

**ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МОДИФИЦИРОВАННЫХ УПРУГИХ  
И ВЫСОКОЭЛАСТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОЛИЭТИЛЕНА ВЫСОКОЙ ПЛОТНОСТИ  
НА ОСНОВЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ КРИВЫХ РЕЛАКСАЦИИ**

**С.В. Литвинов, Л.И. Труш, А.А. Савченко, С.Б. Языев**

Степан Викторович Литвинов, Любовь Ивановна Труш\*, Андрей Андреевич Савченко, Сердар Батырович Языев

Кафедра сопротивления материалов, Донской государственной технической университет, пл. Гагарина, 1, Ростов-на-Дону, Российская Федерация, 344000

E-mail: litvstep@gmail.com, trush-l@mail.ru\*, flash20002006@rambler.ru, serdariaziev@gmail.com

*В статье приводится альтернативная методика определения физико-механических параметров полимера по заранее выбранному закону связи напряжения-деформации. В качестве указанного закона выбрано нелинейное обобщенное уравнение Максвелла-Гуревича, содержащее один упругий параметр — модуль упругости, и три высокоэластических: модуль высокоэластичности, модуль скорости и коэффициент начальной релаксационной вязкости. В отличие от существующих методик определения указанных параметров полимера как функции от одной переменной, как правило температуры, на примере кривых релаксации полиэтилена высокой плотности (ПЭВП) приводится алгоритм определения характеристик материала с последующим построением закона их изменения как функции двух переменных: уровня ионизирующего излучения и доли добавки гидроксипатита. Анализ результатов показал, что облучение образца и введение добавки оказывают различное влияние на упругие и высокоэластические параметры полимера. Так при одновременном облучении материала и введении добавок модуль скорости полимера увеличивается гораздо сильнее, чем при воздействии каждого фактора по отдельности. В свою очередь совместное действие радиации и добавок приводит к некоторому снижению величины коэффициента начальной релаксационной вязкости по сравнению с уровнем, достигаемым при наличии только или ионизирующего излучения, или введения гидроксипатита. В завершении приводится модельный эксперимент по построению кривых релаксации полимера с использованием полученных физико-механических параметров. Весьма хорошее совпадение теоретических и экспериментальных кривых позволяет говорить о достоверности использованной методики.*

**Ключевые слова:** полиэтилена высокой плотности, гидроксипатит, гамма-излучение, упругие и реологические параметры, релаксация напряжений

**THEORETICAL STUDY OF MODIFIED ELASTIC AND HIGH-ELASTIC PARAMETERS  
OF HIGH DENSITY POLYETHYLENE BASED ON EXPERIMENTAL RELAXATION CURVES**

**S.V. Litvinov, L.I. Trush, A.A. Savchenko, S.B. Yazyev**

Stepan V. Litvinov, Lyubov I. Trush\*, Andrei A. Savchenko, Serdar B. Yazyev

Department of Strength of Materials, Don State Technical University, Gagarin sq., 1, Rostov-on-Don, 344000, Russia

E-mail: litvstep@gmail.com, trush-l@mail.ru\*, flash20002006@rambler.ru, serdariaziev@gmail.com

*The article provides an alternative method of determining the physical and mechanical parameters of the polymer by the preselected law of stress-strain connection. The non-linear generalized Maxwell-Gurevich equation is chosen as the specified law. It contains one elastic parameter - the modulus of elasticity, and three highly elastic: the modulus of elasticity, the modulus of velocity and the coefficient of initial relaxation viscosity. Existing techniques determine the specified parameters of the polymer as a function of one variable, usually temperature. In the article, using the example of relaxation curves of high-density polyethylene (HDPE), an algorithm is given for*

