorectal cancer in fecal matter. – 2019. – Vol. 57. – P. 334–342.
17. German C.L., Podichetty J.T., Muzhingi A., Makununika B., Smay J., Foutch G.L. Computational fluid dynamics analysis of a high-throughput viscous heater to process feces and a fecal simulant using temperature and shear rate-dependent viscosity model // *Journal of Water Sanitation and Hygiene for Development*. – 2018. – Vol. 8. – P. 27–32.
18. Gong X., Xu X., Lin S., Cheng Y., Tong J., Li Y. Alterations in biomechanical properties and microstructure of colon wall in early-stage experimental colitis // *Experimental and Therapeutic Medicine*. – 2017. – Vol. 14. – P. 995–1000.
19. Guachi R., Bini F., Bici M., Campana F., Marinozzi F., Guachi L. Finite element model set-up of colorectal tissue for analyzing surgical scenarios // *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*. – 2018. – Vol. 27. – P. 599–609.
20. Guachi R., Bici M., Guachi L., Campana F., Bini F., Marinozzi F. Geometrical modelling effects on FEA of colorectal surgery // *Computer-Aided Design and Applications*. – 2019. – Vol. 16. – P. 778–788.
21. Guachi R., Bini F., Bici M., Campana F., Marinozzi F., Guachi L. Finite element analysis in colorectal surgery: non-linear effects induced by material model and geometry // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Visualization*. – 2020. – Vol. 8. – P. 219–230.
22. Hari B., Bakalis S., Fryer P. Computational Modelling and Simulation of the Human Duodenum // *Proceedings of the 2012 COMSOL Conference*. – Milan, 2012.
23. Harrison S.M., Cleary P.W., Sinnott M.D. Investigating mixing and emptying for aqueous liquid content from the stomach using a coupled biomechanical-SPH model // *Food and Function*. – 2018. – Vol. 9. – P. 3202–3219.
24. Hina S., Hayat T., Mustafa M., Aldossary O.M., Asghar S. Effect of wall properties on the peristaltic flow of a third grade

