

УДК 621.73

**В. А. Огородніков**, д. т. н., проф.;  
**А. С. Васильчук**

## РОЗРОБКА ПАСПОРТА ФІЗИКО-МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ

*Сформовано паспорт матеріалів вживаних в стоматології: самотвердіючої пластмаси «Редонт-03» і термопластичної маси — поліпропілену марки «ЛППОЛ». Експериментально отримано і зіставлено такі характеристики, як в'язкість, еластичність і низку інших, які визначають зносостійкість, міцність і довговічність виробів з цих матеріалів.*

### Вступ

Основними матеріалами для виготовлення стоматологічних ортомедичних та ортодонтичних апаратів вже тривалий час є самотвердіючі пластмаси, наприклад, «Редонт-03». В останні роки широке застосування в стоматологічному протезуванні отримали також термопласти, зокрема поліпропілен марки «ЛППОЛ». В роботах [1, 2, 3] наведені, в основному, типові фізико-механічні характеристики стоматологічних матеріалів, такі як межа міцності на розтяг, стиск і згин, ударна в'язкість та деякі інші.

Проте, на наш погляд, вказані фізико-механічні характеристики не повною мірою визначають здатність виробів з вказаних матеріалів піддаватися експлуатаційним навантаженням, бути достатньо надійними, міцними, пластичними та зносостійкими.

Оцінювання довговічності, зносостійкості міцності та пластичності виробів з вказаних вище матеріалів не може здійснюватися повною мірою без більш глибоких знань про їх фізико-механічні властивості. До таких властивостей, які формують «паспорт» матеріалів, на наш погляд можна віднести дійсні криві деформації

$$\sigma_i = f(\varepsilon_i),$$

де  $\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}$  — інтенсивність напружень;

$\varepsilon_i = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_1 - \varepsilon_3)^2}$  — інтенсивність деформацій;  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  — головні напруження;  $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$  — головні деформації.

Особливу роль під час оцінювання фізико-механічних властивостей матеріалу [4] грає модуль еластичності, що характеризується тангенсом кута прямої в координатах  $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$ , на початковій стадії деформування, коли інтенсивність деформацій не перевищує  $\varepsilon_i \leq 0,05$ . Інформація про модуль еластичності дозволяє встановити здатність матеріалів до відновлення своєї початкової форми після статичних навантажень. Разом з таким параметром як в'язкість (питома потенціальна енергія), модуль еластичності (Flexural Modul) дозволяє збільшити довговічність стоматологічних конструкцій, що істотно зменшує ймовірність відмов у стоматології.

### Постановка задачі

Задачею дослідження є формування паспорта конструкційних стоматологічних матеріалів, який включає такі фізико-механічні характеристики, як в'язкість — питома потенціальна енергія, що накопичується в матеріалі в процесі деформування, модуль еластичності, який характеризується тангенсом кута прямої в координатах  $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$  на початковому етапі деформування, крива течії матеріалів в координатах «інтенсивність напружень—інтенсивність деформацій».

Порівняльний аналіз фізико-механічних характеристик стоматологічних матеріалів, представлених у вигляді функцій  $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$  дозволить розширити уявлення про надійність конструкцій, виготовлених з них.

## Основна частина

Уявлення про фізико-механічні характеристики матеріалів у вигляді функцій  $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$  знаходить широке застосування для моделювання різних процесів, що відбуваються як при експлуатації виробів, так і в різних технологіях. Граничні характеристики матеріалів визначаються головним чином завдяки феноменологічним теоріям, які нині інтенсивно розвиваються. Ці теорії базуються на даних експериментальних досліджень [4].

Нижче описуються методики експериментальної побудови функцій стоматологічних матеріалів і дається аналіз отриманих результатів для термопластів типу «Редонт-03» і самотвердіючих пластмас типу «ЛППОЛ».

Отримані експериментальні дані дозволили сформувавши паспорт досліджуваних матеріалів.

Однією з найважливіших характеристик матеріалів є діаграма деформації або крива течії в координатах  $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$ . Криву течії для ізотропних матеріалів з ізотропним зміцненням, зазвичай будують за результатами випробування на розтяг стандартних зразків. Оскільки крива течії не залежить від типу напруженого стану і визначається лише властивостями матеріалів (гіпотеза про єдину криву течії), то її будують в зоні кінцевих деформацій (зазвичай до  $\varepsilon_i = 1$ ) випробуванням на осьовий стиск циліндричних зразків.

Перед випробуванням на робочу частину досліджуваних зразків за допомогою твердоміра наносили базові точки втискування алмазної пірамідки під навантаженням 100 Н.

Під час проведення випробувань попередньо визначали стандартним методом початкову межу текучості досліджуваних матеріалів  $\sigma_{0,2}$  за допомогою одноосового стискування циліндричних зразків. Їх деформували до появи залишкових деформацій  $\varepsilon_i = 0,002$ .