*determining the characteristics of a material with the subsequent construction of the law of their change as a function of two variables: the level of ionizing radiation and the proportion of hydroxyapatite additive. Analysis of the results showed that the irradiation of the sample and the introduction of the additive have a different effect on the elastic and highly elastic parameters of the polymer. With simultaneous irradiation of the material and the introduction of additives, the polymer velocity modulus increases much more than the effects of each factor separately. In turn, the combined effect of radiation and additives leads to a certain decrease in the value of the coefficient of initial relaxation viscosity in comparison with the level achieved in the presence of either ionizing radiation or the introduction of hydroxyapatite. At the end, a model experiment is presented for constructing polymer relaxation curves using the physic and mechanical parameters obtained. The good agreement between the theoretical and experimental curves allows to speak about the reliability of the method used.*

**Key words:** high density polyethylene, hydroxyapatite, gamma radiation, elastic and rheological parameters, stress relaxation

**Для цитирования:**

Литвинов С.В., Труш Л.И., Савченко А.А., Языев С.Б. Теоретическое исследование модифицированных упругих и высокоэластических параметров полиэтилена высокой плотности на основе экспериментальных кривых релаксации. *Изв. вузов. Химия и хим. технология.* 2019. Т. 62. Вып. 5. С. 78–83

**For citation:**

Litvinov S.V., Trush L.I., Savchenko A.A., Yazyev S.B. Theoretical study of modified elastic and high-elastic parameters of high density polyethylene based on experimental relaxation curves. *Izv. Vyssh. Uchebn. Zaved. Khim. Khim. Tekhnol.* 2019. V. 62. N 5. P. 78–83

## ВВЕДЕНИЕ

Полиэтилен высокой плотности является очень распространенным синтетическим материалом. Он нашел применение в пищевой, трубопроводной, строительной и других отраслях, но особую нишу он занял в медицине при изготовлении имплантов и протезов, благодаря примерно соответствию физико-механических параметров кости и ПЭВП [1-6]

Это свойство очень важно, так как оно исключает возможность развития остеопороза при эксплуатации протеза. Но реология, низкий модуль упругости и низкая биологическая активность не всегда позволяют использовать данный полимер.

В работах [7-13] были предприняты попытки улучшения вышеупомянутых свойств, в том числе и добавлением различных ингредиентов к основному составу ПЭВП. Одной из таких добавок может быть гидроксиапатит, который положительно влияет на композитную жесткость и биологическую активность. Прочность ПЭВП обеспечивает себе сам. Вязкоупругое поведение материала легко описывается во времени и позволяет сделать прогноз о длительной прочности [14-19]. Таким образом, использование гидроксиапатита (далее – ГА) в качестве армирующего элемента полимерного материала благоприятно сказывается и на биологической активности, и на реологическом поведении ПЭВП.

Также благоприятные для полимерного материала трансформации могут быть вызваны ионизирующим облучением. Под воздействием гамма-излучения молекулы могут как разрушаться, так и укрупняться. А как известно, одним из главных характеризующих признаков полимера является величина его молекулы. В 1953 г. Чарльсби и Лаутон [19] предложили классификацию полимеров в зависимости от их отношения к ионизирующему излучению: структурирующиеся, в которых происходит образование поперечных связей, то есть гамма-излучение благоприятно сказывается на процессе сшивки молекулы композита, и деструктурирующиеся, в которых происходит деструкция (разрыв молекул).

Естественно, процесс сшивки способствует изменению свойств полимера. В первую очередь он влияет на растворимость полимера. Довольно большое количество видов растворителей могут растворять несшитый полимер вследствие относительно легкого разъединения полимерных цепей молекулами растворителя. Но данный процесс затрудняется при росте числа поперечных связей в молекуле полимера, при этом он прекращается, начиная с некоторого момента, определяемого дозами ионизирующего облучения, в зависимости от молекулярной массы полимера.

Во-вторых, изменяется восприимчивость полимера к высоким температурам. Так, при температуре свыше 105-115 °С необлученный мате-

риал представляет собой вязкую жидкость. Но после облучения полимер приобретает свойство резины, благодаря сшивке его молекул. Если к изделию из облученного полимера приложить растягивающую нагрузку, то поведение образца становится подобно пружине. Вместо растекания полимера наблюдается удлинение изделия, так как происходит распрямление отдельных звеньев сетки молекулы. А после снятия нагрузки происходит полное восстановление прежней формы сетки. Однако в случае значительной густоты сетки поведение полимера под действием внешнего нагружения может ухудшаться, так как исключается возможность распрямления отдельных звеньев. Тогда даже при относительно небольшом механическом нагружении изделие теряет эластичность и способность к растяжению, становится хрупким.

