

Огородников В.А.

(Винницкий национальный технический университет)

Васильчук А.С.

(Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова)

Солоня Е.В.

Деревенько И.А.

(Винницкий национальный аграрный университет)

ТВЕРДОСТЬ И ПЛАСТИЧНОСТЬ ТЕРМОПЛАСТОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В СТОМАТОЛОГИИ.

Досліджено фізико-механічні властивості матеріалів, що застосовуються в стоматології, зокрема поліпропілену марки "Редонт". Показано, що характеристика пластичності, що визначається як частка пластичної деформації при впровадженні індентора у зразок, лінійно залежить від температури розплаву. Із зростанням температури розплаву твердість отриманої заготовки падає слідує лінійній залежності.

Physico-mechanical properties of materials used in dentistry, in particular polypropylene brand Redont. It is shown that the characteristic of plasticity, defined as the proportion of plastic deformation during indentation into the sample depends linearly on the temperature of the melt. With increasing melt temperature hardness obtained billet falls following a linear dependence.

Вступление

Известно большое количество материалов применяемых при изготовлении ортодонтических аппаратов в стоматологии, а также в других технических и медицинских приложениях, к ним относятся самотвердеющие пластмассы «Протакрил» и «Редонт-03», термопласты, в частности полипропилены. В качестве основного материала для ортодонтических аппаратов в дальнейшем принят полипропилен. Экспериментальные исследования, приведенные в работе [1] направлены главным образом на определение стандартных физико-механические характеристик, таких как твердость, предел прочности при растяжении, изгибе, ударная вязкость.

Вместе с тем, указанные физико-механические характеристики не в полной мере определяют способность изделий из указанных материалов подвергаться эксплуатационным нагрузкам, быть достаточно надежными: прочными, пластичными, износостойкими.

Оценка надежности изделий из указанных выше материалов не может осуществляться в полной мере без глубоких знаний их физико-механических характеристик, рассматривать также другие характеристики, применяемые в современных феноменологических теориях, касающихся деформации твердых тел [2,3]. Можно не согласиться с мнением автора работы [1], что для характеристики базисных стоматологических материалов наиболее информативны такие показатели, как прочность на изгиб, растяжение, ударная вязкость, а также прочность на сжатие. Автор даже не упоминает о такой важнейшей физико-механической характеристике как модуль эластичности, который характеризуется тангенсом угла наклона прямой в координатах: интенсивность напряжений σ_i , интенсивность деформаций ε_i на начальной стадии упругопластического деформирования, когда интенсивность деформаций не превышает $\varepsilon_i \leq 0,05$.

Информация о модуле эластичности позволяет установить способность материала к восстановлению своей первоначальной формы после статических нагрузок. Наряду с таким параметром как вязкость (способность к энергопоглощению) значение модуля эластичности (flexural module) в определенных границах позволяет увеличить долговечность стоматологических конструкций, что существенно уменьшает вероятность поломок в стоматологии.

Постановка задачи

Для расширения возможностей использовать информацию о физико-механических характеристиках стоматологических материалов предлагается рассматривать не только сравнительные стандартные механические характеристики, но и ввести новые параметры в виде функций, такие как кривые деформирования (кривые течения в терминах теории пластичности) в координатах $\sigma_i = f(\varepsilon_i)$, где

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

- интенсивность напряжений,

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

- интенсивность деформаций.

В(1) и (2) $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ - главные напряжения,

$\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$ - главные деформации.

Особую роль при сравнительной оценке физико-механических свойств различных стоматологических материалов играет, как было отмечено выше, модуль эластичности, а так же вязкость (удельная потенциальная энергия).

Отметим также, что при прочих равных условиях (например, при совпадении пределов прочности на растяжения) нельзя судить о способности материала к энергопоглощению.

Следовательно, очевидным становится актуальность вопроса сравнительной оценки физико-механических свойств материалов, применяемых в стоматологии с точки зрения указанных выше параметров. Кроме того, представляет интерес изучение влияния таких факторов, как температура расплава, реализуемая при изготовлении заготовок ортодонтических аппаратов на такие характеристики как твердость, модуль эластичности и вязкость.

Основная часть

В работе [4] исследованы физико-механические свойства материалов, применяемых в стоматологии, в частности полипропилена марки „Редонт”. Изучено влияние температуры расплава полипропилена на механические характеристики. Показано, что с ростом температуры расплава от 193°C до 213°C модуль эластичности снижается примерно вдвое, что характеризует уменьшение склонности к излому заготовок из полипропилена.

В этой же работе показано, что вязкость заготовок из полипропилена, полученного при температуре расплава около 213°C ниже вязкости полипропилена, полученного при температуре расплава около 193°C.

В дальнейшем нас будет интересовать возможность получения некоторых механических характеристик полипропилена без привлечения таких

трудоемких испытаний как растяжение, сжатие, изгиб. Рассмотрим новую методику испытаний заготовок из полипропилена, основанную на измерении твердости по Либу.

В работе [5] введена характеристика пластичности материалов - δ_H , определяемая как доля пластической деформации в общей деформации при внедрении индикатора в образец. Получено аналитическое выражение для упругой деформации ε_e и общей деформации ε на контактной площадке индикатор-образец в направлении действия силы. В этой же работе приведено соотношение:

$$\delta_H = 1 - \frac{\varepsilon_c}{\varepsilon}, \quad (3)$$

$$\varepsilon_c = 1,08(1 - \mu - 2\mu^2) \frac{HV}{E}, \quad (4)$$

μ – коэффициент Пуассона,

HV – твердость по Виккерсу в МПа,

E – модуль упругости в МПа,

ε - общая деформация ($\varepsilon \approx 0,076$).

В этой же работе установлено также наличие критического значения пластичности $\delta_H \approx 0,9$, достижение которого является необходимым условием для проявления пластичности при испытании материалов на растяжение и изгиб.

Из формул (3), (4) следует, что предложенная характеристика пластичности определяется, в основном, отношением твердости к модулю упругости HV/E . Известно, что не только твердость HV , но и модуль Юнга определяют при локальном нагружении материала индентором при использовании метода измерения твердости по глубине внедрения [6,7]. Параметр μ оказывает более слабое влияние на пластичность δ_H и в большинстве случаев можно принять $\mu = 0,3$ для металлов и $\mu = 0,2$ для керамики.

Как известно, твердость обладает максимальной зависимостью – возрастает с уменьшением размера отпечатка. Это явление находит объяснение

в связи с уменьшением доли пластической деформации при уменьшении размера отпечатка [8]. В связи с этим параметр δ_n также должен обладать масштабной зависимостью – снижаться при уменьшении размера отпечатка.

Используя изложенные представления о связи параметра δ_n и таких характеристик как твердость и модуль упругости в дальнейшем исследовании указанные зависимости при изучении технологии получения ортодонтических аппаратов. С этой целью изготовили плоские квадратные образцы из полипропилена размерами 40x40x5 мм. Термопластические массы получили с помощью приспособления разработанного на кафедре стоматологии детского возраста Винницкого медицинского университета им. Н.И. Пирогова .

По методике, изложенной в [4] строили кривые течения в координатах $\sigma_i = f(\epsilon_i)$. При этом образцы для испытания изготовили по технологии при температурах расплава $t_1=173^\circ\text{C}$, $t_2=180^\circ\text{C}$, $t_3 = 191^\circ\text{C}$.

На рис. 1 показаны кривые течения полипропилена, полученные при указанных выше температурах. Кривые аппроксимировали уравнением

$$\sigma_1 = A\epsilon_i^n, \quad (5)$$

где A , n – коэффициенты, имеющие физический смысл. Так коэффициент A равен интенсивности напряжений при интенсивности деформаций равной единице; n равен критической интенсивности деформаций в момент условного максимального напряжения. В нашем случае коэффициент $A = 50$ МПа при температуре расплава $t_1=193^\circ\text{C}$ и $A= 45$ МПа при $t_2=213^\circ\text{C}$, т.е. наблюдается снижение коэффициента A с ростом температуры расплава.

На квадратных образцах, изготовленных из термопластических масс с размерами 40x40x5 мм измеряли также твердость по Либу используя переносной твердомер – модернизированный микропроцессорный программируемый прибор ТЕМП – 2, и ТЕМП – 3. Указанные твердомеры предназначены для неразрушающего контроля твердости по шкалам Бринелля, Роквелла, Виккерса и Шора. Принцип работы прибора - динамический. Приборы зарегистрированы в государственных реестрах России, Украины и Белоруссии.

На каждой из пластин делали по 12 измерений твердости по Либу. Среднее 12 измерений принимали за число твердости данной пластины, изготовленной при одной из указанных температур расплава. Оказалось что с увеличением температуры расплава ($t_1=193^{\circ}\text{C}$, $t_2=210^{\circ}\text{C}$, $t_3 = 245^{\circ}\text{C}$ и $t_4=290^{\circ}\text{C}$) уменьшается твердость, также как показано в работе [4] уменьшается вязкость и модуль эластичности. При этом снижение твердости следует линейному закону:

$$\Delta H = 0,11 \Delta t, \quad (6)$$

где ΔH – твердость МПа, Δt - перепад температур в градусах по Цельсию.

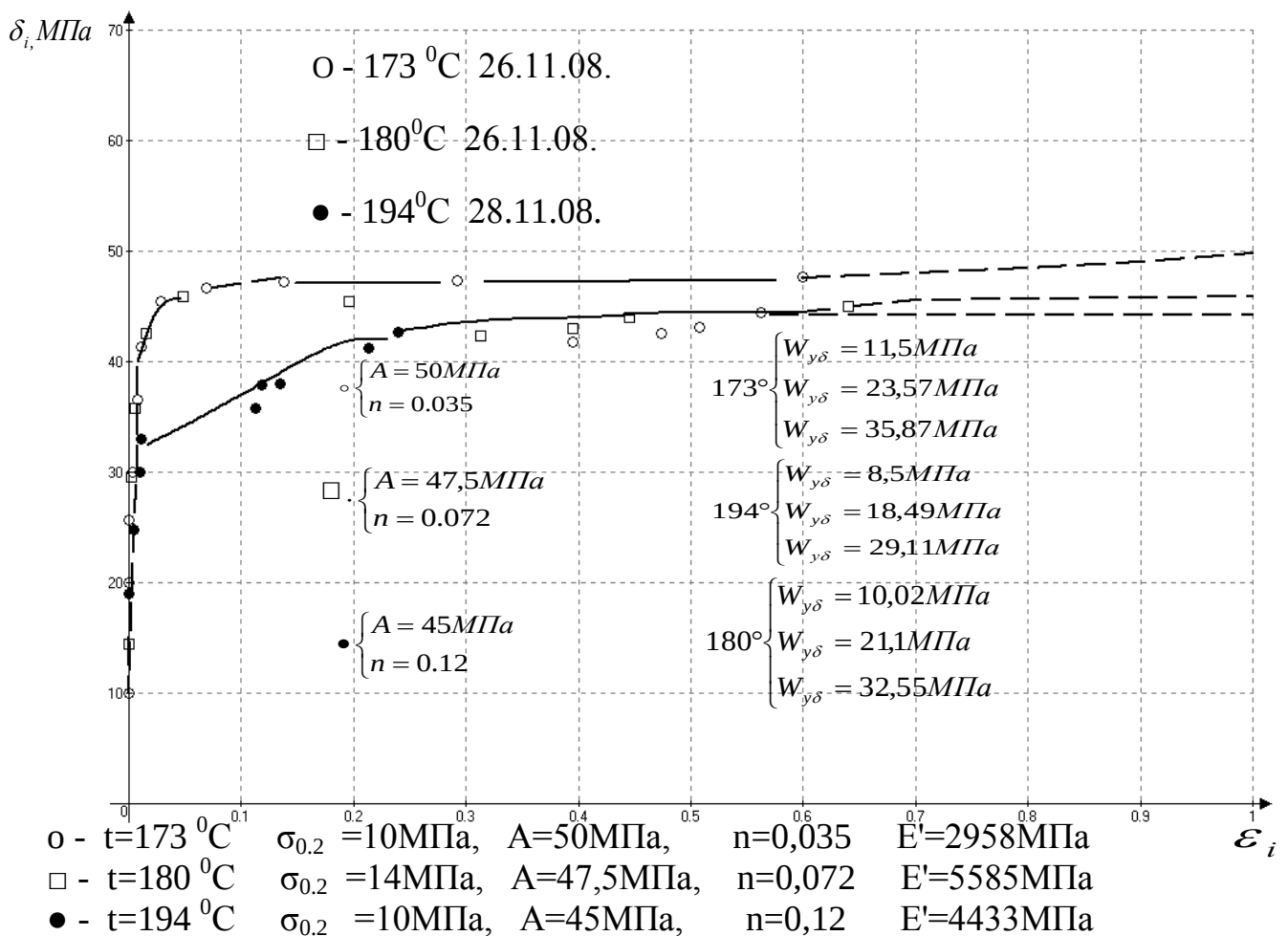


Рис. 1. – Кривые течения полипропилена, полученные при различных температурах расплава

На рис. 2 показана зависимость твердости от температуры расплава. Как следует из рис. 2 с увеличением температуры расплава от 193°C до 290°C твердость падает от 41 МПа до 33 МПа. Следуя работе [5] определим величину меры пластичности δ_n по формуле (3), при этом модуль Юнга E примем равным 800 МПа, постоянным для различных температур расплава.

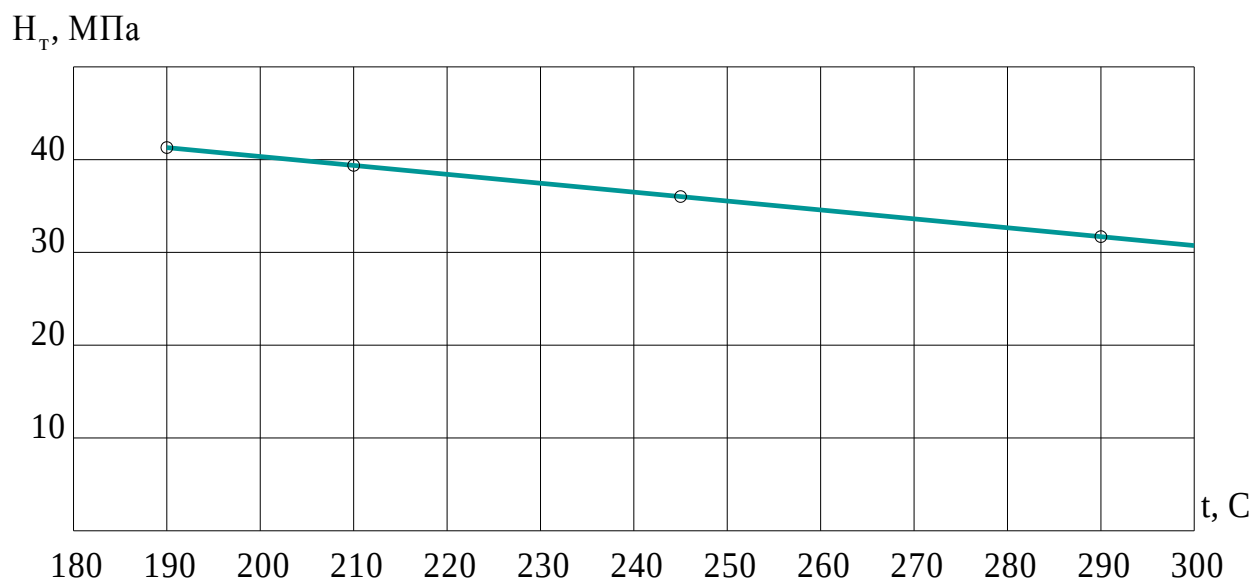


Рис. 2 - .Влияние температуры расплава полипропилена на твердость заготовок ортодонтических аппаратов

На рис. 3 показана зависимость δ_n от температуры расплава. Как следует из рисунка с увеличением температуры расплава, характеристика пластичности δ_n (доля пластической деформации в общей упруго – пластической деформации) возрастает.

