

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ВЛАСТИВОСТЕЙ НОВОГО ВІТЧИЗНЯНОГО МІКРОГІБРИДНОГО ПЛОМБУВАЛЬНОГО МАТЕРІАЛУ ДЛЯ ВІДНОВНОГО ЛІКУВАННЯ / РЕСТАВРАЦІЇ КАРІОЗНИХ ДЕФЕКТІВ ЗУБІВ

Бірюкова М.М.

Харківська медична академія післядипломної освіти

Вступ. Останні роки пломбувальні матеріали світлового затвердження займають провідне становище в арсеналі засобів для відновного лікування / реставрації каріозних порожнин зубів, що зумовлено тим, що маючи певні навички, лікар може виконати естетично більш досконалу та надійну реставрацію каріозних порожнин, маючи при цьому широкий спектр кольорів. Композити світлового затвердження більш ергономічні у використанні, але застосовуючи їх, слід дотримуватись значимих для досягнення високої якості реставрації технологічних операцій, зокрема добору кольору, підготовки порожнини (твердих тканин зуба) та пошарового нанесення композитної пасту і техніки спрямованої полімеризації, інше [1].

Розробка нових матеріалів продовжується, що розширює можливості лікаря щодо добору та індивідуалізації засобів лікування та удосконалення стоматологічних технологій [2], зокрема при лікуванні пацієнтів з каріозними дефектами зубів. Сучасні погляди на планування та виконання наукових досліджень базуються та принципах доказової медицини [3], за умов дотримання етичних норм, які застосовуються у міжнародній практиці [4, 5] та передбачають забезпечення стандартизації і орієнтацію розробок на потреби клінічної стоматології [6]. Зазначається, що клінічні наукові дослідження повинні враховувати результати випробувань нових засобів, наприклад стоматологічних матеріалів, та дані систематичних оглядів для обґрунтування клінічних методичних рекомендацій та стандартів фахової діяльності [7, 8]. Слід зазначити, що наявність у вивченій фаховій літературі різних за ступенем доказовості клінічних та експериментальних даних, актуалізує застосування нових комплексних підходів до вивчення ефективності використання пломбувальних стоматологічних матеріалів, що може бути виконано шляхом застосування сучасних кількісно-логістичних методів [9, 10]. Перспективними напрямками досліджень, у тому числі і з проблем стоматологічного матеріалознавства та клінічної терапевтичної стоматології є застосування кількісних методів оцінки клініко-технологічної ефективності матеріалу, якості фіксації пломби та реставрації каріозних дефектів з оцінкою клінічної ефективності за результатами

тривалого моніторингу [11, 12].

Мета дослідження

Провести порівняльний аналіз властивостей нового вітчизняного мікрогібридного пломбувального матеріалу для прямої реставрації каріозних порожнин різного класу з зарубіжними аналогами.

Матеріали та методи дослідження

Вивчення фізико-механічних (зовнішнього вигляду, об'ємної усадки, міцності при осьовому та діаметральному стисненні, водопоглинення, мікротвердості та опору стирання полімеризату) та клініко – технологічних властивостей (глибини затвердження, мікропористість) визначило комплексність та адекватність оцінок.

Визначення об'ємної усадки матеріалу ($V, \%$) виконано за методикою У01.М11 для чого застосовано ваги лабораторні II класу з НВП до 200 г. по ГОСТ 24104, підставка для стакана, фотополімеризатор стоматологічний з напругою лампи 75 Вт та випромінюванням у межах (400,0-500,0) нм, папір фільтрувальний, плівка термоусадочна, стакан лабораторний по ГОСТ 25336; воду дистильовану по ГОСТ 6709, капронова нитка, ножиці, голка. Після змішування пасту та надання їй форми шарика, розміщують між прошарками термоусадочної плівки з ниткою та зважують (m_1). Стакан з розчином ставлять на підставку терезів, а пасту у плівці підвішують на гачок терезів - розміщують плівку з пастою у 0,02% розчині натрійлаурилсульфату, налитого у стакан та зважують пасту розташовану у розчині (m_3). Зразок пасту промокають від вологи та полімеризують 40 с і повторно занурюють у розчин і зважують (m_4). Показник об'ємної усадки обчислювали за формулою

$$V = 100 \cdot (m_4 - m_3) / (m_2 - m_3 - \rho \cdot m_1 / 1,35),$$

де m_1 – маса плівки; m_2 – маса пасту;

m_3 – маса пасту, зануреної у воду;

m_4 – маса полімеризованого зразка;

ρ – щільність води; 1,35 – коефіцієнт щільності.

Визначення міцності полімеризату при осьовому та діаметральному стисненні виконано у відповідності до п.1.2.2 ТУ У 33.1-24274506-010-2001, для чого виготовляли стандартні зразки перетином (6,0±0,1) мм, висотою (3,0±0,1) мм у спеціальній сталій формі. Необхідне устаткування: термостат з похибкою термостатування не більше ±2,0°C при t=+37,0°C; машина для

стиснення з навантаженням 5,0 кН; штангенциркуль по ГОСТ 166; стакан лабораторний по ГОСТ 25336; папір фільтрувальний по ГОСТ 12026; вода дистильована по ГОСТ 6709. При проведенні випробування, зразки вимірювали за допомогою штангенциркуля з точністю до 0,1 мм по висоті та діаметру і не менш ніж в трьох точках, а середній результат записували з точністю 0,1 мм. Після чого зразок розміщували між плитами випробувальної машини (циліндричною чи плоскою поверхнею), попередньо проклавши між плитами та зразком

$$T_s = 2P / \rho dh,$$

де P – руйнівне навантаження, Н;
 d – діаметр зразка, мм;
 h – висота зразка, мм.

Визначення водопоглинення полімеризату (W_{sp}) виконували у відповідності до п.1.2.2 ТУ У 33.1-24274506-010-2001, для чого застосовано термостат с похибкою термостатування не більше $\pm 2,0^\circ\text{C}$, при температурі $+37,0^\circ\text{C}$, годинник механічний по ГОСТ 10733; мікромметр по ГОСТ 6507, стакан лабораторний по ГОСТ 25336; воду дистильовану по ГОСТ 6709; два екзикатори по ГОСТ 25336 та хлористий кальцій по ГОСТ 450. Після виготовлення зразків, вимірювали перетин та товщину кожного з них з точністю до 0,01 мм та розраховували об'єм (V), виходячи із перетину та середньої товщини зразків. Зразки витримували у екзикаторі з безводним хлоридом кальцію при температурі $(37,0 \pm 2,0)^\circ\text{C}$ впродовж 24 год, після чого переносили їх у інший екзикатор з температурою $(23,0 \pm 1,0)^\circ\text{C}$ та через годину зважували з точністю до $\pm 0,2$ мг (m_1). На наступному етапі, зразки вносили у дистильовану воду та в термостат при $(37,0 \pm 2,0)^\circ\text{C}$, а через 7 діб, після просушування продовж 15 с, зважували (m_2). Водопоглинення (W_{sp} , мкг/мм^3) розраховували для кожного із зразків з точністю до 1,0 мкг/мм^3 за формулою:

$$W_{sp} = (m_2 - m_1) / V,$$

де m_2 – маса через 7 діб, мкг ;
 m_1 – первинна маса зразка, мкг ;
 V – об'єм зразка, мм^3 ; результати вносили до спеціально розробленої первинної форми.