Таким образом, в настоящее время гамма-излучение находит применение в практике. Так изделия из полиэтилена, задача которых работать в условиях повышенных температур, предварительно облучают. В 1959 году в США на одном из предприятий было произведено 400 тонн пленки из облученного полиэтилена. В результате при незначительных затратах, по сравнению с пленкой из обычного полиэтилена, удалось добиться увеличения прочности пленки в 5 раз, а способности к растяжению – в 2 раза. При этом подобные изделия способны работать при температурных режимах до 250 °С. В.Л. Карпов с сотрудниками предложили использовать облученный полиэтилен для изготовления изоляции проводов, эксплуатируемых в условиях повышенной температуры [20]. Если же сравнивать облученный и необлученный полиэтилен в условиях обычных температур, то сшитый полимер, по сравнению с обычным, обладает повышенной механической прочностью.

#### МЕТОДИКА ЭКСПЕРИМЕНТА

На основе результатов экспериментальных данных работы медиков-инженеров [21] был проведен анализ изменения упругих и реологических параметров ПЭВП с добавлением ГА и облучением материала до 70 кГр (сила облучения увеличивалась на 5 кГр каждый час).

Экспериментальные исследования релаксации напряжений чистого ПЭВП и его нанокомпозитных образцов проводились при постоянной температуре  $T = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$  и при постоянной деформации стержня  $\varepsilon = 3\%$ , при этом наблюдалось снижение уровня напряжения в течение 3-х ч.

Результаты опытных данных релаксации напряжений облученного и необлученного ПЭВП

и его нанокомпозитов, содержащих 30% ГА, приведены на рис. 1. Анализ полученных кривых показывает, что релаксация напряжений нанокомпозитов с ГА и облученных образцов оказывается более выраженной, чем у образцов из чистого ПЭВП. Также уровень начального напряжения и напряжения в конце процесса релаксации имеют более высокие значения у нанокомпозитных образцов с ГА, чем у образцов из чистого ПЭВП. Рост напряжения в начальный момент времени объясняется присутствием частиц ГА в полимерной матрице ПЭВП и, как следствие, изменением жесткости. Также анализ рис. 1 показывает, что релаксация напряжения ПЭВП с добавками ГА и облучением через 3 ч проведения испытания составила 37% от его значения в начальный момент времени, тогда как для образца без добавок и облучения она составила всего на 24% от начального значения. Нанокомпозит с ГА способен больше снижать напряжения в заместителях кости, что положительно сказывается на его работе при протезировании.

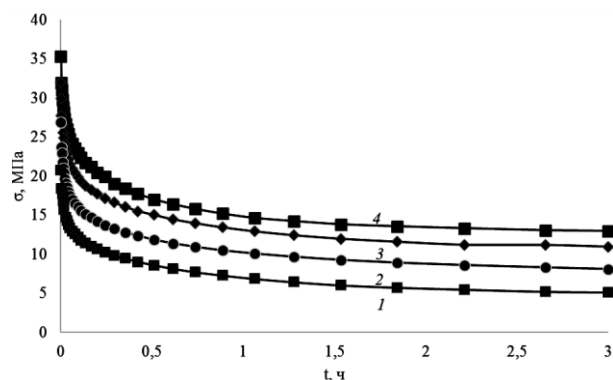


Рис. 1. Результаты релаксации напряжений ПЭВП: 1 — чистый ПЭВП, без облучения; 2 — чистый ПЭВП, облучение 70 кГр; 3 — ПЭВП + 30% ГА, без облучения; 4 — ПЭВП + 30% ГА, облучение 70 кГр

