

УПРУГОСТЬ И ГИПЕРУПРУГОСТЬ АОРТЫ

Муслов С.А., Зайцева Н.В., Корнеев А.А., Чистяков М.В., Фищенко К.А.

Российский университет медицины, Москва, e-mail: muslov@mail.ru

Аннотация. Деформационные свойства тканей аорты сравнивались с упругими (линейная, билинейная, экспоненциальная) и наиболее известными гиперупругими (неогуковская, Муни–Ривлина, Огдена, полиномиальная, Йео, Веронда–Вестман) моделями; оценивалось их соответствие экспериментальным данным. Применяли следующие статистические показатели: стандартное отклонение SD, наибольшее абсолютное отклонение δ , максимальная приведенная погрешность δ_{\max} , коэффициент корреляции. Определены материальные константы упругих и гиперупругих моделей аорты в продольном и кольцевом направлениях. Все изученные гиперупругие модели продемонстрировали высокую прогностическую способность механического поведения биоматериала аорты во всем диапазоне деформаций механических испытаний, однако «невязка» опытных и модельных данных для гиперупругих моделей была ниже. Все модели, кроме модели Муни–Ривлина при малых деформациях, проявили механическую устойчивость ($\partial\sigma/\partial\varepsilon > 0$) согласно критерию Хилла–Друкера. В качестве экспериментальных данных использовали кривые σ - ε , полученные при механических испытаниях образцов аорты 5-месячных свиней, внутренние органы которых анатомически близки к таковым у человека. Результаты расчетов могут быть полезны при расчете напряженно-деформированного состояния тканей аорты, биоинженерии сердца и кровеносных сосудов, а также при разработке эндопротезов для выполнения реконструктивных вмешательств.

Ключевые слова: упругие и гиперупругие механические свойства, биомеханика, аорта

AORTIC ELASTICITY AND HYPERELASTICITY

Muslov S.A., Zaitseva N.V., Korneev A.A., Chistyakov A.A., Fishchenko K.A.

Russian University of Medicine, Moscow, e-mail: muslov@mail.ru

Annotation. The deformation properties of aortic tissues were compared with elastic (linear, bilinear, exponential) and the most well-known hyperelastic (neo-Hookean, Mooney–Rivlin, Ogden, polynomial, Yeoh, Veronda–Westmann) models and their compliance with experimental data was evaluated. The following statistical indicators were used: standard deviation SD, the largest absolute deviation δ , the maximum reduced error δ_{\max} , the correlation coefficient. The material constants of elastic and hyperelastic models of the aorta in the longitudinal and annular directions are determined. All the studied hyperelastic models demonstrated a high predictive ability of the mechanical behavior of the aortic biomaterial over the entire range of deformations of mechanical tests, however, the «discrepancy» of experimental and model data for hyperelastic models was lower. All models, except the Mooney–Rivlin model with small deformations, showed mechanical stability ($\partial\sigma/\partial\varepsilon > 0$) according to the Hill–Drucker criterion. The curves σ - ε obtained during mechanical tests of aortic samples of 5-month-old pigs, whose internal organs are anatomically close to those of humans, were used as experimental data. The calculation results can be useful in calculating the stress-strain state of aortic tissues, bioengineering of the heart and blood vessels, as well as in the development of endoprostheses for performing reconstructive interventions.

Keywords: elastic and hyperelastic mechanical properties, biomechanics, aorta

Взаимодействие между материалом и биологической средой может происходить по двум направлениям. Одно из них – когда на биологические ткани воздействует материал, а второе – когда материал подвергается влиянию биологических тканей. Таким образом, при подборе биомедицинских материалов для инструментов и протезов с точки зрения их биологической совместимости важны как влияние материала на окружающие ткани, так и возможная нежелательная обратная реакция организма на материал и конструкцию из него, т.е. деградация материала. Биосовместимым называется материал, который не оказывает отрицательного действия на биологические ткани и не деградирует от их обратного действия. Биомеханическая совместимость предполагает отсутствие перегрузок, макродеформаций и «пространственной жесткости» на поверхности раздела «конструк-

