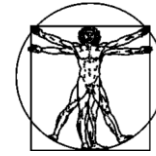


DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.3.02
УДК 531/534



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ПОЛУЧЕНИЕ ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫХ МОДЕЛЕЙ ЖЕЛУДКА ЧЕЛОВЕКА ПОСЛЕ РУКАВНОЙ ГАСТРОПЛАСТИКИ: РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ЭКСПЕРИМЕНТОВ

**И. Тониоло, К. Ностран, Э. Феррари, Э. Фонгаро,
К.Д. Фонтанелла, М. Фолетто, Э.Л. Карниэль**

Падуанский университет, Италия, 1, I-35131 Падуя, e-mail: emanueleluigi.carniel@unipd.it

Аннотация. Заметное увеличение случаев ожирения, происходящее в последние десятилетия в промышленно развитых странах, часто сопровождающееся высокой заболеваемостью и высоким уровнем смертности, сделало ожирение проблемой глобального здравоохранения. Бариатрическая хирургия – наиболее эффективный способ лечения тяжелой степени ожирения. Однако многие проблемы, связанные с хирургическими процедурами, еще не решены. Проведение экспериментов, основанных на новом рациональном подходе с использованием методов биоинженерии, может значительно улучшить хирургические методы, избавляя их от характерных недостатков и осложнений. Целью данной работы является построение персонифицированных компьютерных моделей резецированных желудков после рукавной гастропластики, предназначенных для воспроизведения структурно-механического поведения тканей желудка человека. Применен комбинированный экспериментально-вычислительный подход. Экспериментальные инсuffляционные тесты выполнены на девяти желудках после проведения рукавной гастропластики. С помощью метода обратного проектирования разработаны девять численных персонифицированных моделей. Для вычислительного эксперимента выбран двухслойный, армированный волокном анизотропный гиперупругий материал. Полученные результаты показали, как изменяется давление в зависимости от объема резецированных желудков. Сравнение экспериментальных и численных результатов позволило получить набор определяющих параметров, в том числе данные о напряженно-деформированном состоянии в интересующей области. Реализованный инженерный подход позволяет охарактеризовать механическое поведение тканей желудка человека. Предполагается, что полученные численные модели будут использоваться для понимания биомеханики человеческого желудка и станут клиническим инструментом, призванным помочь медицинскому персоналу оптимизировать бариатрические процедуры.

Ключевые слова: бариатрическая хирургия, компьютерное моделирование, ткани желудка.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время избыточный вес и ожирение считаются глобальными проблемами здравоохранения и одними из самых распространенных неинфекционных заболеваний во всем мире. ИМТ (индекс массы тела) определяет степень ожирения и представляет собой соотношение между весом человека и квадратом его роста ($\text{кг}/\text{м}^2$) [15]. Избыточный вес характеризуется ИМТ, равным $25 \text{ кг}/\text{м}^2$ и выше, в то время как ИМТ, равный $30 \text{ кг}/\text{м}^2$, указывает на ожирение, которое классифицируется как тяжелое, когда ИМТ превышает $40 \text{ кг}/\text{м}^2$ [15]. Ежегодно ВОЗ (Всемирная организация здравоохранения) составляет отчет о состоянии здоровья населения мира, в котором подчеркивает быстрое распространение болезни. Во всем мире 1,9 миллиарда человек страдают избыточным весом и 650 миллионов страдают ожирением [24]. Профилактика ожирения – лучшая стратегия для борьбы с этой чрезвычайной ситуацией в области здравоохранения. Многие страны уже приняли меры по предотвращению распространения ожирения, проводя информационные кампании, обучение медицинских работников, регулирование рекламы, налогообложение и ограничения на продажу высококалорийных продуктов питания и напитков [9, 25].

Бариатрическая хирургия – наиболее эффективное лечение для людей, страдающих тяжелой степенью ожирения [17]. Она включает в себя удаление отдела желудочно-кишечного тракта с целью вызвать кратковременную потерю веса и его долгосрочное поддержание в норме, снижая риск новых патологий и уровень смертности, связанный с избыточным весом, и, следовательно, улучшение качества жизни пациента [28]. Бариатрические операции в основном варьируются от процедур, нацеленных на уменьшение количества пищи, вводимой в желудок (бандажирование желудка, лапароскопическая рукавная гастропластика) (рис. 1, а), до процедур, направленных на изменение физиологического пути болюса путем изменения анатомии желудочно-кишечного тракта, тем самым снижая всасывание некоторых питательных веществ (билипанкреатическое шунтирование). Есть операции, которые сочетают в себе обе процедуры, например желудочное шунтирование [18].

Международная федерация хирургии ожирения и метаболических нарушений составляет годовые отчеты о бариатрических операциях, выполненных в 51 стране. Общее количество бариатрических вмешательств в 2018 году составило 394 431: 87467 (рукавная гастропластика 46,0 %), 72645 (желудочное шунтирование 38,2 %), 9534 бандажирование желудка 5,0 %) и другие (10,8 %) [27]. Несмотря на неоспоримую эффективность бариатрической хирургии, существуют опасения по поводу необходимости долгосрочного контроля сопутствующих заболеваний и осложнений после бариатрических процедур [8], а уровень смертности может наблюдаться в 0,64 % случаев [7]. Более того, бариатрическая сфера была связана с эмпирическим подходом, применяемым хирургами с давних времен [1]. Однако для снижения рисков и повышения показателей успешности бариатрических процедур необходим рациональный подход, состоящий в строгих рекомендациях хирурга и выборе процедуры. Для рационального предоставления неизмеримых или трудноизмеримых *in vivo* величин может быть использован потенциал численных инструментов.

Численные модели желудка могут быть очень полезны для исследования механических параметров, таких как напряжение и деформация, влияющих на стенку желудка после приема пищи до и после бариатрических процедур [4, 10, 26]. Использование модели желудка могло бы стать шагом вперед к пониманию механизма сытости: механорецепторы желудка передают сигналы от стенки желудка к области мозга, участвующей в насыщении благодаря сложному нервному пути [6, 13]. В настоящее время измерения напряжения и деформации стенки желудка в основном выполняются на животных [16, 19, 21] с помощью инвазивного оборудования.

Данный метод исследования неприменим к людям. Напротив, модели *in-silico* позволяют воссоздать обширный хирургический сценарий и новые возможные конфигурации без проведения клинических исследований. Однако надежность моделей во многом зависит от геометрических характеристик и состава биологических тканей, поэтому необходим комбинированный экспериментальный и численный подход.

В литературе описаны исследования, в которых предлагаются модели желудка в рамках механики твердого тела. Недостатком таких работ является либо простота геометрии и свойств материала [12], либо использование параметров, рассчитанных для ткани животных [4, 10].

В данной работе экспериментальный подход включает данные девяти резецированных желудков после рукавной гастропластики. Для каждого пациента построены соответствующие модели, гарантирующие, что численная модель согласуется с экспериментом. Кроме того, авторами предложена пошаговая процедура, позволяющая создать индивидуальную виртуальную твердотельную модель резецированного желудка на основе набора фотографий. В качестве материала желудка рассмотрен двухслойный, армированный волокном вязкогиперупругий анизотропный материал. Конечная цель исследования заключается в описании механического поведения тканей желудка человека. Для этого полученные параметры желудка человека использовались в модели, описанной в предыдущей работе авторов [10].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Образцы представляли собой девять резецированных желудков разных пациентов после рукавной гастропластики. Пациенты со средним весом 121 кг и в возрасте от 19 до 66 лет страдали ожирением. Все образцы предоставлены клиникой Падуанского университета (рис. 1, б). Так как резецированные желудки использовались сразу после удаления, никаких операций по консервации не потребовалось. Сначала была сделана серия панорамных фотографий 360°. Впоследствии толщину дна желудка, а также дистального и проксимального отделов измеряли с помощью цифрового измерителя толщины (рис. 1, в) (разрешение 0,01 мм). Учитывая сжимаемость желудочной ткани, измерения всегда проводил один и тот же оператор, уделяя особое внимание правильному измерению толщины без сжатия стенки желудка (дно: $(2,4612 \pm 0,6814)$ мм, тело: $(2,6474 \pm 0,3408)$ мм).

Эксперимент проводился согласно протоколу испытаний, представленному в литературе [3, 10]. Аппаратура состояла из перистальтического насоса (*VerderFlex Vantage 5000*, *Verder Ltd*, Великобритания) и датчика давления (142 ps 01d, *Honeywell*, США), подключенных к образцу с помощью трубок *Verderprene* (рис. 1, з). От помпы к проксимальному отделу желудка прикреплялась трубка диаметром 6,4 мм, а к дистальному отделу подсоединялся датчик диаметром 3,2 мм. Датчик подключался к персональному компьютеру через микроконтроллер (*Arduino MEGA 2560*, *Arduino LLC*) и приложение *Matlab* (*The MathWorks Inc.*, Натик, Массачусетс, США) (рис. 1, д). Выборка данных проводилась с частотой 7 Гц. Перед началом испытаний желудок погружали в физиологический раствор, чтобы не допустить воздействия силы тяжести. Насос настроен на наполнение 200 мл физиологического раствора на каждом этапе со скоростью потока 25 мл/с. Испытание прекращали при достижении внутрижелудочного давления около 5 кПа. Для реализации процесса релаксации между испытаниями был установлен 10-минутный период отдыха [5].



Рис. 1. Хирургическая процедура лапароскопической рукавной гастропластики [21] (а); резецированный желудок после лапароскопической рукавной гастропластики (б); измерение толщины цифровым толщиномером (в); соединение трубок петлями (г); схематическое изображение экспериментальной установки (д)

Фотограмметрию можно определить как метод, позволяющий получить информацию о размерах и положении трехмерного объекта исходя из анализа кадров (фильмов, слайдов) или цифровых изображений, полученных с разных точек зрения. Трехмерное моделирование начинается с получения размеров объекта и заканчивается численной моделью (рис. 2). Существует несколько подходов, позволяющих прийти от реального объекта к его модели. В этой статье построение трехмерной модели желудка проводилось методом, основанным на обработке изображений, в котором алгоритм получает трехмерные координаты с использованием уравнения коллинеарности или метода прямого линейного преобразования [22]. Для создания облака точек использовалась программа *Colmap* 3.6 (Швейцарская высшая техническая школа Цюриха и университет Северной Каролины в Чапел-Хилле, 2018). Файл облака точек (*ply*) был импортирован в графическую программу *CloudCompare* 2.10.2 (*Zephyrus*, 2018), позволяющую создавать объемные твердые тела с необработанной поверхностью. В дальнейшем поверхность объекта сглаживалась в системе автоматизированного проектирования *FreeCAD* 0.18, и в ней же создавалась форма резецированного желудка с произвольной поверхностью. На основе экспериментальных данных в программном комплексе *Solidworks* (*Dassault Systemes*, 2018) для каждой модели задавалась толщина, фактическая толщина дна, проксимального и дистального отделов. Наконец, для имитации того, что происходило при экспериментальных испытаниях, в дистальной и проксимальной частях модели проделаны два отверстия диаметром 10 мм. С помощью фотограмметрической обработки создано девять персонализированных моделей резецированных желудков с различными размерами и формой. Полученные трехмерные модели представлены в Приложении А. В компьютерном моделировании для получения достоверных результатов важно предложить кастомизированную модель с настраиваемой геометрией (размер, форма, толщина) и другими параметрами, оказывающими существенное влияние на результат.



Рис. 2. Построение трехмерной модели желудка методом обработки двумерных изображений. Слева направо: фотография резецированного желудка, создание сетки из облака точек, создание поверхности из сетки, окончательная виртуальная твердотельная модель, конечно-элементная модель (136 664 узла, 672 184 элемента)

Объемные модели, полученные в результате фотограмметрической обработки, были импортированы в универсальную программу конечно-элементного анализа *Abaqus 2018 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Провиденс, Род-Айленд)*. Задача моделирования резецированного желудка заключалась в воспроизведении процесса наполнения желудка физиологическим раствором. В работе *Fontanella et al.* [10] сообщается, что во время наполнения полости помещенного в физиологический раствор желудка жидкостью линейное давление достигало 10 кПа. Чтобы определить оптимальный набор параметров для тканей желудка, был выполнен ряд тестов с разными параметрами модели с целью получения расчетных кривых, максимально приближенных к экспериментальным, а также для получения хорошего соответствия между доверительными полосами в статистическом распределении. Для характеристики желудочной ткани был рассмотрен армированный волокном анизотропный материал, образованный двумя волокнистыми компонентами, обладающими вязкоупругостью и нелинейностью, его состав описан в Приложении Б.

Предварительный численный анализ проводился с набором основных параметров ткани желудка свиньи. Затем были увеличены значения параметров C_1 , C_4 , C_6 , отвечающие за исходную жесткость основной матрицы двух семейств волокон. В качестве окончательной настройки также были изменены α -параметры, отвечающие за наклон экспоненциальной кривой.

Полученные конечно-элементные модели в среднем состояли из 102 000 узлов сетки и 485 000 тетраэдрических элементов. Все численные эксперименты проводились на высокопроизводительном вычислительном сервере *Fujitsu Primergy RX4770*, оснащенный двумя процессорами *Intel Xeon E7 8890 v4*. Среднее время расчета составило приблизительно 24 часа при работе с 20 потоками.

Обработка экспериментальных данных проводилась по протоколу, реализованному *Carniel et al.* [3, 4]. Дальнейший анализ основывался на кривых давление-время и объем-время (рис. 3). В экспериментах красные точки обозначали пики, вызванные внезапным введением физиологического раствора, а зеленые – давлением после развития релаксационных процессов. Для обработки данных сформулирована модель экспоненциального увеличения давления-объема с различными параметрами (a_0 , b_0), определенными для каждого желудка. Такая модель наилучшим образом аппроксимирует экспериментальные данные, идентифицируемые по моментам равновесия (зеленые точки на рис. 3) в соответствии с относительным объемом:

$$p = a_0 \{ \exp(b_0 v) - 1 \}, \quad (1)$$

где p – давление; v – объем. Обработка результатов экспериментов позволила охарактеризовать поведение желудка.

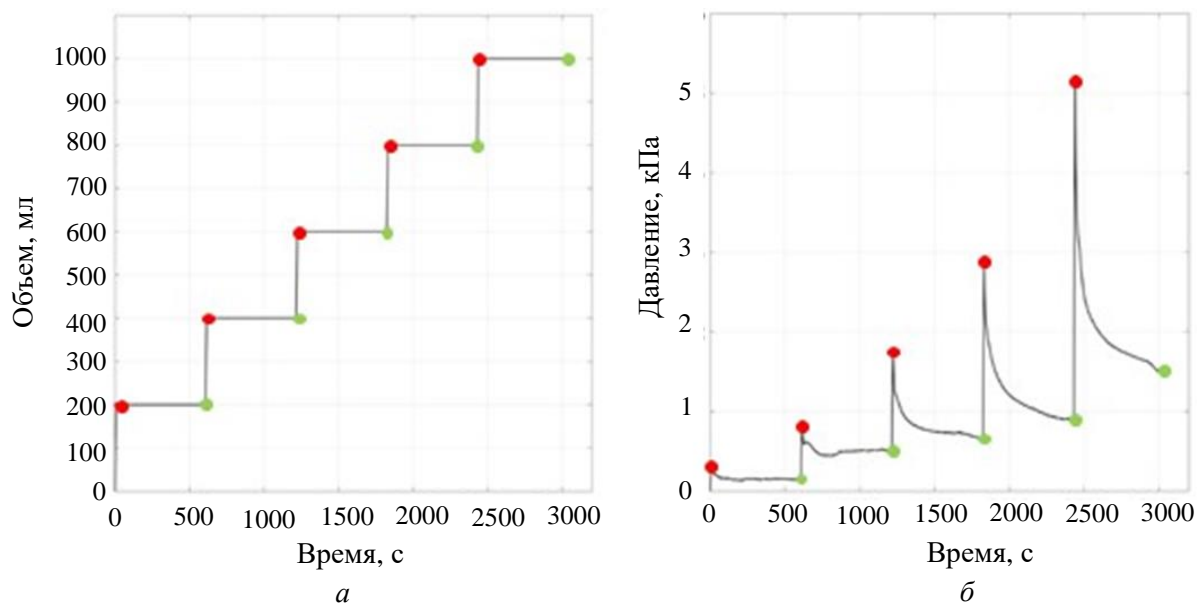


Рис. 3. Экспериментальные данные: *a* – график изменения объема в зависимости от времени; *б* – график изменения давления в зависимости от времени

РЕЗУЛЬТАТЫ

На рис. 4 показаны экспериментально полученные кривые, демонстрирующие, как изменяется давление в зависимости от объема резецированных желудков. Собранные данные позволили рассчитать доверительную полосу (доверительный интервал 50 %).

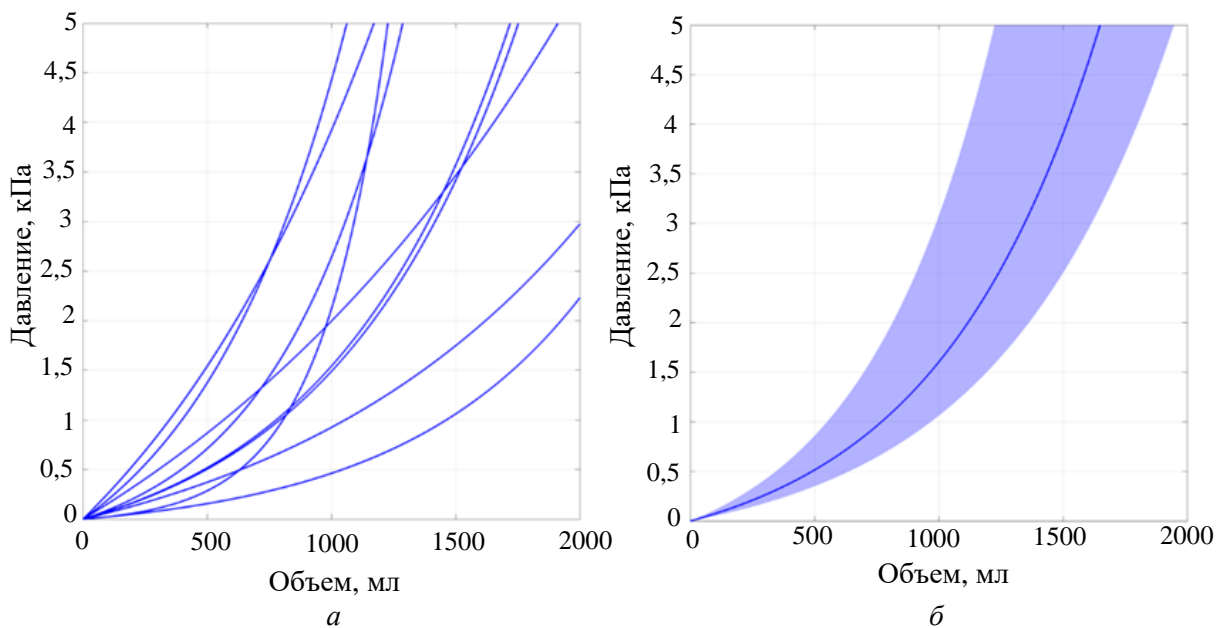


Рис. 4. Экспериментальные результаты: *a* – график изменения давления в зависимости от объема девяти резецированных желудков; *б* – доверительная полоса и средняя линия (доверительный интервал 50 %)

Результаты показали типичное нелинейное поведение геометрии и материала, характерное для мягких биологических тканей. Сначала на графике реализуется участок низкого напряжения за счет выравнивания волокон, за ним следует участок высокого напряжения, реализуемый под действием внутрифибриллярных связей [3, 11]. Вследствие высокой вариабельности между выборками доверительная полоса не была сужена.

Для обработки численных данных использовалась та же процедура, что и для обработки экспериментальных данных [4], после чего были получены сопоставимые результаты. Предварительный численный расчет, проведенный с параметрами ткани желудка свиньи, описан в работе *Fontanella et al.* [10], его результаты показали, что жесткость желудка сильно занижена по сравнению с экспериментальными данными. Различия в полученных результатах были ожидаемы, поскольку численный анализ в основном зависит от геометрии и толщины, более того, модель резецированного желудка человека состояла из дна и тела, в то время как модель желудка свиньи представляла собой весь желудок, включая антральный отдел. Чтобы получить хорошее соответствие между экспериментальными данными и результатами вычислений, моделирование проводилось с использованием множества основных параметров ткани желудка свиньи. Первоначально были изменены только параметры C_1 , C_4 , C_6 , связанные с общей жесткостью матрицы и волокон. Наблюдения за полученными результатами показали, что умножение параметров C на коэффициент 10 занижало жесткость желудочной ткани, в то время как умножение на 100 завышало жесткость ткани. После многочисленных численных экспериментов с коэффициентами, значения которых находились в диапазоне от 10 до 100, был выбран множитель 80, поскольку он минимизировал ошибку между экспериментальными и расчетными результатами. Результаты, полученные с использованием параметров ткани желудка свиньи, показали, что кривые не соответствуют экспериментальным данным. Тогда были увеличены значения параметров a_1 , a_4 , a_6 . Параметры a , умноженные на коэффициент 1,3, дали наилучшее соответствие между экспериментальными и численными результатами. Окончательные значения основных параметров показаны в таблице. На рис. 5, а показаны численные результаты для девяти резецированных желудков, а на рис. 5, б представлена доверительная полоса.

Оптимальный набор параметров

Параметр	C_1 , кПа	a_1	C_4 , кПа	a_4	C_6 , кПа	a_6
Серозная (соединительная) ткань тела желудка	1,432	2,112	0,096	4,491	0,056	4,151
Мышечная ткань тела желудка	1,432	2,112	0,056	2,907	0,040	2,413
Серозная (соединительная) ткань дна желудка	1,432	2,112	0,088	1,559	0,032	1,662
Мышечная ткань дна желудка	1,432	2,112	0,080	0,787	0,040	0,815

Примечание. C -параметры определяют начальную жесткость матрицы и волокон, a -параметры регулируют изменение жесткости при растяжении.

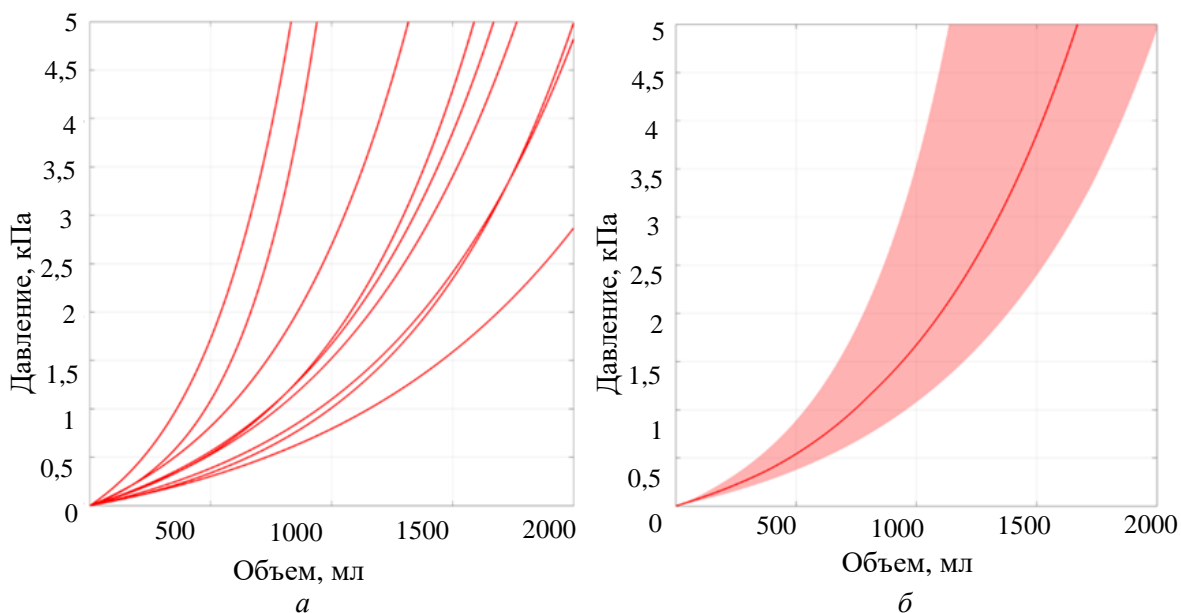


Рис. 5. Численные результаты: *a* – график изменения давления в зависимости от объема девяти резецированных желудков; *б* – доверительная полоса и средняя линия (доверительный интервал 50 %)

На рис. 6 показано сравнение экспериментальных данных и результатов численных расчетов. В частности, кривые, полученные при обработке данных резецированных желудков, представлены на рис. 6, *a*, а экспериментальная и расчетная доверительные полосы со средними линиями представлены на рис. 6, *б*.

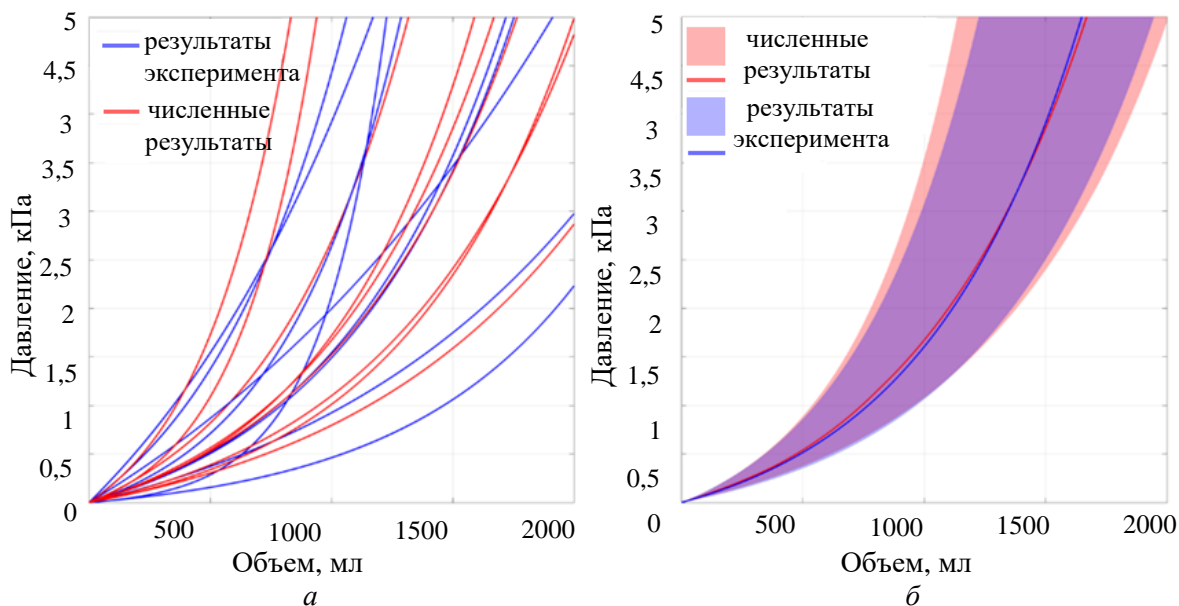


Рис. 6. Сравнение экспериментальных и численных результатов: *a* – экспериментальные кривые зависимости давления от объема резецированного желудка, расчетные кривые зависимости давления от объема резецированного желудка; *б* – сравнение экспериментальной и расчетной доверительной полосы и средней линии (доверительный интервал 50 %)

Разброс численных данных согласуется с экспериментальными, что свидетельствует о достоверности полученных результатов. Корреляция между статистическими распределениями показала аналогичную тенденцию как в отношении доверительной полосы 50 %, так и в отношении средних линий.

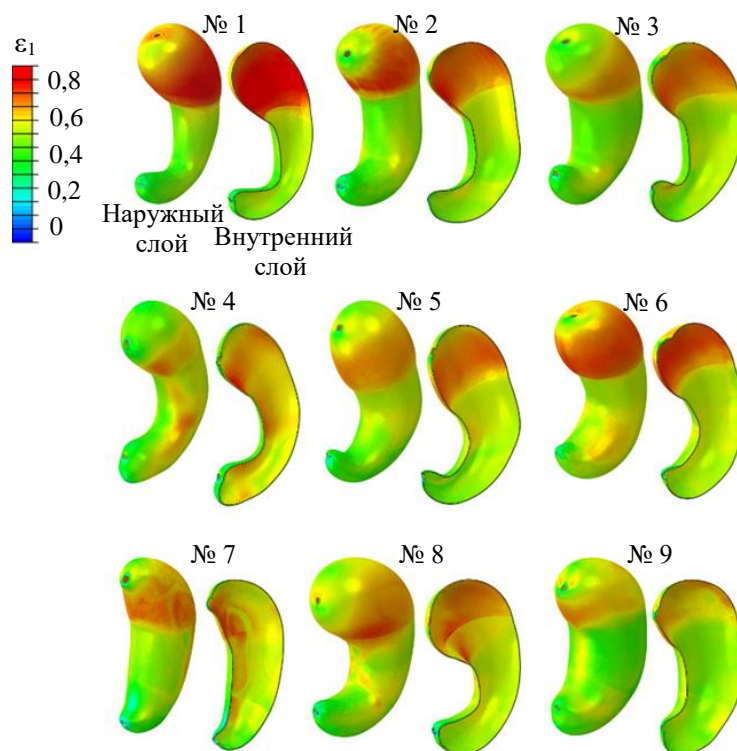


Рис. 7. Результаты численного анализа. Логарифмическая деформация внешнего и внутреннего слоя девяти резецированных желудков. Результаты получены при воздействии внутреннего давления 5 кПа

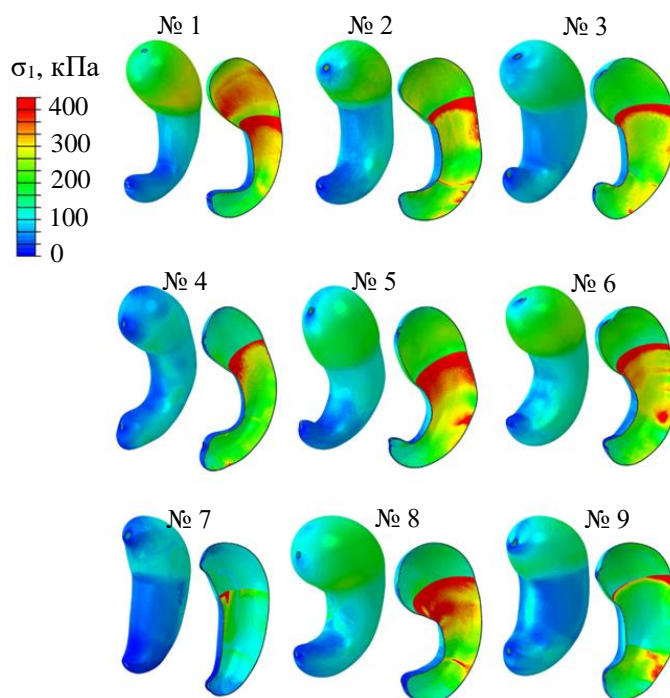


Рис. 8. Результаты численного анализа. Максимальное главное напряжение на внешнем и внутреннем слое девяти резецированных желудков. Результаты представлены при внутреннем давлении 5 кПа

На рис. 7 и 8 показаны результаты расчетов напряженно-деформированного состояния внутреннего и внешнего слоя девяти резецированных желудков. Из полученных результатов следует, что в области дна желудка реализуется максимальная логарифмическая деформация (см. рис. 7), в то время как в теле желудка реализуется максимальное главное напряжение (см. рис. 8). Различия в значениях основных параметров, характеризующих области дна и тела, приводят к разной механической реакции.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Ожирение – это глобальная проблема, социальные и экономические издержки которой постоянно растут. Бариатрическая хирургия является наиболее эффективной процедурой для лечения ожирения, однако она основана только на клиническом опыте, в то время как мировая тенденция направлена на поддержку более рациональных методов.

Цель данной статьи – охарактеризовать прочностные свойства резецированного желудка человека, определив набор основных параметров анизотропного армированного волокном гиперупругого материала, путем сравнения экспериментальных и расчетных результатов.

Авторами проведен эксперимент согласно протоколу, утвержденному в литературе с целью определения структурно-механических свойств резецированного желудка после рукавной гастропластики [3, 4]. Механическая реакция желудка, полученная при оценке зависимости давления от объема, подтверждает типичное поведение биологических тканей [11]. Преимущество данного исследования заключается в фотограмметрической реконструкции, позволяющей создать индивидуальную по форме, размеру и толщине модель желудка каждого пациента. Фотограмметрическая реконструкция повышает надежность численного расчета, механические параметры которого, такие как напряженно-деформированное состояние, сильно зависят от геометрических характеристик.

Численный эксперимент показал большую жесткость ткани желудка человека по сравнению с тканью животных, вследствие чего авторы увеличили значения основных параметров расчета. В соответствии с исследованием резервуарной функции желудка [14] предполагалось, что значения параметров тела желудка больше, чем значения параметров дна.

Результаты показали потенциал, который может дать численный анализ в области хирургии и биомеханики, делая возможным проведение исследований, недоступных физическому эксперименту. Фактически численный подход позволяет получить распределение напряжений и деформаций, и как только модель будет окончательно проверена, можно выполнить моделирование новых и инновационных хирургических методов без проведения физического эксперимента. В области бариатрической хирургии информация о напряженно-деформированном состоянии очень важна, потому что напряжение и деформация приводят к активации рецепторов (в основном механорецепторов), действие которых влияет на сигналы сытости и, следовательно, на потерю и поддержание нормального веса, что очень важно для пациентов, страдающих ожирением [2, 20].

Основной недостаток исследования заключался в небольшом количестве образцов, а также в отсутствии количественной оценки ошибки, допущенной в процессе фотограмметрической реконструкции. Более того, желудки были извлечены у пациентов с ожирением, и на них могли повлиять различия в размерах и толщине по сравнению с желудками пациентов с нормальным весом. Эта работа является отправной точкой для дальнейших исследований, необходимая для более полного и точного анализа

механического поведения желудка человека. Последующие исследования должны быть сосредоточены на характеристике прочностных свойств желудка человека с учетом здоровых желудков. Тем не менее представленные результаты являются частью деятельности, осуществляемой в области бариатрической хирургии в университете Падуи.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы гарантируют, что текст статьи является оригинальным и не был опубликован ранее в других изданиях, а также не планируется к публикации в другом месте. Это исследование было поддержано университетом Падуи, *BIRD* 2018, проект № *BIRD*183013 под названием *SMARTBAR: SMART Tools* для оценки эффективности и оптимизации бариатрической хирургии.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

На рисунке представлены девять фотографий резецированных желудков и соответствующие им трехмерные модели, полученные в результате фотограмметрической реконструкции, используемой в вычислительной деятельности. Авторы подчеркивают наличие внутри выборки желудков с различной формой и размерами, оказывающими существенное влияние на результаты вычислений.

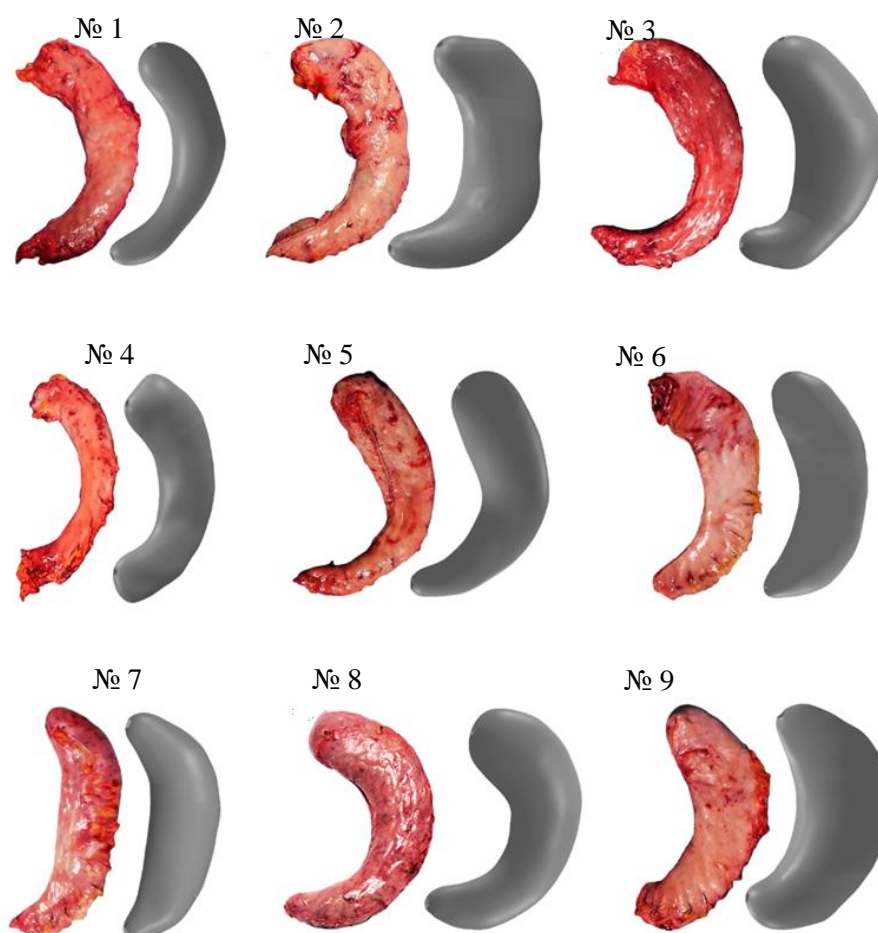


Рис. Фотограмметрическая реконструкция девяти резецированных желудков. Слева образец, полученный после рукавной гастропластики, а справа – виртуальная трехмерная модель

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Для характеристики механических свойств тканей желудка использовалась анизотропная вязкогиперупругая модель, подробно описанная в литературе [10, 26]. Модель основана на следующем соотношении между первым тензором напряжений Пиолы–Кирхгофа P и правым тензором деформации Коши–Грина C и переменными, описывающими процесс релаксации q^i :

$$P(C, q^i) = 2F \frac{W^0(C)}{C} - \sum_{i=1}^n q^i, \quad (\text{П1})$$

где W^0 – гиперупругий потенциал, определяющий мгновенный отклик ткани; F – градиент деформации. Изменение переменных, описывающих процесс релаксации, q^i описывается стандартными дифференциальными уравнениями

$$\dot{q}^i + \frac{1}{\tau^i} q^i = \frac{\gamma^i}{\tau^i} P^0. \quad (\text{П2})$$

Время релаксации τ^i определяет время, необходимое для развития i -го вязкого процесса. Относительная жесткость γ^i определяет вклад i -го процесса релаксации в падение напряжения, которому подвергается материал вследствие явлений релаксации.

Армированный волокнами материал как соединительного слоя, так и мышечной ткани определяется функцией энергии деформации в виде суммы изотропной части W_m^0 и анизотропной части (энергия деформации волокон) W_f^0 :

$$W^0(C) = W_m^0(C) + W_f^0(C, a_0, b_0); \quad (\text{П3})$$

$$W_m^0(C) = -p(I_3^{1/2} - 1) + [C_1/\alpha_1] \{ \exp[\alpha_1(I_1 - 3)] - 1 \}; \quad (\text{П4})$$

$$W_f^0(C, a_0, b_0) = \frac{C_4}{\alpha_4^2} \{ \exp[\alpha_4(I_4 - 1)] - \alpha_4(I_4 - 1) - 1 \} + \frac{C_6}{\alpha_6^2} \{ \exp[\alpha_6(I_6 - 1)] - \alpha_6(I_6 - 1) - 1 \}, \quad (\text{П5})$$

где I_1 и I_3 являются первым и третьим инвариантами правого тензора деформации Коши–Грина; a_0 и b_0 определяют ориентацию коллагеновых (в соединительном слое) или мышечных (в пределах внешнего мышечного слоя) волокон; I_4 и I_6 являются инвариантами, задающими растяжение квадратного образца ткани в направлении a_0 и b_0 соответственно. Член p является множителем Лагранжа, который определяет степень сжимаемости материала. Основным параметр C_1 определяет начальную жесткость ткани на сдвиг, а параметр α_1 регулирует нелинейность реакции на сдвиг. Параметры C_4 и C_6 – константы, определяющие исходную жесткость волокон, а α_4 и α_6 зависят от жесткости волокон при растяжении.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Alverdy J.C., Prachand V., Flanagan B., Thistlethwaite W.A., Siegler M., Garfinkel M. [et al.]. Bariatric surgery: a history of empiricism, a future in science // *Gastrointest. Surg.* 4. – 2009. – Vol. 13. – P. 465–477.
2. Berthoud H.R., Neuhuber W.L. Functional and chemical anatomy of the afferent vagal system // *Auton. Neurosci.* – 2000. – Vol. 85. – P. 1–17.

3. Carniel E.L., Albanese A., Fontanella C.G., Giovanni P., Prevedello L., Salmaso C. [et al.]. Biomechanics of stomach tissues and structure in patients with obesity // *Mech. Behav. Biomed. Mater.* – 2020. – Vol. 110. – P. 103883.
4. Carniel E.L., Frigo A., Fontanella C.G., De Benedictis G.M., Rubini A., Barp L. [et al.]. A biomechanical approach to the analysis of methods and procedures of bariatric surgery // *Biomech.* – 2017. – Vol. 56. – P. 32–41.
5. Carniel E.L., Rubini A., Frigo A., Natali A.N. Analysis of the biomechanical behaviour of gastrointestinal regions adopting an experimental and computational approach // *Comput. Methods Programs. Biomed.* – 2014. – Vol. 113. – P. 338–345.
6. Carniel E.L., Toniolo I., Fontanella C.G. Computational biomechanics: in-silico tools for the investigation of surgical procedures and devices // *Bioengineering (Basel)*. – 2020. – Vol. 7. – P. 48.
7. Chang S.H., Freeman N.L.B., Lee J.A., Stoll C.R.T., Calhoun A.J., Eagon J.C., Colditz G.A. Early major complications after bariatric surgery in the USA, 2003–2014: a systematic review and meta-analysis // *Obes. Rev.* – 2018. – Vol. 19. – P. 529–537.
8. Courcoulas A.P., Yanovski S.Z., Bonds D., Eggerman T.L., Horlick M., Staten M.A. [et al.]. Long-term outcomes of bariatric surgery: A national institutes of health symposium // *JAMA Surg.* – 2014. – Vol. 149. – P. 1323–1329.
9. Fernandez M.A., Raine K.D. Insights on the influence of sugar taxes on obesity prevention efforts // *Curr. Nutr. Rep.* – 2019. – Vol. 8. – P. 333–339.
10. Fontanella C.G., Salmaso C., Toniolo I., De Cesare N., Rubini A., De Benedictis G.M. [et al.]. Computational models for the mechanical investigation of stomach tissues and structure // *Ann. Biomed. Eng.* – 2019. – Vol. 47. – P. 1237–1249.
11. Fung Y.C. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues.* – New York: Springer Science + Business Media, 1993. – 567 p.
12. Gao F., Liao D., Zhao J., Drewes A.M., Gregersen H. Numerical analysis of pouch filling and emptying after laparoscopic gastric banding surgery // *Obes. Surg.* – 2008. – Vol. 18. – P. 243–250.
13. Holtmann G., Talley N.J. The stomach-brain axis // *Best. Pract. Res. Clin. Gastroenterol.* – 2014. – Vol. 28. – P. 967–979.
14. Kong F., Singh R.P. Disintegration of solid foods in human stomach // *Food Sci.* – 2008. – Vol. 73. – P. 67–80.
15. Markowitz J.S. *Mortality and its risk factors among professional athletes.* – Cham: Springer, 2018. – P. 39–49.
16. Miranda A., Mickle A., Medda B., Zhang Z., Phillips R.J., Tipnis N. [et al.]. Altered mechanosensitive properties of vagal afferent fibers innervating the stomach following gastric surgery in rats // *Europe PMC.* – 2009. – Vol. 162. – P. 1299–1306.
17. Piche M.E., Auclair A., Harvey J., Marceau S., Poirier P. How to choose and use bariatric surgery in 2015 // *Can. J. Cardiol.* – 2015. – Vol. 2. – P. 153–166.
18. Pories W.J. Bariatric surgery: risks and rewards // *Clin. Endocrinol. Metab.* – 2008. – Vol. 93. – P. 89–96.
19. Powley T.L., Hudson C.N., McAdams J.L., Baronowsky E.A., Martin F.N., Mason J.K., Phillips R.J. Organization of vagal afferents in pylorus: mechanoreceptors arrayed for high sensitivity and fine spatial resolution? // *Auton. Neurosci.* – 2014. – Vol. 183. – P. 36–48.
20. Powley T.L., Hudson C.N., McAdams J.L., Baronowsky E.A., Phillips R.J. Vagal intramuscular arrays: the specialized mechanoreceptor arbors that innervate the smooth muscle layers of the stomach examined in the rat // *Comp. Neurol.* – 2016. – Vol. 524, no. 4. – P. 7113–737.
21. Powley T.L., Phillips R.J. Gastric satiation is volumetric, intestinal satiation is nutritive // *Physiol. Behav.* – 2004. – Vol. 82. – P. 69–74.
22. Remondino F., El-hakim S. Image-based 3D modelling: a review // *The Photogrammetric Record.* – 2006. – Vol. 21, no. 115. – P. 269–291.
23. Reza Adib. Brisbane Obesity Clinic. – URL: <https://brisbaneobesityclinic.com.au/> (дата обращения: 2020).
24. Share of adults that are obese, World Health Organization (WHO). – URL :<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight> (дата обращения: 10.01.2021).
25. Simpson C.C., Griffin B.J., Mazzeo S.E. Psychological and behavioral effects of obesity prevention campaigns // *Health Psychol.* – 2019. – Vol. 24. – P. 1268–1281.
26. Toniolo I., Fontanella C.G., Foletto M., Carniel E.L. Biomechanical investigation of the stomach following different bariatric surgery approaches // *Bioengineering (Basel)*. – 2020. – Vol. 7. – P. 1–12.
27. Welbourn R., Hollyman M., Kinsman R., Dixon J., Liem R., Ottosson J., Ramos Аю, Våge V., Al-Sabah S., Brown W., Cohen R., Walton P., Himpens J. Bariatric surgery worldwide: baseline demographic description and one-year outcomes from the fourth IFSO Global Registry Report 2018 // *Obes. Surg.* – 2019. – Vol. 29. – P. 782–795.

28. Williams M., Champion J.K. Complications of laparoscopic bariatric surgery / ed. by K.A. Leblanc. Management of laparoscopic surgical complications. – Boca Raton: CRC Press, 2004. – P. 121–134.

PATIENT-SPECIFIC MODELS OF HUMAN RESECTED STOMACH AFTER LAPAROSCOPIC SLEEVE GASTRECTOMY: EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL RESULTS

**I. Toniolo, C. Nostran, E. Ferrari, E. Fongaro, C.G. Fontanella,
M. Foletto, E.L. Carniel (Padova, Italy)**

The conspicuous increase in obesity rate occurring in the last decades in industrialized countries, often accompanied by high morbidity and high mortality rate, have been made obesity a global health concern. Bariatric Surgery is the most effective treatment for severe obesity. However, there are still many issues related to surgical procedures not yet been overcome. The importance of experimenting with a new rational approach based on bioengineering methods could strongly improve surgical approach by avoiding drawbacks and complications. The aim of this work is the construction of patient-specific computational models of the resected stomachs after laparoscopic sleeve gastrectomy able to interpret the structural mechanical behaviour of human gastric tissues. A coupled experimental-computational approach was performed. Experimental insufflation tests were performed on nine resected stomachs from LSG. Through a reverse engineering approach, nine specific-patient computational models were developed, aiming at simulating the experimental activities. A double-layered fiber-reinforced anisotropic hyperelastic material formulation was chosen. The experimental evidences provided the pressure-volume behavior of the resected stomachs. The comparison between experimental and computational results permitted to identify the set of the constitutive parameters. The stress-strain distribution described the region and the layer mainly solicited. An engineering approach allows us to characterize the mechanical behavior of the human gastric tissues. Reliable computational models will be used in understanding the biomechanics of the human stomach and will provide a clinical tool to help medical staff in optimizing bariatric procedures.

Key words: bariatric surgery, computational modelling, human gastric tissues.

Получено 16 февраля 2021