Fig. 1. The results of stress relaxation of HDPE: 1 - pure HDPE, no irradiation; 2 - pure HDPE, irradiation 70 kGy; 3 - HDPE + 30% HA, no irradiation; 4 - HDPE + 30% HA, irradiation 70 kGy

Чтобы реализовать идею, о которой говорится в аннотации к данной статье, необходимо определить упругие и реологические постоянные ПЭВП в теории. Для этого сначала определяется скорость изменения функции напряжений во времени. Можно воспользоваться функцией polyfit из программного комплекса Matlab, которая имеет вид  $p = \text{polyfit}(x, y, n)$ . Она находит коэффициенты полинома  $p(x)$  степени  $n$ , аппроксимирующий функцию  $y(x)$  с применением метода наименьших квадратов. Выходом является строка  $p$  длиной  $n+1$ , содержащая коэффициенты  $p_i$  аппроксимирующего полинома:

$$p(x) = p_1 x^n + p_2 x^{n-1} + \dots + p_n x + p_{n+1}. \quad (1)$$

Подбор коэффициентов аппроксимирующего полинома происходит по трем точкам (квадратный полином или полином 2-й степени), который имеет вид с учетом исходных функций:

$$\sigma_i = p_1 t^2 + p_2 t + p_3, \quad (2)$$

где  $\sigma_i$  – напряжение в  $i$ -той точке,  $t$  – момент времени.

Для определения искомой производной функции в каждой точке необходимо произвести дифференцирование выражения (2) по времени. Штрихом «'» обозначается производная по времени:

$$\sigma_i' = 2p_1 t + p_2. \quad (3)$$

Таким образом, использование функции polyfit позволяет достаточно быстро и точно получить необходимые коэффициенты  $p_1$  и  $p_2$ . После этого становится возможным определение скорости роста функции напряжения во времени, для этого необходимо воспользоваться выражением (3), а затем и находить упругие и реологические параметры нелинейного уравнения Максвелла–Гуревича. Результаты приведены в таблице.

Таблица

**Упругие и реологические параметры ПЭВП**  
**Table. Elastic and rheological parameters of HDPE**

ПЭВП	E, МПа	E $\infty$ , МПа	m*, МПа	$\eta_0^*$ , МПа ч
0% ГА, 0 кГр	693,9890	228,8515	5,5445	1113,0
0% ГА, 70 кГр	897,5469	388,1827	6,4429	1734,4
30% ГА, 0 кГр	1069,3	556,7567	8,0948	1832,5
30% ГА, 70 кГр	1178,4	684,5894	10,1390	1768,4

Так как в результате было получено 4 значения каждого переменного в зависимости от доли ГА и уровня облучения полимера  $\Phi$ , то для определения переменных при промежуточных значениях доли ГА и уровня облучения  $\Phi$ , произведем интерполяцию при помощи полинома, имеющего вид:

$$f(x, y) = a + b \cdot x + c \cdot y + d \cdot x \cdot y \quad (4)$$

где  $a, b, c, d$  – интерполяционные коэффициенты.

Тогда выражение модуля упругости в зависимости от доли ГА и уровня облучения  $\Phi$  имеет вид:

$$E(\text{ГА}, \Phi) = 694 + 1251 \cdot \text{ГА} + 2,908 \times \times \Phi - 4,498 \cdot \text{ГА} \cdot \Phi \text{ [МПа]}. \quad (5)$$

Выражение модуля высокоэластичности в зависимости от доли ГА и уровня облучения  $\Phi$ :

$$E_\infty(\text{ГА}, \Phi) = 228,9 + 1093 \cdot \text{ГА} +$$

$$+ 2,276 \cdot \Phi - 1,5 \cdot \text{ГА} \cdot \Phi \text{ [МПа]}. \quad (6)$$

Выражение модуля скорости в зависимости от доли ГА и уровня облучения  $\Phi$ :

$$m^*(\text{ГА}, \Phi) = 5,545 + 8,501 \cdot \text{ГА} + 0,01283 \cdot \Phi + + 0,05456 \cdot \text{ГА} \cdot \Phi \text{ [МПа]}. \quad (7)$$

