

Подбор и модификация термопластичных полимерных пленок для ортодонтологии

Виктор А. Род	¹	vikdor.andreevich@mail.ru	 0009-0008-8333-4749
Александр Н. Утехин	¹	alutekhin@yandex.ru	 0009-0003-1681-8579
Александр П. Кондратов	¹	apkrezerw@mail.ru	 0000-0001-6118-0808

¹ Московский политехнический университет, ул. Большая Семеновская, 38, Москва, 107023, Россия

Аннотация. Установлена возможность применения термопластичных полимерных пленок полиэтилена низкой плотности и полиэтилентерефталата отечественных марок для производства элайнеров и мягких форм, предназначенных для полимеризации стоматологических композитов, используемых в ортодонтологии. Надмолекулярная структура и состав листов полиэтилентерефталата и полиэтилена низкой плотности отечественных марок, а также их механические свойства отличаются от структуры и свойств фирменных полимерных материалов Shueu-Dental. Различие состава и степени кристалличности листов установлено методом дифференциально-сканирующей калориметрии. Установлено, что основу мягких пленок для матриц составляет полиэтилен низкой плотности со степенью кристалличности $35 \pm 5\%$, а основу жестких пленок для изготовления элайнеров – аморфный сополимер этилентерефталата с температурой стеклования $76-81^\circ\text{C}$. Деформационные свойства импортного полиэтилена низкой плотности аналогичны свойствам отечественных полимеров различных марок. Деформационные свойства и кристалличность импортного полиэтилентерефталата существенно отличается от аналогичных по составу материалов отечественных марок. Для приведения к соответствию состава и кристалличности полимерных материалов фирмы Shueu-Dental и пленок отечественного производства производили модифицирующую термообработку отечественных материалов в муфельной печи. Путем подбора температуры и времени термообработки листов полиэтилентерефталата получен материал меньшей кристалличности без содержания «летучих» компонентов. Пригодность модифицированной пластины полиэтилентерефталата отечественного производства для изготовления элайнеров проверялась путем измерения её жесткости. Жесткость оценивали по величине модуля Юнга, измеренного путем растяжения образцов исходных и модифицированных материалов с постоянной скоростью растяжения. После модифицирующей термообработки исследовали степень локальной вытяжки и разнотолщинность готовых изделий (элайнеров) из полиэтилена низкой плотности и полиэтилентерефталата. Измерили толщину в характерных точках и установили количественную связь между толщиной изделий и степенью вытяжки полимеров, применяемых в ортодонтологии.

Ключевые слова: полиэтилентерефталат, полиэтилен, ортодонтология, элайнер, полимер, термоформование, пневмоформование, степень вытяжки.

Selection and modification of thermoplastic polymer films for orthodontology

Viktor A. Rod	¹	vikdor.andreevich@mail.ru	 0009-0008-8333-4749
Aleksandr N. Utekhin	¹	alutekhin@yandex.ru	 0009-0003-1681-8579
Aleksandr P. Kondratov	¹	apkrezerw@mail.ru	 0000-0001-6118-0808

¹ Moscow Polytechnic University, st. Bolesnaya Semenovskaja, 38, Moscow, 107023, Russia

Abstract. The possibility of using thermoplastic polymer films low density polyethylene and polyethylene terephthalate of domestic marks for the production of elixirs and soft molds intended for polymerization of dental composites used in orthodontics was established. The supramolecular structure and composition of the low-density polyethylene and polyethylene sheets of domestic brands, as well as their mechanical properties are different from the structure and properties of Shueu-Dental's signature polymer materials. The difference in composition and degree of crystallinity of the sheets is determined by differential scanning calorimetry. The base of soft films for matrices is low density polyethylene with a crystallinity of $35 \pm 5\%$, and the base of hard films for the manufacture of elixirs is an amorphous copolymer of ethylene terephthalate with a glassing temperature of $76-81^\circ\text{C}$. The deformation properties of imported low density polyethylene are similar to the properties of domestic polymers of various brands. The deformation properties and crystallinity of imported polyethylene terephthalate are significantly different from those of domestic brands, which are similar in composition for the conformity of the polymer materials of Shueu-companyDental and domestically produced films produced modified heat treatment of domestic materials in the muffler furnace. By selecting the temperature and time of heat treatment of polyethylene terephthalate sheets, a material with reduced crystallinity is obtained without the content of «volatile» components. The suitability of a modified plastic terephthalate plate of domestic production for the manufacture of the aligner was tested by measuring its rigidity. Hardness was estimated by the size of the module Jung measured by stretching samples of original and modified materials at constant stretching speed. After the modified heat treatment, the degree of local pull and diversity of finished products (liners) made of low-density polyethylene and polyethylene terephthalate were investigated. Measured thickness at characteristic points and established a quantitative relationship between the thickness of the products and the degree of extraction of polymers used in orthodontics.

Keywords: polyethylene terephthalate, polyethylene, orthodontology, aligner, polymer, thermoforming, pressure forming, stretching degree.

Введение

Совершенствование технологии переработки термопластичных полимеров в плёнки и листы осуществляется с использованием новых сведений об их физических свойствах,

получаемых в отечественных научных школах и экспериментальных исследованиях, проводимых учеными многих технологически развитых стран [1–4]. Новые сведения в области технологии синтеза и переработки полимеров позволяют непрерывно расширять области их применения.

