УДК 57:53:61

CC BY 4.0

МОДЕЛЬ ФАНГА СИЛИКОНОВЫХ ОБОЛОЧЕК ГРУДНЫХ ИМПЛАНТОВ ПРИ ИХ ДОЛГОВРЕМЕННОМ ИСПОЛЬЗОВАНИИ

[1]Муслов С. А. ORCID ID 0000-0002-9752-6804,
[2]Сухочев П. Ю. ORCID ID 0000-0002-8004-6011,
[3]Плаксин С. А. ORCID ID 0000-0001-8108-1655,
[4]Шадрин В. В. ORCID ID 0009-0004-8172-6168,
[3]Платунова В. А. ORCID ID 0009-0006-0187-7818,
[5]Тарханова Е. Г. ORCID ID 0009-0000-3473-4975

[1]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет медицины» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Российская Федерация, e-mail: muslov@mail.ru;
[2]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова», Москва, Российская Федерация;
[3]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е. А. Вагнера» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Пермь, Российская Федерация;
[4] Федеральное государственное бюджетное учреждение науки «Институт механики сплошных сред Уральского отделения Российской академии наук», Пермь, Российская Федерация;
[5]Автономная некоммерческая организация высшего образования «Московский университет "Синергия"», Москва, Российская Федерация

Гиперупругие модели активно применялись для изучения деформационных свойств тканей молочной железы и материалов оболочек грудных протезов. Однако феноменологической модели Фанга в перечне этих моделей нет, несмотря на то что модель Фанга хорошо себя зарекомендовала в литературе при описании механических свойств ряда материалов и биологических тканей. Цель данного сообщения – с помощью формально определенной линейной и гиперупругой модели Фанга исследовать деформационные свойства силиконовых материалов, применяемых для маммопластики при хирургических вмешательствах в эстетической медицине при увеличении груди и реконструктивно-восстановительных операциях, а также определить влияние времени эксплуатации силиконовых грудных протезов на параметры моделей. Рассматривали силиконовый материал Eurosilicone. Расчеты производили в системе компьютерной алгебры Mathcad. Установлено, что гиперупругая модель Фанга весьма удовлетворительно описывает механические свойства силиконовых материалов, используемых для оболочек грудных протезов (с низкой по величине относительной погрешностью и высоким значением коэффициента корреляции экспериментальных и модельных данных). При деформировании модуль Юнга силиконового материала Eurosilicone немонотонно изменяется (сначала уменьшается, затем возрастает), модуль Юнга линейной модели постоянен по величине. Параметр C модели Фанга практически монотонно снижался за все время эксплуатации в организме, а безразмерный параметр β увеличивался. Коэффициент корреляции в процессе уменьшения параметра C модели Фанга и модуля E линейной модели составил величину, соответствующую очень сильной связи между параметрами, в результате параметр C может также применяться в качестве характеристики жесткости материалов и биотканей. Установлено, что «размягчение» параметра C модели Фанга коррелирует с уменьшением постоянной C_{10} модели Муни – Ривлина, которая характеризует уменьшение плотности сшивки силиконов. Авторы считают, что в перспективе полученные зависимости параметров модели Фанга позволяют оценить скорость деградации силиконовых материалов в организме, связанную со структурными изменениями материалов.

Ключевые слова: биомеханика, гиперупругие модели, силикон, грудные импланты

FANG'S MODEL OF SILICONE BREAST IMPLANT SHELLS IN THEIR LONG-TERM USE

[1]Muslov S. A. ORCID ID 0000-0002-9752-6804,
[2]Sukhochev P. Yu. ORCID ID 0000-0002-8004-6011,
[3]Plaksin S. A. ORCID ID 0000-0001-8108-1655,
[4]Shadrin V. V. ORCID ID 0009-0004-8172-6168,
[3]Platunova V. A. ORCID ID 0009-0006-0187-7818,
[5]Tarkhanova E. G. ORCID ID 0009-0000-3473-4975

[1]Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Russian University of Medicine" of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation, e-mail: muslov@mail.ru;

[2]Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Lomonosov Moscow State University", Moscow, Russian Federation;
[3]Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Perm State Medical University named after Academician E. A. Wagner" of the Ministry of Health of the Russian Federation, Perm, Russian Federation;
[4] Federal State Budgetary Scientific Institution "Institute of Continuum Mechanics of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences", Perm, Russian Federation;
[5]Autonomous Non-Profit Organization of Higher Education "Moscow University 'Synergy'", Moscow, Russian Federation

