

УДК 621.73

Огородніков В.А.

Бікс Ю.С.

(Вінницькій національній технічній університет)

Васильчук О.С.

(Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова)

ФІЗИКО-МЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕРМОПЛАСТІВ ТА НАДІЙНІСТЬ ОРТОДОНТИЧНИХ АПАРАТІВ

Исследованы физико-механические свойства материалов, применяемых в стоматологии, в частности пропилена марки "Липол". Экспериментально получены и сопоставлены такие характеристики как вязкость, эластичность в зависимости от температуры расплава.

Physical-mechanical properties of "Lypol" propylene, that applied in dentistry has been researched. Such characteristics as viscosity and elasticity in dependence from melt temperature has been received experimentally and compared.

Вступ

Новими матеріалами при виготовленні ортодонтичних апаратів в стоматології є термопластичні маси - поліпропілени. Від якості виготовлення ортодонтичних апаратів з цих матеріалів залежить зносостійкість, міцність і довговічність виробів. Такі стандартні механічні характеристики як твердість, межа текучості, межа міцності при вигині, тимчасовий опір розриву не повною мірою визначають здатність ортодонтичних апаратів, виготовлених з поліпропілену шляхом розплаву термопластичних мас піддаватися експлуатаційним навантаженням, бути досить надійними, міцними, пластичними, зносостійкими.

Оцінка довговічності, зносостійкості, міцності і пластичності виробів, виготовлених з поліпропіленів не може здійснюватися повною мірою без глибших знань про їх фізико-механічні властивості. У роботі [1] досліджені фізико-механічні властивості пропілену марки "Ліпол".

Проте у вказаній роботі не приведені дані про такі найважливіші характеристики як модуль еластичності, що характеризується тангенсом кута нахилу прямої в координатах інтенсивність напружень σ_i інтенсивність деформації ε_i ($\sigma_i = f(\varepsilon_i)$), на початковій стадії деформації пружнопластичності, коли інтенсивність деформацій не перевищує $\varepsilon_i \leq 0,05$. Інформація про модуль еластичності дозволяє встановити здатність матеріалу до відновлення своєї початкової форми після статичних навантажень. Поряд з таким параметром як в'язкість (енергопоглинання) значення модуля еластичності (Flexural Module) в необхідних межах дозволяє збільшити довговічність стоматологічних конструкцій, що істотно зменшує вірогідність полонів в стоматології.

У роботі [2] проведені дослідження фізико-механічних властивостей самотверднучих пластмас і термопластичних мас - пропіленів, зокрема визначені і зіставлені такі характеристики як модуль еластичності і в'язкість (питома потенційна енергія) проте вплив температури розплаву поліпропілену на вказані характеристики не вивчений.

Постановка завдання

Завданням дослідження є встановлення впливу температури розплаву поліпропілену на такі характеристики як модуль еластичності, що характеризується тангенсом кута нахилу прямої в координатах ($\sigma_i = f(\varepsilon_i)$) на початковому етапі деформації, криву течії в координатах - інтенсивність напружень - σ_i , інтенсивність деформацій - ε_i , в'язкість - питома потенційна енергія, що нагромаджується в матеріалі при пластичній деформації.

Вивчення залежностей впливу температури розплаву на вказані характеристики дозволить на стадії виготовлення прогнозувати технологічну спадщину процесу виготовлення ортодонтичних апаратів в стоматології і інших виробів з вказаних матеріалів та гарантувати якість протезів, що виготовляються.

Основна частина

Фізико-механічні характеристики матеріалів у вигляді функцій дають можливість їх вживання при моделюванні різних процесів: як у тих, що відбуваються при експлуатації виробів так і в технологіях обробки матеріалів. З метою здобуття таких характеристик як модуль еластичності, в'язкість, а також стандартних механічних характеристик експериментально отримана єдина крива течії – функція матеріалу, яка вважається в теорії пластичності універсальною механічною характеристикою, в координатах - інтенсивність напружень

$$\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (1)$$

інтенсивність деформацій

$$\varepsilon_i = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_1 - \varepsilon_3)^2} \quad (2)$$

Вигляд функції $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$ визначається властивостями матеріалу і не залежить від типу напруженого стану.

Побудови кривих течії досліджуваного матеріалу, отриманого при різних температурах матеріалу.

