

# ПРОИЗВОДСТВЕННЫЙ РАЗДЕЛ

УДК 539.4

## Прочность и трещиностойкость керамических материалов, предназначенных для металлокерамического протезирования в стоматологии

Д. Ю. Островой<sup>а</sup>, Г. А. Гогоци<sup>а</sup>, С. А. Горбань<sup>б</sup>, С. П. Ошкадеров<sup>в</sup>,  
В. И. Степкин<sup>б</sup>, А. Н. Бобокал<sup>г</sup>

<sup>а</sup> Институт проблем прочности им. Г. С. Писаренко НАН Украины, Киев, Украина

<sup>б</sup> СП “Джендентал-Украина”, Киев, Украина

<sup>в</sup> Институт проблем материаловедения им. И. Н. Францевича НАН Украины, Киев, Украина

<sup>г</sup> Национальный медицинский университет им. А. А. Богомольца, Киев, Украина

*Исследованы прочность при осесимметричном изгибе и трещиностойкость при индентировании образцов керамических материалов, предназначенных для облицовки рабочей поверхности металлокерамических протезов. Установлено, что прочность определяется главным образом микроструктурой и влиянием режимов спекания образцов. Сравнительные испытания показали, что керамические массы “Ультропалин” и VITA OMEGA 900 характеризуются более однородным распределением микрокристаллов лейцита и соответственно более высокой прочностью и трещиностойкостью, чем материалы Duceram Plus и IPS Classic.*

**Ключевые слова:** керамические материалы, прочность, трещиностойкость, индентирование.

**Введение.** Металлокерамические протезы получили широкое распространение в современной стоматологии. В их конструкции применяются различные оксидные керамические материалы [1–4]. Преимуществом этих протезов является сочетание высокой несущей способности цельнолитого металлического каркаса (основы) с эстетическими и другими особенностями керамического покрытия [2, 4, 5].

При эксплуатации металлокерамических протезов керамическое покрытие подвергается непосредственному коррозионному воздействию окружающей среды и механической нагрузке. Поэтому получение облицовочного материала с заданными механическими свойствами является необходимым условием обеспечения надежности и долговечности протезов. Таким образом, увеличение прочности керамики, применяемой для таких целей, является актуальной задачей, что позволит расширить область применения указанных материалов в стоматологии [6].

© Д. Ю. ОСТРОВОЙ, Г. А. ГОГОЦИ, С. А. ГОРБАНЬ, С. П. ОШКАДЕРОВ, В. И. СТЕПКИН, А. Н. БОБОКАЛ, 2005

128

ISSN 0556-171X. Проблемы прочности, 2005, № 3

Следует отметить, что эксплуатационные характеристики стоматологической керамики зависят не только от ее несущей способности (прочности), но и во многом от сопротивления разрушению (трещиностойкости) [7–9]. С одной стороны, прочность продолжает оставаться основным показателем, служащим критерием для первичного контроля и отбора таких материалов [10]. С другой стороны, для всесторонней оценки работоспособности того или иного стоматологического изделия информацию о прочности следует дополнять результатами исследования микроструктуры и механизмов разрушения, описанием особенностей технологии изготовления и методик испытания материалов [7]. Это позволит учитывать поведение керамических материалов в различных условиях нагружения и послужит основой для принятия решений об их практическом применении.

В соответствии с требованиями международного стандарта ISO 9693 [10] прочность керамических материалов для металлокерамического протезирования определяется при изгибе призматических образцов нагрузкой, сосредоточенной посередине пролета (“трехточечная” схема изгиба). Однако в процессе эксплуатации керамические элементы протезов подвергаются действию сложного комплекса нагрузок, приводящих к возникновению в этих изделиях сложного напряженного состояния. Такое воздействие может заметно увеличить вероятность разрушения материала по сравнению с простым одноосным нагружением [11]. Поэтому образцы стоматологической керамики следует испытывать как в условиях сложного напряженного состояния (СНС), так и при одноосном нагружении, в частности на изгиб [12, 13]. Метод испытаний на прочность при СНС регламентируется рядом международных стандартов, например ISO 6872 [14].

Процедура определения характеристик трещиностойкости стоматологической керамики в настоящее время не нормируется международными стандартами. Для этих целей часто используют методы испытаний, ранее разработанные для конструкционной керамики [5, 8, 9 и др.]. Данные методы предполагают применение образцов материала достаточно больших размеров. А это не всегда технически возможно и экономически оправдано, особенно на этапе разработки материала и при экспресс-оценке его свойств, когда приходится испытывать технологические пробы небольшого размера. В указанных случаях часто используют широко известный метод индентирования [5, 8, 15]. Однако следует учитывать, что этот метод сейчас применяется в основном для сравнительных оценок свойств технологических проб.