Hyperelastic models have been extensively used to study the deformation properties of breast tissue and breast implant shell materials. However, the phenomenological Fung model is not included in these models, despite its proven effectiveness in describing the mechanical properties of a number of materials and biological tissues. The purpose of this paper is to use a formally defined linear and hyperelastic Fung model to study the deformation properties of silicone materials used in mammoplasty surgery for breast augmentation and reconstructive surgery in aesthetic medicine, as well as to determine the effect of silicone breast implant wear time on the model parameters. The silicone material "Eurosilicone" was considered. Calculations were performed using the Mathcad computer algebra system. It was found that the hyperelastic Fung model satisfactorily describes the mechanical properties of silicone materials used for breast implant shells (with a low relative error and a high correlation coefficient between experimental and model data). During deformation, the Young's modulus of the Eurosilicone silicone material changes non-monotonically, while the Young's modulus in the linear model is constant. The C parameter of the Fung model decreased almost monotonically over the entire period of use in the body, while the dimensionless parameter β increased. The correlation coefficient for the decrease in the C parameter of the Fung model and the E modulus of the linear model was found to be a value corresponding to a very strong relationship between the parameters. As a result, the C parameter can be used to characterize the rigidity of materials and biological tissues. It was found that the softening of the C parameter of the Fung model correlates with a decrease in the C_{10} constant of the Mooney-Rivlin model and characterizes a decrease in the cross-linking density of silicones. The authors believe that, in the future, the obtained dependences of the Fung model parameters will allow us to estimate the degradation rate of silicone materials in the body.

Keywords: biomechanics, hyperelastic models, silicone, mammoplasty

Введение

Модель Фанга достаточно широко используется в механике больших деформаций, в частности потому, что её устанавливающие уравнения описываются только двумя параметрами C и β, что упрощает анализ [1-3]:

$$W = \frac{C}{2\beta}(e^{\beta(I_1-3)} - 1),$$

$$\sigma(\lambda) = C(\lambda - \frac{1}{\lambda^2})e^{\beta(I_1-3)}, \qquad (1)$$

где W – плотность энергии деформируемого тела, σ – механическое напряжение, λ – коэффициент деформации, $I_1 = \lambda^2 + 2/\lambda$ – первый инвариант тензора конечных деформаций Коши-Грина для одноосного растяжения с учетом уравнения несжимаемости

$$\lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 = 1$$

и, как следствие, соотношения

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda_1^{-1/2}$$ [4].

В литературе гиперупругая модель Фанга позиционируется как феноменологический математический подход, который используется для описания нелинейного механического поведения материалов и мягких биологических тканей, проявляющих гиперупругие свойства (то есть способных к большим обратимым деформациям). В компактной форме модель Фанга может быть записана в виде

$$W = c \cdot (\exp(Q) - 1),$$

где c – положительная константа, связанная с конкретными материалами; Q – полином, который учитывает величину деформации и значения материальных констант. В коммерческих пакетах конечно-элементного анализа (ANSYS, Abaqus и др.) модель Фанга не является «встроенной» по умолчанию, как, например, модели Муни - Ривлина или Огдена. Ограничения модели также связаны с тем, что модель является феноменологической – она не объясняет детально микроскопические механизмы деформации, а лишь параметрически описывает макроскопическое поведение. Линейная модель представлена законом Гука

$$\sigma = E\varepsilon = E(\lambda - 1),$$

где E – модуль Юнга, ε – относительная деформация.

Понимание и количественная оценка механических свойств тканей молочной железы тела человека и оболочек грудных протезов являются предметом интереса исследователей – биомехаников и пластических хирургов в течение последних двух десятилетий.

В США грудные импланты установлены около 3.5 млн женщин [5]. Одновременно всё больше женщин решают удалить их [6]. Частично это обусловлено несовместимостью эластомерных свойств синтетических оболочек маммопротезов и параметров пассивных деформационных свойств мягких тканей молочной железы. И те, и другие сильно нелинейны и мало изучены.

Цель работы – исследовать деформационные свойства силиконовых материалов с помощью формально определенной линейной и гиперупругой модели Фанга. Определить влияние времени эксплуатации силиконовых грудных протезов на параметры деформационных моделей.

