

© НОВАК Н.В., БАЙТУС Н.А., 2016

АНАЛИЗ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА И ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

НОВАК Н.В.*, БАЙТУС Н.А.**

*ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования», г.Минск, Республика Беларусь

**Клиника УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет», г.Витебск, Республика Беларусь

Вестник ВГМУ. – 2016. – Том 15, №1. – С. 19-26.

THE ANALYSIS OF PHYSICAL-MECHANICAL CHARACTERISTICS OF HARD DENTAL TISSUES AND FILLING MATERIALS

NOVAK N.V.*, BAYTUS N.A.**

*State Educational Establishment «Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education», Minsk, Republic of Belarus

**Clinic of Educational Establishment «Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University», Vitebsk, Republic of Belarus

Vestnik VGMU. 2016;15(1):19-26.

Резюме.

Основной целью стоматологического лечения является качественное пломбирование дефектов твердых тканей зубов различной этиологии, которое предполагает восстановление анатомической и функциональной целостности зубов на длительный срок. Долговечность пломб в основном определяется совокупностью таких физико-механических свойств стоматологических материалов, как прочность на сжатие и на изгиб, твердость, истираемость. Одним из свойств материалов, которое может быть использовано в стоматологическом материаловедении для прогнозирования как износостойкости материала, так и его способности истирать расположенные напротив зубные структуры, является твердость. Цель исследования - систематизация информации по различным методам изучения микротвердости и физико-механическим характеристикам эмали, дентина и разных пломбировочных материалов. Анализ литературы показал, что в зависимости от способа определения различают следующие виды твердости: склерометрическая (твердость при царапании), абразивная (твердость при сошлифовывании), твердость (микротвердость) при вдавливании. В статье подробно описаны методы Мооса и Брейтгаупта, Шора, Бринелля, Роквелла, Виккерса, Кнупа и другие. Проводя параллель между лабораторными исследованиями по изучению микротвердости тканей зуба и пломбировочных материалов и клиническими наблюдениями отмечено, что большую продолжительность срока службы имеют пломбы из амальгамы и композиционных материалов, хотя микротвердость этих материалов меньше микротвердости эмали зубов в среднем в 3 раза. С другой стороны, цементы имеют более высокую микротвердость по сравнению с композитами и амальгамой, хотя эффективность их клинического применения достаточно низкая. Анализ литературных данных позволил сделать вывод о том, что микротвердость пломбировочного материала, обеспечивающего качественное и долгосрочное пломбирование, необязательно должна быть близкой к микротвердости эмали.

Ключевые слова: физико-механические свойства, твердые ткани зуба, пломбировочные материалы.

Abstract.

The main goal of dental treatment is a high-quality filling of dental hard tissues defects of various etiology, which implies the restoration of the anatomical and functional integrity of the teeth for a long period. The durability of the seals is largely determined by a combination of physical and mechanical properties of dental materials, such as the compressive and flexural strength, hardness, abrasion. One of the materials properties that can be used in the dental

materials science to predict both the wear resistance of the material and its ability to abrade the opposite disposed tooth structure is hardness. The purpose of the study is the systematization of information on different methods of studying the microhardness and physico-mechanical properties of the enamel, dentin and different filling materials. The analysis of the existing literature has shown that, depending on the way of determination the following types of hardness are distinguished: sclerometric (scratching hardness), abrasive (grinding hardness), impression hardness (microhardness). The article describes in detail the methods of Moohs, Shore, Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop and others. Drawing a parallel between the laboratory studies on the microhardness of dental tissues and filling materials and clinical observations it has been noticed that amalgam and composite materials fillings have a longer duration of service life, although the microhardness of these materials is on the average 3 times less than that of the tooth enamel. On the other hand, cements have a higher microhardness as compared to composites and amalgams, though the efficiency of their clinical application is rather low. The analysis of the published literature data enabled the conclusion that the microhardness of the filling material, providing high-quality and long-term sealing, does not have to be obligatorily close to the microhardness of enamel.

Key words: physico-mechanical characteristics, dental hard tissues, filling materials.

Основной целью стоматологического лечения является качественное пломбирование дефектов твердых тканей зубов различной этиологии, которое предполагает восстановление анатомической и функциональной целостности зубов на длительный срок [1, 2].