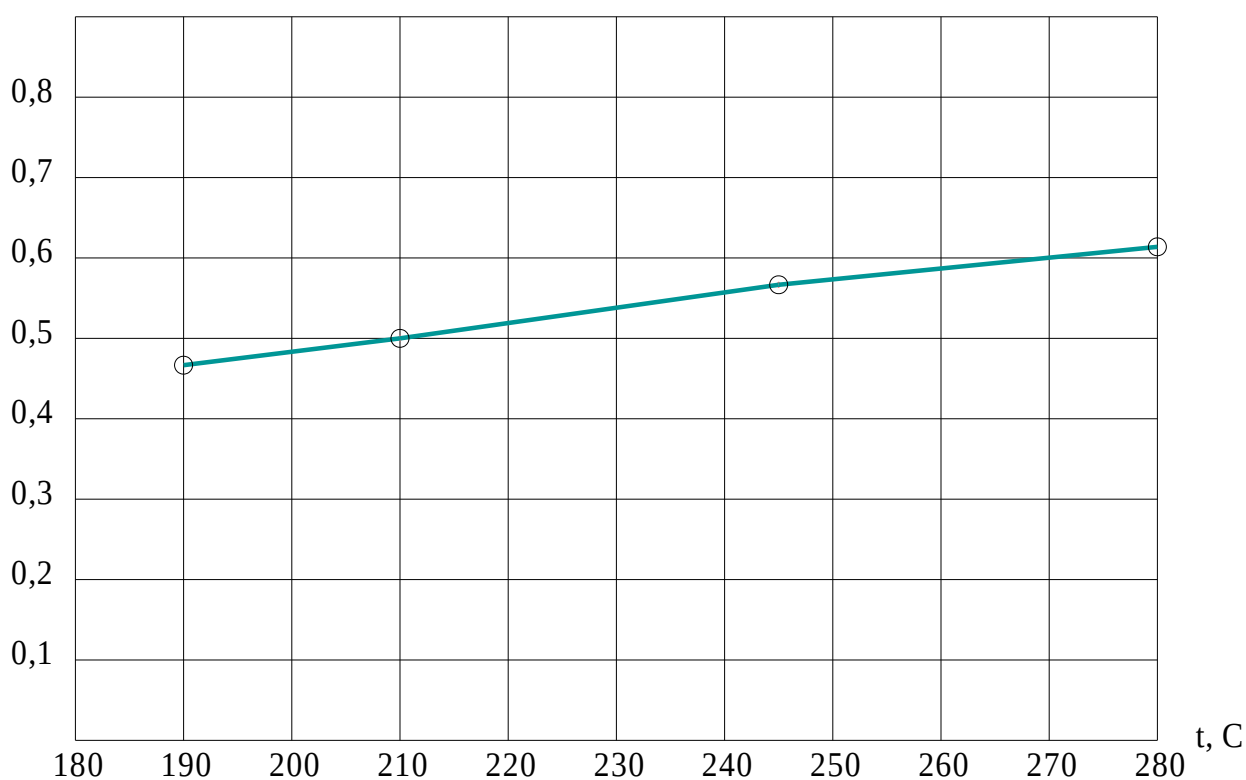


Рис. 3. - Зависимость характеристики пластичности от температуры расплава

Выводы

1. Исследовано влияние температуры расплава полипропиленов марки „Редонт”, применяемых в стоматологии и других отраслях техники, на механические характеристики, такие как твердость, пластичность δ_H , определяемая как доля пластической деформации в общей деформации. Показано, что с ростом температуры расплава заготовок твердость уменьшается, следуя линейной зависимости $\Delta H = 0,11t$ °C, а характеристика пластичности возрастает.
2. Показано, что рациональной с точки зрения таких характеристик как вязкость, модуль эластичности, твердость и пластичность является температура в интервале 200-213°C, при этом модуль эластичности находится в пределах, обеспечивающих уменьшение склонности полипропилена к разлому, а характеристика пластичности возрастает, при уменьшении твердости.
3. Предложен способ определения параметра пластичности измерением твердости по Либу.

Литература

1. *Применение термопластических материалов в стоматологии* / [Тригубов И.Д., Михайленко Л.В., Болдырева Р.И. и др.] – Москва, 2007 – 197с.
2. Огородников В.А. Розробка паспорту фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів / В.А. Огородніков, А.С. Васильчук. // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2008 - №5 (80). – с.128.
3. Огородников В.А. Оценка деформируемости металлов при обработке давлением / В.А. Огородников. – К.: Вища школа, 1983. – 175с.
4. Огородніков В.А. Фізико-механічні характеристики термопластів та надійність ортодонтичних апаратів / В.А. Огородніков, Ю.С. Бікс, О.С. Васильчук. // Збірник наукових праць Вінницького державного аграрного університету. Серія: Технічні науки. Вип. 2. – 2009 - №2 – с.67 – 71.
5. Мильман Ю.В. Характеристика пластичности, получаемая при измерении твердости. / Ю.В. Мильман, Б.А. Галанов, С.И. Чугунова. // Институт проблем материаловедения им. И.М. Францевича АН Украины. Киев, 1992, 23с. Научное издание
6. Галанов Б.А. Определение твердости и модуля Юнга при упругопластическом внедрении индентора в материалы. / Б.А. Галанов, О.Н. Григорьев, Ю.В. Мильман и др. // Доклады АН СССР.- 1984.- 274. №4.- с.815 – 817.
7. Галанов Б.А. Определение твердости и модуля Юнга по глубине внедрения пирамидального индентора. / Б.А. Галанов, О.Н. Григорьев, Ю.В. Мильман, И.П. Рагозин. // Проблемы прочности.- 1983.- №11.- с. 93 – 96.
8. Мильман Ю.В. Зависимость твердости от нагрузки на индентор и твердость при фиксированной диагонали отпечатка. / Ю.В. Мильман. // Проблемы прочности.- 1990.-№6.- с.52 – 56.