Фіксуючи навантаження, при якому залишкова деформація  $\varepsilon_i = 0,002$ , визначали умовну межу текучості.

$$\sigma_{0,2} = \frac{P_{0,002}}{F_0}, \quad (1)$$

де  $F_0$  — площа перерізу зразка;  $P_{0,002}$  — зусилля деформування в момент початку текучості.

Потім плоскі стандартні зразки ступінчасто деформували з повним подальшим розвантаженням для вимірювання відстаней між позначками. Ці відстані вимірювали на інструментальному мікроскопі ММІ-2 з ціною поділки 5 мкм. Рекомендується навантажувати зразки до деформації  $\varepsilon_i = 0,005; 0,010; 0,02; 0,050; 0,070; 0,100; 0,150; 0,200; 0,250$  і так далі. Момент початку появи шийки можна зафіксувати візуально (з відхиленням  $\sim 5\%$  по критичній деформації) за показами силівимірювального пристрою преса, відзначаючи при цьому падіння навантаження після досягнення його максимального значення.

Інтенсивність деформацій при розтягу розраховували з формул

$$\varepsilon_i = 2 \ln \frac{d_i}{d_0} \quad (2)$$

або

$$\varepsilon_i = \ln \frac{F_0}{F_i}, \quad (3)$$

а при випробуванні на стиск

$$\varepsilon_i = \ln \frac{h_0}{h_i}, \quad (4)$$

де  $h_0, F_0, d_0$  — відповідно висота, площа і діаметр до випробування;  $h_i, F_i, d_i$  — після відповідного ступеня деформування.

Інтенсивність напруги розраховується з формули

$$\sigma_i = \frac{P(\exp \varepsilon_i)}{F_0}, \quad (5)$$

де  $P$  — зусилля деформування.

Випробуванням на розтяг отримано дані для побудови кривої течії лише для обмежених деформацій, рівних критичному значенню  $\epsilon_{кр}$ , яке відповідає початку втрати стійкості пластичного деформування (утворенню шийки). Для побудови кривої  $\sigma_i = f(\epsilon_i)$  при накопиченій деформації  $\epsilon_i \geq \epsilon_{кр}$  використовували різні наближені розв'язки задачі про напружений стан точок, які розташовані в найменшому поперечному перерізі шийки зразка з ізотропного матеріалу [4]. Крім того, використовували методіку, розроблену для розвитку і уточнення методіки побудови кривої течії випробуванням на розтяг циліндричного зразка [5].

На рис. 1 показана побудована за вищевикладеною методикою крива течії поліпропілену, отримана випробуванням на стиск і розтяг. Криву течії апроксимували рівнянням

$$\sigma_i = A\epsilon_i^n, \quad (6)$$

де  $A, n$  — коефіцієнти апроксимації, які мають фізичне значення:  $A = \sigma_i$  при  $\epsilon_i = 1, n = \epsilon_{кр}$  — критична деформація за умовного максимального напруження. У нашому випадку  $A = 41$  МПа,  $n = 0,05$ .

Як впливає з графіків (див. рис. 1), експериментальні дані на розтяг і стиск розташовуються поблизу апроксимувальної кривої, що підтверджує гіпотезу про єдину криву течії.

На рис. 2 показано побудовані таким же чином криві течії самотвердіючої пластмаси «Редонт-03» (випробувано два зразки).

На рис. 3 показано криву течії зразка з поліпропілену марки «ЛППОЛ», отриманого за допомогою литного пресування.

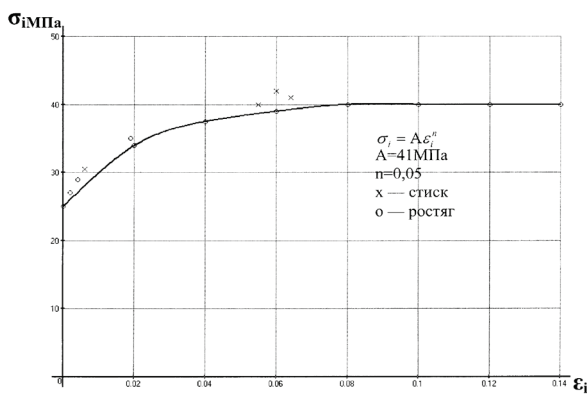


Рис. 1. Крива течії поліпропілену марки «ЛППОЛ»  
Випробування на розтяг і стиск  
(виконано 11.05.2007 р.)