Долговечность пломб в основном определяется совокупностью таких физико-механических свойств стоматологических материалов, как прочность на сжатие и на изгиб, твердость, истираемость [3]. На продолжительность срока службы пломбы также оказывают влияние и аналогичные свойства зубных тканей, оценка которых представляет значительные трудности. Приведенные в литературе результаты исследования физико-механических свойств образцов зубных тканей достаточно противоречивы, поскольку зачастую имеют место погрешности в изготовлении образцов правильной геометрической формы с исходными небольшими размерами [4-9]. Поэтому нашло широкое применение изучение свойств твердых тканей на шлифах образцов зубов [3].

Цель исследования - систематизация информации по различным методам изучения микротвердости и физико-механическим характеристикам эмали, дентина и различных пломбировочных материалов.

Микротвердость и методы ее оценки

Одним из свойств материалов, которое может быть использовано в стоматологическом материаловедении для прогнозирования как износостойкости материала, так и его способности истирать расположенные напротив зубные структуры, является твердость.

Под твердостью обычно понимают свойство материала оказывать сопротивление при местных контактных воздействиях пластической деформации или хрупкому разрушению в поверхностном слое при определенных условиях испытания [3, 10-13].

По решению Международной организации технических норм и стандартов (ISO) показатель твердости включен в перечень обязательных параметров, характеризующих стоматологические материалы [14-17].

Поскольку при различном характере воздействия поверхность тела ведет себя различным образом, трудно указать достаточно объективную и однозначную характеристику твердости.

В ряде случаев твердость поверхности тела оценивают отношением работы, затраченной на разрушение, к единице площади вновь образованной поверхности (поскольку при разрушении происходит увеличение поверхности тела).

Существенно, что при различных способах воздействия фактически затрачиваемая на разрушение работа также может отличаться. Поэтому в исследовательской практике получили распространение условные методы оценки твердости материалов [10].

В зависимости от способа определения различают следующие виды твердости:

- склерометрическая (твердость при царапании);
- абразивная (твердость при сошлифовывании);
- твердость (микротвердость) при вдавливании [18].

В минералогии используют шкалы твер-

дости, в которых числами в возрастающем порядке обозначены материалы, расположенные таким образом, что каждый последующий способен оставлять царапину на предыдущем. Крайними в этих шкалах являются тальк и алмаз. Расположение минералов в шкалах твердости Мооса и Брейтгаупта приведены в таблице 1.

В технике применяются методы определения твердости, основанные на измерении размеров лунок, получаемых при вдавливании в поверхность испытуемого материала стальных шариков, алмазных конусов или призм.

Определение твердости по Бринеллю является одним из самых давних методов изучения твердости металлов. Твердость по

Таблица 1 – Расположение минералов в шкалах твердости Мооса и Брейтгаупта

Наименование минерала	Показатель твердости	
	по Моосу	по Брейтгаупту
Тальк	1	1
Гипс	2	2
Слюда	-	3
Известковый шпат	3	4
Плавиновый шпат	4	5
Апатит	5	6
Роговая обманка	-	7
Полевой шпат	6	8
Кварц	-	9
Топаз	8	10
Корунд	9	11
Алмаз	10	12

Для определения твердости по этому методу исследуемый материал царапают эталонными образцами. Таким образом, материал оценивается как более мягкий по сравнению с эталоном, оставившим на нем царапину и более твердым по сравнению с эталоном, на котором он сам оставляет след, а значение твердости определяется порядковым номером тех минералов, между которыми располагается испытуемый материал.

Шкалы Мооса и Брейтгаупта носят условный характер и позволяют оценить только относительную мягкость или твердость материала.

Метод Шора относится к динамическим способам определения твердости по «отскоку». При этом число твердости определяется по высоте, на которую подскакивает боек определенного веса с алмазным наконечником после свободного падения с определенной высоты на горизонтально расположенную поверхность испытуемого материала. Твердость выражается в условных единицах и определяется положением стрелки на измерительной шкале прибора.

Бринеллю определяется путем вдавливания закаленного стального шарика при конкретной нагрузке в отполированную поверхность металла и измерения диаметра углубления после удаления индентора. При этом нагрузка делится на площадь поверхности вдавливания (отпечатка). Этот коэффициент называют твердостью по Бринеллю (ВНН). Чем меньше вдавливание при определенной нагрузке, тем больше коэффициент ВНН, и соответственно, тем тверже исследуемый материал.