Для цитирования

Род В.А., Утехин А.Н., Кондратов А.П. Подбор и модификация термопластичных полимерных пленок для ортодонтологии // Вестник ВГУИТ. 2024. Т. 86. № 3. С. 223–230. doi:10.20914/2310-1202-2024-3-223-230

For citation

Rod V.A., Utekhin A.N., Kondratov A.P. Selection and modification of thermoplastic polymer films for orthodontology. Vestnik VGUIT [Proceedings of VSUET]. 2024. vol. 86. no. 3. pp. 223–230. (in Russian). doi:10.20914/2310-1202-2024-3-223-230

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License

Фундаментальным свойством твердых аморфных и аморфно-кристаллических термопластов является их способность превращаться в эластичные легко растяжимые плёнки при изменении температуры и принимать сложную форму изделий [1]. Важнейшую роль в совершенствовании технологии переработки термопластичных полимеров играют высокоинформативные термомеханические испытания [2], а также исследования термопластов методами дифференциальной сканирующей калориметрии [3]. В последние годы существенно увеличилось производство и применение термоусадочных плёнок с «памятью формы» в различных сферах деятельности человека, включая упаковку товаров массового потребления, и производстве сложных силовых конструкций. Реализация силовых возможностей изделий из термоусадочных плёнок с «памятью формы» осуществляется путем их программированного нагревания, которое осуществляется конвективным способом теплообмена со средой или электромагнитными излучениями различных диапазонов длин волн [4], соответствующими их применению. Конкретному применению термопластов предшествуют термоциклические испытания термоусадочных полимерных изделий с памятью формы [5, 6].

В медицине полимеры с «памятью формы» применяются в качестве материалов для изготовления протезов различных видов [10], раскрывающихся оболочек лекарств, обеспечивающих «адресную» доставку физиологического активного вещества в поврежденное место желудочно-кишечного тракта [11–12], конструкционных элементов ортопедических эндо протезов [13], и ортодонтических имплантатов. В ортопедии такие материалы служат основой системы гибких бандажей [14], которые дополнительно обладают антибактериальной функцией, активизируемой при деформации.

Термоформование изделий сложной формы обусловлено двухосной вытяжкой. В таком варианте двусосного деформирования пластичного материала степень вытяжки (λ) принято выражать через относительное утонение листовой или пленочной заготовки [1]:

$$\lambda = \left(\sqrt{\delta_{\text{заг}} / \delta} \right) - 1 \quad (1)$$

где $\delta_{\text{заг}}$ и δ – толщина заготовки и стенки изделия. Кроме того, степень вытяжки можно оценивать по отношению толщины заготовки к толщине изделия на конкретном его участке: $a = \delta_{\text{заг}} / \delta$.

Наиболее пригодным и широко применяемым экспериментальным методом изучения вытяжки при формовании является нанесение на поверхность образца делительных сеток. Важным показателем качества является разнотолщинность изделий. Под разнотолщинностью технологи понимают либо отношение минимальной толщины изделия к его максимальной толщине $r' = \delta_{\text{min}} / \delta_{\text{max}}$ (так называемый индекс разнотолщинности), либо отношение минимальной толщины изделия к начальной толщине заготовки $r' = \delta_{\text{min}} / \delta_{\text{заг}}$. Однако наиболее приемлемым является определение разнотолщинности как отношения минимальной толщины изделия к его средней толщине $r' = \delta_{\text{min}} / \delta_{\text{ср}}$. Так как установить среднюю толщину изделия не всегда просто, то последнее соотношение удобнее записать в следующем виде:

$$r' = \delta_{\text{min}} \cdot S_{\text{заг}} / \delta_{\text{заг}} \cdot S_{\text{изд}} \quad (2)$$

где $S_{\text{заг}}$ и $S_{\text{изд}}$ – соответственно площадь части заготовки, находящейся непосредственно над (или под) формой, и площадь поверхности готового изделия.

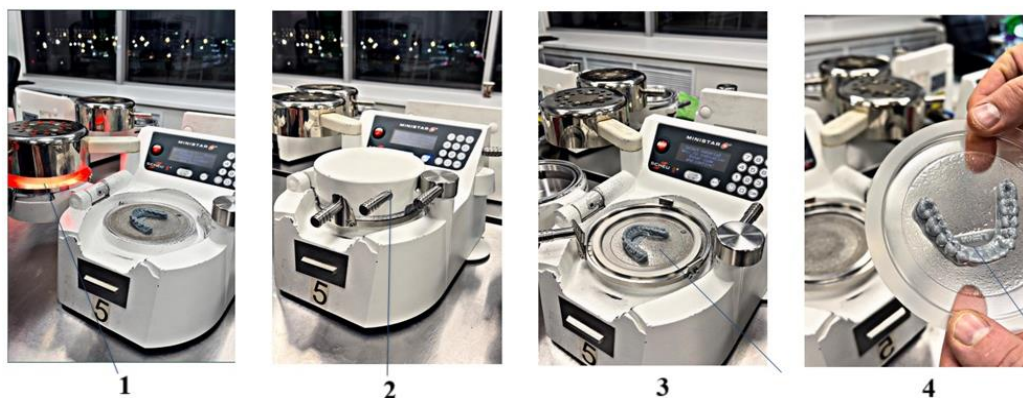


Рисунок 1. Термоформовочный агрегат фирмы Shueu-Dental, модель Ministar-S для изготовления элайнеров. 1 – ИК излучатель, 2 – герметичная пневмокамера, 3 – 3D копия челюсти, 4 – отформованная заготовка элайнера
Figure 1. Thermoforming unit(s) by Shueu-Dental, model Ministar-S for manufacturing of aligner. 1 – IR emitter, 2 – Airtight air chamber, 3 – 3D jaw replica, 4 – Moulded blank of the aligner