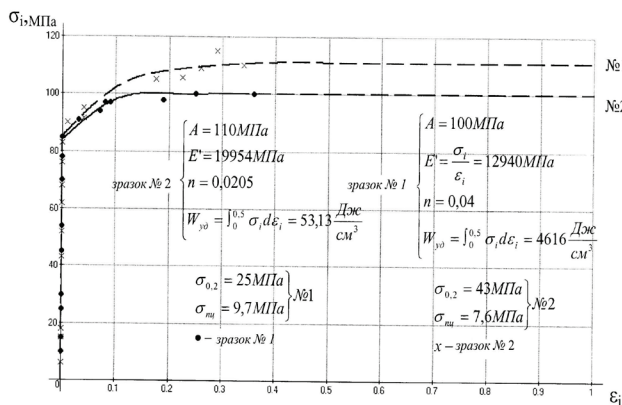


Рис. 2. Криві течії самотвердіючої пластмаси  
«Редонт-03». Випробування на стиск  
(виконано 30.05.2007 р. за стандартних умов)

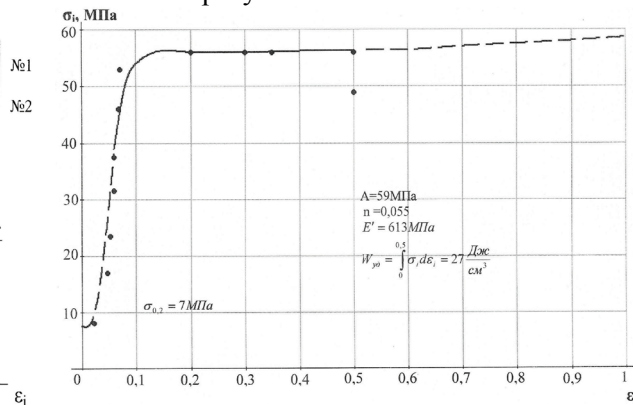


Рис. 3. Крива течії поліпропілену марки «ЛППОЛ»  
(литне пресування). Випробування на стиск  
(виконано 11.05.2007 р. за стандартних умов)

Модуль еластичності у всіх випробуваннях отримували після статистичної обробки експериментальних даних в діапазоні деформацій  $\epsilon_i = 0,05$ .

Важливим параметром, що визначає надійність і працездатність стоматологічних ортодонтічних апаратів є параметр в'язкості (питомої потенціальної енергії з розмірністю в МПа). Величину в'язкості визначали за допомогою інтеграла

$$W_{\text{пит}} = \int_0^{\epsilon_i^*} \sigma_i d\epsilon_i, \quad (7)$$

який після підстановки в підінтегральний вираз апроксимувальної функції (6) набуває вигляду

$$W_{\text{пит}} = A \frac{\epsilon_i^{*n+1}}{n+1}. \quad (8)$$

Значення  $W_{\text{пит}}$  розраховували для кожного випробовуваного матеріалу при верхньому значенні інтеграла (7), рівного  $\epsilon_i^* = 0,25; 0,5; 0,75$ .

У таблиці наведено експериментально-розрахункові результати випробувань чотирнадцяти зразків на розтяг і стиск і наведені дані про межу текучості матеріалів, модулі еластичності, в'язкості і коефіцієнти апроксимації кривих течії  $A$  і  $n$  формули (6).

**Результати випробувань матеріалів призначених для виготовлення ортодонтичних апаратів в стоматології**

№ зразка	Матеріал	Вид випробування	Межа текучості, $\sigma_{0,2}$ МПа	Модуль еластичності $E' = \frac{\sigma_i}{\epsilon_i}$	Коефіцієнти апроксимації кривої течії		В'язкість $W_{\text{пит.}}$ , МПа		
					$A$ , МПа	$n$	$\epsilon_i^* = 0,25$	$\epsilon_i^* = 0,5$	$\epsilon_i^* = 0,15$
1	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>1</sup>	стиск	17	475	62,5	0,11	12	26	41
2	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>1</sup>	стиск	20	475	67	0,11	13	28	44
3	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>1</sup>	стиск	7	613	59	0,055	13	27	42
4	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>1</sup>	стиск	5	2615	51,5	0,082	11	23	35
5	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>1</sup>	стиск	24	3905	63	0,075	13	28	43
6	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>2</sup>	стиск	10	5697	50	0,104	10	21	33
7	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>2</sup>	стиск	25	8485	50	0,056	11	23	35
8	поліпропілен «ЛПОЛ» <sup>1</sup>	розтяг	27	—	41	0,05	9,0	19	29
9	самотвердіюча пластмаса «Редонт-03» <sup>1</sup>	стиск	15	1288	58	0,028	8	19	31
10	самотвердіюча пластмаса «Редонт-03» <sup>2</sup>	стиск	16	2761	57	0,24	8	19	32
11	самотвердіюча пластмаса «Редонт-03» <sup>1</sup>	стиск	15	3312	60	0,24	9	20	34
12	самотвердіюча пластмаса «Редонт-03» <sup>1</sup>	стиск	26	4000	105	0,04	24	49	75
13	самотвердіюча пластмаса «Редонт-03» <sup>2</sup>	стиск	16	4026	57,5	0,33	10	17	30
14	самотвердіюча пластмаса «Редонт-03» <sup>2</sup>	стиск	16	5259	55	0,144	10	27	35

Примітки: 1 — стандартні умови випробування; 2 — витримка у воді.