Метод Бринелля широко используется для исследования твердости металлов и материалов на их основе, которые применяются в стоматологической практике. Однако этот метод не позволяет изучить твердость зубных цементов, фарфора, которые принадлежат к группе хрупких материалов, а также пластмасс, обладающих значительной упругой деформацией. Кроме того, этим способом нельзя испытывать образцы, имеющие малую толщину, невозможно провести измерение твердости вблизи от края образца (например, граница эмали с пломбирочным материалом).

Определение твердости по Роквеллу

схоже с методикой Бринелля. В качестве индентора используется стальной закаленный шарик диаметром 1,59 мм или алмазный конус с углом при вершине 120°. В отличие от метода Бринелля, в методе Роквелла измеряется не диаметр, а глубина проникновения индентора посредством индикаторного глубиномера с круглой шкалой, находящегося непосредственно на приборе. Коэффициент твердости по Роквеллу (RHN) обозначается в зависимости от типа наконечника твердомера и прилагаемой нагрузки. Чем больше твердость испытуемого материала, тем меньше глубина проникновения индентора и, следовательно, тем больше число твердости по Роквеллу. Метод Роквелла практически не применяется для определения твердости стоматологических материалов.

Твердость по Виккерсу базируется на том же принципе определения, что и методика Бринелля. Однако в качестве индентора вместо стального шарика используется острое алмаза, имеющего форму пирамиды с квадратным основанием и углом между противоположными гранями 136°. Расчет коэффициента твердости по Виккерсу (VHN) производится путем деления нагрузки на площадь боковой поверхности отпечатка по следующей формуле:

$$VHN = 1,854 \frac{P}{M^2},$$

где P – нагрузка, Н;

M – среднее арифметическое длин обеих диагоналей, мм.

Высокая твердость и практическая несжимаемость алмаза обеспечивают большую степень точности определения твердости по методу Виккерса. Достоинство этого метода заключается также в возможности проведения испытаний очень тонких и хрупких образцов за счет воздействия малых нагрузок (от 0,02 до 10 Н). Метод Виккерса позволяет определить твердость мелких готовых изделий, не разрушая и не повреждая их, поскольку отпечаток имеет малые размеры. Он может быть использован для определения твердости структур твердых тканей зуба.

Для исследования твердости методом Кнупа используется алмазный индентор в виде пирамиды с ромбом в основании. Ее отпечаток имеет форму ромба, в котором одна из диагоналей в 7 раз длиннее другой.

Отпечаток, полученный в материале методом вдавливания какого-либо индентора (шарик, конус, пирамида), может в разной степени уменьшать свои размеры за счет упругой деформации исследуемого материала. В связи с этим различают отпечаток невосстановленный (при неснятой нагрузке) и восстановленный (после удаления индентора).

Измерение восстановленного отпечатка имеет место при исследовании твердости с помощью индентора, имеющего форму шарика, конуса или пирамиды, имеющей квадратное основание. Возможность применения этих методик ограничена в связи с деформацией материала в области отпечатка.

В случае использования индентора Кнупа, деформация материала в области отпечатка такова, что длина большей диагонали ромба остается примерно одинаковой как у невосстановленного, так и у восстановленного отпечатков.

Число твердости по Кнупу (KHN) рассчитывается по формуле:

$$KH = 12,87 \frac{P}{M^2}$$

где P – нагрузка на пирамиду, Н;

M – длина большей диагонали, мм.

Таким образом, величина твердости фактически не зависит от пластичности исследуемого материала. С помощью этого метода можно сравнивать твердость тканей зуба с аналогичным показателем фарфора, композитов и других пломбировочных материалов. Кроме того, нагрузка может варьировать в широких пределах – от 1 грамма до 1 килограмма, поэтому можно проводить исследование как чрезвычайно твердых, так и мягких материалов.

Методики Кнупа и Виккерса рассматриваются как исследование микротвердости, поскольку нагрузки, воздействующие на образец, составляют менее 9,8 Н. Это позволяет измерить твердость малых областей очень тонких объектов. По Бринеллю и Роквеллу изучают макротвердость материалов, используя большие нагрузки.

При определении твердости способом вдавливания индентора (кроме метода Роквелла) эта величина измеряется в $\frac{H}{M^2} = Па$.

Однако в литературе применяются и внесистемные единицы [13]:

$$\frac{H}{\text{мм}^2}, \text{МПа}, \frac{\text{кгс}}{\text{мм}^2}$$

$$1 \frac{H}{\text{мм}^2} = 1 \text{МПа} \cdot 1 \frac{H}{10^{-6} \text{м}^2} = 1 \frac{H \cdot 10^6}{\text{м}^2} = 1 \text{МПа}$$

$$1 \frac{\text{кгс}}{\text{мм}^2} \approx 10 \frac{H}{\text{мм}^2} = 10^7 \frac{H}{\text{м}^2} (\text{Па}) = 10 \text{МПа}$$

Микротвердость некоторых стекол и материалов представлена в таблице 2.

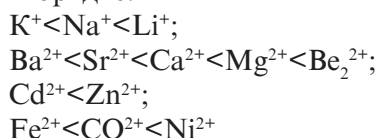
Таблица 2 – Микротвердость некоторых стекол и материалов

Наименование материала	Микротвердость в кгс/мм ²
Мрамор	90
Стекло свинцово-силикатное (SiO ₂ – 20%, PbO – 80%)	290
Кварцевое	700-900
Горный хрусталь	1000
Кристаллический кварц	1145-1315
Электрокорунд	2060
Спеченный корунд	1600-2400
Карбид кремния	3000
Карбид бора	4800
Алмаз	10060

Таким образом, величина микротвердости стекла, являющегося одним из основных компонентов твердой фракции таких широко распространенных пломбировочных материалов, как композиты и стеклоиономерные цементы, колеблется от 400 до 1200 кгс/мм².

Наиболее твердыми являются кварцевое стекло, затем боросиликатное малощелочное с содержанием В₂О₃ до 10-12%. С увеличением содержания щелочей твердость стекол снижается. Наиболее мягкими являются многосвинцовые стекла. Твердость силикатных стекол зависит от радиусов входящих в них катионов.

По степени воздействия на твердость стекла катионы можно расположить в следующем порядке:



На твердость стекла также влияет степень отжига: хорошо отожженное стекло имеет более высокую микротвердость, нежели плохо отожженное.

Микротвердость стекла одного и того же состава при прочих равных условиях зависит от нагрузки на алмазную пирамиду. Для стекл величина нагрузки не должна превышать 2, а длина диагонали отпечатка пирамиды на образце – 10 мкм. При отпечатке больших размеров на стекле появляются следы хрупкого разрушения: трещины и сколы, что затрудняет измерение. Полированные образцы стекол обладают большей твердостью, чем стекла с естественной поверхностью.

Физико-механические характеристики эмали, дентина зубов человека и реставрационных материалов

Результаты ранее выполненных исследований физико-механических характеристик эмали, дентина зубов человека и реставрационных материалов представлены в таблице 3 [3].

По данным других исследований, микротвердость эмали интактного зуба человека варьирует в пределах 3000-4250 МПа, дентина – 600-800 МПа, цемента – 450-550 МПа [11].

Таким образом, по сравнению с пломбировочными материалами и другими твердыми тканями зубов человека, наибольшей микротвердостью обладает эмаль.

Следует отметить существенное влияние количества неорганического наполнителя на микротвердость материалов на полимерной основе. Так, микротвердость акрилоксида, в котором 10% наполнителя, в среднем в 3 раза меньше, по сравнению с композиционными материалами, содержащими согласно стандарту ISO не менее 50% наполнителя [3].

Таблица 3 – Физико-механические характеристики эмали, дентина зубов человека и реставрационных материалов

Объект исследования	$HV_{50} \pm \Delta HV$	K_e
Эмаль	3845±20	0,54±0,0011
Дентин	1122±42	0,50±0,013
Амальгама	1176±11	0,29±0,008
Силицин-2	1074±21	0,46±0,008
Алюмоидент	1884±14	0,38±0,007
Силидонт-2	1527±16	0,40±0,006
Aristos	1211±10	0,44±0,100
Fritex	1496±19	0,38±0,009
Jon. Adaptic	625±11	0,36±0,008
Degufil-SC	655±10	0,48±0,007
Degufil-H	580±10	0,58±0,011
Prodigy	439±9	0,41±0,007
Акрилоксид	174±6	0,37±0,009

Примечание: HV_{50} (МПа) – микротвердость при силе воздействия на индентор, равной 50 сН; ΔHV (МПа) – среднее квадратичное отклонение; K_e – коэффициент упругой деформации; Jon. Adaptic – иономерный цемент (США).

Проводя параллель между лабораторными исследованиями и клиническими наблюдениями, следует отметить большую продолжительность срока службы пломб из амальгамы и композиционных материалов, хотя микротвердость этих материалов меньше микротвердости эмали зубов в среднем в 3 раза. С другой стороны, цементы имеют более высокую микротвердость по сравнению с композитами и амальгамой, хотя эффективность их клинического применения достаточно низкая [19-24].

Заключение

Анализ литературных данных позволил сделать вывод о том, что микротвердость пломбировочного материала, обеспечивающего качественное и долгосрочное пломбирование, необязательно должна быть близкой к микротвердости эмали.

Литература

1. Гольдштейн, Р. Эстетическая стоматология. В 3 т. Т. 1. Теоретические основы. Принципы общения. Методы лечения / Р. Гольдштейн. – 2-е изд. – М. : СТВООК, 2003. – 493 с.
2. Дубова, М. А. Расширение возможностей эстетической реставрации зубов. Нанокompозиты : учеб. пособие / М. А. Дубова, А. В. Салова, Ж. П. Хиора. – СПб., 2005. – 144 с.
3. Ремизов, С. М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека / С. М. Ремизов, В. Н. Скворцов // Стоматология. – 2001. – № 4. – С. 28–32.
4. Варес, Э. Эмаль зубов – это рецептор, определяющий твердость тела / Э. Варес // ДентАрт. – 2006. – № 4. – С. 18–26.
5. Галеев, Р. В. Экспериментальное исследование прочностных свойств нового композитного материала, применяемого в дентальной имплантологии / Р. В. Галеев // Рос. стоматол. журн. – 2008. – № 1. – С. 13–14.
6. Грисимов, В. Н. Эффект гало: направление световых потоков и цветовая палитра / В. Н. Грисимов, Ж. Хиора // DentArt. – 2009. – № 2. – С. 34–40.
7. Дроздов, В. А. Текстурированные характеристики эмали зуба и ее резистентность к кариесу / В. А. Дроздов, И. Л. Горбунова, В. Б. Недосеко // Стоматология. – 2002. – № 4. – С. 4–9.
8. Физические свойства твердых тканей / В. А. Загорский [и др.] // Дентал ЮГ. – 2010. – № 7. – С. 48–54.
9. Ремизов, С. М. Шероховатость поверхности эмали зубов человека / С. М. Ремизов // Стоматология. – 1985. – № 5. – С. 5–9.
10. Сена, Л. А. Единицы физических величин : учеб.-справоч. рук. / Л. А. Сена. – 3-е изд., перераб. и доп. – М. : Наука, 1988. – 432 с.
11. Иванов, А. А. Твердость стоматологических материалов. Методы ее измерения : учеб. пособие / А. А. Иванов, Н. М. Полонейчик. – Минск : МГМИ, 1999. – 26 с.
12. Трезубов, В. Н. Ортопедическая стоматология: прикладное материаловедение : учеб. для мед. вузов / В.

- Н. Трезубов, М. З. Штейнгарт, Л. М. Мишнев ; под ред. В. Н. Трезубова. – СПб. : Спец. лит., 1999. – 324 с.
13. Матвеев, Г. М. Расчеты по химии и технологии стекла : справоч. пособие / Г. М. Матвеев, М. А. Матвеев, Б. Н. Френкель. – М. : Изд-во лит. по стр-ву, 1972. – 239 с.
 14. Дуб, С. Н. Испытания твердых тел на нанотвердость / С. Н. Дуб, Н. В. Новиков // Сверхтвердые материалы. – 2004. – № 6. – С. 16–33.
 15. Исследование микроструктуры медицинских полимерных композитов на основе полиамида и гидроксипатита методами акустической микроскопии / А. И. Воложин [и др.] // Новое в стоматологии. – 2002. – № 1. – С. 84–90.
 16. Балин, В. Н. Масса для металлокерамики Ultropaline. Физика, химия, эстетика / В. Н. Балин, С. А. Горбань, Р. Х. Камалов // Новое в стоматологии. – 2002. – № 2. – С. 69–73.
 17. Грисимов, В. Н. Характер изменения цвета микрогибридных композитов в процессе полимеризации / В. Н. Грисимов, А. Д. Яськов, Н. П. Белов // Институт стоматологии. – 2004. – № 4. – С. 97–101.
 18. Стекло : справочник / под ред. Н. М. Павлушкина. – М. : Стройиздат, 1973. – 487 с.
 19. Луцкая, И. К. Современные фотополимеры в технике восстановительной стоматологии / И. К. Луцкая, Н. В. Новак // Современная стоматология. – 2009. – № 2. – С. 18–22.
 20. Чухрай, И. Г. Методы и параметры оценки микротвердости в стоматологии / И. Г. Чухрай, Е. И. Марченко, Н. В. Новак // Современная стоматология. – 2009. – № 2. – С. 14–17.
 21. Борисенко, А. В. Новые композиционные материалы фирмы «Ardent» (Швеция) / А. В. Борисенко // Современная стоматология. – 2006. – № 3. – С. 173–177.
 22. Чернявский, Ю. П. Физические свойства композиционных материалов светового отверждения / Ю. П. Чернявский // Современная стоматология. – 2003. – № 3. – С. 46–47.
 23. Чернявский, Ю. П. Клинические особенности использования опорных зубов при изготовлении адгезивных конструкций / Ю. П. Чернявский, В. П. Кавецкий // Вестн. ВГМУ. – 2015. – Т. 14, № 1. – С. 116–120.
 24. Чернявский, Ю. П. Распространенность эстетических дефектов фронтальных групп зубов / Ю. П. Чернявский // Вестн. ВГМУ. – 2003. – Т. 2, № 3. – С. 117–119.

Поступила 14.01.2016 г.

Принята в печать 19.02.2016 г.

References

1. Goldshteyn R. Esteticheskaja stomatologija [Esthetic odontology]. V 3 t. T. 1. Teoreticheskie osnovy. Printsipy obshchenia. Metody lechenia. 2-e izd. Moscow, RF: STBOOK; 2003. 493 p.
2. Dubova MA, Salova AV, Khiora ZhP. Rasshirenie vozmozhnostei esteticheskoi restavratsii zubov. Nanokompozity [Expansion of opportunities of esthetic restoration of teeth. Nanocomposites]: ucheb posobie. Saint-Petersburg, RF; 2005. 144 p.
3. Remizov SM, Skvortsov VN. Mikromekhanicheskie kharakteristiki restavratsionnykh stomatologicheskikh materialov, emali i dentina zubov cheloveka [Micromechanical characteristics of restoration stomatologic materials, enamel and dentine of teeth of the person]. Stomatologija. 2001;(4):28-32.
4. Vares E. Emal' zubov - eto retseptor, opredeliaiushchii tverdst' tela [The enamel of the teeth - is the receptor which determines the hardness of the body]. DentArt. 2006;(4):18-26.
5. Galeev RV. Eksperimental'noe issledovanie prochnostnykh svoystv novogo kompozitnogo materiala, primeniamogo v dental'noi implantologii [A pilot study of strength properties of the new composite material applied in dental implantology]. Ros Stomatol Zhurn. 2008;(1):13-4.
6. Grismov VN, Khiora Zh. Effekt galo: napravlenie svetovykh potokov i tsvetovaia palitra [Galo's effect: direction of light streams and color palette]. DentArt. 2009;(2):34-40.
7. Drozdov VA, Gorbunova IL, Nedoseko VB. Teksturnye kharakteristiki emali zuba i ee rezistentnost' k kariesu [Textural characteristics of an enamel of tooth and its resistance to caries]. Stomatologija. 2002;(4):4-9.
8. Zagorskiy VA, Makeeva IM, Sevbitov AV, Zagorskiy VV. Fizicheskie svoystva tverdykh tkanei [Physical properties of firm tissues]. Dental YuG. 2010;(7):48-54.
9. Remizov SM. Sherokhovatost' poverkhnosti emali zubov cheloveka [Roughness of a surface of an enamel of teeth of the person]. Stomatologija. 1985;(5):5-9.
10. Sena LA. Edinitsy fizicheskikh velichin [Units of physical quantities]: ucheb-spravochnik. 3-e izd pererab i dop. Moscow, RF: Nauka; 1988. 432 p.
11. Ivanov AA, Poloneychik NM. Tverdst' stomatologicheskikh materialov. Metody ee izmereniia [Hardness of stomatologic materials. Methods of its measurement]: ucheb posobie. Minsk, RB: MGMI; 1999. 26 p.
12. Trezubov VN, Shteyngart MZ, Mishnev LM, Trezubov VN, red. Ortopedicheskaja stomatologija: prikladnoe materialovedenie [Orthopedic odontology: applied materials science]: ucheb dlia med vuzov. Saint-Petersburg, RF: Spets lit; 1999. 324 p.
13. Matveev GM, Matveev MA, Frenkel BN. Raschety po khimii i tekhnologii stekla [Calculations for chemistry and technology of glass]: spravochnik. Moscow, RF: Izd-vo lit po str-vu; 1972. 239 p.
14. Dub SN, Novikov NV. Ispytaniia tverdykh tel na nanotverdst' [Tests of solid bodies for nanohardness]. Sverkhтвердые Materialy. 2004;(6):16-33.
15. Volozhin AI, Popov VK, Krasnov AP, Denisova LA, Maev RG, Maeva EYu, Bakulin EYu, Denisov AF, Popova AB. Issledovanie mikrostruktury meditsinskikh polimernykh kompozitov na osnove poliamida i gidroksiapatita metodami akusticheskoi

- mikroskopii [Research of a microstructure of medical polymeric composites on the basis of polyamide and a hydroxyapatite by methods of an acoustic microscopy]. *Novoe v Stomatologii*. 2002;(1):84-90.
16. Balin VN, Gorban SA, Kamalov RKh. Massa dlia metallokeramiki Ultropaline. Fizika, khimiia, estetika [Weight for Ultropaline metal ceramics. Physics, chemistry, esthetics]. *Novoe v Stomatologii*. 2002;(2):69-73.
 17. Grisimov VN, Yaskov AD, Belov NP. Kharakter izmeneniia tsveta mikrogibridnykh kompozitov v protsesse polimerizatsii [Character of discoloration of microhybrid composites in the course of polymerization]. *Institut Stomatologii*. 2004;(4):97-101.
 18. Pavlushkin NM, Steklo [Glass]: spravochnik. Moscow, RF: Stroizdat; 1973. 487 p.
 19. Lutskaia IK, Novak NV. Sovremennye fotopolimery v tekhnike vosstanovitel'noi stomatologii [Modern photopolymers in equipment of a recovery odontology]. *Sovremennaia Stomatologiia*. 2009;(2):18-22.
 20. Chukhray IG, Marchenko EI, Novak NV. Metody i parametry otsenki mikrotverdosti v stomatologii [Methods and parameters of an assessment of microhardness in an odontology]. *Sovremennaia Stomatologiia*. 2009;(2):14-7.
 21. Borisenko AV. Novye kompozitsionnye materialy firmy «Ardent» (Shvetsiia) [New composite materials of Ardent firm (Sweden)]. *Sovremennaia Stomatologiia*. 2006;(3):173-7.
 22. Chernyavskiy YuP. Fizicheskie svoistva kompozitsionnykh materialov svetovogo otverzheniia [Physical properties of composite materials of light hardening]. *Sovremennaia Somatologiia*. 2003;(3):46-7.
 23. Chernyavskiy YuP, Kavetskii VP. Klinicheskie osobennosti ispol'zovaniia opornykh zubov pri izgotovlenii adgezivnykh konstruksii [Clinical features of use of basic teeth at production of adhesive designs]. *Vestn VGMU*. 2015;14(1):116-20.
 24. Chernyavskiy YuP. Rasprostranennost' esteticheskikh defektov frontal'nykh grupp zubov [Prevalence of esthetic defects of frontal groups of teeth]. *Vestn VGMU*. 2003;2(3):117-9.

Received 14.01.2016

Accept 19.02.2016

Сведения об авторах:

Новак Н.В. - д.м.н., доцент кафедры терапевтической стоматологии ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»;

Байтус Н.А. - врач-стоматолог-терапевт стоматологического кабинета Клиники УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет».

Адрес для корреспонденции: Республика Беларусь, 210029, г. Витебск, ул. Правды, д.66, к.1, кв.143. E-mail: nina.belarus@mail.ru – Байтус Нина Александровна.