ция – ткань организма». В этом плане приоритетными являются материалы, которые обладают пластичными свойствами и вызывают минимальную, «нежную» и щадящую реакцию окружающих и контактирующих с ними тканей. Такие материалы должны деформироваться в соответствии с закономерностями поведения тканей организма, реагировать на изменение формы тканей органов, обладать высокими, стабильными физико-механическими характеристиками и возможностью программируемого управления формоизменением, не разрушаться после многократного воздействия и обеспечивать гармоничный и комфортный характер взаимодействия системной пары «элементы конструкции – ткани организма» и ее «механическую однородность» [1, 2]. Важно, чтобы материал не вызывал воспалительной реакции ткани, так как это может вызвать ее раздражение, боль и некрози-

ческие изменения. Исходя из этого подхода, высокий уровень биомеханической совместимости предполагает максимальную близость физико-механических свойств материала и конструкций к свойствам тканей организма, с которыми они функционально взаимодействуют. Таким образом, базовые критерии при выборе потенциальных биоматериалов для внутриорганных вмешательств должны содержать определенные требования, прежде всего к их механическому поведению.

Одной из важнейших биоинженерных задач для разработчиков эндопротезов аорты является подбор материала для конструкции протеза (сегодня стенты-графты – наиболее распространенная разновидность сосудистых стентов). Для того чтобы подобрать идеальный материал для эндопротеза, необходимо знать механические свойства биотканей самой аорты. При этом изучение механических свойств мягких биотканей сложнее, чем изучение неорганических материалов. Основная проблема, возникающая при исследовании мягких биологических структур, в том числе аорты человека и животных, – это выбор гиперупругой модели, которая бы наиболее точно описывала бы поведение биоматериала. Тем не менее, это важно в интересах поддержки клинических решений, а также в сферах тканевой инженерии и при разработке замещающих материалов для протезирования (ангиопластики).

Цель и задачи – сопоставить деформационные свойства тканей аорты с наиболее известными гиперупругими и упругими моделями и оценить их соответствие экспериментальным данным.

Материалы и методы исследования

Как известно, почти все биологические ткани – гиперупругие (исключение составляют твердые ткани зуба и кости скелета). Они еще называются эластомерами и резино- или каучукоподобными. Гиперупругие материалы практически несжимаемы (коэффициент Пуассона приблизительно 0,5), способны испытывать очень большие деформации, а потом возвращаться к исходному состоянию или близкому к нему.

Материальные параметры упругих и гиперупругих моделей определяли с помощью известных программных комплексов Mathcad 15.0 и ANSYS 2022 R2. В качестве экспериментальных данных использовали кривые «напряжение – деформации», полученные при механических испытаниях образцов аорты 5-месячных свиней, внутренние органы которых анатомически близки к таковым у человека [3]. Образцы для испыта-

ний вырезались в продольном и кольцевом направлениях. Для этих же направлений рассчитывались упругие и гиперупругие модели. Оцифровку кривых производили с помощью свободно распространяемого приложения PlotDigitizer Online App.

Результаты исследования и их обсуждение

Из обширного семейства гиперупругих моделей были отобраны 6, часто встречающихся в мировой литературе (неогуковская, Муни–Ривлина, Огдена, полиномиальная, Веронда–Вестманн и Йео) и зарекомендовавших себя как наиболее соответствующие экспериментальным данным [4]. Материальные константы этих моделей, полученные при расчетах, приведены ниже (единица измерения, кроме α , – мегапаскаль, МПа).

Продольное направление.

Неогуковская модель: $\mu = 0,265$;

2-параметрическая Муни–Ривлина:

$$C_{10} = 0,822, C_{01} = -0,881;$$

модель Огдена 1-го порядка:

$$\mu = 0,102, \alpha = 3,969$$

(безразмерная постоянная);

полиномиальная 2-го порядка:

$$C_{10} = -0,153, C_{01} = 0,221, C_{20} = -0,374, \\ C_{02} = -0,174, C_{11} = 0,933;$$

модель Веронда–Вестманн:

$$C_1 = 0,435, C_2 = -1,42, C_3 = 0,753;$$

модель Йео 3-го порядка:

$$C_1 = 0,063, C_2 = 0,177, C_3 = -0,039 \text{ МПа.}$$

Кольцевое направление.