Выражение коэффициента начальной релаксационной вязкости в зависимости от доли ГА и уровня облучения  $\Phi$ :

$$\eta_0^*(\text{ГА}, \Phi) = 1113 + 2398 \times \text{ГА} + 8,877 \times \times \Phi - 32,64 \cdot \text{ГА} \cdot \Phi \text{ [МПа ч]}. \quad (8)$$

Анализ выражений (5)-(8) показывает, что с ростом доли ГА и уровня облучения  $\Phi$  все упругие и реологические параметры увеличиваются, некоторое исключение составляет коэффициент начальной релаксационной вязкости, который при одновременном введении ГА и облучении материала имеет величину примерно такую же, как только при введении ГА или только облучении ПЭВП.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Для того, чтобы удостовериться в правильности определения упругих и реологических параметров уравнения Максвелла–Гуревича, необходимо сначала получить теоретические кривые релаксации напряжений с использованием полученных зависимостей (5)-(8), а затем сравнить их с опытными данными, по которым они были определены (рис. 1).

Известно, что полная деформация испытываемого стержня складывается из упругой и высокоэластической, и равна некоторой постоянной величине. Так как в данной задаче наблюдается одноосное напряженное состояние, в дальнейших выкладках индекс оси стержня  $x$  писать не обязательно.

$$\varepsilon = \varepsilon_{el} + \varepsilon_{cr} = \frac{\sigma}{E} + \varepsilon_{cr} = const = 0,03 \text{ мм}, \quad (9)$$

где  $\varepsilon_{el}$  – упругая деформация, а  $\varepsilon_{cr}$  – деформация ползучести.

Из выражения (9) можно определить напряжение в любой момент времени.

$$\sigma = E(\varepsilon - \varepsilon_{cr}), \quad (10)$$

где  $E$  – модуль упругости материала.

Напряжение в начальный момент времени определяется умножением модуля упругости материала на начальную деформацию, постоянную в течение всего времени проведения расчета.

$$\sigma(0) = E \cdot \varepsilon \quad (11)$$

На начальном этапе времени высокоэластическая деформация равна нулю ( $\varepsilon_{cr} = 0$ ), таким образом, возможно определить деформацию ползучести на следующем временном этапе:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{cr}(t+1) &= \varepsilon_{cr}(t) + \frac{\partial \varepsilon_{cr}(t)}{\partial t} \Delta t; \\ \frac{\partial \varepsilon_{cr}(t)}{\partial t} &= \frac{f^*}{\eta}; \\ f^* &= \sigma - E_{\infty} \varepsilon_{cr}; \\ \eta^* &= \eta_0 \exp\left(-\frac{|f^*|}{m^*}\right). \end{aligned}$$

Учитывая вышесказанное, функция напряжений  $f^*$  определяется по следующей формуле:

$$f^* = \sigma - E_{\infty} \cdot \varepsilon_{cr} \quad (12)$$

Таким образом, для определения высокоэластической деформации на следующем интервале времени  $\varepsilon_{cr}(t+1)$  известны все слагаемые. Также становится возможным определение напряжения на следующем этапе времени  $\sigma(t+1)$  при помощи выражения (10). Данный процесс повторяется до достижения последней точки времени расчета.