Настоящая работа посвящена исследованию прочности образцов керамических материалов для металлокерамического протезирования при осесимметричном изгибе и температуре окружающей среды. Указанные материалы дополнительно испытывали на трещиностойкость при индентировании.

**Материалы для испытаний.** Для исследований были использованы промышленные образцы керамики “Ультропалин” (“Jendental-Ukraine”, Украина), VITA OMEGA 900 (Vita Zahnfabrik, Германия), Duceram Plus (Degussa GmbH, Германия) и IPS Classic (Ivoclar/Vivadent, Лихтенштейн). Выбор для сравнительных испытаний материала VITA OMEGA 900 обусловлен тем, что

он кроме широкого практического применения обладает по литературным данным наиболее высоким пределом прочности при изгибе (140 МПа) по сравнению с другими известными материалами [16]. Заметим, что фирма-изготовитель состава VITA OMEGA 900 называет более низкий предел прочности при изгибе – 101 МПа [17]. Материалы Duceram Plus и IPS Classic характеризуются средними значениями предела прочности при изгибе 60...80 МПа [16, 18]. Керамическая масса “Ультропалин” появилась на рынке сравнительно недавно, она имеет относительно низкую стоимость при сохранении механических и эстетических характеристик, соответствующих характеристикам других стоматологических материалов [6]. В процессе предварительных испытаний образцов такой керамики на изгиб в соответствии с требованиями стандарта ISO 9693 [10] получили значения предела прочности от 110 до 120 МПа при норме стандарта 50 МПа.

Материалы VITA OMEGA 900, Duceram Plus и IPS Classic производятся по так называемой “полевошпатной технологии” [4], для которой в качестве основного исходного сырья используются природные минералы (полевой шпат, преимущественно в виде ортоклаза  $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ , каолин  $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$  и кварц  $SiO_2$ ), в то время как “Ультропалин” является синтетической массой и изготавливается из чистых химических компонентов главным образом в виде оксидов и карбонатов (оксид алюминия  $Al_2O_3$ , кварц  $SiO_2$ , карбонаты калия  $K_2CO_3$  и натрия  $Na_2CO_3$ ).

Спекание образцов всех материалов выполняли в специализированной печи “ФАОРТ-Элита” (“Jendental-Ukraine”, Украина). Калибровку температуры в рабочей камере печи осуществляли с помощью пробного обжига столбика серебра. Спекание проводили по программам, заданным изготовителями материалов, за исключением небольших изменений максимальной температуры нагрева. Скорость поднятия температуры до точки спекания керамики “Ультропалин” и IPS Classic составляла 60°C/мин, Ducera Plus – 55°C/мин и VITA OMEGA 900 – 50°C/мин. Контроль качества спекания материалов осуществляли по характерному для дентина блеску и зернистости поверхности образцов, поэтому для образцов разных размеров необходимо было повышать температуру спекания на (10...20)°C по сравнению со стандартной программой, предлагаемой производителями материалов. Для исследования влияния режимов спекания были использованы образцы после одно- и двукратной обработки.

**Методики исследований.** Для изучения микроструктуры материалов использовали образцы в форме круглых пластин диаметром 10 мм и толщиной около 2 мм. После спекания образцы шлифовали абразивом на основе карбида титана (зернистость от 100 до 1 мкм) и полировали алмазной пастой (зернистость 0,5 мкм) до зеркального блеска. После этого их протравливали в 10%-ном водном растворе плавиковой кислоты в течение 15 с. Поверхность образцов с нанесенным тонким проводящим слоем металла исследовали с помощью растрового электронного микроскопа JSM-35 (JEOL Ltd., Япония) [6].

Для определения характеристик прочности часто используют метод испытания на осесимметричный изгиб тонкой жесткой круглой или квадратной пластины для создания СНС в образцах керамики [19–23]. Указанный метод достаточно обоснован теоретически, отличается простотой под-

готовки образцов, не требует применения сложного испытательного оборудования.

В практике механических испытаний керамики получили распространение схемы осесимметричного изгиба образцов-пластин, которые отличаются между собой объемом материала, подвергающегося плоскому равноосному напряжению в центральной части образца. Нагружение пластины осуществляют либо между двумя соосными кольцами различного диаметра [19, 21–23], либо посередине пластины, расположенной на кольцевой опоре, сферическим пуансоном [24], либо посередине пластины, расположенной на трех равноотстоящих по круговому контуру точечных опорах, сферическим [21, 25] или плоским цилиндрическим [12, 13, 20, 21] пуансонами. Для первых двух схем используют прецизионную обработку поверхности образцов и такую же настройку испытательного оборудования, что не всегда возможно реализовать по техническим и экономическим причинам. В настоящей работе использовалась последняя из перечисленных выше схем, выбор которой обусловлен необходимостью испытания небольших по размеру керамических пластин, имеющих незначительно искривленные поверхности в результате спекания. В этом случае легко определяется размер площадки контакта цилиндрического пуансона с образцом и вычисляется величина напряжения [21, 25]. Заметим, что указанный вариант схемы нагружения принят в стандарте ISO 6872 [14].