Ministar-S оснащен ИК излучателем, который нагревает полимерную пластину и переводит полимер в высокоэластическое состояние. Используемые пластины отличаются по химическому составу и толщине, поэтому для каждой пластины на стадии подготовки процесса пневмоформования создается код, который устанавливает продолжительность нагревания. Термоформовочный агрегат обеспечивает нагревание полимерной пластины до температуры формования за период облучения, продолжительность которого запрограммирована в зависимости от способности полимера поглощать тепловое излучение. После завершения процесса нагревания излучением по сигналу таймера оператор переносит разогретую пластину на 3D модель челюсти и герметизирует пневмокамеру. В камеру подается давление 0,4 МПа, и разогретая эластичная полимерная пластина плотно обжимает 3D модель. Деформированная эластичная пленка в напряженном состоянии охлаждается на поверхности модели путем теплопередачи энергии модели и корпусу камеры, становится жесткой, т. к. переходит в стеклообразное состояние. Охлаждение осуществляется до комнатной температуры, и отформованная заготовка элайнера обрезается вручную.

Материалы и методы

Исследован набор пленочных и листовых полимерных материалов толщиной 650–800 мкм, используемых компанией Erkodent (Германия)

в протезировании при изготовлении элайнеров, а также пленки различной степени вытяжки и анизотропии из аналогичных по химическому составу полимеров отечественного происхождения: полиэтилена низкой плотности различных марок и полиэтилентерефталата

Методы исследования и приборы: 1) ИК-анализ пленок методом НПВО на ИК Фурье-спектрометре ФСМ 2201/2202; 2) дифференциально-сканирующая калориметрия на приборе "Netsch DSC 204 F1 Phoenix", 3) физико-механические испытания по ГОСТ 11262–80, на разрывной машине "Inston 5969", 4) гидростатическое взвешивание для определения плотности на модернизированных весах ViBRA AF-R-220; 5) измерение толщины и линейных размеров электродинамическим толщиномером Константа К6Ц; 7) Измерение ПТР термопластов по ГОСТ 11645–2021

Результаты и обсуждение

Образцы исследуемых полимерных пленок прозрачны поэтому ИК-анализ пленок позволил отнести мягкие материалы к полиолефинам, а жесткие к полиэфирам фталевой кислоты. Для идентификации полимеров по плотности гидростатическим взвешиванием определяли объем и массу импортных образцов полимерных формовочных пластин. Степень кристалличности и температуру стеклования полимеров определили методом ДСК (таблица 1).

Таблица 1.
Состав и надмолекулярная структура полимерных материалов для ортодонтологии
Table 1.

Марка (состав) полимера Polymer grade (composition)	Плотность, г/см ³ Density, g/cm ³	ПТР (г/10 мин) PTR (g/10 min)	Степень кристалличности, % Degree of crystallinity, %
DURAN (полипропилен) DURAN (polypropylene)	1,270	2	40
Erkolen (полиэтилен) Erkolen (polyethylene)	0,920	1,83	40
ПЭНП 15813–020 PE 15813-020	0,919	2	55
PE LD20220 FE PE LD20220 FE	0,921	2	35
IQ (DURAN pro+) IQ (DURAN pro+)	1,270	2	0
ПЭТФ PET	1,30	3,9	36
ПЭТФ (модифицированный) PET (modified)	1,250	3,9	33

Механические характеристики полимеров. Испытания на растяжение полимерных пленок и листов проводилось на тест-машине "Inston 5969", со скоростью 10 мм/мин. Сила измерялась с помощью датчика нагрузки 500 Н при комнатной температуре (около 20 °С).

Результаты механических испытаний на растяжение пленочных и листовых полимерных

материалов компании Erkodent, используемых в стоматологии и протезировании при изготовлении элайнеров и мягких матриц и полимерных пленочных и листовых полимерных материалов отечественного производства соответствующих импортным материалам по толщине и предлагаемых на замену представлены в таблице 2.

Таблица 2.

Механические характеристики полимерных пленок

Table 2.

Mechanical properties of polymer films

Марка (состав) полимера Polymer grade (composition)	Толщина, мкм Thickness, μm	Предел прочности, МПа Tensile strength, Mpa	Модуль упругости, МПа Modulus of elasticity, Mpa	Относительное удлинение при разрыве, % Relative elongation at break, %
DURAN (полипропилен) DURAN (polypropylene)	800	53	2,2	240
Erkolen (полиэтилен) Erkolen (polyethylene)	650	52	817,1	336
ПЭНП 15813-020 PE 15813-020	700	15	190	600
PE LD20220 FE PE LD20220 FE	700	11,1	260	640
IQ (DURAN pro+) (полиэтилентерефталат) IQ (DURAN pro+) (polyethylene terephthalate)	750	162	3374,2	205
ПЭТФ (НПО «Тасма», г. Казань) PET (NPO Tasma, Kazan)	350	119	3193,4	240
ПЭТФ (модифицированный) PET (modified)	370	132	3180,3	-
ПЭТФ (модифицированный) при $T = 180^\circ\text{C}$ PET (modified) at $T = 180^\circ\text{C}$	370	-	-	280

Пневмоформованием импортных полимерных пленок и листов на 3Д моделях челюсти с использованием термоформовочного агрегата Ministar-S получены опытные образцы элайнеров и мягких матриц различных конфигураций и размеров. На выборке из 10 опытных образцов элайнеров с помощью электродинамического толщиномера "Константа К6Ц" измерена локальная толщина полимерных элайнеров на характерных точках. Разнотолщинность пленок в готовом изделии после пневмоформования весьма существенна, толщина элайнера в различных точках отличается в несколько раз и в среднем составляет 195–604 мкм. Этот факт свидетельствует о значительной неоднородности эластичной и пластичной деформации полимерных пленок при пневмоформовании и неоднородности внутренних напряжений в готовом изделии.