- fluid in a curved channel // *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. – 2012. – Vol. 12.
25. Hina S., Mustafa M., Hayat T., Alotaibi N.D. On peristaltic motion of pseudoplastic fluid in a curved channel with heat/mass transfer and wall properties // *Applied Mathematics and Computation*. – 2015. – Vol. 263. – P. 378–391.
26. Hunt C.W., Chaturvedi R., Brown L., Stafford C., Cauley C.E., Goldstone R.N., et al. Diverticular Disease epidemiology: rising rates of diverticular disease mortality across developing nations // *Diseases of the Colon and Rectum*. – 2020. – Vol. 64.
27. Imai Y., Kobayashi I., Ishida S., Ishikawa T., Buist M., Yamaguchi T. Antral recirculation in the stomach during gastric mixing // *American Journal of Physiology – Gastrointestinal and Liver Physiology*. – 2013. – Vol. 304. – P. 536–542.
28. Ishida S., Miyagawa T., O’Grady G., Cheng L.K., Imai Y. Quantification of gastric emptying caused by impaired coordination of pyloric closure with antral contraction: A simulation study // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2019. – Vol. 16.
29. Kayaba H., Yoshino H., Hebiguchi T., Morii M., Hebiguchi T., Ito W., et al. Multiple Clinical presentations of anal ultra slow waves and high anal pressure: megacolon, hemorrhoids and constipation // *Tohoku J Exp Med*. – 2007. – Vol. 2.
30. Keller J., Bassotti G., Clarke J., Dinning P., Fox M., Grover M., et al. Expert consensus document: Advances in the diagnosis and classification of gastric and intestinal motility disorders // *Nature Reviews Gastroenterology and Hepatology*. – 2018. – Vol. 15. – P. 291–308.
31. Keum S., Shin H.S. Neural basis of observational fear learning: a potential model of affective empathy // *Neuron*. – 2019. – Vol. 104.
32. Kozarek R.A., Earnest D.L., Silverstein M.E., Smith R.G. Air-pressure-induced colon injury during diagnostic colonoscopy // *Gastroenterology*. – 1980. – Vol. 78. – P. 7–14.
33. Kozu H., Kobayashi I., Nakajima M., Uemura K., Sato S., Ichikawa S. Analysis of flow phenomena in gastric contents induced by human gastric peristalsis using CFD // *Food Biophysics*. – 2010. – Vol. 5. – P. 330–336.
34. Kuchumov A. Patient-specific bile flow simulation to evaluate cholecystectomy outcome // *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. – 2019. – Vol. 581.
35. Kuchumov A.G. Biomechanical model of bile flow in the biliary system // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2019. – Vol. 23. – P. 224–248.
36. Kuchumov A.G., Kamaltdinov M., Selyaninov A., Samartsev V. Numerical simulation of biliary stent clogging // *Series on Biomechanics*. – 2019. – Vol. 33. – P. 3–15.
37. Kuchumov A.G. et al. Patient-specific simulation of a gallbladder refilling based on MRI and ultrasound in vivo measurements // *AIP Conference Proceedings*. – 2020. – P. 2216.
38. Kuchumov A.G., Vedenev V., Samartsev V., Khairulin A., Ivanov O. Patient-specific fluid–structure interaction model of bile flow: comparison between 1-way and 2-way algorithms // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2021. – Vol. 24. – P. 1693–1717.
39. Kuchumov A., Tuktamyshev V., Kamaltdinov M. Peristaltic flow of lithogenic bile in the Vater’s papilla as non-newtonian fluid in the finite-length tube: Analytical and numerical results for reflux study and optimization // *Lekar a Technika*. – 2017. – Vol. 47. – P. 35–42.
40. Labarthe S., Polizzi B., Phan T., Goudon T., Ribot M., Laroche B. A mathematical model to investigate the key drivers of the biogeography of the colon microbiota // *Journal of Theoretical Biology*. – 2019. – Vol. 462. – P. 552–581.
41. Lentle R.G., Loubens C. de A review of mixing and propulsion of chyme in the small intestine: Fresh insights from new methods // *Journal of Comparative Physiology B: Biochemical, Systemic, and Environmental Physiology*. – 2015. – Vol. 185. – P. 369–387.
42. Lew H.S., Fung Y.C., Lowenstein C.B. Peristaltic carrying and mixing of chyme in the small intestine (an analysis of a mathematical model of peristalsis of the small intestine) // *J. Biomechanics*. – 1971. – Vol. 4.
43. Liao D., Lelic D., Gao F., Drewes A.M., Gregersen H. Biomechanical functional and sensory modelling of the gastrointestinal tract // *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. – 2008. – Vol. 366. – P. 3281–3299.
44. Loubens C. de, Dubreuil A., Lentle R.G., Magnin A., Kissi N.E.I., Faucheron J.L. Rheology of human faeces and pathophysiology of defaecation // *Techniques in Coloproctology*. – 2020. – Vol. 24. – P. 323–329.
45. Maier F., Siri S., Santos S., Chen L., Feng B., Pierce D.M. The heterogeneous morphology of networked collagen in distal colon and rectum of mice quantified via nonlinear microscopy // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2021. – Vol. 113. – P. 104–116.
46. Mallory A., Rhule H. Injury risk estimates: a method for determining equivalent increase in risk of death for older and younger occupants // *IRCOBI Conference 2013*. – 2013. – Vol. 9. – P. 1328.
47. Massalou D., Masson C., Foti P., Afquir S., Baqué P., Berdah S.V., et al. Dynamic biomechanical characterization of colon tissue according to anatomical factors // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 3861–3867.
48. Massalou D., Masson C., Afquir S., Baque P., Arnoux P.J., Bege T. Influence of gender, age, shelf-life, and conservation method on the biomechanical behavior of colon tissue under dynamic solicitation // *Clin Biomech*. – 2019. – Vol. 65.
49. Massalou D., Masson C., Afquir S., Baqué P., Arnoux P.J., Bège T. Mechanical effects of load speed on the human colon // *Journal of Biomechanics*. – 2019. – Vol. 91. – P. 102–108.
50. Milkova N., Parsons S.P., Ratcliffe E., Huizinga J.D., Chen J.-H. On the nature of high-amplitude propagating pressure waves in the human colon // *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*. – 2020. – Vol. 318.
51. Moxon T.E., Nimmegeers P., Telen D., Fryer P.J., Van Impe J., Bakalis S. Effect of chyme viscosity and nutrient feedback mechanism on gastric emptying // *Chemical Engineering Science*. – 2017. – Vol. 171. – P. 318–330.
52. Moxon T.E., Gouseti O., Bakalis S. In silico modelling of mass transfer & absorption in the human gut // *Journal of Food Engineering*. – 2016. – Vol. 176. – P. 110–120.
53. Nadeem S., Ashiq S., Ali M. Williamson fluid model for the peristaltic flow of chyme in small intestine // *Mathematical Problems in Engineering*. – 2012. – Vol. 2012.
54. Narla V.K., Prasad K.M., Ramana Murthy J.V. Time-dependent peristaltic analysis in a curved conduit: Application to chyme movement through intestine // *Mathematical Biosciences*. – 2017. – Vol. 293. – P. 21–28.
55. Ospanov K. Role of oxygen in hydrochemical processes during

- dissolution of minerals (sulphides, oxides and metals) // *Chemical Bulletin of Kazakh National University*. – 2014. – Vol. 74.
56. Painter N.S., Truelove S.C. The intraluminal pressure patterns in diverticulosis of the colon. I. Resting patterns of pressure. II. The effect of morphine. // *Gut*. – 1964. – Vol. 5. – P. 201–213.
57. Pal A. et al. Gastric flow and mixing studied using computer simulation // *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*. – 2004. – № 1557 (271). – P. 2587–2594.
58. Pal A., Brasseur J.G., Abrahamsson B. A stomach road or «Magenstrasse» for gastric emptying // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – № 6 (40). – P. 1202–1210.
59. Palmada N., Indireskumar K., Schwizer W., Abrahamsson B., Fried M., Brasseur J.G. Modelling flow and mixing in the proximal small intestine // *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. – 2020. – P. 2496–2499.
60. Patel B., Guo X., Noblet J., Chambers S., Gregersen H., Kassab G.S. Computational analysis of mechanical stress in colonic diverticulosis // *Scientific Reports*. – 2020. – Vol. 10. – P. 1–12.
61. Pavan M., Varun N.V.S., Purushotham B., Swaminathan N.R. Peristaltic pumping of a fluid of variable viscosity in a non uniform tube/channel with permeable wall // *Advanced Materials Research*. – 2012. – P. 331–338.
62. Pinto R.A., Correia-Neto I.J.F., Bustamante Lopez L.A., Nahas C.S.R., Marques C.F.S., Sobradojunior C.W., et al. Anorectal manometry standard of a brazilian population at productive age without pelvic floor disorders: A prospective volunteered study // *Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva*. – 2021. – Vol. 34.
63. Poh Y.C., Corrias A., Cheng N., Buist M.L. A quantitative model of human jejunal smooth muscle cell electrophysiology // *PLoS ONE*. – 2012. – Vol. 7.
64. Pritchard S.E., Paul J., Major G., Marciani L., Gowland P.A., Spiller R.C., et al. Assessment of motion of colonic contents in the human colon using MRI tagging // *Neurogastroenterology and Motility*. – 2017. – Vol. 29.
65. Puértolas S., Peña E., Herrera A., Ibarz E., Gracia L. A comparative study of hyperelastic constitutive models for colonic tissue fitted to multiaxial experimental testing // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2020. – Vol. 102.
66. Qiao Y., Pan E., Chakravarthula S.S., Han F., Liang J., Gudlavalleti S. Measurement of mechanical properties of rectal wall // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. – 2005. – Vol. 16. – P. 183–188.
67. Ramanamurthy J.V., Prasad K.M., Narla V.K. Unsteady peristaltic transport in curved channels // *Physics of Fluids*. – 2013. – Vol. 25.
68. Rosen J. Brown J.D., De S., Sinanan M., Hannaford B. Biomechanical properties of abdominal organs in vivo and postmortem under compression loads // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 2008. – Vol. 130.
69. Sankad G.C., Nagathan P.S. Unsteady MHD peristaltic flow of a couple stress fluid through porous medium with wall and slip effects // *Alexandria Engineering Journal*. – 2016. – Vol. 55. – P. 2099–2105.
70. Schütt M., Stamatopoulos K., Simmons M.J.H., Batchelor H.K., Alexiadis A. Modelling and simulation of the hydrodynamics and mixing profiles in the human proximal colon using Discrete Multiphysics // *Computers in Biology and Medicine*. – 2020. – Vol. 121.
71. Sinelnikov Y.S., Arutunyan V.B., Porodikov A.A., Biyanov A.N., Tuktamyshev V.S., Shmurak M.I., et al. Application of mathematical modelling for the evaluation of the results of systemic–pulmonary shunts formation // *Patologiya Krovoobrashcheniya i Kardiokhirurgiya*. – 2020. – Vol. 24. – P. 45–61.
72. Sinnott M.D., Cleary P.W., Arkwright J.W., Dinning P.G. Investigating the relationships between peristaltic contraction and fluid transport in the human colon using Smoothed Particle Hydrodynamics // *Computers in Biology and Medicine*. – 2012. – Vol. 42. – P. 492–503.
73. Sinnott M.D., Cleary P.W., Harrison S.M. Peristaltic transport of a particulate suspension in the small intestine // *Applied Mathematical Modelling*. – 2017. – Vol. 44. – P. 143–159.
74. Siri S., Maier F., Chen L., Santos S., Pierce D.M., Feng X. Bin. Differential biomechanical properties of mouse distal colon and rectum innervated by the splanchnic and pelvic afferents // *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*. – 2019. – Vol. 316. – P. 473–481.
75. Siri S., Maier F., Santos S., Pierce D.M., Feng B. Load-bearing function of the colorectal submucosa and its relevance to visceral nociception elicited by mechanical stretch // *American Journal of Physiology – Gastrointestinal and Liver Physiology*. – 2019. – Vol. 317. – P. G349–G358.
76. Sosna J., Bar-Ziv J., Libson E., Eligulashvili M., Blachar A. CT colonography: Positioning order and intracolonic pressure // *American Journal of Roentgenology*. – 2008. – Vol. 191.
77. Souza Vianna B.E., Leite P.K.R., Butterworth E., Taiar R., Machado C.B. Preliminary results on the assessment of temperature distribution on hands after typing on ergonomic and non-ergonomic postures. – 2020. 586–591 c.
78. Sperber A.D., Bangdiwala S.I., Drossman D.A., Ghoshal U.C., Simren M., Tack J., et al. Worldwide prevalence and burden of functional gastrointestinal disorders, results of rome foundation global study // *Gastroenterology*. – 2021. – Vol. 160. – P. 99–114.
79. Stokes W.E., Jayne D.G., Alazmani A., Culmer P.R. A biomechanical model of the human defecatory system to investigate mechanisms of continence // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. – 2019. – Vol. 233. – P. 114–126.
80. Suarez G., Vallejo E., Hoyos L. Computational modeling of the behavior of biomarker particles of colorectal cancer in fecal matter // *XV International Conference on Computational Plasticity. Fundamentals and Applications Complas*. – 2019. – Vol. 57. – P. 334–342.
81. Tanveer A., Hayat T., Alsaedi A., Ahmad B. Mixed convective peristaltic flow of Sisko fluid in curved channel with homogeneous–heterogeneous reaction effects // *Journal of Molecular Liquids*. – 2017. – Vol. 233. – P. 131–138.
82. Tanveer A., Hayat T., Alsaedi A., Ahmad B. Heat transfer analysis for peristalsis of MHD carreau fluid in a curved channel through modified Darcy law // *Journal of Mechanics*. – 2019. – Vol. 35. – P. 527–535.
83. Tharakan A., Norton I.T., Fryer P.J., Bakalis S. Mass transfer and nutrient absorption in a simulated model of small intestine // *Journal of Food Science*. – 2010. – Vol. 75.
84. Uno Y. Colonic transit time and pressure based on Bernoulli's principle // *Clinical and Experimental Gastroenterology*. – 2018. –

Vol. 11. – P. 153–163.

85. Watters D.A.K., Smith A.N., Eastwood M.A., Anderson K.C., Elton R.A., Mugerwa J.W. Mechanical properties of the colon: Comparison of the features of the African and European colon in vitro // Gut. – 1985. – Vol. 26. – P. 384–392.

86. Wei P., Tan Q., Uijtewaal W., van Lier J.B., de Kreuk M. Experimental and mathematical characterisation of the rheological instability of concentrated waste activated sludge subject to anaerobic digestion // Chemical Engineering Journal. – 2018. – Vol. 349. – P. 318–326.

87. Woolley S.M., Cottingham R.S., Pocock J., Buckley C.A. Shear rheological properties of fresh human faeces with different moisture content // Water SA. – 2014. – Vol. 40. – P. 273–276.

88. Woolley S.M., Buckley C.A., Pocock J., Fouch G.L. Rheological modelling of fresh human faeces // Journal of Water Sanitation and Hygiene for Development. – 2014. – Vol.4. – P. 484–489.

89. Yang P.J., Lamarca M., Kaminski C., Chu D.I., Hu D.L. Hydrodynamics of defecation // Soft Matter. – 2017. – Vol.13. – P. 4960–4970.

90. Yeoh J.W., Corrias A., Buist M.L. Modelling human colonic smooth muscle cell electrophysiology // Cellular and Molecular Bioengineering. – 2017. – Vol. 10. – P. 186–197.

91. Yoshino H., Kayaba H., Hebiguchi T., Morii M., Hebiguchi T., Itoh W., et al. Anal ultraslow waves and high anal pressure in childhood: a clinical condition mimicking Hirschsprung disease // Journal of Pediatric Surgery. – 2007. – Vol.42. – P. 1422–1428.

92. Zhao Y., Siri S., Feng B., Pierce D.M. Toward elucidating the physiological impacts of residual stresses in the colorectum // Journal of Biomechanical Engineering. – 2022. – Vol. 144.

93. [Электронный ресурс]. – URL: <https://teachmeanatomy.info/abdomen/gi-tract/colon/> (дата обращения: 04.10.2022).

Финансирование. Исследование выполнено за счет гранта Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 20–58–56014).

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

THE FECES FLOW IN COLON: BIOMECHANICS, RHEOLOGY, SIMULATION

M.I. Shmurak

Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia

ARTICLE INFO

Received: 12 September 2022

Approved: 25 December 2022

Accepted for publication: 26 December 2022

Key words:

Modeling, rheological properties, hyperelasticity, anisotropy, peristaltic waves.

ABSTRACT

Modeling can allow us to realize the functionality of a living organ and analyze the influence of various factors on it. In particular, modeling the movement of fecal masses through the intestine allows us to investigate the relationship between motility and the processing of intestinal contents, the time of its progress, and the role played by peristaltic waves. The intestine is a complicated system of complex geometric shape, wave movements of several configurations, and multi-level processing of internal contents. At the same time, a medical examination of the individual features of its structure and function is quite time-consuming. Building a personalized model that takes into account all these factors is a non-trivial task. However, such a model (if it can be developed) will minimize the use of invasive assessments of a patient's condition. It can also be used as the basis for planning therapeutic measures for a particular patient. This article presents an overview of current mathematical models developed in the past couple of decades for simulating the movement of fecal masses through the large intestine.

© PNRPU