Выбранная схема использовалась в съемном модуле нагружения со встроенным тензорезисторным датчиком для измерения усилия, прикладываемого к образцу (рис. 1). Точечные опоры изготавливали в виде шаров диаметром 3,2 мм, которые равноотстоят на 120° по окружности диаметром 12 мм. Цилиндрический пуансон имеет нагружающую часть диаметром 1,6 мм. Детали модуля, контактирующие с образцом, изготавливали из закаленной стали. Все элементы схемы нагружения соответствуют требованиям ISO 6872. Конструкция модуля обеспечивает вертикальное перемещение пуансона относительно поверхности образца, что исключает влияние массы пуансона на результат испытания (см., напр., [20]). Равномерной передаче нагрузки на образец способствует прокладка из полиэтилена толщиной не более 0,05 мм между ним и пуансоном. Данный модуль нагружения может устанавливаться на любую испытательную машину.

В результате спекания получили образцы в виде квадратных пластин со стороной 16,6 мм и толщиной 2 мм, что было обусловлено технологией их изготовления. Форма и размер образцов несколько отличались от стандартных (см. ISO 6872 [14]). Это может вызывать некоторое снижение точности результатов [21, 25]. Однако в настоящей работе испытание таких образцов было приемлемым, так как полученные данные использовали только для сравнительного анализа механических свойств керамики.

Напряжение разрушения при осесимметричном изгибе вычисляли по формуле [26]

$$\sigma = -\frac{3P_M(X - Y)}{4\pi d^2}, \quad (1)$$

где  $P_M$  – сила в момент разрушения образца, Н;  $d$  – толщина образца, мм;

$$X = (1 + \nu) \lg q^2 + \frac{1 - \nu}{2} q^2; \quad Y = (1 + \nu)[1 + \lg t^2] + (1 - \nu)t^2; \quad q = \frac{r_{\text{п}}}{r_{\text{д}}}; \quad t = \frac{r_{\text{о}}}{r_{\text{д}}};$$

$r_{\text{п}}$  – радиус цилиндрического пуансона, мм;  $r_{\text{о}}$  – радиус линии контакта точечных опор с образцом, мм;  $r_{\text{д}}$  – радиус образца, мм;  $\nu$  – коэффициент Пуассона.

Для квадратных образцов вместо  $r_{\text{д}}$  использовали характеристический размер  $r_{\text{ЭКВ}} = b(1 + \sqrt{2})/2$ , где  $b$  – полусторона квадратной пластины в мм, [19]. В настоящей работе  $b = 8,3$  мм, тогда  $r_{\text{ЭКВ}} = 10$  мм.

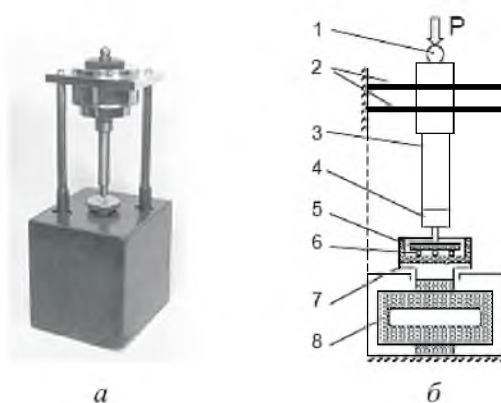


Рис. 1. Узел нагружения для испытания образцов-пластин на осесимметричный изгиб: а – общий вид; б – эскиз конструкции (1 – шар; 2 – направляющие мембраны; 3 – держатель пуансона; 4 – цилиндрический пуансон; 5 – образец-пластина; 6 – точечные опоры; 7 – основание опоры; 8 – тензорезисторный датчик силоизмерителя).

Коэффициент Пуассона  $\nu$  обычно не известен перед испытанием. Значения  $\nu$  для стоматологической керамики могут находиться в пределах 0,23...0,28 [27]. Легко показать, что в формуле (1) для заданных  $q$  и  $t$  коэффициент  $Y$  практически не зависит от указанных значений  $\nu$ . Влияние  $\nu$  на коэффициент  $X$  дает погрешность в пределах 3%, что не превышает погрешности эксперимента. Поэтому для расчетов использовали значение  $\nu = 0,25$ , принятое также в стандарте ISO 6872.