Для количественного описания стереометрии эластической и/или пластичной деформации заготовки и расчета степени её локальной вытяжки по экспериментальным значениям локальной толщины используем условную схему стереометрии растяжения элементарного объема полимерного материала постоянной плотности в форме куба со стороной равной 1 до степени удлинения λ .

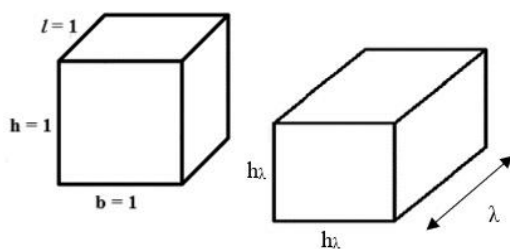


Рисунок 2. Стереометрия одноосной деформации растяжения полимера

Figure 2. Simulation of one-axis deformation of the tensile polymer

При одноосной деформации растяжения объем полимерного материала 1 м^3 в форме куба с равными сторонами $\lambda^x h^x h$ может быть записана как $1 = h^2 \cdot \lambda$, а толщина (и / или ширина) полимерного образца при растяжении связана со степенью удлинения выражением:

$$h = \sqrt{1/\lambda} \quad (3)$$

или

$$h = \lambda^{-0,5} \quad (4)$$

при анизотропной деформации растяжения толщина h может быть кратно соответствовать ширине ($h=n \cdot b$) при любой степени удлинения, например, с коэффициентом 0,5 или 1,5.

Величина кубического элементарного объема полимерного материала 1 м^3 со сторонами $\lambda^x h^x h^x n$ может быть записана как $1 = h^2 \lambda^x n$, а толщина образца анизотропной полимерной пленки при растяжении связана со степенью удлинения выражениями:

$$h = \sqrt{1/\lambda \times n} \quad (5)$$

или например

$$h = (1,5 \times \lambda)^{-0,5} \quad (6)$$

и

$$h = (0,5 \times \lambda)^{-0,5} \quad (7)$$

На рисунке 3 показаны кривые, соответствующие теоретическим зависимостям нормированной толщины от удлинения пленок с коэффициентами анизотропии 0,5, 1,0 и 1,5, а точками обозначены экспериментальные значения толщины пленки, полученные прямым измерением призматического образца полиэтилена с точностью $\pm 5\%$

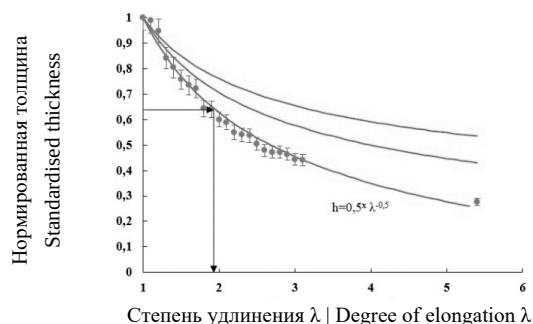


Рисунок 3. Семейство кривых, соответствующих теоретическим зависимостям нормированной толщины пленок с различной анизотропией деформации от удлинения 1 – $h = 1,5 \times \lambda^{-0,5}$, 2 – $h = \lambda^{-0,5}$, 3 – $h = 0,5 \times \lambda^{-0,5}$

Figure 3. Family of curves corresponding to the theoretical dependence of the normalized thickness of films with different anisotropy of elongation deformation 1 – $h = 1,5 \times \lambda^{-0,5}$, 2 – $h = \lambda^{-0,5}$, 3 – $h = 0,5 \times \lambda^{-0,5}$

По экспериментально определенным значениям локальной толщины в различных частях полимерных элайнеров и наиболее адекватной зависимости удлинения от толщины вычислена локальная степень вытяжки полимера при термоформовании и обозначена на фоне периметра сечения элайнера в характерных точках (рисунок 4)

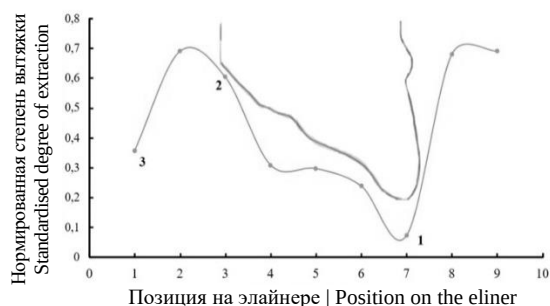


Рисунок 4. Степень вытяжки полимерных листов при производстве элайнеров рассчитанная по толщине изделия в характерных точках. 1 – режущий край зуба, 2 – лингвальная сторона зуба, 3 – основание элайнера

Figure 4. The degree of drawing of polymer sheets in the production of elixirs calculated by the thickness of the product in characteristic points. 1 – the cutting edge of the tooth 2 – the tongue side of the tooth, 3 – Aligner base

Идентификация импортным материалов и подбор отечественных полимеров, соответствующих им по химическому составу, структуре и способности к вытяжке при термоформовании осуществляли качественным анализом по ИК спектрам и методом дифференциально-сканирующей калориметрии. Установлено, что основу мягких пленок для матриц составляет полиэтилен низкой плотности со степенью кристалличности $35 \pm 5\%$, а основу жестких пленок для изготовления элайнеров – аморфный сополимер этилентерфталата с температурой стеклования $76-81^\circ\text{C}$. Деформационные свойства импортного

пленочного материала аналогичны свойствам отечественных полимеров различных марок (рисунок 5).