Для оценки достоверности полученных уравнений (5)-(8), на рис. 2 приводится сопоставление опытных данных (пунктирные линии) релаксации напряжений с теоретическими (сплошные линии), полученными на основе выражений (5)-(8). Совпадение опытных и расчетных кривых очень хорошее, а небольшие расхождения объясняются неточностью обработки данных, полученных из анализа рисунка кривых релаксации напряжений.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Nagels J., Stokdijk M., Rozing P.M. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *J. Should. Elbow Surg.* 2003. V. 12. N 1. P. 35–39. DOI: 10.1067/mse.2003.22.
2. Albano C. Evaluation of a composite based on high-density polyethylene filled with surface-treated hydroxyapatite. *Polymer Bull.* 2009. V. 62. N 1. P. 45–55. DOI: 10.1007/s00289-008-1011-x.
3. Fang L., Leng Y., Gao P. Processing and mechanical properties of HA/UHMWPE nanocomposites. *Biomater.* 2006. V. 27. N 20. P. 3701–3707. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2006.02.023.
4. Husin M.R. Effect of hydroxyapatite reinforced high density polyethylene composites on mechanical and bioactivity properties. *Key Eng. Mat. Trans Tech. Publ.* 2011. V. 471. N 6. P. 303–308. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.471-472.303.
5. Wannomae K.K. The effect of real-time aging on the oxidation and wear of highly cross-linked UHMWPE acetabular liners. *Biomater.* 2006. V. 27. N 9. P. 1980–1987. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2005.10.002.
6. Zuo Y. Novel bio-composite of hydroxyapatite reinforced polyamide and polyethylene: Composition and properties. *Mater. Sci. Eng. A.* 2007. V. 452. P. 512–517. DOI: 10.1016/j.msea.2006.11.138.
7. Albano C. Prediction of mechanical properties of composites of HDPE/HA/EAA. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2011. V. 4. N 3. P. 467–475. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2010.12.008.

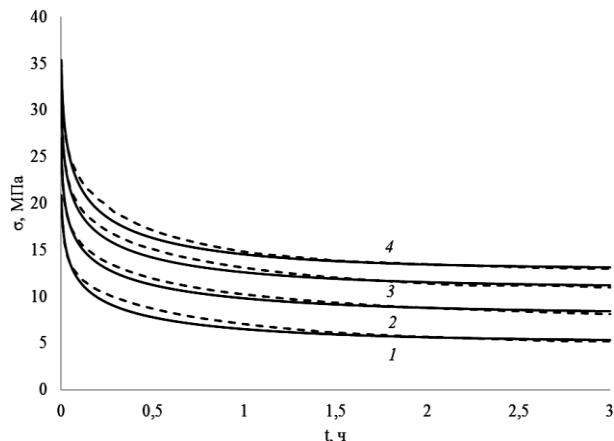


Рис. 2. Результаты сопоставления экспериментальных кривых (пунктирные линии) с теоретическими (сплошные линии): 1 — чистый ПЭВП, без облучения; 2 — чистый ПЭВП, облучение 70 кГр; 3 — ПЭВП + 30 % ГА, без облучения; 4 — ПЭВП + 30 % ГА, облучение 70 кГр

Fig. 2. The results of the comparison of experimental curves (dotted lines) with theoretical (solid lines): 1 - pure HDPE, no irradiation; 2 - pure HDPE, irradiation 70 kGy; 3 - HDPE + 30% HA, no irradiation; 4 - HDPE + 30% HA, irradiation 70 kGy

#### ВЫВОДЫ

Таким образом, появляется возможность при анализе опытных данных релаксации напряжений прогнозировать свойства полимерных материалов при промежуточных значениях параметров: доли гидроксиапатита и уровня радиации. Несомненно, данная возможность ведет к значительной экономии материальных ресурсов и человеко-часов на проведение эксперимента и его последующего анализа.

#### REFERENCES

1. Nagels J., Stokdijk M., Rozing P.M. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *J. Should. Elbow Surg.* 2003. V. 12. N 1. P. 35–39. DOI: 10.1067/mse.2003.22.
2. Albano C. Evaluation of a composite based on high-density polyethylene filled with surface-treated hydroxyapatite. *Polymer Bull.* 2009. V. 62. N 1. P. 45–55. DOI: 10.1007/s00289-008-1011-x.
3. Fang L., Leng Y., Gao P. Processing and mechanical properties of HA/UHMWPE nanocomposites. *Biomater.* 2006. V. 27. N 20. P. 3701–3707. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2006.02.023.
4. Husin M.R. Effect of hydroxyapatite reinforced high density polyethylene composites on mechanical and bioactivity properties. *Key Eng. Mat. Trans Tech. Publ.* 2011. V. 471. N 6. P. 303–308. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.471-472.303.
5. Wannomae K.K. The effect of real-time aging on the oxidation and wear of highly cross-linked UHMWPE acetabular liners. *Biomater.* 2006. V. 27. N 9. P. 1980–1987. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2005.10.002.
6. Zuo Y. Novel bio-composite of hydroxyapatite reinforced polyamide and polyethylene: Composition and properties. *Mater. Sci. Eng. A.* 2007. V. 452. P. 512–517. DOI: 10.1016/j.msea.2006.11.138.
7. Albano C. Prediction of mechanical properties of composites of HDPE/HA/EAA. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2011. V. 4. N 3. P. 467–475. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2010.12.008.

8. **Pielichowska K., Blazewicz S.** Bioactive polymer/hydroxyapatite (nano) composites for bone tissue regeneration. *Biopolymers*. 2010. N 1. P. 97–107. DOI: 10.1007/12\_2010\_50.
9. **Fouad H.** Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone boneplates under combined loading conditions using finite element modelling. *Med. Eng. Phys.* 2011. V. 33. N 4. P. 456–463. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.11.013.
10. **Fouad H.** Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. *Med. Eng. Phys.* 2010. V. 32. N 7. P. 783–789. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.05.003.
11. **Kane R.J., Converse G.L., Roeder R.K.** Effects of the reinforcement morphology on the fatigue properties of hydroxyapatite reinforced polymers. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2008. V. 1. N 3. P. 261–268. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2008.01.004.
12. **Younesi M., Bahrolloom M.E.** Producing toughened PP/HA-LLDPE ternary bio-composite using a two-step blending method. *Mater. Design*. 2009. V. 30. N 10. P. 4253–4259. DOI: 10.1016/j.matdes.2009.04.029.
13. **Li K., Tjong S.C.** Preparation and mechanical and tribological properties of high-density polyethylene/hydroxyapatite nanocomposites. *J. Macromol. Sci.* 2011. V. 50. N 7. P. 1325–1337. DOI: 10.1080/00222348.2010.516154.
14. **Fouad H.** Characterization and processing of high density polyethylene/carbon nano-composites. *Mater. Design*. 2011. V. 32. N 4. P. 1974–1980. DOI: 10.1016/j.matdes.2010.11.066.
15. **Fouad H., Elleithy R.** High density polyethylene/graphite nano-composites for total hipjoint replacements: Processing and in vitro characterization. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2011. V. 4. N 7. P. 1376–1383. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.05.008.
16. **Fouad H., Elleithy R., Alothman O.Y.** Thermo-mechanical, wear and fracture behavior of high-density polyethylene/hydroxyapatite nano composite for biomedical applications: effect of accelerated ageing. *J. Mater. Sci. Technol.* 2013. V. 29. N 6. P. 573–581. DOI: 10.1016/j.jmst.2013.03.020.
17. **Fouad H.** Effect of long term natural aging on the thermal, mechanical, and viscoelastic behavior of biomedical grade of ultra high molecular weight polyethylene. *J. Appl. Polymer Sci.* 2010. V. 118. N 1. P. 17–24. DOI: 10.1002/app.32290.
18. **Mourad A.H., Fouad H., Elleithy R.** Impact of some environmental conditions on the tensile, creep creep recovery, relaxation, melting and crystallinity behaviour of UHMWPE-GUR 410-medical grade. *Mater. Design*. 2009. V. 30. N 10. P. 4112–4119. DOI: 10.1016/j.matdes.2009.05.001.
19. **Litvinov S.V., Trush L.I., Avakov A.A.** Some features in the definition of the temperature field in axisymmetric problems. International Conference on Industrial Engineering, Applications and Manufacturing (ICIEAM). Chelyabinsk. 2017. P. 1–5. DOI: 10.1109/ICIEAM.2017.8076449.
20. **Карпов В. Л.** Радиационно-химические процесс и их осуществление в промышленности. *Атомная энергия. Атомиздат*. 1969. Т. 26. № 2. С. 150–154.
21. **Alothman O.Y.** Thermal, creep-recovery and viscoelastic behavior of high density polyethylene/hydroxyapatite nano particles for bone substitutes: effects of gamma radiation. *Biomed. Eng. Online*. 2014. V. 13. N 1. URL: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-125>. DOI: 10.1186/1475-925X-13-125.