Неогуковская модель: $\mu = 0,297$;

2-параметрическая Муни–Ривлина:

$$C_{10} = 0,954, C_{01} = -1,107;$$

модель Огдена 1-го порядка:

$$\mu = 0,084, \alpha = 4,217$$

(безразмерная постоянная);

полиномиальная 2-го порядка:

$$C_{10} = 0,698, C_{01} = -0,665, C_{20} = -1,047, \\ C_{02} = -3,088, C_{11} = 3,593;$$

модель Веронда–Вестманн:

$$C_1 = 1,059, C_2 = -0,875, C_3 = 1,129;$$

модель Йео 3-го порядка:

$$C_1 = 0,051, C_2 = 0,144, C_3 = -0,018 \text{ МПа.}$$

Гиперупругие кривые моделей $\sigma(\lambda)$, $\lambda = \varepsilon + 1$ приведены на рисунках 1 и 2. Результаты расчетов, полученные в обоих приложениях (Mathcad и ANSYS), практически совпали. Все исследованные модели показали хорошую релевантность опытным данным (пожалуй, есть вопросы только к однопараметрической и самой простой неогуковской модели – это следует даже из рисунка 1).

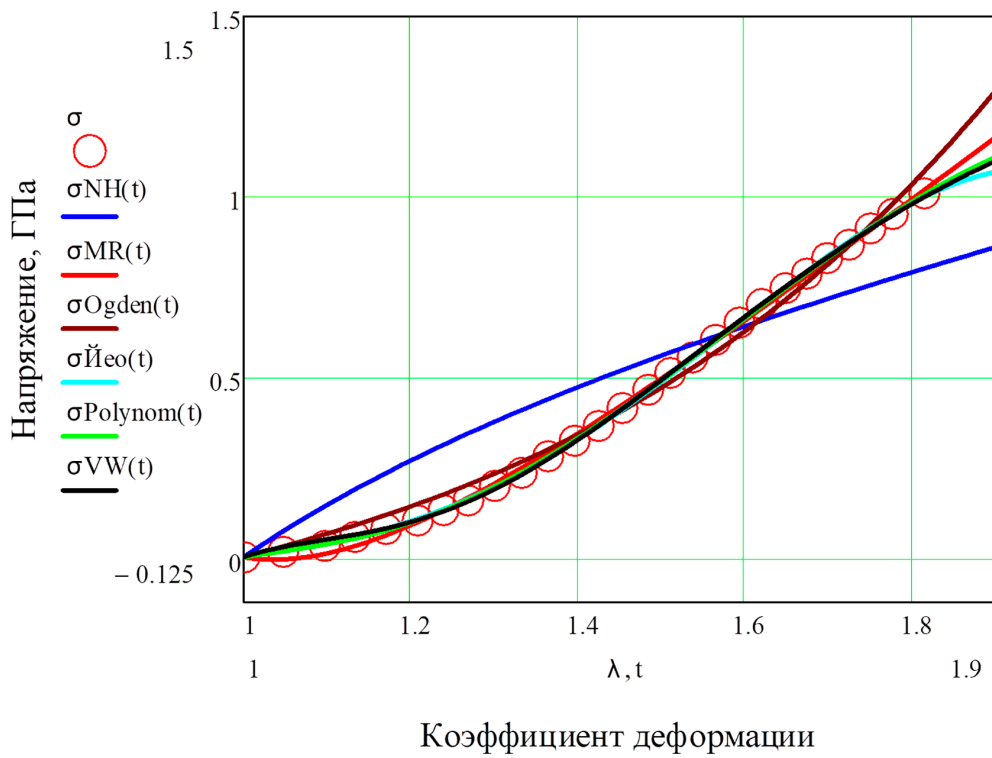


Рис. 1. Гиперупругие модели аорты и экспериментальные данные (обозначены точками). Аксиальное направление