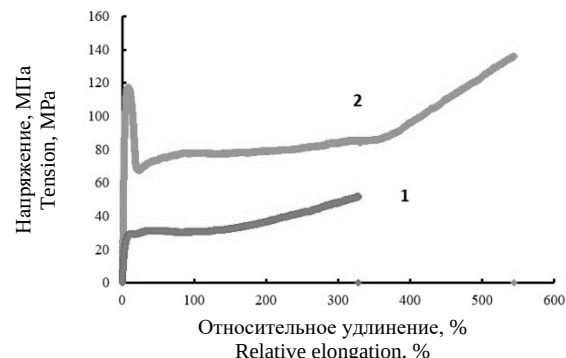


Рисунок 5. Диаграммы растяжения полимерных пленок. 1 – термопласт фирмы Erkolen (полиэтилен), 2 – полиэтилен отечественного производства HD10500 FE Сибур

Figure 5. Diagrams of the tension of polymer films. 1 – Erkolen thermoplastic (polyethylene), 2 – Domestic HD10500 FE Sibour

Проверка пригодности полиэтиленов разных марок для изготовления мягких матриц включает оценку их прозрачности для светового потока, которым в ортодонтологии производят отверждение стоматологических фотополимерных композитов. Прозрачность оценивали по коэффициенту прозрачности и оптической плотности пластин. Оптические свойства всех исследованных полимерных материалов в диапазоне длин волн $400-750\text{ нм}$ идентичны.

Надмолекулярная структура и механические свойства ПЭТФ, производимого в РФ, существенно отличаются от импортных материалов, применяемых в ортодонтологии марки высокой кристалличностью и большей хрупкостью.

Кроме этого, в отечественном полиэтилен-терефталате содержится низкомолекулярная фракция, удаление которой при нагревании соответствует экзо пику на диаграмме ДСК (рисунок 6). Отсутствие такой фракции и кристаллических формирований в пленке IQ (DURAN pro), используемой при изготовлении элайнеров подтверждается результатами ДСК анализа (рисунок 7).

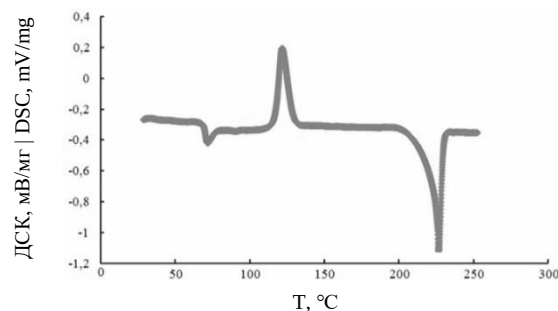


Рисунок 6. ДСК термограмма отечественной термоформовочной пленки ПЭТФ – марки ПЭТФ-Г-80

Figure 6. DSK domestic thermoforming film thermogram PET – brand PET-G-80

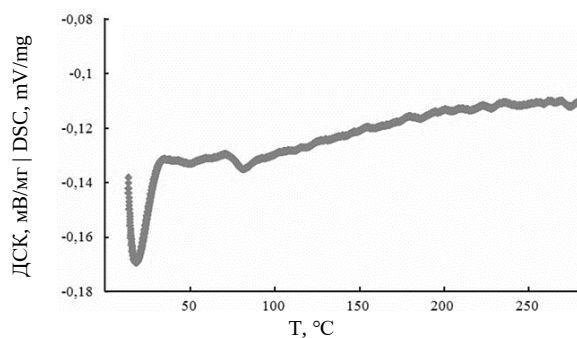


Рисунок 7. ДСК термограмма термоформовочной пластины IQ, (DURAN pro)

Figure 7. DSK thermofforming plate thermogram IQ, (DURAN pro)

Для приведения к соответствию состава и кристалличности ПМ фирмы и пленок отечественного производства производили модифицирующую термообработку пленок в муфельной печи. Путем подбора температуры и времени ТО пленки ПЭТФ получен материал меньшей кристалличности и без содержания «летучих» компонентов (рисунок 8).

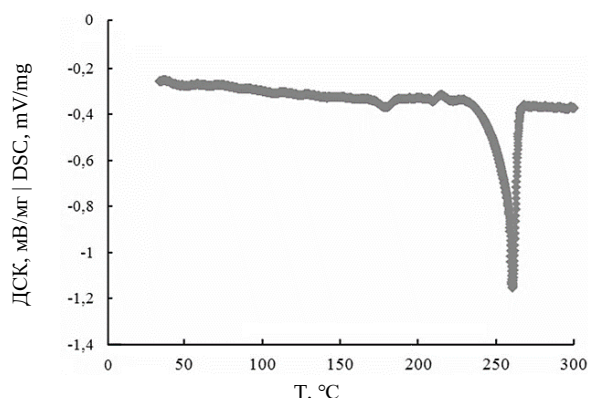


Рисунок 8. ДСК термограмма модифицированной пластины ПЭТФ-Г-80

Figure 8. DSK of the modified film thermogram PET-G-80

Проверка пригодности модифицированной пластины ПЭТФ для изготовления элайнеров заключалась в измерении её жесткости. Жесткость оценивали по величине модуля Юнга (Е) пропорционального тангенсу угла наклона касательной к началу деформационной кривой, полученной путем растяжения пленок со скоростью 10 мм/мин (рисунок 9).