Термопластичні маси отримували на пристрої та технології, які були розроблені на кафедрі стоматології дитячого віку ВНМУ ім. М.І. Пирогова. З вказаних заготовок виготовляли циліндричні зразки із рівним співвідношенням висоти - h_0 до діаметру d_0 . На бічну поверхню циліндрових зразків наносили діамантовою пірамідою твердоміра "Віккерс" відбитки у вигляді ромба, базою близько 1 мм. Потім зразки деформували до різних мір деформації, фіксуючи зусилля деформації і всі лінійні розміри циліндра, і так само відбитки діагоналей ромба. Інтенсивність напружень на кожній стадії деформування.

$$\sigma_i = \frac{4P_i}{\pi d_0^2 h_0 / h_i} \quad (3)$$

де P_i - зусилля на i -тому етапі деформації. $F_i = \frac{\pi d_0^2}{4}$ - площа перетину циліндрового зразка, d_0, d_i - діаметр зразка до і після деформації, h_0, h_i - висота циліндра до і після деформації, σ_i - інтенсивність деформації

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

$$\varepsilon_i = \ln \frac{d_i}{d_0} \quad (5)$$

розраховану по (4),(5) усереднювали. При побудові кривих течії використовували поліпропілени, отримані при наступних температурах розплаву: $t_1=193^\circ\text{C}$, $t_1=203^\circ\text{C}$, $t_1=213^\circ\text{C}$.

На рис. 1, 2 показані побудовані криві течії за результатами випробувань отриманого при вказаних температурах розплаву. Як впливає з отриманих результатів крива $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$ для термопласту, отриманого при температурі 193°C розташована вище кривої течії термопласту, отриманого при температурі 213°C .