Учитывая небольшой размер образцов керамики (диаметр 10 мм), трещиностойкость материалов определяли методом индентирования пирамидой Виккерса (IF метод) с помощью микротвердомера ПМТ-3. Испытания проводили при температуре окружающей среды, подвергая индентированию полированную поверхность образцов максимальной нагрузкой  $P = 1,96$  Н с выдержкой 15 с. Размеры отпечатка индентора и трещин вокруг него измеряли оптическим микроскопом “Olympus BX-51M” (Olympus Corp., Япония) с увеличением 1000.

Коэффициент интенсивности напряжений  $K_{cv}$ , характеризующий трещиностойкость материала при индентировании, определяли по данным измерения диагонали отпечатка  $2a$  и длины радиальных трещин  $l$ , распространяющихся от вершин отпечатка индентора. Выбор формул для вычисления  $K_{cv}$  связан с типом трещин, которые по своей геометрической форме

подобны полуэллиптическим трещинам Палмквиста и медианным (полу-дисковым) трещинам [28]. Для первого типа трещин имеем  $l = \text{const} \cdot P$  и  $l = \text{const} \cdot (P/a)^2$ , для второго –  $c = l + a = \text{const} \cdot P^{0,67}$  [28, 29]. В нашем случае для изучаемых материалов (см. ниже) показатели степени при  $P$  в зависимости  $l - P$  находились в диапазоне значений 0,98...1,05; в зависимости  $c - P - 0,75...0,78$ , что характерно для трещин Палмквиста. Однако показатель степени при  $P/a$  в зависимости  $l - P/a$  составлял  $< 2$ , что указывает на возможное образование медианных трещин [29]. Поэтому в первом приближении можно говорить о формировании вокруг отпечатков индентора околоповерхностных полуэллиптических трещин, протяженность которых на поверхности образцов соизмерима с их глубиной. В этом случае их поведение приближается к таковому медианных трещин [29]. Поэтому для вычисления  $K_{cv}$  использовали известную формулу К. Niihara и др. для трещин Палмквиста [28], приведенную к удобному для расчета виду

$$K_{cv} = 0,018 H^{0,6} E^{0,4} a^{0,5} (l/a)^{-0,5}, \quad (2)$$

где  $H$  – твердость, ГПа;  $E$  – модуль упругости, ГПа;  $a$  и  $l$ , мкм (см. по тексту);  $0,25 \leq l/a \leq 2,5$ .

**Результаты и их обсуждение.** Практически все керамические массы для металлокерамического протезирования имеют специфическую микроструктуру, представляющую собой стеклянную матрицу с закристаллизованными в ней микрочастицами лейцита  $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$  [4–6, 16, 17, 30, 31]. Микроструктура исследованных в данной работе материалов представлена на рис. 2, где более темные области – лейцит.

Предел прочности при осесимметричном изгибе образцов керамической массы “Ультропалин” достигал 110 МПа и приближался к значениям для наиболее прочной массы VITA OMEGA 900, получившей широкое распространение на практике (рис. 3,а). Для последней предел прочности был равен 125 МПа. Предел прочности “Ультропалина” заметно выше применяющихся в стоматологии масс Duceram Plus и IPS Classic, для которых он составлял в среднем 70 МПа (рис. 3).

Изломы образцов более прочной керамики “Ультропалин” и VITA OMEGA 900 имели характерный рельеф поверхности, свидетельствующий об отклонении фронта магистральной трещины в микроструктуре материала. В работе [32] показано, что траектория трещин, распространяющихся в стеклянной матрице, отклоняется вблизи микрокристаллов лейцита. Это один из механизмов, который может замедлить дальнейшее развитие трещин и способствовать повышению сопротивления материала нагружению и последующему разрушению. В образцах указанной керамики легко определялось местоположение источников разрушения, которые располагались в приповерхностном слое со стороны области растяжения. Для образцов керамики Duceram Plus и IPS Classic изломы были более гладкими, со следами вторичного растрескивания. Из-за особенностей микроструктуры этих материалов определение точной локализации источников разрушения было затруднено.

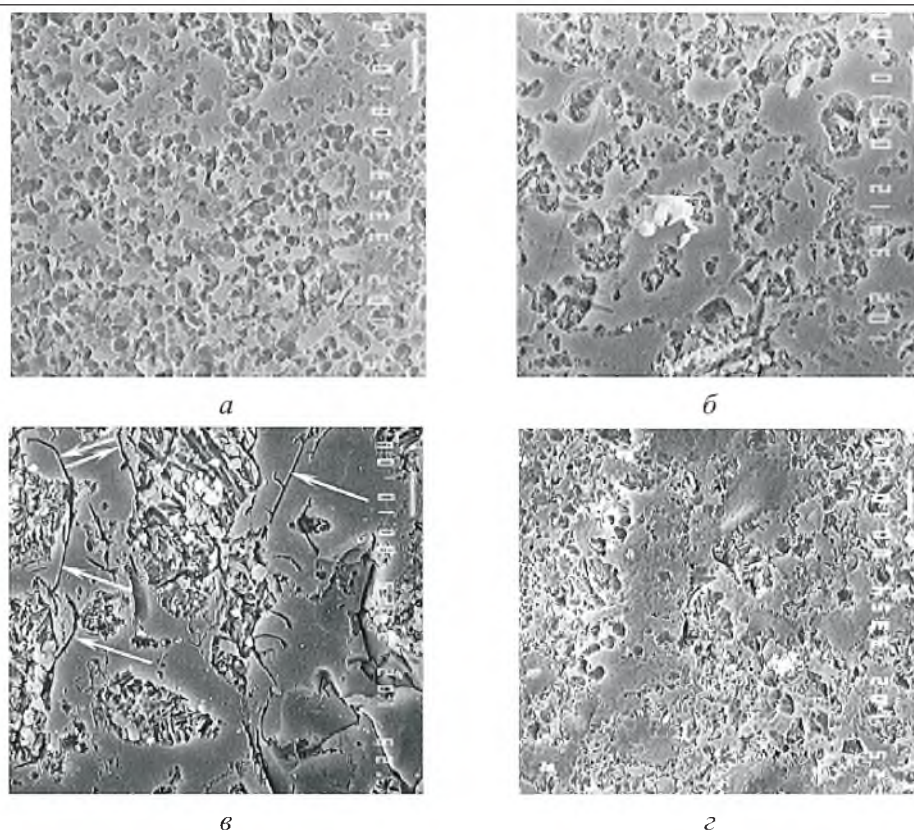


Рис. 2. Микроструктура керамики “Ультропалин” (а), VITA OMEGA 900 (б), Duceram Plus (в) и IPS Classic (г) (длина светлого маркера на микрофотографиях 10 мкм). Стрелками указаны трещины на границе стекломатрицы и областей с высоким содержанием лейцита.

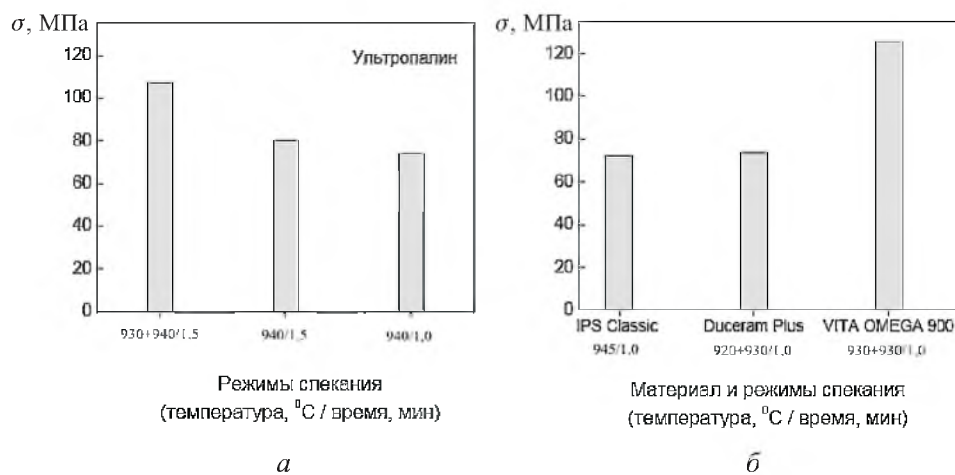


Рис. 3. Предел прочности  $\sigma$  стоматологической керамики при осесимметричном изгибе и различных режимах спекания.

Учитывая вышеизложенное, разные значения предела прочности и характер разрушения при осесимметричном изгибе изучаемых составов керамики объясняются, скорее всего, различными размерами микрокристаллов лей-

цита и их распределением в объеме материала. Все керамические массы представляют собой дисперсионно-упрочненные материалы, прочность которых определяется микрокристаллами лейцита, распределенными в аморфной матрице. Массы имеют приблизительно одинаковую концентрацию лейцита. Об этом свидетельствует близость температурных коэффициентов линейного расширения  $\alpha$  изучаемых материалов ( $13,2 \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  для Duceram Plus,  $13,4 \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  для “Ультропалин” и VITA OMEGA 900 и  $12,6 \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  для IPS Classic), поскольку именно лейцит определяет величину температурного расширения [1, 4, 6].

Действительно, в керамических массах “Ультропалин” и VITA OMEGA 900 лейцит распределяется достаточно однородно, размеры его кристаллов составляют несколько микрометров (рис. 2,а,б). В объеме же материалов Duceram Plus и IPS Classic распределение лейцита гораздо более неоднородно, что особенно отчетливо наблюдается в дентине Duceram Plus (рис. 2,в). Здесь микрокристаллы лейцита группируются в относительно крупные области (кластеры) размером в несколько десятков микрометров. Кластеры разделяются участками стеклофазы достаточно большой протяженности. На границе кристаллической и аморфной фаз наблюдаются микротрещины, наиболее выраженные в материале Duceram Plus (рис. 2,в).

Свойства исследуемых материалов могут быть также обусловлены присутствием внутренних напряжений на границе указанных фаз вследствие различия значений  $\alpha = (25 \dots 30) \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  для лейцита и  $7 \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  для аморфной матрицы [16]. При этом в стеклофазе возникают напряжения сжатия в направлении, параллельном границе раздела между лейцитом и аморфной фазой, и напряжения растяжения в направлении, перпендикулярном этой границе. Интенсивность внутренних напряжений зависит от размеров микрокристаллов лейцита. Существуют некоторые критические размеры, при которых эти напряжения могут достигать значений, вызывающих деформации, достаточные для образования микротрещин на границах фаз. Такие повреждения и наблюдаются в микроструктуре материалов Duceram Plus и IPS Classic. Наличие микротрещин снижает прочность керамической массы. При размерах кристаллов лейцита ниже критических трещины, распространяющиеся преимущественно по аморфной фазе, заметно отклоняются в поле внутренних напряжений, присутствующих на границе этих кристаллов с аморфной матрицей, что способствует улучшению механических свойств.

Влияние режимов спекания на прочность, например, материала “Ультропалин” иллюстрирует рис. 3,а. Видно, что увеличение числа ступеней обработки и их конечной температуры приводит к существенному возрастанию предела прочности образцов: от 70 МПа для однократного спекания при температуре 940°C до 110 МПа для двукратного спекания при 930+940°C. Вероятно, это обусловлено изменением состояния поверхности образца, где зарождаются трещиноподобные дефекты, которые в дальнейшем становятся источниками разрушения стекломатериала.

Чем меньше размеры кристаллов лейцита и чем более однородно их распределение в аморфной матрице (см. микроструктуру составов “Ультропалин” и VITA OMEGA 900), тем выше механические свойства материала, в



частности его прочность [4, 16]. Заметим, что уменьшение содержания лейцита в аморфной матрице, например, керамики “Ультропалин” приводит к существенному снижению ее прочности [6]. Поэтому для получения удовлетворительных механических свойств стоматологической керамики необходимо оптимизировать ее микроструктуру по количеству, размерам и распределению кристаллов лейцита в аморфной матрице.

Все вышеизложенное в отношении взаимозависимости микроструктуры материалов и их прочности можно отнести и к сопротивлению разрушению. Более прочные составы керамики имели и более высокую трещиностойкость (рис. 4). На рис. 4 значения трещиностойкости  $K_{cv}$  представлены в зависимости от возможной величины модуля упругости  $E$ . Это связано с тем, что данный параметр заранее не был известен, и независимый дополнительный эксперимент для его определения не проводился из-за ограниченного размера образцов. Для стоматологической стеклокерамики значения  $E$  обычно находятся в пределах 60...90 ГПа [9, 27, 33]. Поэтому на рис. 4 представлен возможный диапазон изменения значений  $K_{cv}$  для исследуемых составов керамики. Однако, несмотря на это, полученные значения хорошо согласуются с данными о трещиностойкости лейцитной стоматологической керамики, полученными другими методами. Так, в [9, 34] было показано, что значения коэффициента интенсивности напряжений для таких материалов находятся в диапазоне 0,99...1,9 МПа·м<sup>0,5</sup>. Для Duceram LFC приводятся значения 1,44 МПа·м<sup>0,5</sup> [33], для IPS Empress – 1,3 [35] и 1,39 МПа·м<sup>0,5</sup> [36], для керамики VITA OMEGA (материал отличается от исследованного авторами VITA OMEGA 900) – 0,99 [37], для дентина IPS d.SIGN (новая разработка фирмы Ivoclar/Vivadent) – 1,1 МПа·м<sup>0,5</sup> [38] и др.

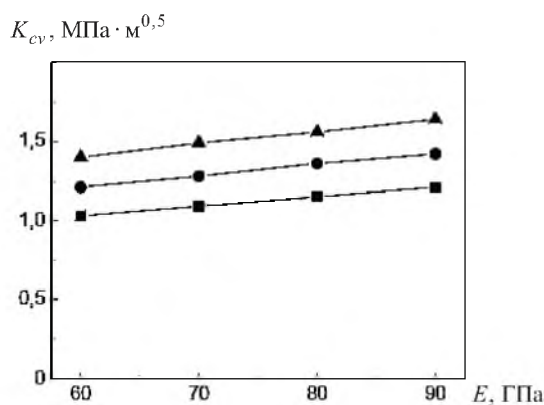


Рис. 4. Трещиностойкость стоматологической керамики при индентировании в зависимости от величины модуля упругости (■ – IPS Classic:  $H = 5,0$  ГПа,  $a = 13,6$  мкм,  $l = 10,6$  мкм; ● – “Ультропалин”:  $H = 5,2$  ГПа,  $a = 13,4$  мкм,  $l = 7,8$  мкм; ▲ – VITA OMEGA 900:  $H = 5,4$  ГПа,  $a = 13,2$  мкм,  $l = 5,9$  мкм).

**Закключение.** Проведенный анализ показал, что при осесимметричном изгибе прочность керамических материалов, предназначенных для облицовки рабочей поверхности металлокерамических протезов, определяется главным образом их микроструктурой и влиянием режимов спекания образ-

цов. Керамические массы “Ультропалин” и VITA OMEGA 900 характеризуются более однородным распределением микрокристаллов лейцита и соответственно более высокой прочностью и трещиностойкостью по сравнению с материалами Duceram Plus и IPS Classic.

## Резюме

Досліджено міцність за умов осесиметричного згину та тріщиностійкість за умов індентування зразків керамічних матеріалів, що використовуються для облицювання робочої поверхні металокерамічних протезів. Установлено, що міцність визначається головним чином мікроструктурою та впливом режимів спікання зразків. Порівняльні випробовування показали, що керамічні маси “Ультропалін” і VITA OMEGA 900 характеризуються більш однорідним розподілом мікрокристалів лейцита та відповідно більш високою міцністю і тріщиностійкістю, ніж матеріали Duceram Plus і IPS Classic.

1. Kelly J. R. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives // J. Prosthetic Dent. – 1996. – 75, No. 1. – P. 18 – 32.
2. Абакаров С. И. Современные конструкции несъемных зубных протезов. – М.: Высш. шк., 1994. – 94 с.
3. Qualtrough A. J. E. and Pidcock V. Ceramics update // J. Dentistry. – 1997. – 25, No. 2. – P. 91 – 95.
4. Van Noort R. An Introduction to Dental Materials (2nd ed.). – Mosby, 2002. – 312 p.
5. Wiskott H. W. A., Scherrer S. S., and Belser U. C. Ceramics: elementary principles of fracture and reinforcement // [www.worlddent.com/2000/08/articles/wiskott.xml](http://www.worlddent.com/2000/08/articles/wiskott.xml).
6. Косенко К. Н., Флис П. С., Павленко А. В. и др. Микроструктура и физико-механические свойства керамических масс для металлокерамического протезирования // Дентальные технологии. – 2003. – № 6. – С. 44 – 50.
7. Kelly J. R. Perspectives on strength // Dent. Mater. – 1995. – 11, No. 2. – P. 103 – 110.
8. Scherrer S. S., Denry I. L., and Wiskott H. W. A. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic // Dent. Mater. – 1998. – 14, No. 4. – P. 246 – 255.
9. Quinn J. B., Sundar V., and Lloyd I. K. Influence of microstructure on the fracture toughness of dental ceramics // Dent. Mater. – 2003. – 19, No. 7. – P. 603 – 611.
10. International Organization for Standardization. International Standard ISO 9693: 1999. Metal-Ceramic Dental Restorative Systems. – ISO, 1999. – 14 p.
11. Писаренко Г. С., Лебедев А. А. Сопротивление материалов деформированию и разрушению при сложном напряженном состоянии – Киев: Наук. думка, 1969. – 212 с.

12. *Ban S. and Anusavice K.* Influence of test method on fracture stress of brittle dental materials // *J. Dent. Res.* – 1990. – **69**, No. 12. – P. 1791 – 1799.
13. *Zeng K., Oden A., and Rowcliffe D.* Flexure tests on dental ceramics // *Int. J. Prosthodontics.* – 1996. – **9**, No. 5. – P. 434 – 439.
14. *International Organization for Standardization.* International Standard ISO 6872: 1995. Dental Ceramic. – ISO, 1995. – 9 p.
15. *Wagner W. C. and Chu T. M.* Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics // *J. Prosthetic Dent.* – 1996. – **76**, No. 2. – P. 140 – 144.
16. *Kappert H. F.* Moderne Metallkeramik Systeme mit Omega 900 // Sonderdruck “Zahnartliche Mitteilungen”. – 1996. – No. 18. – S. 1 – 8.
17. *VITA OMEGA 900.* Metal Ceramics. Directions for Use. – VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co., 2000. – 26 p.
18. *Lenz J., Thies M., Wollwage P., and Schweizerhof K.* A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain // *Dent. Mater.* – 2002. – **18**, No. 7. – P. 558 – 560.
19. *Витман Ф. Ф., Бартнев Г. М., Пух В. П., Цепков Л. П.* Методика измерения прочности листового стекла // *Стекло и керамика.* – 1962. – № 8. – С. 9 – 11.
20. *Wachtman J. B., Jr., Capps W., and Mandel J.* Biaxial flexure tests of ceramic substrates // *J. Mater.* – 1972. – **7**, No. 2. – P. 188 – 194.
21. *Shetty D. K., Rosenfield A. R., McGuire P., et al.* Biaxial flexure tests for ceramics // *Am. Ceram. Soc. Bull.* – 1980. – **59**, No. 12. – P. 1193 – 1197.
22. *Entwistle K. M.* A fracture test using concentrically loaded square plates // *J. Mater. Sci.* – 1995. – **30**, No. 15. – P. 3773 – 3781.
23. *Morrell R., McCornick N. J., Bevan J., et al.* Biaxial disk flexure – modulus and strength testing // *Brit. Ceram. Trans.* – 1999. – **98**, No. 5. – P. 234 – 240.
24. *Fleming G. J. P., Shaini F. J., and Marquis P. M.* An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory testing of porcelain specimens // *Dent. Mater.* – 2000. – **16**, No. 2. – P. 114 – 119.
25. *Borger A., Supancic P., and Danzer R.* The ball on three balls test for strength testing of brittle disks: stress distribution in the disc // *J. Europ. Ceram. Soc.* – 2002. – **22**, No. 9-10. – P. 1425 – 1436.
26. *Kirstein A. F. and Woolley R. M.* Symmetrical bending of thin circular elastic plates on equally spaced point supports // *J. Res. Natnl. Bur. Stand.* – 1967. – **71C**, No. 1. – P. 1 – 10.
27. *Della Bona A., Anusavice K. J., and De Hoff P. H.* Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures // *Dent. Mater.* – 2003. – **19**, No. 7. – P. 662 – 669.
28. *Li Z., Ghosh A., Kobayashi A. S., and Bradt R. C.* Indentation fracture toughness of sintered silicon carbide in the Palmqvist crack regime // *J. Amer. Ceram. Soc.* – 1989. – **7**, No. 6. – P. 904 – 911.

29. *Dub S. N. and Maistrenko A. L.* Reliability of ceramics fracture toughness measurement by indentation // *Fracture Mechanics of Ceramics, Vol. 10* / Eds. R. C. Bradt, D. P. H. Hasselman, D. Munz, et al. – New York: Plenum, 1992. – P. 265.
30. *Cattel M. J., Chadwick T. C., Knowles J. C., et al.* Flexural strength optimization of a leucite reinforced glass ceramic // *Dent. Mater.* – 2001. – **17**, No. 1. – P. 21 – 33.
31. *Hondrum S. O.* A review of the strength properties of dental ceramics // *J. Prosthodontic Dent.* – 1992. – **67**. – P. 849 – 865.
32. *Denry I. L., Mackert J. R., Holloway J. A., and Rosenstiel S. F.* Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain // *J. Dent. Res.* – 1996. – **72**, No. 12. – P. 1928 – 1935.
33. *Griggs J. A., Kishen A., and Le K. N.* Mechanism of strength increase for a hydrothermal porcelain // *Dent. Mater.* – 2003. – **19**, No. 4. – P. 625 – 631.
34. *Drummond J. L., King T. J., Vapna M. S., and Koperski R. D.* Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics // *Dent. Mater.* – 2000. – **16**, No. 3. – P. 226 – 233.
35. *Вольфрам Х.* Наукове обґрунтування застосування склокераміки IPS Empress 2 фірми “Ivoclar/Vivadent” // *Новини стоматології: Український стоматологічний журнал.* – 2002. – № 4. – С. 10 – 14.
36. *Albakry M., Guazzato M., and Swain M.* Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials // *J. Dentistry.* – 2003. – **31**, No. 2. – P. 181 – 188.
37. *Lüthy H.* CAD/CIM in aesthetic dentistry / Ed. W. H. Mormann. – Quintessence, 1996. – P. 229.
38. *Kappert H. F.* In-vitro Studie zu den Mechanischen und Optischen Eigenschaften von IPS d.SIGN. – Ivoclar AG, 1999. – 95 S.

Поступила 16. 08. 2004