Значения модуля Юнга всех термопластичных полимеров приблизительно равны, относительное удлинение при разрыве и предел прочности отечественных марок превышает показатели импортных материалов, что позволяет рекомендовать применение пленок меньшей толщины в качестве заготовок для производства как элайнеров, так и мягких матриц.

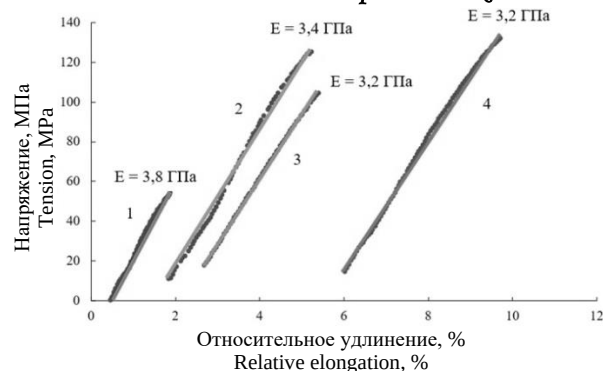


Рисунок 9. Фрагменты деформационных кривых растяжения термопластичных полимеров. 1 – Полиэтилен марки HD10500 FE Сибур, 2 – ПЭТФ марки IQ, 3 – ПЭТФ марки ПЭТФ-Г-80, 4 – модифицированный ПЭТФ-Г-80

Figure 9. Strain curve fragments of thermoplastic polymers. 1 – Polyethylene HD10500 FE Sibur, 2 – PEFF IQ, 3 – PET – brand PET-G-80, 4 – Modified PETF-G-80

Заключение

Методами ДСК и ИК установлено физическое состояние и химический состав фирменных материалов, применяемых для элайнеров и т.н. мягких матриц в ортодонтологии. Материалы для мягких форм являются полиолефинами и находятся в высокоэластичном состоянии, а материалы для элайнеров являются сложными полиэфирами в стеклообразном состоянии с температурой стеклования 76–81 °С

Прецизионным измерением локальной толщины пленки на сформованных (готовых к применению) элайнерах и мягких формах с точностью $\pm 5\%$ установлены величины и преимущественное направление вытяжки полимерных заготовок в вязко текучем и высокоэластичном состоянии при пневмоформовании.

Моделированием механического продольно-поперечного массопереноса при пластичной деформации полимеров в процессе одноосной вытяжки определено соотношение между степенью вытяжки полимера и изменением толщины заготовки призматической формы в виде h (толщина) $= 0,5 \times \lambda^{-0,5}$

Используя теоретическую связь степени вытяжки заготовки из пластичного или эластичного полимера с её нормированной толщиной в изделиях построен профиль локальных деформаций в различных частях элайнеров. Установлено, что максимальная вытяжка заготовок не превышает 170% и локализована на лингвальной стороне зуба.

Экспериментально установлена возможность деформации без разрушения отечественных пленок ПЭТФ, например, пленок производства НПО «Тасма», до степени удлинения до 280% при 180 °С. т. е. достаточной для формования элайнеров деформируемостью в разогретом состоянии.

Литература

- 1 Мусаев Э.А., Шерышев М.А. Определение граничных условий температурного поля листовой заготовки // Успехи в химии и химической технологии. 2016. Т. 30. №. 10 (179). С. 59-60.
- 2 Крыжановский В.К., Физические и технологические аспекты использования термомеханических кривых полимеров // Известия Санкт-Петербургского государственного технологического института (технического университета). 2015. № 31 (57). С. 59-63.
- 3 Кондратов А.П., Черкасов Е.П., Утехин А.Н. Макроструктура анизотропных полимерных пленок с «памятью формы» // Известия Тулгу. Технические науки. 2020. №. 5. С. 513-523.
- 4 Hussein A.M., Mohammed-Salih H.S., Al-Sheakli I.I. Effects of various cleaning agents on polypropylene and copolyester thermoplastic orthodontic retainer materials // Journal of Taibah University Medical Sciences. 2022. V. 17. №. 5. P. 861-868.
- 5 Кондратов А.П., Зачиняев Г.М. Физическое моделирование процесса фиксации термо-усадочных этикеток на цилиндрической таре в автоматах-аппликаторах // Известия высших учебных заведений. Проблемы полиграфии и издательского дела. 2013. № 3. С. 031-039.
- 6 Зачиняев Г.М., Кондратов А.П. Термоциклические испытания термоусадочных полимерных изделий с памятью формы // Заводская лаборатория. Диагностика материалов. 2015. Т. 81. № 10. С. 57-61
- 7 Rusinek R., Weremczuk A., Szymanski M., Warminski J. Middle ear vibration with stiff and flexible shape memory prosthesis // International Journal of Mechanical Sciences. 2019. V. 150. P. 20-28. doi: 10.1016/j.ijmecsci.2018.09.040
- 8 Sadeghian F., Zakerzadeh M.R., Karimpour M., Baghani M. et al. Numerical study of patient-specific ankle-foot orthoses for drop foot patients using shape memory alloy // Medical Engineering & Physics. 2019. V. 69. P. 123-133. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.04.004
- 9 Le B.V., McVary K.T., McKenna K., Colombo A. Use of magnetic induction to activate a “touchless” shape memory alloy implantable penile prosthesis // The Journal of Sexual Medicine. 2019. V. 16. №. 4. P. 596-601. doi: 10.1016/j.jsxm.2019.01.318
- 10 Le B., McVary K., McKenna K., Colombo A. A novel thermal-activated shape memory penile prosthesis: comparative mechanical testing // Urology. 2017. V. 99. P. 136-141. doi: 10.1016/j.urology.2016.09.007
- 11 Song J.J., Chang H.H., Naguib H.E. Design and characterization of biocompatible shape memory polymer (SMP) blend foams with a dynamic porous structure // Polymer. 2015. V. 56. P. 82-92. doi: 10.1016/j.polymer.2014.09.062
- 12 Korde J.M., Kandasubramanian B. Naturally biomimicked smart shape memory hydrogels for biomedical functions // Chemical Engineering Journal. 2020. V. 379. P. 122430. doi: 10.1016/j.cej.2019.122430
- 13 Antony G.J.M., Jarali C.S., Aruna S.T., Raja S. Tailored poly (ethylene) glycol dimethacrylate based shape memory polymer for orthopedic applications // Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2017. V. 65. P. 857-865. doi: 10.1016/j.jmbm.2016.10.011
- 14 Kumar B., Hu J., Pan N., Narayana H. A smart orthopedic compression device based on a polymeric stress memory actuator // Materials & Design. 2016. V. 97. P. 222-229. doi: 10.1016/j.matdes.2016.02.092
- 15 Zheng Y.F., Zhang B.B., Wang B.L., Wang Y.B. et al. Introduction of antibacterial function into biomedical TiNi shape memory alloy by the addition of element Ag // Acta biomaterialia. 2011. V. 7. №. 6. P. 2758-2767. doi: 10.1016/j.actbio.2011.02.010
- 16 Kondratov A.P., Lozitskaya A.V., Samokhin V.N., Volinsky A.A. Mullins effect in polymer large deformation strain gauges // Journal of Polymer Research. 2023. V. 30. №. 1. P. 36.
- 17 Bratu D.C., Vinatu V.F., Pop S.I., Petrescu P.H. et al. Wear resistance under high load forces of four different polyethylene terephthalate glycol vacuum-formed orthodontic retainers // Mater. Plast. 2019. V. 56. №. 3. P. 505-509.
- 18 Skaik A., Wei X.L., Abusamak I., Iddi I. Effects of time and clear aligner removal frequency on the force delivered by different polyethylene terephthalate glycol-modified materials determined with thin-film pressure sensors // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2019. V. 155. №. 1. P. 98-107.
- 19 Xiang B., Wang X., Wu G., Xu Y. et al. The force effects of two types of polyethylene terephthalate glycol-modified clear aligners immersed in artificial saliva // Scientific Reports. 2021. V. 11. №. 1. P. 10052.
- 20 Nicita F., D'Amico C., Filardi V., Spadaro D. et al. Chemical-physical characterization of PET-G-based material for orthodontic use: preliminary evaluation of micro-Raman analysis // European Journal of Dentistry. 2023. V. 17.

References

- 1 Musaev E.A., Sheryshev M.A. Determination of boundary conditions of the temperature field of a sheet blank. Advances in Chemistry and Chemical Technology. 2016. vol. 30. no. 10 (179). pp. 59-60. (in Russian).
- 2 Kryzhanovsky V.K., Physical and technological aspects of using thermomechanical curves of polymers. Bulletin of the St. Petersburg State Technological Institute (Technical University). 2015. no. 31 (57). pp. 59-63. (in Russian).
- 3 Kondratov A.P., Cherkasov E.P., Utehin A.N. Macrostructure of anisotropic polymer films with "shape memory". Bulletin of Tulgu. Technical sciences. 2020. no. 5. pp. 513-523. (in Russian).
- 4 Hussein A.M., Mohammed-Salih H.S., Al-Sheakli I.I. Effects of various cleaning agents on polypropylene and copolyester thermoplastic orthodontic retainer materials. Journal of Taibah University Medical Sciences. 2022. vol. 17. no. 5. pp. 861-868.
- 5 Kondratov A.P., Zachinyaev G.M. Physical modeling of the process of fixing heat-shrinkable labels on cylindrical containers in automatic applicators. News of higher educational institutions. Problems of printing and publishing. 2013. no. 3. pp. 031-039. (in Russian).
- 6 Zachinyaev G.M., Kondratov A.P. Thermal cycling tests of heat-shrinkable polymer products with shape memory. Factory laboratory. Diagnostics of materials. 2015. vol. 81. no. 10. pp. 57-61. (in Russian).

- 7 Rusinek R., Weremczuk A., Szymanski M., Warminski J. Middle ear vibration with stiff and flexible shape memory prosthesis. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2019. vol. 150. pp. 20-28. doi: 10.1016/j.ijmecsci.2018.09.040
- 8 Sadeghian F., Zakerzadeh M.R., Karimpour M., Baghani M. et al. Numerical study of patient-specific ankle-foot orthoses for drop foot patients using shape memory alloy. *Medical Engineering & Physics*. 2019. vol. 69. pp. 123-133. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.04.004
- 9 Le B.V., McVary K.T., McKenna K., Colombo A. Use of magnetic induction to activate a “touchless” shape memory alloy implantable penile prosthesis. *The Journal of Sexual Medicine*. 2019. vol. 16. no. 4. pp. 596-601. doi: 10.1016/j.jsxm.2019.01.318
- 10 Le B., McVary K., McKenna K., Colombo A. A novel thermal-activated shape memory penile prosthesis: comparative mechanical testing. *Urology*. 2017. vol. 99. pp. 136-141. doi: 10.1016/j.urology.2016.09.007
- 11 Song J.J., Chang H.H., Naguib H.E. Design and characterization of biocompatible shape memory polymer (SMP) blend foams with a dynamic porous structure. *Polymer*. 2015. vol. 56. pp. 82-92. doi: 10.1016/j.polymer.2014.09.062
- 12 Korde J.M., Kandasubramanian B. Naturally biomimicked smart shape memory hydrogels for biomedical functions. *Chemical Engineering Journal*. 2020. vol. 379. pp. 122430. doi: 10.1016/j.cej.2019.122430
- 13 Antony G.J.M., Jarali C.S., Aruna S.T., Raja S. Tailored poly (ethylene) glycol dimethacrylate based shape memory polymer for orthopedic applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017. vol. 65. pp. 857-865. doi: 10.1016/J.JMBBM.2016.10.011
- 14 Kumar B., Hu J., Pan N., Narayana H. A smart orthopedic compression device based on a polymeric stress memory actuator. *Materials & Design*. 2016. vol. 97. pp. 222-229. doi: 10.1016/j.matdes.2016.02.092
- 15 Zheng Y.F., Zhang B.B., Wang B.L., Wang Y.B. et al. Introduction of antibacterial function into biomedical TiNi shape memory alloy by the addition of element Ag. *Acta biomaterialia*. 2011. vol. 7. no. 6. pp. 2758-2767. doi: 10.1016/j.actbio.2011.02.010
- 16 Kondratov A.P., Lozitskaya A.V., Samokhin V.N., Volinsky A.A. Mullins effect in polymer large deformation strain gauges. *Journal of Polymer Research*. 2023. vol. 30. no. 1. pp. 36.
- 17 Bratu D.C., Vinatu V.F., Pop S.I., Petrescu P.H. et al. Wear resistance under high load forces of four different polyethylene terephthalate glycol vacuum-formed orthodontic retainers. *Mater. Plast*. 2019. vol. 56. no. 3. pp. 505-509.
- 18 Skaik A., Wei X.L., Abusamak I., Iddi I. Effects of time and clear aligner removal frequency on the force delivered by different polyethylene terephthalate glycol-modified materials determined with thin-film pressure sensors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019. vol. 155. no. 1. pp. 98-107.
- 19 Xiang B., Wang X., Wu G., Xu Y. et al. The force effects of two types of polyethylene terephthalate glycol-modified clear aligners immersed in artificial saliva. *Scientific Reports*. 2021. vol. 11. no. 1. pp. 10052.
- 20 Nicita F., D'Amico C., Filardi V., Spadaro D. et al. Chemical–physical characterization of PET-G-based material for orthodontic use: preliminary evaluation of micro-Raman analysis. *European Journal of Dentistry*. 2023. vol. 17.

Сведения об авторах

Виктор А. Род студент, полиграфический институт, Московский политехнический университет, ул. Большая Семеновская 38, г Москва 107023, vikdor.andreevich@mail.ru

 <https://orcid.org/0009-0008-8333-4749>

Александр Н. Утехин д.х.н., профессор, полиграфический институт, Московский политехнический университет, ул. Большая Семеновская 38, г Москва 107023, alutekhin@yandex.ru

 <https://orcid.org/0009-0003-1681-8579>

Александр П. Кондратов д.т.н., профессор, полиграфический институт, Московский политехнический университет, Большая Семеновская 38, г Москва 107023, apkrezerv@mail.ru

 <https://orcid.org/0000-0001-6118-0808>

Вклад авторов

Виктор А. Род обзор литературных источников по исследуемой проблеме, провел эксперимент, выполнил расчёты

Александр Н. Утехин провёл эксперимент, выполнил расчёты

Александр П. Кондратов написал рукопись, корректировал её до подачи в редакцию и несет ответственность за плагиат

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Information about authors

Viktor A. Rod student, polygraphic institute, Moscow Polytechnic University, 38 Bolshaya Semynovskaya str., Moscow 107023, vikdor.andreevich@mail.ru

 <https://orcid.org/0009-0008-8333-4749>

Aleksandr N. Utekhin Dr. Sci. (Chem.), professor, polygraphic institute, Moscow Polytechnic University, 38 Bolshaya Semynovskaya str., Moscow 107023, alutekhin@yandex.ru

 <https://orcid.org/0009-0003-1681-8579>

Aleksandr P. Kondratov Dr. Sci. (Engin.), professor, polygraphic institute, Moscow Polytechnic University, 38 Bolshaya Semynovskaya str. Moscow 107023, apkrezerv@mail.ru

 <https://orcid.org/0000-0001-6118-0808>

Contribution

Viktor A. Rod review of the literature on an investigated problem, conducted an experiment, performed computations

Aleksandr N. Utekhin conducted an experiment, performed computations

Aleksandr P. Kondratov wrote the manuscript, correct it before filing in editing and is responsible for plagiarism

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Поступила 24/06/2024	После редакции 06/08/2024	Принята в печать 28/08/2024
Received 24/06/2024	Accepted in revised 06/08/2024	Accepted 28/08/2024