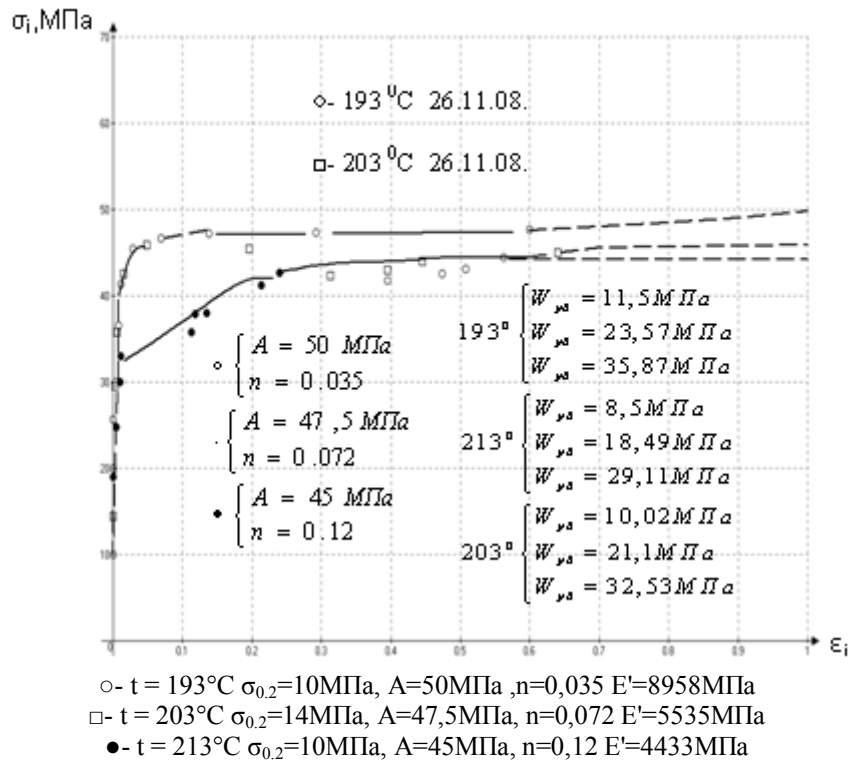


Рис.1. - Крива течії поліпропілену, отриманого при різних температурах розплаву

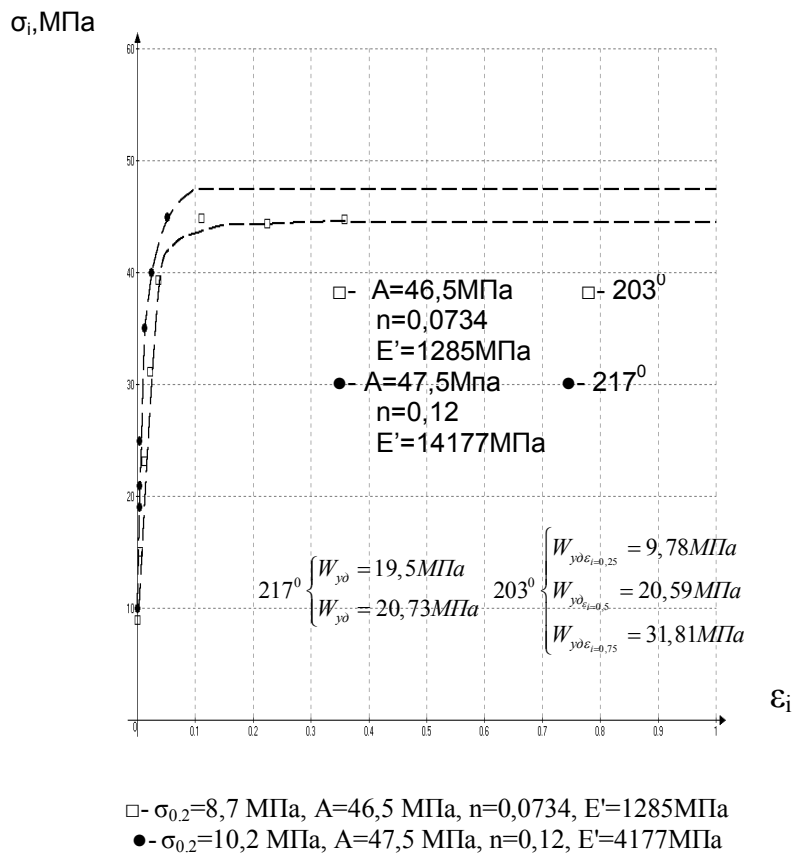


Рис. 2. - Крива течії поліпропілену, отриманого при різних температурах розплаву

Межа текучості матеріалу термопластів отриманих при температурах 193°C і 213°C практично збіглися ($\sigma_{0,2} = 10 \text{ МПа}$).

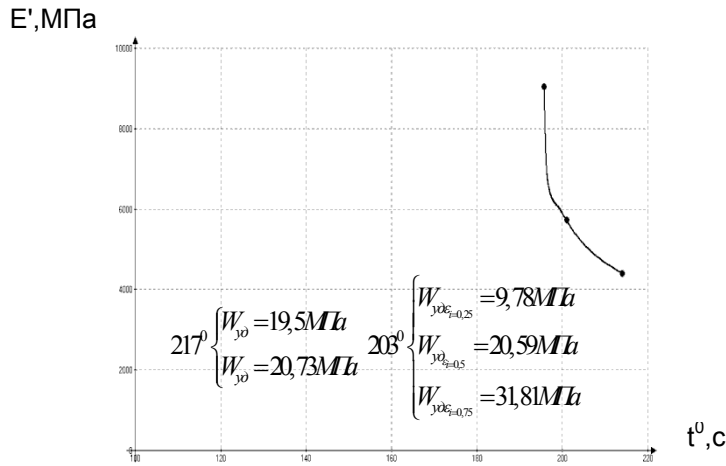


Рис. 3. - Залежність модуля еластичності поліпропілену від температури розплаву

Слід зауважити, що модуль еластичності поліпропілену, отриманого при різних температурах має тенденцію до зниження з підвищенням температури розплаву. На рис. 3 показано залежність модуля еластичності поліпропілену від температури розплаву. З рис. 3 випливає, що із зростанням температури розплаву від 193°C до 213°C модуль еластичності знижується приблизно в два рази. Криві течії апроксимували відомим рівнянням

$$\sigma_i = A \varepsilon_i^n \tag{6}$$

де A , n - коефіцієнти апроксимації мають фізичний зміст. Так коефіцієнт A дорівнює інтенсивності напружень при інтенсивності деформацій рівній одиниці, $n = (\varepsilon_i)_{\text{крит}}$ - інтенсивність деформацій при умовній максимальній напрузі. У нашому випадку коефіцієнт $A = 50$ МПа при температурі розплаву $t=193^{\circ}\text{C}$, і $A = 45$ МПа при температурі розплаву $t=213^{\circ}\text{C}$, тобто спостерігається зниження коефіцієнта A із зростанням температури розплаву.

Що стосується коефіцієнта n , то його значення зростає із зростанням температури розплаву, отже, критична деформація при умовній максимальній напрузі зростає із зростанням температури розплаву. Модуль еластичності в усіх випробуваннях отримали після статичної обробки експериментальних даних в діапазоні деформацій $\varepsilon_i \leq 0,05$.