8. **Pielichowska K., Blazewicz S.** Bioactive polymer/hydroxyapatite (nano) composites for bone tissue regeneration. *Biopolymers*. 2010. N 1. P. 97–107. DOI: 10.1007/12\_2010\_50.
9. **Fouad H.** Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone boneplates under combined loading conditions using finite element modelling. *Med. Eng. Phys.* 2011. V. 33. N 4. P. 456–463. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.11.013.
10. **Fouad H.** Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. *Med. Eng. Phys.* 2010. V. 32. N 7. P. 783–789. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.05.003.
11. **Kane R.J., Converse G.L., Roeder R.K.** Effects of the reinforcement morphology on the fatigue properties of hydroxyapatite reinforced polymers. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2008. V. 1. N 3. P. 261–268. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2008.01.004.
12. **Younesi M., Bahrolloom M.E.** Producing toughened PP/HA-LLDPE ternary bio-composite using a two-step blending method. *Mater. Design*. 2009. V. 30. N 10. P. 4253–4259. DOI: 10.1016/j.matdes.2009.04.029.
13. **Li K., Tjong S.C.** Preparation and mechanical and tribological properties of high-density polyethylene/hydroxyapatite nanocomposites. *J. Macromol. Sci.* 2011. V. 50. N 7. P. 1325–1337. DOI: 10.1080/00222348.2010.516154.
14. **Fouad H.** Characterization and processing of high density polyethylene/carbon nano-composites. *Mater. Design*. 2011. V. 32. N 4. P. 1974–1980. DOI: 10.1016/j.matdes.2010.11.066.
15. **Fouad H., Elleithy R.** High density polyethylene/graphite nano-composites for total hipjoint replacements: Processing and in vitro characterization. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2011. V. 4. N 7. P. 1376–1383. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.05.008.
16. **Fouad H., Elleithy R., Alothman O.Y.** Thermo-mechanical, wear and fracture behavior of high-density polyethylene/hydroxyapatite nano composite for biomedical applications: effect of accelerated ageing. *J. Mater. Sci. Technol.* 2013. V. 29. N 6. P. 573–581. DOI: 10.1016/j.jmst.2013.03.020.
17. **Fouad H.** Effect of long term natural aging on the thermal, mechanical, and viscoelastic behavior of biomedical grade of ultra high molecular weight polyethylene. *J. Appl. Polymer Sci.* 2010. V. 118. N 1. P. 17–24. DOI: 10.1002/app.32290.
18. **Mourad A.H., Fouad H., Elleithy R.** Impact of some environmental conditions on the tensile, creep creep recovery, relaxation, melting and crystallinity behaviour of UHMWPE-GUR 410-medical grade. *Mater. Design*. 2009. V. 30. N 10. P. 4112–4119. DOI: 10.1016/j.matdes.2009.05.001.
19. **Litvinov S.V., Trush L.I., Avakov A.A.** Some features in the definition of the temperature field in axisymmetric problems. International Conference on Industrial Engineering, Applications and Manufacturing (ICIEAM). Chelyabinsk. 2017. P. 1–5. DOI: 10.1109/ICIEAM.2017.8076449.
20. **Karpov V.L.** Radiation-chemical process and their implementation in industry. *Atomic Energy. Atomizdat*. 1969. V. 26. N 2. P. 150–154 (in Russian). DOI: 10.1007/BF01119491.
21. **Alothman O.Y.** Thermal, creep-recovery and viscoelastic behavior of high density polyethylene/hydroxyapatite nano particles for bone substitutes: effects of gamma radiation. *Biomed. Eng. Online*. 2014. V. 13. N 1. URL: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-125>. DOI: 10.1186/1475-925X-13-125.

Поступила в редакцию (Received) 21.05.2018  
Принята к опубликованию (Accepted) 12.03.2019