Материалы и методы исследования

При расчетах в системе компьютерной алгебры Mathcad 15.0 с помощью функционала *genfit* использовались исходные данные σ-λ из [7], полученные для одноосного случая при деформации 0-300%. Испытания проводились на испытательном стенде *Zwick/Roell*, деформация измерялась с помощью видеодатчика *VideoExtens* по специальным меткам. При долговременном использовании измерения выполняли через определенные интервалы времени: 0, 6.0, 6.5, 7.0, 8.0, 9.0, 9.5, 10.0, 11.0, 12.0, 13.0, 14.0, 15.0, 15.5, 16.0, 17.0 и 19.0 лет. Испытывали по 5 образцов одной оболочки имплантов марки Eurosilicone (Франция).

Среднее значение упругого модуля $E_{ср}$ рассчитывали по формуле

$$E_{ср} = \frac{1}{\lambda_{макс} - \lambda_{мин}} \int_{\lambda_{мин}}^{\lambda_{макс}} E(\lambda) d\lambda ,$$

где E(λ) – дифференциальный модуль Юнга, который находили из соотношения

$$E(\lambda) = \frac{d\sigma}{d\lambda} = Ce^{\beta(I_1-3)}\left[\left(\frac{2}{\lambda^3}+1\right)+\beta\left(2\lambda-\frac{2}{\lambda^2}\right)\left(\lambda-\frac{1}{\lambda^2}\right)\right] . \quad (2)$$

Значение начального модуля E_0 вычисляли средствами Mathcad как $E_0 = \lim_{\lambda \to 1} E(\lambda)$, минимальное – с помощью функционала Minimize (E, λ). При расчетах точности моделирования применяли стандартные показатели описательной статистики (табл. 1).

Результаты исследования и их обсуждение

Подгонка моделей. Кривые «инженерное напряжение – деформация» (σ – λ) через 19 лет эксплуатации в организме женщин показаны на рис. 1.

Видно, что модельные кривые в целом повторяют результаты, полученные опытным путем. Количественно ошибки аппроксимации рассмотренными моделями представлены в таблице 1.

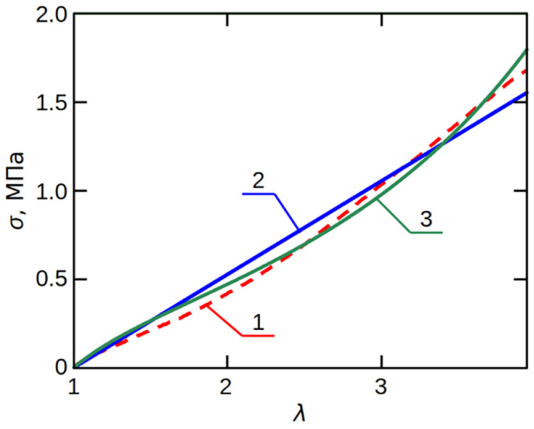


Рис. 1. Кривые «напряжение – деформация» силикона Eurosilicone: экспериментальные данные (1), в линейной модели (2) и модели Фанга (3)

Таблица 1

Статистические показатели гиперупругих моделей (ошибки аппроксимации)

Модель	SD, МПа	Δ, МПа	δ, %	R
Линейная модель	0.077	0.115	6.852	0.994
Модель Фанга	0.046	0.126	7.514	0.996

Примечания. SD – стандартное отклонение (standard deviation), Δ – максимальная абсолютная погрешность, δ – максимальная приведенная погрешность, R – коэффициент корреляции Пирсона.

Из таблицы 1 следует, что ошибки аппроксимации обеих моделей – примерно одного порядка, то есть рассмотренные модели приблизительно одинаково точно описывают механические свойства силиконового материала. При этом коэффициент корреляции модельных и экспериментальных данных модели Фанга немного выше (0.996 и 0.994).

Упругие модули. Представляет интерес поведение упругих модулей моделей (рис. 2). Если модуль упругости линейной модели это постоянная величина 0.53 МПа, не зависящая от деформации ($\partial E/\partial\lambda = 0$) и его графиком служит прямая линия, параллельная оси абсцисс, то упругий модуль в модели Фанга ведет себя немонотонно: сначала убывает ($\partial E/\partial\lambda < 0$) от E =0.736 МПа, в интервале деформаций больше двух – возрастает ($\partial E/\partial\lambda > 0$) до E = 1.171 МПа при $\lambda = 3.935 \approx 4$, т. е. при удлинении почти в 4 раза. Минимальное значение модуля Юнга в модели Фанга равно 0.409 МПа, среднее – 0.614 МПа., т. е. незначительно выше, чем упругого модуля в линейной модели. Таким образом, модель Фанга дает несколько завышенное значение жесткости силикона по сравнению с линейной (гуковской). Отметим также, что $E > 0$, что говорит о выполнении критерия Хилла – Друкера механической стабильности [8; 9] для обеих моделей ($(\partial\sigma/\partial\lambda > 0)$).

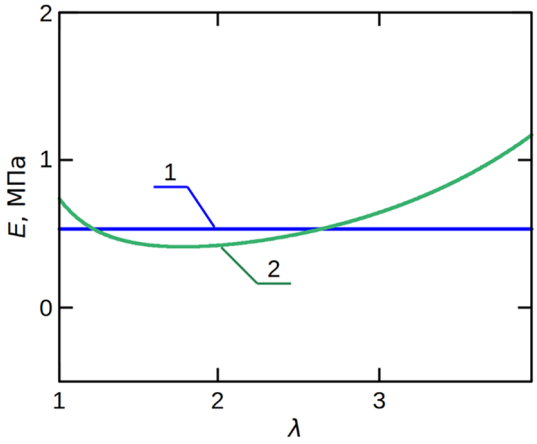


Рис. 2. Модули Юнга в линейной модели (1) и модели Фанга (2), МПа, через 19 лет эксплуатации

Динамика параметров моделей за 19 лет эксплуатации. Безусловно, важным является поведение силиконов в период их эксплуатации в виде оболочек грудных имплантов. Грудные имплантаты подвержены износу под воздействием времени и взаимодействия с организмом вплоть до разрыва их оболочек, повторной операции и удаления имплантов [10]. В связи с этим были произведены расчеты параметров рассматриваемых моделей через определенные промежутки времени нахождения силиконовых имплантов внутри организма женщин-волонтеров. Результаты вычислений проиллюстрированы на рисунке 3 и в таблице 2.

Таблица 2

Параметры линейной модели (E) и модели Фанга (C, β) в зависимости от времени нахождения силикона в организме человека

Время, годы	E, МПа	C, МПа	β
0	1.02441	0.525228	0.015
6.0	0.865678	0.458813	0.017
6.5	0.857222	0.457205	0.017
7.0	0.869361	0.504914	0.014
8.0	0.813718	0.449245	0.017
9.0	0.767881	0.38032	0.023
9.5	0.773024	0.408683	0.02
10.0	0.766174	0.400015	0.021
11.0	0.725669	0.37623	0.023
12.0	0.708566	0.377367	0.022
13.0	0.641767	0.302271	0.031
14.0	0.646484	0.334803	0.026
15.0	0.602912	0.287053	0.033
15.5	0.612159	0.308572	0.03
16.0	0.579779	0.279336	0.035
17.0	0.55517	0.270221	0.038
19.0	0.530024	0.245178	0.049

Из рис. 3 можно сделать вывод, что параметр C модели Фанга почти монотонно (коэффициент детерминации $R^2 = 0.9198$) снижался за все время наблюдений от 0.525 МПа до 0.245 МПа со средней скоростью по крайним точкам -0.014 МПа/год (-2.81 %/год), а безразмерный параметр β увеличивался ($R^2 = 0.7986$) от 0.015 до 0.049 со средней скоростью 0.0018/год (11.92%/год). За все время наблюдений постоянная C уменьшилась более чем в 2.14 раза, а β увеличилась в 3.26 раза. При этом коэффициент β первые 6-7 лет практически не менялся. Обратим внимание на значение параметра C модели после 19 лет нахождения импланта в организме (табл. 2): 0.245 МПа. Следовательно, упругий модуль в исходном недеформированном состоянии должен быть в 3 раза больше: $E_0 = 3C = 0.735$, что не противоречит рисунку 3.

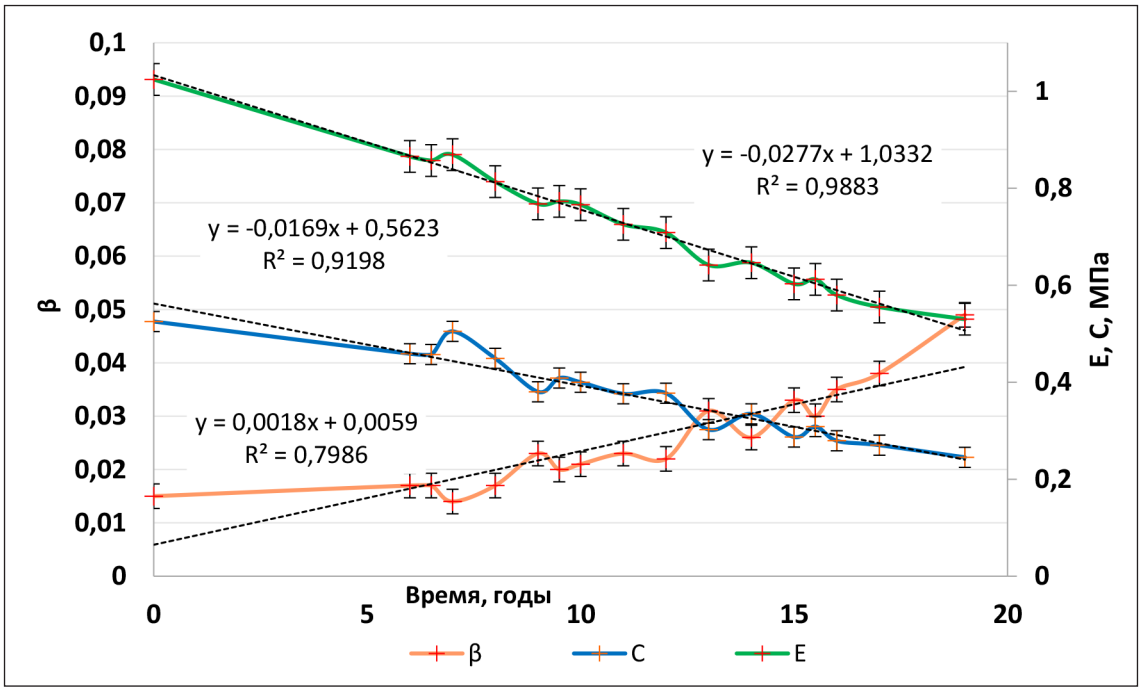


Рис. 3. Параметры линейной модели (E) и модели Фанга (C, β) ± стандартная ошибка среднего m в зависимости от времени нахождения силикона в организме человека. R^2 – коэффициент детерминации

Что касается характеристики другой (линейной) модели – модуля Юнга, то он практически монотонно (R^2 = 0.9883) уменьшался, подобно параметру C модели Фанга, от 1.02 до 0.53 МПа со скоростью -0.026 МПа/год (-2.54 %/год). В результате за время наблюдений модуль Юнга уменьшился в 1.93 раза. Коэффициент корреляции в уменьшении параметра C и модуля E составил 0.979, что соответствует очень сильной связи между параметрами и не противоречит формуле (2). Линии тренда C и E при этом практически параллельны. Отметим, что полученные данные не противоречат литературным данным для силиконового каучука, полученным авторами [11]. Вывод, который можно сделать по данному разделу: параметр C модели Фанга может использоваться как мера жесткости материалов и тканей наравне с модулем Юнга.

Наравне с этим подчеркнем, что, однако, критерий допустимого снижения уровня механических свойств материала, который бы позволил оценить безопасный срок использования имплантов без их значимой деградации, пока не установлен и должен стать предметом дальнейших исследований. При положительном решении этого вопроса можно будет утверждать, что модели гиперупругого материала и формально определенные стандартные модели представляют собой надежный инструмент для прогнозирования поведения оболочек протезов при различных условиях нагружения, что может позволить оптимизировать конструкции и потенциально гарантировать их долгосрочную эксплуатацию. Отметим, что под деградацией свойств материала оболочек имплантов может подразумеваться следующее. При длительном нахождении в организме происходит взаимодействие оболочки протеза с тканями, изменяющее его свойства в результате химических реакций, изменения температуры, механического трения и износа парапротезной капсулы, что меняет упругие и прочностные характеристики оболочки протеза. Кроме того, в результате механических воздействий в оболочке протеза накапливаются микроповреждения, которые со временем под действием нагрузок или травм могут привести к разрыву оболочки [5]. Также авторы предполагают уменьшение плотности сшивки полимеров оболочки при долговременной эксплуатации, что требует дополнительных исследований.

«Смягчение» параметров гиперупругих моделей по мере увеличения срока эксплуатации материала Eurosilicone также продемонстрировали постоянные E линейной модели (R^2 = 0.988) и C_{10} модели Муни – Ривлина (R^2 = 0.979) при коэффициенте

взаимной корреляции между ними 0.977. Коэффициент корреляции C_{10} и C составил 0.916. Это позволило нам в заключение остановиться еще на одной интерпретации параметров моделей, а именно: C (Фанга), E (линейной) и C_{10} (Муни – Ривлина).

Плотность сшивки. Сильная корреляция постоянной C модели Фанга силикона с упругими характеристиками материалов позволяет нам в заключение остановиться на физическом смысле этой постоянной и её интерпретации. Дело в том, что за упругие свойства материалов и биотканей отвечает не только модуль Юнга E в линейной модели, но и косвенно постоянная C_{10} гиперупругой 2-параметрической модели Муни – Ривлина. При этом авторы [12] предложили оценивать плотность сшивки полимеров (cross-linked density) по формуле:

$$n = \frac{C_{10}}{RT} \sim C_{10}$$

где R = 8.31 Дж/моль·K – универсальная газовая постоянная, T – температура. Аналогичная по смыслу формула для перекрестно сшитых полимеров дана в [13]. Действительно, плотность сшивки связана с упругими свойствами материалов. В рамках модели аффинной сети (affine network model) плотность сшивки полимеров пропорциональна аффинному модулю Юнга E_{affine} согласно предсказываемому теорией соотношению

$$E_{affine} = 3\nu k_B T,$$

где ν – число плотности сшитых нитей сети, k_B – постоянная Больцмана, равная $1.38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К [14]. Как известно, сшивка макромолекул резко меняет параметры физических свойств полимеров, так как реакция сшивания приводит к увеличению степени их полимеризации. Как известно, силиконы – это кремнийорганические полимеры (полиорганосилоксаны). Чем больше степень сшивания и число поперечных связей между цепочками полимеров, тем выше механические свойства последних [15].

Согласно формуле (3), плотность сшивки силиконов Eurosilicone за 19 лет, прошедших после установки протезов, должна уменьшиться с 251.79 до 119.67 моль/м^3, т. е. на 52.48%. С другой стороны, вследствие корреляции C и E (C_{10}) можно утверждать, что n ~ C и плотность сшивки уменьшается за 19 лет на 53.32%, что очень близко к предыдущей оценке. Одновременно, по литературным данным, по мере эксплуатации ухудшаются функциональные свойства оболочек силиконовых имплантов: уменьшаются значения максимального относительного удлинения до разрыва и срок службы [16].

Отметим, что плотность сшивки Eurosilicone экспериментально не измерялась и может стать предметом исследования в будущем.

Выводы

1. Гиперупругая феноменологическая модель Фанга весьма удовлетворительно описывает механические свойства силиконовых материалов, используемых для оболочек грудных протезов (приведенная погрешность 7.51%, коэффициент корреляции экспериментальных и модельных данных 0.996).

2. При деформировании на 292.5% модуль Юнга силиконового материала Eurosilicone в модели Фанга немонотонно изменяется от 0.736 до 1.171 МПа, модуль Юнга в линейной модели 0.53 МПа и постоянен по величине.

3. Параметр C модели Фанга почти монотонно (R^2 = 0.9198) снижался за все время эксплуатации в организме человека от 0.525 до 0.245 МПа со скоростью -2.81 %/год, а безразмерный параметр β увеличивался (R^2 = 0.7986) от 0.015 до 0.049 со скоростью 11.92%/год.

4. Коэффициент корреляции в уменьшении параметра C модели Фанга и модуля E линейной модели составил 0.979, что соответствует сильной связи между параметрами, в результате параметр C может также применяться в качестве характеристики жесткости материалов и биотканей.

5. Установлено, что «размягчение» параметра C модели Фанга коррелирует с уменьшением постоянной C_{10} модели Муни – Ривлина и при принятых предпосылках может характеризовать снижение плотности сшивки силиконов.

6. В перспективе полученные зависимости параметров модели Фанга и линейной модели позволяют оценить скорость деградации силиконовых материалов в организме, обусловленной структурными изменениями материалов.

Список литературы

1. Bone A., Liman Kaoye M. B.-A., Baidi B. B., Samon J.-B. Comparison of Hyperelastic Models for Analysis of Human and Pig Skins Behavior // Journal of Applied Mathematics and Physics. 2025. Vol. 13. P. 2045-2062. DOI: 10.4236/jamp.2025.136114.

2. Муслов С. А., Арутюнов С. Д., Маев И. В., Золотницкий И. В., Солодов А. А., Раснер П. И. Гиперупругие свойства биологических тканей: монография / Под ред. С. С. Перцова, С. В. Панина. М.: Практическая медицина, 2025. 232 с. ISBN: 978-5-98811-658-5. EDN: BPALJZ.

3. Муслов С. А., Никишенко А. Н., Сухочев П. Ю. Гиперупругость биологических тканей: монография / Под ред.

член-корр. РАН С. С. Перцова, А. А. Солодова. Новокузнецк, 2026. ISBN: 978-5-00255-548-2. DOI: 10.38006/00255-548-2.2026.1.218.

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. EDN: YUOPFB.

5. Szymanski K. D., Mikes B. A. Breast Implant Rupture. 2025 Dec 13. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan. PMID: 29083733.

6. Triana L., Palacios Huatuco R. M., Campilgio G., Liscano E. Trends in Surgical and Nonsurgical Aesthetic Procedures: A 14-Year Analysis of the International Society of Aesthetic Plastic Surgery-ISAPS // Aesthetic Plast Surg. 2024 Oct. № 48(20). P. 4217-4227. DOI: 10.1007/s00266-024-04260-2.

7. Шадрин В. В., Плаксин С. А., Платунова В. А. Механические свойства силиконовых маммопротезов // Российский журнал биомеханики. 2024. Т. 28. № 4. С. 200–207. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2024.4.17.

8. Hill R. A general theory of uniqueness and stability in elastic-plastic solids // Journal of the Mechanics and Physics of Solids. 1958. Vol. 6(3). P. 236–249. DOI:10.1016/0022-5096(58)90029-2.

9. Drucker D. C. A definition of a stable inelastic material // Journal of Applied Mechanics. 1959. Vol. 26(1). P. 101-106. DOI: 10.1115/1.4011929.

10. Necchi S., Molina D., Turri S., Rossetto F., Rietjens M., Pennati G. Failure of silicone gel breast implants: Is the mechanical weakening due to shell swelling a significant cause of prostheses rupture? // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2011. Vol. 4. № 8. P. 2002-2008. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.06.019.

11. Muslov S. A., Polyakov D. I., Lotkov A. I. et al. Measurement and calculation of mechanical properties of silicone rubber // Russ. Phys. J. 2021. T. 63. № 9. C. 1525-1529. DOI: 10.1007/s11182-021-02201-z.

12. 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.

13. Седов И. А., Абдуллин А. Р. Способ определения степени сшивки при исследовании перекрестно-сшитых поликапролактонов. Номер патента: RU 2718130. C1. Год публикации: 2020. Номер заявки: 2019135026. Дата регистрации: 31.10.2019. Дата публикации: 30.03.2020. eLIBRARY ID: 42711633. EDN: QNEVHJ.

14. Mayumi K., Liu C., Yasuda Y., Ito K. Softness, Elasticity, and Toughness of Polymer Networks with Slide-Ring Cross-Links // Gels. 2021. Vol. 7. P. 91. DOI: 10.3390/gels7030091.

15. Antipova C. G., Krupnin A. E., Zakirov A. R., Pobezhimov V. V., Romanenko D. A., Stolyarova D. Y., Chvalun S. N., Grigoriev T. E. A Comprehensive Mechanical Testing of Polyacrylamide Hydrogels: The Impact of Crosslink Density // Polymers. 2025. Vol. 17. P. 737. DOI: 10.3390/polym17060737.

16. Plaksin S. A., Ponomarev D. N., Shadrin V. V., Osorgina I. A. Changes in mechanical properties of breast implants depending on the time they remain in the body // Theses of the XII National Congress named after N. O. Milanov "Plastic surgery, aesthetic medicine and cosmetology". 2023. P. 74-75.

Конфликт интересов: Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest: The authors declare that there is no conflict of interest.

Финансирование: Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования.

Financing: The research was performed without external funding.