Випробування проводили в стандартних умовах (температура навколишнього середовища 20 °С). Деякі зразки перед випробуванням витримували у воді протягом місяця.

### Аналіз результатів

Аналіз результатів, наведених у таблиці показав таке.

Межа текучості поліпропілену виявилася меншою за межу текучості самотвердіючої пластмаси. Межа текучості поліпропілену лежить в межах  $26 \geq \sigma_{0,2} \geq 5$  МПа, а самотвердіючої пластмаси  $26 \geq \sigma_{0,2} \geq 15$  МПа.

Модуль еластичності поліпропілену знаходиться в межах  $8485 \geq E \geq 475$  МПа, а самотвердіючої пластмаси  $5259 \geq E \geq 288$  МПа.

В роботі [1] показано, що матеріали з модулем еластичності меншим 400 МПа не здатні відновлювати свою початкову форму після деформування. Матеріали з модулем еластичності більшим за 500 МПа схильні до поломок. У нашому випадку модуль еластичності поліпропілену (зразки № 1 і 2) складає 475 МПа і вище, що характеризує його високу якість.

Що стосується такого показника як в'язкість: показник в'язкості термопластів  $W_{\text{пит.}}$ , в основному вищий, ніж  $W_{\text{пит.}}$  самотвердіючих пластмас, так, досягши деформації  $\varepsilon_i^* = 0,25$   $W_{\text{пит.}}$  термопластів склали  $13 \geq W_{\text{пит.}} \geq 12$  МПа, при  $\varepsilon_i^* = 0,5$ ;  $28 \geq W_{\text{пит.}} \geq 19$  МПа, при  $\varepsilon_i^* = 0,5$ ;  $44 \geq W_{\text{пит.}} \geq 35$  МПа.

Для самотвердіючих пластмас ці показники рівні відповідно  $10 \geq W_{\text{пит.}} \geq 8$  МПа ( $\varepsilon_i^* = 0,25$ );  $27 \geq W_{\text{пит.}} \geq 17$  МПа ( $\varepsilon_i^* = 0,5$ );  $35 \geq W_{\text{пит.}} \geq 30$  МПа ( $\varepsilon_i^* = 0,75$ ).

Винятком є зразок № 12 таблиці.

### Висновки

1. Розроблено паспорт фізико-механічні характеристик стоматологічних конструкційних матеріалів (самотвердіючих пластмас і поліпропіленів).

2. Разом зі стандартними характеристиками — межі текучості і межі міцності, отримано такі характеристики, як крива течії, модуль еластичності, параметри в'язкості.

3. Показано, що вказані вище параметри повною мірою відображають працездатність, надійність і довговічність конструкцій, виготовлених з досліджуваних матеріалів. Так у поліпропіленів при нижчій межі текучості, ніж у самотвердіючих пластмас, показники в'язкості вищі, а модуль еластичності поліпропіленів, у порівнянні із самотвердіючими пластмасами, знаходиться в діапазоні, що забезпечує меншу ймовірність поломок конструкції.

4. Розроблений метод досліджень фізико-механічних характеристик стоматологічних матеріалів дозволяє в подальшому удосконалити спосіб їх виготовлення.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Тригубов И. Д. Применение термопластических материалов в стоматологии / [И. Д. Тригубов, Л. В. Михайленко, Р. И. Болдырева и др.]. — Москва, 2007. — 197 с.
2. Стрелковський К. М. Зуботехнічне матеріалознавство / К. М. Стрелковський, А. З. Власенко, Й. С. Філінчик. — К.: Здоров'я, 2004. — 332 с.
3. Сидоренко Г. І. Зуботехнічне матеріалознавство / Г. І. Сидоренко. — К.: Вища школа, 1981. — 216 с.
4. Огородников В. А. Оценка деформируемости металлов при обработке давлением / В. А. Огородников. — К.: Вища школа, 1983. — 175 с.
5. Огородников В. А. Удосконалення процесів і обладнання обробки тиском в металургії і машинобудуванні: темат. зб. наук. ін. / В. А. Огородников, А. В. Грушко, В. И. Музичук. — Краматорськ, 2005. — С. 336—339.

Рекомендована кафедрою опору матеріалів і прикладної механіки

Надійшла до редакції 18.09.08  
Рекомендована до друку 2.10.08

**Огородников Віталій Антонович** — завідувач кафедри опору матеріалів і прикладної механіки.

Вінницький національний технічний університет;

**Васильчук Олександр Семенович** — асистент кафедри стоматології дитячого віку.

Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова