

УДК 616.31-085

DOI: 10.18413/2075-4728-2018-41-2-346-355

**ХИМИЧЕСКИЕ И ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА  
СВЕТОТВЕРЖДАЕМОГО БАЗИСНОГО МАТЕРИАЛА «НОЛАТЕК»****THE CHEMICAL, PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES  
OF LIGHT-CURED BASIC MATERIAL «NOLATEK»****А.В. Соболева****A.V. Soboleva**

Стоматологическая поликлиника № 2 ФБУЗ ПОМЦ ФМБА России,  
Россия, 603001, г. Нижний Новгород, ул. Нижне-Волжская набережная, 2

Dental clinic of Volga medical centre,  
2 Nizhne-Volzhsкая St, Nizhny Novgorod, 603001, Russia

E-mail: soboleva-dentist@mail.ru

**Аннотация**

Целью исследования является изучение химических и физико-механических свойств светоотверждаемого базисного материала «Нолатек», а также их соответствия требованиям ГОСТ 31572-2012. Среди физико-механических показателей исследуются цветостойкость, полируемость, полупрозрачность, отсутствие пористости, прочность при изгибе, модуль упругости, показатель трещиностойкости, прочность соединения с искусственными пластмассовыми зубами, водопоглощение и растворимость. Для изучения каждого показателя изготавливаются 20 образцов материала. Свойства образцов исследуются по методикам, регламентированным ГОСТ 31572-2012 для каждого физико-механического и химического параметра. При исследовании химических свойств рассматривается строение полимерной матрицы материала (фотополимеризационные компоненты и фотоиницирующая система). В результате исследования установлено полное соответствие образцов исследуемого материала требованиям ГОСТа. Обоснована нетоксичность материала, что существенно снижает риск развития аллергического протезного стоматита. Полученные результаты позволяют рекомендовать базисный материал «Нолатек» для изготовления съемных протезов, что имеет прикладное значение в клинической ортопедической стоматологии.

**Abstract**

The removable prostheses of various design are used for the treatment of partial teeth loss. An acrylic plastic of hot polymerization is used for manufacture of bases of these prostheses. This material has disadvantages, for example, long time of manufacturing the prostheses and presence of free monomer of methylmethacrylate. It can cause the allergic stomatitis. The search of new basic materials is actually. The article is devoted to the study of the chemical, physical and mechanical properties of the light-cured material «Nolatek» and the correspondence of these properties to the requirements of the GOST 31572-2012. Here we study color stability, polishability, translucency, lack of pores, bending strength, modulus of elasticity, resistance to cracks, connection with artificial plastic teeth, water absorption and solubility. The properties of samples of the material are investigated according to the approved methodologies of the GOST. The chemical composition of «Nolatek» is established. As a result of the study, the complete conformity of the properties of this material to standards is established. These results allow us to recommend the light-cured material «Nolatek» for clinical use in dentistry.

**Ключевые слова:** съемные протезы, свойства, светоотверждаемый материал, базис, стандарты.

**Keywords:** removable prostheses, properties, light-cured material, basis, standards.

**Введение**

В настоящее время для лечения частичной потери зубов широко используются несъемные и съемные протезы, а также конструкции с опорой на дентальные имплантаты

[Марков, 2001; Наумович, 2011]. Базис съемных протезов по используемому материалу может быть металлическим, нейлоновым или пластмассовым [Брагин, 1984; Альтер, 2007; Коваленко, 2011; Наумович, 2011; Наумович, 2012; Следков, 2012; Кузнецова, 2013; Янкер, 2015].

Металлический базис меньше по площади, но при этом является весьма жестким и тяжелым (относительно базисов из других материалов) [Следков, 2012]. Кроме того, не исключена возможность развития явлений непереносимости металла и неприятного металлического привкуса во рту, связанных с гальваническими процессами в полости рта пациента.

Базис, изготовленный из нейлона, легче базисов из других материалов ввиду полного отсутствия металлических элементов, а также обладает более высокой эстетичностью и гибкостью. Однако при этом протезы с нейлоновым базисом служат, в среднем, не более 3 лет, не поддаются починке и существенно влияют на процессы атрофии кости. Кроме того, при клинической перебазировке нейлоновый базис полностью теряет свою гибкость.

Для изготовления протезов с пластмассовым базисом чаще всего используется акриловая пластмасса горячей полимеризации, к достоинствам которой можно отнести относительно невысокую стоимость, хорошую ремонтпригодность, приемлемую эстетичность и небольшой вес получаемых конструкций [Eichhold, 1990]. Однако эта группа материалов не лишена недостатков, среди которых можно выделить риск развития аллергических стоматитов, связанных с выделением свободного мономера метилметакрилата, и длительный процесс изготовления протезов (около 3 часов) [Харченко, 1971; Заболоцкий, 1983; Lamb, 1983; Темирбаев, 1990; Olveti, Hegedus, 1997; Barday, 1999; Бородина, 2012; Рубленко, 2012; Nedeljka Ivkovic, 2013]. Кроме того, приобретение акриловой пластмассы горячей полимеризации связано с трудностями, так как существуют жесткие требования со стороны службы нарконтроля. Все вышесказанное подтверждает актуальность разработки новых базисных материалов с изучением их физико-механических, химических и эксплуатационных свойств.

В последнее время на стоматологическом рынке появился новый базисный светоотверждаемый материал «Нолатек» для съемных протезов, представляющий собой готовую к работе гомогенную пластичную массу розового цвета с удобной рабочей консистенцией, без механических включений и запаха [Diogo de Azevedo Miranda, 2013; Лебедев, 2015]. У данного материала отсутствует необходимость смешивания исходных компонентов, что ускоряет и упрощает процесс изготовления протезов. Также по сравнению с пластмассой горячей полимеризации использование готовой к работе массы светоотверждаемого материала профилирует технические ошибки, связанные с нарушением соотношения порошка и жидкости, что, в свою очередь, может стать причиной развития пористости и снижения качества получаемых съемных протезов. Анализ современной литературы выявил недостаточное количество сведений о физико-механических и химических свойствах указанного материала. В связи с этим становится актуальным данное исследование.

**Цель исследования** – изучение физико-механических и химических свойств светоотверждаемого базисного материала «Нолатек», а также установление соответствия их требованиям ГОСТа 31572-2012, предъявляемым к полимерным базисным материалам.

**Задачи исследования:**

1) изучение физико-механических показателей образцов базисного материала «Нолатек»: цветостойкости, полируемости, полупрозрачности, отсутствия пористости, прочности при изгибе, модуля упругости, показателя трещиностойкости, прочности соединения с искусственными пластмассовыми зубами, водопоглощения и растворимости.

2) изучение строения полимерной матрицы материала «Нолатек» (фотополимеризационных компонентов и фотоиницирующей системы).

3) обоснование крайне низкой вероятности развития аллергических протезных стоматитов при пользовании протезами с базисами из материала «Нолатек».

### Материалы и методы исследования

Материалы исследования – образцы «Нолатек», изготовленные согласно требованиям ГОСТа 31572-2012 для светоотверждаемых материалов (по 20 штук для исследования каждого свойства).

#### Методика исследования цветостойкости материала

Для изучения цветостойкости материала «Нолатек» изготавливают 20 образцов согласно п. 7.5.3 ГОСТа 31572-2012. Форму (рис. 1) покрывают изолирующим лаком «Izo-Sol» (фирма «Zhermack»). Через 2-3 минуты, после высыхания лака, исследуемый материал помещают в форму, сверху накрывают полиэфирной пленкой и крышкой, которая прижимает материал для удаления излишков. Далее крышку снимают и форму устанавливают в камеру прибора «Фотест» (фирма «Геософт») для светового отверждения в течение 4 минут. Длина волны источника света в приборе – 360–500 нм., температура в камере – 50–55 °С.



Рис. 1. Форма с крышкой из нержавеющей стали для изучения цветостойкости, водопоглощения и растворимости материала «Нолатек»

Fig. 1. Form with a stainless steel cover for studying the color stability, water absorption and solubility material «Nolatek»

После отверждения образец переворачивают и снова помещают в камеру прибора на 4 минуты. Далее образцы измеряют микрометром. Необходимые размеры образца: диаметр  $50 \pm 1$  мм, толщина  $0.5 \pm 0.1$  мм. Верхняя и нижняя поверхности должны быть плоскими.

В течение  $24 \pm 0.5$  часов 2 образца выдерживают в термостате при температуре  $37 \pm 1$  °С. Один из них помещают в темное место до анализа цвета. Половину второго образца закрывают алюминиевой фольгой и помещают в камеру для облучения в погруженном в воду состоянии при температуре  $37 \pm 5$  °С в течение 24 часов ( $\pm 0.5$  часа). Далее фольга удаляется и оценивается цвет двух частей образца. Образцы «Нолатек» хранят облученными в лабораторных условиях  $144 \pm 2$  часа до проведения сравнения цвета.

#### Методика исследования полируемости и полупрозрачности материала

Для исследования каждого показателя изготавливают по 20 образцов материала согласно п. 7.6.1 ГОСТа 31572-2012. Прямоугольную форму из нержавеющей стали ( $64.0 \times 41.0 \times 3.3$  мм) покрывают изолирующим лаком «Izo-Sol» (фирма «Zhermack»), высыхающим в течение 2-3 минут. После этого шпателем в нее вносят материал, избегая появления пор на поверхности. Массу выравнивают шпателем и форму помещают в прибор «Фотест» для светового отверждения в течение 4 минут. Далее образец переворачивают и отверждают в камере прибора ещё 4 минуты. Готовые пластины обрабатывают шкуркой, шлифуют и полируют не более 1 минуты фильцем с пемзой и щеткой с полировочной смесью на шлифмоторе с частотой вращения 1500 оборотов в минуту до гладкой блестящей поверхности. Таким образом оценивается полируемость материала.

Изучение полупрозрачности образцов проводят согласно п. 7.6.2.3 ГОСТ 31572-2012 в затемненном помещении. Образец в виде пластины помещают на расстоянии примерно 500 мм от матовой электрической лампочки мощностью 40 Вт. На сторону образца, обращенную к лампе, помещают непрозрачный диск и оценивают наличие тени диска с противоположной стороны пластины.

### Методика исследования пористости базиса

Изготавливаются 20 образцов в виде пластин согласно п. 7.6.1 ГОСТ 31572-2012. Форму из нержавеющей стали покрывают изолирующим лаком «Izo-Sol» (фирма «Zhermask»), высыхающим в течение 2-3 минут. Затем в каждую из ячеек шпателем вносят материал, избегая появления пор на поверхности. Сверху каждую ячейку плотно заполняют материалом, накрывают листом жесткой лавсановой пленки и крышкой. Сверху помещается груз весом 10–20 кг. Излишки материала удаляются и форма без крышки помещается в прибор «Фотест». Далее проводится световое отверждение материала в течение 4 минут, после чего образцы переворачивают и отверждают в камере прибора ещё 4 минуты. Далее края образцов обрабатывают на шлифмоторе и проводят их оценку на наличие или отсутствие пор (рис. 2).



Рис. 2. Форма из нержавеющей стали для исследования пористости материала, прочности на изгиб, модуля упругости, а также готовые образцы «Нолатек»  
 Fig. 2. A stainless steel mold for examining the porosity of the material, flexural strength, elastic modulus, and also finished samples of «Nolatek»

### Методика исследования прочности на изгиб и модуля упругости при изгибе

Для изучения каждого параметра изготавливают по 20 образцов материала аналогично методике оценки пористости. Полоски материала без пор выдерживают в воде, имеющей температуру  $37 \pm 1$  °С, в течение  $50 \pm 1$  часов до начала испытания на изгиб. Подготовленные образцы по одному устанавливают на опоры испытательной машины «Instron». Этот аппарат состоит из центрального нагружающего плунжера,двигающегося со скоростью  $5 \pm 1$  мм/мин, и двух параллельных цилиндрических опор диаметром 3.2 мм, длиной 10.5 мм, перпендикулярных продольной центральной линии и расположенных на расстоянии  $50 \pm 0.1$  мм. Равномерно повышают нагрузку плунжера до разрушения образца. Сила, приложенная к образцу, преобразуется в электрический сигнал. Этот сигнал передается в электронный блок управления для анализа.

Для расчета прочности при изгибе  $\sigma$  (Мпа) используют следующую формулу:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

где F – нагрузка при разрушении образца, Н; L – расстояние между опорами, мм, с погрешностью измерения не более 0.01 мм; b – ширина образца, мм; h – высота образца, мм.

Для расчета модуля упругости при изгибе  $E$  (Мпа) используют формулу:

$$E = \frac{F_1 L^3}{4bh^3 d}$$

где  $F_1$  – нагрузка в области упругой деформации образца, выбранная на прямолинейном участке диаграммы «нагрузка – деформация», Н;  $L$  – расстояние между опорами, мм, с погрешностью измерения не более 0.01 мм;  $b$  – ширина образца, мм;  $h$  – высота образца, мм,  $d$  – деформация при нагрузке  $F_1$ , мм.

Полученные в ходе расчета данные оценивают на соответствие требованиям п. 5.2.7 и п. 5.2.8 ГОСТ 31572-2012.

### Методика расчета показателя трещиностойкости материала

Изготавливают 20 образцов аналогично методике оценки полируемости и полупрозрачности. Пластины должны иметь длину 64 мм, ширину  $41 \pm 0.5$  мм и высоту  $3.3 \pm 0.1$  мм. Через  $24 \pm 0.5$  часа после изготовления и до начала испытания образцы выдерживают в воде при температуре  $37 \pm 1$  °С в течение  $50 \pm 1$  часов. После этого один конец каждой пластины надрезается алмазным диском на глубину 4-5 мм и в продолжение этого надреза делается канавка длиной 4-5 мм. Надрез очищается от остатков материала.

Для испытания используется аппарат «Instron» с опорами длиной 70 мм, расположенными на расстоянии  $30 \pm 0.1$  мм. В основание нагрузочного плунжера устанавливаются два шарика диаметром 3.0 мм на расстоянии  $10 \pm 0.1$  мм друг от друга. Их оси параллельны продольной оси плунжера. Подготовленный образец помещается на опоры плунжера канавкой вниз. На пластину на расстоянии 2-3 мм от края ее надрезанного конца помещают нагружающий плунжер с шариками симметрично надрезу. Образец нагружается до появления начальной трещины, после чего нагрузка быстро убирается. Далее образец снова нагружают до его разрушения.

Для расчета показателя трещиностойкости  $K_1$  (МН/м<sup>1.5</sup>) используют формулу:

$$K_1 = \frac{P}{10t^2}$$

где  $P$  – нагрузка на стационарном участке, Мпа;  $t$  – толщина образца, м.

Полученное значение показателя трещиностойкости оценивают на соответствие требованиям п. 5.2.9 ГОСТ 31572-2012.

### Методика исследования прочности соединения с искусственными зубами

Прочность соединения с искусственными зубами исследуется с помощью металлической формы в виде лотка шириной 5 мм и глубиной 1.5 мм для установки гарнитура из шести передних зубов. С помощью воска зубы закрепляются таким образом, чтобы примерно половина язычной поверхности режущей части выступала наружу. Далее эта конструкция гипсуется в стоматологическую кювету, металлическая форма извлекается и воск полностью вываривается с помощью струи кипящей воды.

Изготавливается 20 образцов. Для этого материал вносится шпателем в форму и отверждается светом в камере прибора «Фотест» 4 минуты. Для полного отверждения всех теневых участков эту манипуляцию повторяют несколько раз.

Исследование проводят с использованием испытательной машины «Instron», снабженной устройством для отрыва зубов, в котором растягивающее усилие прилагается к режущей части язычной поверхности зуба в лабиальном направлении. Каждый зуб нагру-

жается со скоростью движения траверсы от 0.5 до 10 мм/мин до его полного отрыва. Полученные данные оцениваются на соответствие требованиям п. 5.2.10 ГОСТа 31572-2012.

### Методика расчета водопоглощения и растворимости материала

Изготавливаются по 20 образцов материала для исследования каждого параметра аналогично методике изучения цветостойкости. Образцы закрепляются на подставке. Далее они помещаются в эксикатор со свежесушенным силикагелем и выдерживаются при температуре  $37 \pm 1$  °С в сушильном шкафу в течение  $23 \pm 1$  часов. Далее эксикатор извлекается из сушильного шкафа и образцы переносятся во второй эксикатор, где они должны находиться в лабораторных условиях при температуре  $23 \pm 2$  °С в течение  $60 \pm 10$  мин. После этого образцы извлекаются и взвешиваются на аналитических весах с погрешностью 0.2 мг. После взвешивания всех образцов в первом эксикаторе силикагель заменяется на свежесушенный и эксикатор вновь помещается в термостат. Испытание повторяется до достижения постоянной массы  $M_1$ , то есть когда каждый образец при очередном взвешивании будет терять не более 0.2 мг массы. Подсчитывается объем каждого образца  $V$  (мм<sup>3</sup>). Толщина измеряется в центре и в четырех равноудаленных от центра точках окружности.

Влажные образцы с постоянной массой выдерживаются в воде, имеющей температуру  $37 \pm 1$  °С, в течение  $168 \pm 2$  часов. После этого с помощью пинцета с полимерным покрытием образцы извлекаются из воды, высушиваются полотенцем до исчезновения видимой влаги и остаются на воздухе в течение  $15 \pm 1$  секунд. Образцы извлекаются из воды на  $60 \pm 10$  секунд и взвешиваются с точностью до 0.2 мг. Записывается масса  $M_2$ . После взвешивания образцы повторно высушиваются в эксикаторе до постоянной массы  $M_3$ , которая фиксируется. Условия должны быть аналогичны условиям при первом процессе сушки, для чего в эксикатор помещается то же число образцов и свежесушенный силикагель.

Для расчета показателя водопоглощения каждого образца  $W_B$  (мкг/мм<sup>3</sup>) используют формулу:

$$W_B = \frac{M_2 - M_3}{V}$$

где  $M_2$  – масса образца после погружения в воду, мкг;  $M_3$  – постоянная масса образца после вторичного высушивания, мкг;  $V$  – объем образца, мм<sup>3</sup>.

Для расчета массы растворимого вещества на единицу объема  $W_p$  (мкг/мм<sup>3</sup>) используют формулу:

$$W_p = \frac{M_1 - M_3}{V}$$

где  $M_1$  – начальная постоянная масса образца, мкг;  $M_3$  – постоянная масса образца после вторичного высушивания, мкг;  $V$  – объем образца, мм<sup>3</sup>.

Полученные данные оцениваются на соответствие требованиям п. 5.2.12 и п. 5.2.13 ГОСТ 31572-2012.

Согласно ГОСТ 31572-2012, базисный светоотверждаемый материал должен соответствовать следующим требованиям.

Цветостойкость – цвет образца базисного материала не должен изменяться или может изменяться незначительно.

Полируемость – образец базисного материала должен иметь гладкую, твердую, блестящую поверхность.

Полупрозрачность – тень освещенного непрозрачного диска должна быть видна с противоположной стороны испытываемого образца базисного материала.

Отсутствие пористости – образец базисного материала не должен содержать пор.

Прочность при изгибе – образец базисного материала должен иметь прочность при изгибе не менее 65 МПа.

Модуль упругости – образец базисного материала должен иметь модуль упругости не менее 2000 МПа.

Показатель трещиностойкости  $K_1$  – образец базисного материала должен иметь показатель трещиностойкости не менее  $1.0 \text{ МН/м}^{1.5}$ .

Соединение с искусственными пластмассовыми зубами – образец базисного материала должен прочно соединяться с искусственными пластмассовыми зубами, и при испытании на отрыв разрушение должно носить когезионный характер либо по материалу, либо по зубу.

Водопоглощение – образец базисного материала должен иметь показатель водопоглощения не более  $32 \text{ мкг/мм}^3$ .

Растворимость – образец базисного материала должен иметь показатель растворимости не более  $1.6 \text{ мкг/мм}^3$ .

## Результаты и их обсуждение

### Физико-механические свойства светоотверждаемого базисного материала «Нолатек»

Исследование физико-механических свойств материала «Нолатек» проводилось в соответствии с требованиями ГОСТ 31572-2012, предъявляемыми к образцам и методикам. Сводные результаты представлены в таблице.

Таблица  
Table

Результаты исследования физико-механических свойств образцов базисного материала «Нолатек»  
The results of the investigation of the physical and mechanical properties of the samples of the basic material «Nolatek»

Показатель по ГОСТ 31572-2012	Количество образцов, соответствующих требованиям ГОСТ 31572-2012	Количество образцов, не соответствующих требованиям ГОСТ 31572-2012
Цветостойкость	18 (90%)	2 (10%)
Полируемость	19 (95%)	1 (5%)
Полупрозрачность	19 (95%)	1 (5%)
Отсутствие пористости	18 (90%)	2 (10%)
Прочность при изгибе	20 (100%). Средняя прочность при изгибе у образцов «Нолатек» – $72.2 \pm 3.1 \text{ МПа}$ ( $p < 0.001$ )	0 (0%)
Модуль упругости	20 (100%). Средний показатель модуля упругости у образцов «Нолатек» – $3100.0 \pm 54.9 \text{ МПа}$ ( $p < 0.001$ )	0 (0%)
Показатель трещиностойкости $K_1$	20 (100%). Средний показатель трещиностойкости у образцов «Нолатек» – $1.32 \pm 0.05 \text{ МН/м}^{1.5}$ ( $p > 0.05$ )	0 (0%)
Соединение с искусственными пластмассовыми зубами	18 (90%)	2 (10%)
Водопоглощение	20 (100%). Средний показатель водопоглощения материала «Нолатек» – $11.6 \pm 0.5 \text{ мкг/мм}^3$ ( $p = 0.015$ )	0 (0%)
Растворимость	20 (100%). Средний показатель растворимости материала «Нолатек» – $0.079 \pm 0.006 \text{ мкг/мм}^3$ ( $p < 0.001$ )	0 (0%)

Таблица наглядно демонстрирует высокий процент соответствия образцов базисного материала «Нолатек» (90% и более) требованиям ГОСТ 31572-2012, предъявляемым к базисным материалам светового отверждения. Это подтверждает оптимальные прочностные качества материала «Нолатек» и дает возможность рекомендовать его для клинического использования в качестве базисного материала.

### **Химические свойства светоотверждаемого базисного материала «Нолатек»**

В результате исследования химических свойств базисного светоотверждаемого материала «Нолатек» установлено, что он представляет собой полимерную химически инертную однородную пластичную массу без запаха и механических включений. В состав полимерной матрицы данного материала входят компоненты, участвующие в реакции светового отверждения: УДМА (уретандиметакрилат), ТГМ-3 (триэтиленгликольдиметакрилат), эластомер (экзотан-26, модификация УДМА с большой молекулярной массой) и фотоиницирующая система. Эта система состоит из фотоинициаторов (камфороксинон – 420–475 нм, ирракур – 651 320–651 360 нм), ингибиторов полимеризации и амина ЭДМА-Б. В молекулы уретандиметакрилата и триэтиленгликольдиметакрилата встроены по 2 С=С связи, участвующие в реакции фотополимеризации с образованием сетчатого полимера.

В полимерную матрицу «Нолатек» входит фотоиницируемый состав на основе уретандиметакрилата с акриловым сополимером, не обладающим аллергенностью и запахом. Этот состав заменяет токсичный мономер метилметакрилат, что способствует эффективной профилактике развития аллергических протезных стоматитов. Подобный химический состав полимерной матрицы обеспечивает высокую степень отверждения, улучшение физико-механических свойств материала, а также биосовместимость, нетоксичность и низкую бактериальную адгезию к базису.

Выявленные физико-механические и химические свойства «Нолатек» объясняют такие достоинства материала, как практически полное отсутствие у пациентов развития аллергических протезных стоматитов, обусловленных наличием свободного мономера метилметакрилата, а также удобные рабочие качества массы и отсутствие запаха. Форма выпуска в виде готовой пластичной массы исключает необходимость смешивания компонентов. Отсутствие прекурсора значительно облегчает приобретение материала, так как отсутствуют жесткие требования к нему со стороны службы нарконтроля. В результате клинических исследований протезов из материала «Нолатек» установлено, что конструкции получаются оптимальными по весу, имеют эстетический вид, а также эффективно восстанавливают жевательную функцию. Все вышеперечисленное подтверждает, что съемные протезы, изготовленные из материала «Нолатек», будут выгодно отличаться от протезов, изготовленных из акриловой пластмассы горячего отверждения. Полученные результаты исследования позволяют рекомендовать светоотверждаемый базисный материал «Нолатек» для клинического применения в ортопедической стоматологии.

### **Выводы**

1. Проведено всестороннее изучение физико-механических свойств образцов светоотверждаемого базисного материала «Нолатек»: цветостойкости, полируемости, полупрозрачности, отсутствия пористости, прочности при изгибе, модуля упругости, показателя трещиностойкости, прочности соединения с искусственными пластмассовыми зубами, водопоглощения и растворимости. Установлено соответствие образцов (90% и более) по этим показателям требованиям ГОСТ 31572-2012, предъявляемым к полимерным базисным материалам.

2. Проведено изучение строения полимерной матрицы материала «Нолатек» (фотополимеризационных компонентов и фотоиницирующей системы).

3. Обоснована крайне низкая вероятность развития аллергических протезных стоматитов при пользовании протезами с базами из «Нолатек» ввиду практически полного отсутствия свободного мономера метилметакрилата. Выявленное свойство выгодно отличает материал «Нолатек» от акриловой пластмассы горячей полимеризации.

### Список литературы

### References

1. Альтер Ю.М. 2007. Базисный материал на основе полиуретана «Денталур» для съемных зубных протезов. Москва, 32.  
Al'ter Yu.M. 2007. Bазisnyy material na osnove poliuretana «Dentalur» dlya s'emnykh zubnykh protezov [Basic material based on polyurethane «Dentalur» for removable dentures]. Moskva, 32. (in Russian)
2. Бородина И.Н. 2012. Адаптация к съемным протезам. Минск, БелМАПО, 42.  
Borodina I.N. 2012. Adaptatsiya k s'emnym protezam [Adaptation to removable dentures]. Minsk, BelMAPO, 42. (in Russian)
3. Брагин Е.А. 1984. Протезирование больных с частичной и полной потерей зубов съемными протезами с металлическим базисом. Калинин, 14.  
Bragin E.A. 1984. Protezirovanie bol'nykh s chastichnoy i polnoy poterey zubov s'emnymi protezami s metallicheskim bazisom [Prosthesis of patients with partial and complete loss of teeth with removable prostheses with a metal base. Kalinin, 14. (in Russian)
4. ГОСТ 31572-2012. Материалы полимерные для базисов зубных протезов. Технические требования. Методы испытаний. Дата введения 01.01.2015.  
GOST 31572-2012. The polymer materials for bases of dentures. Technical requirements. Test methods. Date of introduction 01.01.2015. (in Russian)
5. Заболоцкий Л.В. 1983. Съемные пластиночные протезы из акриловых пластмасс и их побочные действия на слизистую оболочку полости рта и организм больного. Деп. в НПО «Союз-мединформ», № 17883. Львов: 24–25.  
Zabolotskiy L.V. 1983. S'emnye plastinochnye protezy iz akrilovykh plastmass i ikh pobochnye deystviya na slizistuyu obolochku polosti rta i organizm bol'nogo [Removable plate prostheses made of acrylic plastics and their side effects on the oral mucosa and the patient's body]. Dep. v NPO «Soyuz-medinform», № 17883. L'vov: 24–25. (in Russian)
6. Коваленко О.И. 2011. Клинико-лабораторное обоснование применения базисной пластмассы на основе нейлона. Москва, 168.  
Kovalenko O.I. 2011. Kliniko-laboratornoe obosnovanie primeneniya bazisnoy plastmassy na osnove neylona [Clinical and laboratory substantiation of the use of basic plastics based on nylon]. Moskva, 168. (in Russian)
7. Кузнецова О.А. 2013. Патофизиология непереносимости металлических зубных протезов (литературный обзор). Волгоградский научно-медицинский журнал, 1: 15–17.  
Kuznetsova O.A. 2013. Patofiziologiya neperenosimosti metallicheskiykh zubnykh protezov (literaturnyy obzor) [Pathophysiology of intolerance to metal dentures (literary review)]. Volgogradskiy nauchno-meditsinskiy zhurnal, 1: 15–17. (in Russian)
8. Лебеденко И.Ю. 2015. Санитарно-химические и токсикологические исследования нового полимерного материала для базисов зубных протезов «Нолатек». Российский стоматологический журнал, 1: 4–7.  
Lebedenko I.Yu. 2015. Sanitarno-khimicheskie i toksikologicheskie issledovaniya novogo polimernogo materiala dlya bazisov zubnykh protezov «Nolatek» [Sanitary-chemical and toxicological studies of a new polymer material for bases of dentures "Nolatek"]. Rossiyskiy stomatologicheskiy zhurnal, 1: 4–7. (in Russian)
9. Марков Б.П. 2001. Лечение больных при частичном отсутствии зубов. Зубной техник, 2: 36.  
Markov B.P. 2001. Lechenie bol'nykh pri chastichnom otsutstvii zubov [Treatment of patients with partial absence of teeth]. Zubnoy tekhnik, 2: 36. (in Russian)
10. Наумович С.А. 2012. Применение замковых креплений в клинике ортопедической стоматологии. Минск, БГМУ, 48.

- Naumovich S.A. 2012. Primenenie zamkovykh krepleniy v klinike ortopedicheskoy stomatologii [The use of lock locks in the clinic of orthopedic dentistry]. Minsk, BGMU, 48. (in Russian)
11. Наумович С.А. 2011. Технологии зубного протезирования на дентальных имплантатах. Минск, БГМУ, 50.
- Naumovich S.A. 2011. Tekhnologii zubnogo protezirovaniya na dental'nykh implantatakh [Technologies of dental prosthetics on dental implants]. Minsk, BGMU, 50. (in Russian)
12. Рубленко С.С. 2012. Влияние зубных протезов из акриловой пластмассы и нейлона на специфическую резистентность и микрофлору полости рта. Красноярск, 145.
- Rublenko S.S. 2012. Vliyanie zubnykh protezov iz akrilovoy plastmassy i neylona na spetsificheskuyu rezistentnost' i mikrofloru polosti rta [The effect of dentures from acrylic plastic and nylon on specific resistance and microflora of the oral cavity]. Krasnoyarsk, 145. (in Russian)
13. Следков М. 2012. StarbondCoS. Собственный опыт применения этого металла. Зубной техник, 2 (91): 48–49.
- Sledkov M. 2012. StarbondCoS. Sobstvennyy opyt primeneniya etogo metalla [StarbondCoS. Own experience of using this metal]. Zubnoy tekhnik, 2 (91): 48–49. (in Russian)
14. Темирбаев М.А. 1990. Этиология, патогенез, клиника протезных стоматитов, пути профилактики и лечения. Алма-Ата, 35.
- Temirbaev M.A. Etiologiya, patogenez, klinika proteznykh stomatitov, puti profilaktiki i lecheniya [Etiology, pathogenesis, clinic of prosthetic stomatitis, ways of prevention and treatment]. Alma-Ata, 35. (in Russian)
15. Харченко С.В. 1971. Влияние новой базисной пластмассы *Фторакс* на биологические среды. Стоматология, 2: 23.
- Kharchenko S.V. 1971. Vliyanie novoy bazisnoy plastmassy *Ftoraks* na biologicheskie sredy [Influence of the new basic fluorocarbon plastics on biological media]. Stomatologiya, 2: 23. (in Russian)
16. Янкер С. 2015. Съёмные реставрации с SR Nexco. Зубной техник, 2 (109): 70–74.
- Yanker S. 2015. S'emnye restavratsii s SR Nexco [Removable restorations with SR Nexco]. Zubnoy tekhnik, 2 (109): 70–74. (in Russian)
17. Barday S.C. 1999. Case report hypersensitivity to denture materials. Brit. Dent. J., Vol. 187, 7: 350–352.
18. Diogo de Azevedo Miranda. 2013. Effect of light curing tip distance and immersion media on the degree of conversion? Sorption and solubility of methacrylate and silorane-base compisites. JSM Dentistry, 1 (1012): 1–7.
19. Eichhold W.A. 1990. Denture base acrylic resins: friend or foe? Compendium, Vol. 11, 12: 720–725.
20. Lamb D. 1983. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. J. Dent., Vol. 11, 1: 80–88.
21. Nedeljka Ivkovic, 2013. The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects. Contemporary Materials, IV-1: 84–91.
22. Olveti E., Hegedus C. 1997. Typical symptoms of methyl acrylate sensitivity in wearers of acrylate dentures. Fogorv Sz.: 19–26.