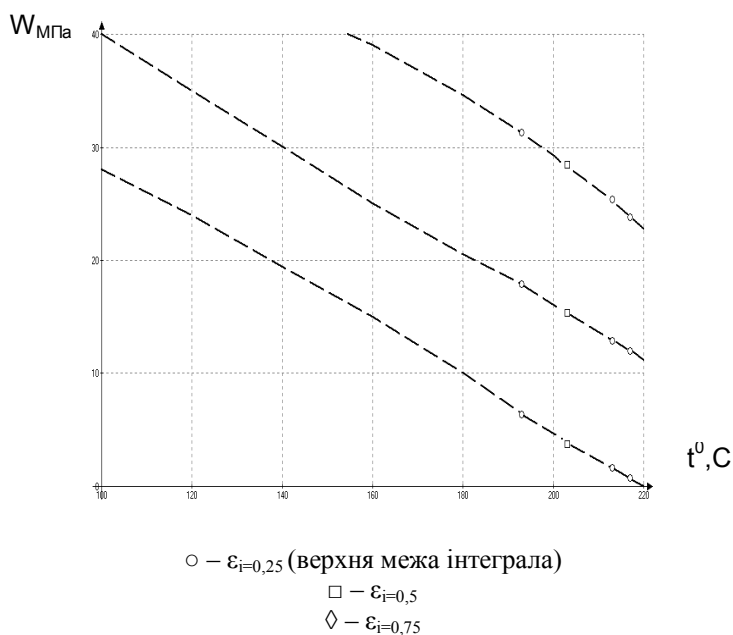


Рис. 4. - Залежність в'язкості поліпропілену від температури розплаву

Важливим параметром, що визначає надійність і працездатність ортодонтних апаратів стоматології є параметр в'язкості (питомої потенційної енергії, вимірюваної в МПа). Величину питомої потенційної енергії визначали інтегруванням функції кривої течії матеріалу.

$$W_{y\partial} = \int_0^{\varepsilon_i^*} \sigma_i d\varepsilon_i = A \int_0^{\varepsilon_i^*} \varepsilon_i^n d\varepsilon_i = A \frac{\varepsilon_i^{n+1}}{n+1} \quad (7)$$

Значення $W_{y\partial}$ розраховували для кожного випробовуваного матеріалу, отриманого при температурах розплаву $t=193^\circ\text{C}$, $t=203^\circ\text{C}$ і $t=213^\circ\text{C}$. При цьому верхня межа інтеграла співвідношення (7) дорівнювала $\varepsilon_i = 0,25; 0,5; 0,75$.

У таблиці 1 приведені експериментально - розрахункові результати випробувань п'яти зразків на стискування, де приведені дані про межу текучості, поліпропілену отриманого при різних температурах розплаву, модулі еластичності питомої потенційної енергії $W_{y\partial}$ (параметр в'язкості) і коефіцієнтах апроксимації кривих течії A і n формули (6).

На рис. 4 показані залежності в'язкості поліпропілену $W_{y\partial}$ від температури розплаву. Як впливає з отриманих результатів із зростанням температури розплаву значення $W_{y\partial}$ знижується. Максимальне зниження $W_{y\partial}$ при зміні температури розплаву від 193°C до 213°C склало приблизно три рази. Таким чином енергопоглинання поліпропіленом отриманого при температурі розплаву $t=213^\circ\text{C}$ менше енергопоглинання поліпропілену отриманого при температурі розплаву $t=193^\circ\text{C}$.

Висновки

1. Сформований паспорт матеріалу, що вживається в стоматології, який характеризує фізико-механічні характеристики термопластмас - поліпропіленів.
2. Поряд із стандартними характеристиками отримані такі характеристики як крива течії, модуль еластичності, параметри в'язкості.
3. Вивчений вплив температури розплаву поліпропілену на механічні характеристики. Показано, що із зростанням температури розплаву від 193°C до 213°C модуль еластичності знижується приблизно удвічі, що характеризує зменшення їх схильності до розлому.
4. В'язкість поліпропіленів виготовлених із заготовок температура розплаву яких склала 213°C нижче ніж в'язкість поліпропіленів, температура розплаву яких склала 193°C .
5. Температура розплаву поліпропілену $t=213^\circ\text{C}$ є оптимальною для роботи за технологією розробленою на нашій кафедрі.

Література

1. Применение термопластических материалов в стоматологии / [Тригубов И.Д., Михайленко Л.В., Бондарева Р.И. и др.]. — Москва, 2007-197с.
2. Огородніков В.А. Розробка паспорту фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів / В.А. Огородніков, А.С. Васильчук. // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2008. — №5(80). — с. 128.