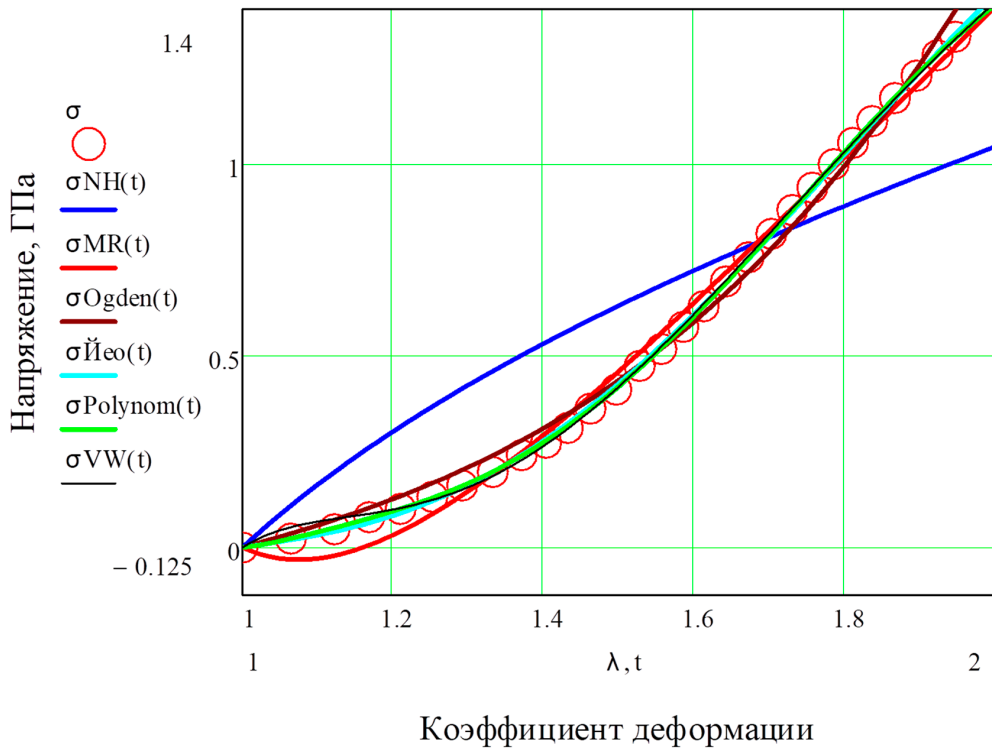


Рис. 2. Гиперупругие модели аорты и экспериментальные данные (обозначены точками). Окружное направление

Наиболее близки к исходным данным оказались полиномиальная модель и модель Йоо. Статистические показатели в аксиальном направлении (рис. 1) составили для гиперупругой полиномиальной модели: стандартное отклонение $SD=0,002$ МПа, наибольшее абсолютное отклонение $\delta=0,005$ МПа, максимальная приведенная погрешность $\delta_{max}=0,583\%$, коэффициент корреляции $R=1$. В окружном направлении (рис. 2) показатели: $0,002$ МПа, $0,004$ МПа, $0,349\%$, 1 соответственно.

Согласно критерию Хилла–Друкера [5, 6], все модели, кроме модели Муни–Ривлина при малых деформациях, проявили механическую устойчивость ($\partial\sigma/\partial\varepsilon > 0$, σ – ме-

ханическое напряжение, ε – относительная деформация) во всем диапазоне деформаций, который они описывают. Неадекватность модели Муни–Ривлина при малых деформациях следовала из рисунка 1 (участок $\varepsilon=0-20\%$), а также из алгебраических подсчетов, согласно которым $C_{10} + C_{01} < 0$. Как известно, для тел Муни–Ривлина $C_{10} + C_{01} = \mu_0$, где $\mu_0 \approx E_0/3$ – начальный модуль сдвига, E_0 – начальный модуль Юнга [7].

В дополнение к показателям гиперупругих моделей были рассчитаны параметры упругих: линейной, билинейной и экспоненциальной моделей аорты (таблица) и получены модельные кривые, которые представлены на рис. 3 и 4.

Параметры упругих моделей аорты

Модель	Линейная	Билинейная		Экспоненциальная	
Математическая формулировка	$\sigma=E \cdot \varepsilon$	$\sigma=E_1 \cdot \varepsilon + E_2 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_{cr}) \cdot \theta(\varepsilon - \varepsilon_{cr})$		$\sigma=a \cdot (\exp(b \cdot \varepsilon) - 1)$	
Параметры	E , МПа	E_1 , МПа	E_2 , МПа	a , МПа	b
Продольное направление	1,084	0,587	1,421	0,334	1,758
Кольцевое направление	1,169	0,522	3,189	0,274	1,904

где θ – функция Хэвисайда, равная нулю для отрицательных значений аргумента и единице –

для положительных: $\theta(x) = \begin{cases} 0, & x < 0 \\ 1, & x \geq 0 \end{cases}$ [8].

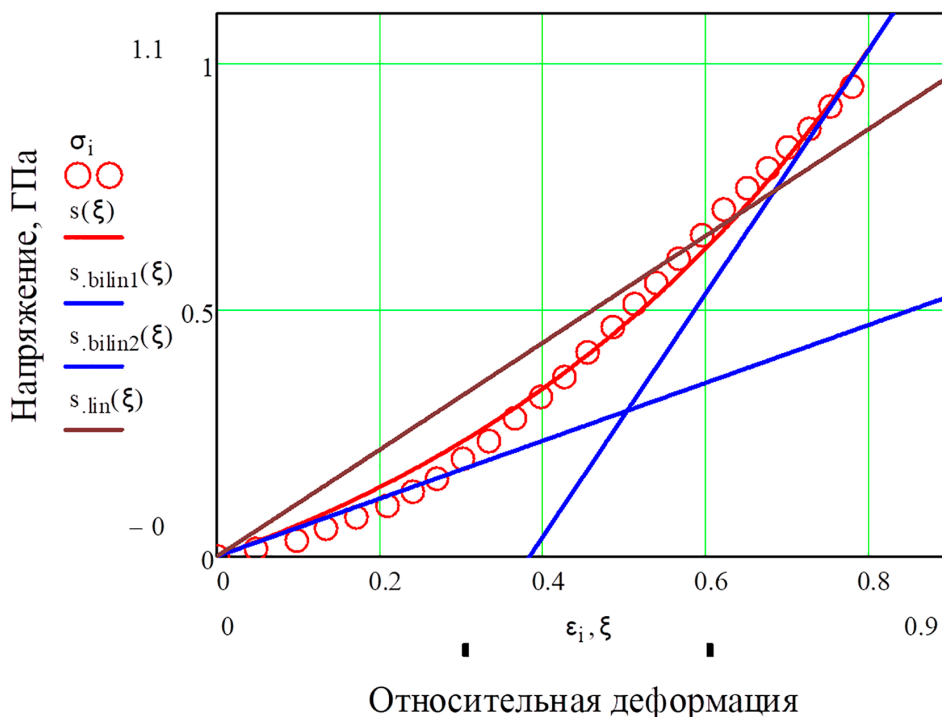


Рис. 3. Упругие модели аорты (линейная, билинейная и экспоненциальная) и экспериментальные данные (обозначены точками). Аксиальное направление

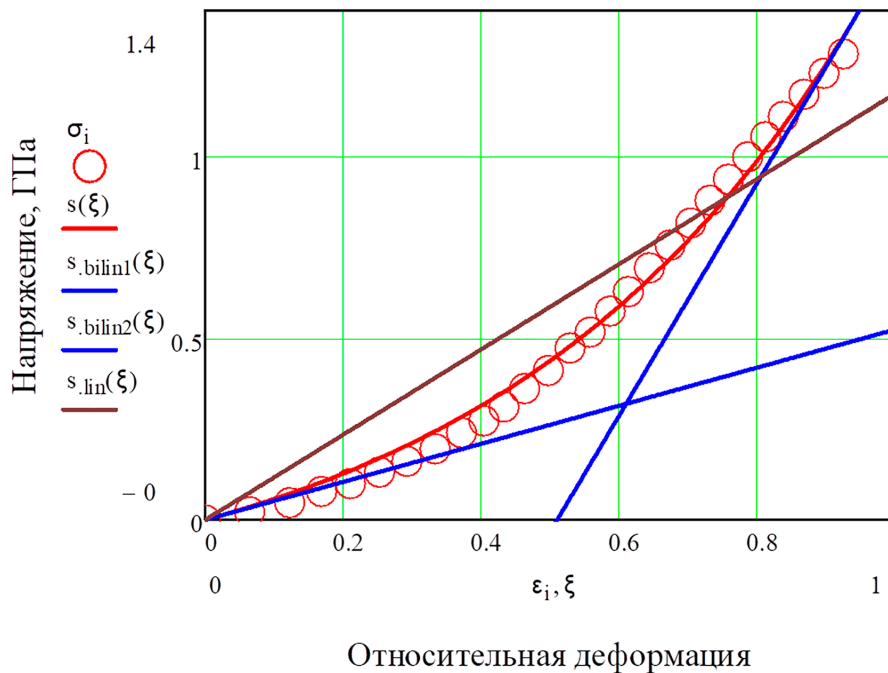


Рис. 4. Упругие модели аорты (линейная, билинейная и экспоненциальная) и экспериментальные данные (обозначены точками). Окружное направление

Статистические показатели в аксиальном направлении составили для упругой экспоненциальной модели: стандартное отклонение $SD=0,029$ МПа, наибольшее абсолютное отклонение $\delta=0,046$ МПа, максимальная приведенная погрешность $\delta_{\max}=4,543\%$, коэффициент корреляции $R=0,9972$, что лучше, чем у остальных упругих моделей, но несколько хуже, чем у гиперупругих. В окружном направлении показатели: $0,033$ МПа, $0,047$ МПа, $3,551\%$, $0,9976$ соответственно.

Выводы

1. Определены материальные константы гиперупругих и упругих моделей аорты в продольном и кольцевом направлениях.
2. Все исследованные модели продемонстрировали высокую предсказательную способность механического поведения биоматериала аорты во всем диапазоне деформаций.
3. Все модели (кроме модели Муни–Ривлина при малых деформациях) механически устойчивы: $\partial\sigma/\partial\varepsilon > 0$ (согласно критерию Хилла–Друкера).
4. Результаты вычислений материальных констант моделей могут быть полезны при расчетах напряженно-деформированных состояний в тканях аорты, биоинженерии сердца и сосудов, при разработке замещающих материалов и конструкций из них для выполнения реконструктивных вмешательств, к примеру имплантации стентов-

графтов при значимых стенозах, аневризмах и расслоении аорты.

Список литературы

1. Поляков Д.И., Муслов С.А., Степанов А.Г., Арутюнов С.Д. Механические свойства тканей уха и биосовместимых силиконов для протезирования ушной раковины // Физико-химическая биология: Материалы VIII международной научной интернет-конференции. Ставрополь, 2020. С. 135-141.
2. Арутюнов С.Д., Поляков Д.И., Муслов С.А., Харязян А.Э., Степанов А.Г., Асташина Н.Б. Исследование качества жизни с помощью специфического опросника QL PAER пациентов после протетической реконструкции ушной раковины // Клиническая стоматология. 2021. № 1 (97). С. 160-164. DOI: 10.37988/1811-153X_2021_1_160.
3. Ming Pei, Donghua Zou, Yong Gao, Jianhua Zhang, Ping Huang, Jiawen Wang, Jiang Huang, Zhengdong Li, Yijiu Chen. The influence of sample geometry and size on porcine aortic material properties from uniaxial tensile tests using custom-designed tissue cutters, clamps and molds // PLoS ONE. 2021. Vol. 16(2). P. e0244390. DOI: 10.1371/journal.pone.0244390.
4. Шмурак М.И., Кучумов А.Г., Воронова Н.О. Анализ гиперупругих моделей для описания поведения мягких тканей организма человека // Master's Journal. 2017. № 1. С. 230-243.
5. Hill R. General theory of uniqueness and stability in elastic-plastic solids // Journal of the Mechanics and Physics of Solids. 1958. Vol. 6, No. 3. P. 236-249. DOI: 10.1016/0022-5096(58)90029-2.
6. Drucker D.C. A definition of a stable inelastic material // Journal of Applied Mechanics. 1959. Vol. 26. No. 1. P. 101-195. DOI:10.1115/1.4011929.
7. Nomesh Kumar, V. Venkateswara Rao. Hyperelastic Mooney-Rivlin model: Determination and physical interpretation of material constants // MIT International Journal of Mechanical Engineering. 2016. Vol. 6(1). P. 43-46.
8. Виноградова И.А., Олехник С.Н., Садовничий В.А. Математический анализ в задачах и упражнениях. Том 1. Дифференциальное и интегральное исчисление. М.: Изд-во МЦНМО, 2017. 416 с.