Визначення мікротвердості полімеризату (H_n , кг/мм^2) виконували за стандартною методикою на приладі з оптичним обліком результату нанесення насічок на поверхні полімеризату за допомогою високоточного алмазу. Зразки полімеризату розташовували на предметному столику приладу та за допомогою окуляра обирали середину відстані від центру зразка до цього краю і фіксували полімеризат. За допомогою системи важелів надавали навантаження на алмаз, яке утримували та, одночасно, повертали закріплені на предметному столику полімериза-

ту на 180° , після чого за допомогою окуляр - мікромметра вимірювали довжину діагоналі (насічки) шляхом переміщення вимірювального барабану окуляр мікромметра. Різницю у показниках, помножену на ціну поділки вимірювального барабана реєстрували як показник довжини діагоналі. Показник мікротвердості полімеризату розраховували за формулою:

$$H_n = 1854 \cdot P / C^2,$$

де H_n – показник мікротвердості, кг/мм^2 ;
 P – прикладене навантаження на алмаз в грамах;
 C – довжина діагоналі, що нанесена алмазом в мікронах.

Оцінку рівня стирання полімеризату виконано за стандартною та метрологічно вивірною методикою із застосуванням спеціального пристрою – машини «МІ-2» [13]. Показник опору полімеризату стиранню обчислювали за формулою

$$\beta = A / \Delta V,$$

де A – робота тертя, Дж –
 $A = 2\pi \cdot n \cdot (P_1 R + P_2 R) = 2R \cdot \pi \cdot n \cdot (P_1 + P_2)$
 n – кількість обертів диску впродовж терміну випробування;
 R – відстань від точки підвісу вантажу до центру обертання, яка становила 0,425 м;
 P_1 – середнє значення прикладеної сили, Н;
 P_2 – постійне значення машини, становить 0,4 Н)
 ΔV – зменшення об'єму зразків, мм^3 –
 $\Delta V = 1000 \cdot ((m_1 - m_2) / \rho)$;
 m_1 – маса двох зразків до випробування, г;
 m_2 – маса цих зразків після випробування, г;
 ρ – їх щільність, г/см^3).

Визначення глибини затвердження полімеризату виконано за стандартною методикою, згідно п.1.2.1 ТУ У 33.1-24274506-010-2001, для чого застосовано: фотополімеризатор стоматологічний з лампою потужністю 75 Вт та випромінюванням в діапазоні 400–500 нм; форма стальна для виготовлення зразків у вигляді циліндрів висотою 6,0 мм, діаметром 4,0 мм; штангенциркуль по ГОСТ 166; секундомір по ТУ 25.1894.003; шпатель пластмасовий. Для отримання зразків, уникаючи утворення повітряних пузирів, заповнювали форму без надлишку пастою та, розташували вікно світловода напроти заповненого отвору, опромінювали матеріал 40 с. Через 180 с після закінчення опромінення діставали полімеризат за допомогою шпателя та паперовою серветкою знімали залишки пасти з нижньої поверхні. Виміри зразка виконували штангенциркулем з точністю до 0,1 мм та фіксували отримане значення як показник глибини затвердження.

Результати досліджень та їх обговорення

Порівняльний аналіз базових властивостей вітчизняного мікрогібридного матеріалу для пломбування з зарубіжними аналогами показав, що за показником об'ємного усадки полімеризату розроблений матеріал достовірно ($p < 0,05$) відрізняється від аналогів; так, об'ємна усадка матеріалу "LATELUX" становить $(2,14 \pm 0,08)\%$, тоді як по зарубіжних аналогах цей показник коливається у межах від $(2,53 \pm 0,07)\%$ - "Herculite" до $(2,61 \pm 0,03)\%$ - у матеріалу "Valux Plus". Варіативність / стабільність цієї властивості по усіх порівнюваних матеріалах знаходилась у межах 5,0% (табл.1) та відповідала стандартним вимогам. Порівняння експериментальних даних щодо показника міцності матеріалів при осьовому стисненні виявив, що найбільш стабільною була ця властивість у матеріалу "Herculite", а найбільш варіабельною – у матеріалу "Valux Plus", однак за абсолютними показниками матеріал "LATELUX" має проміжні значення міцності при осьовому стисненні – $(357,3 \pm 4,0)$ МПа, тоді як у зарубіжних аналогів цей показник коливався від $(424,0 \pm 6,0)$ МПа – матеріал "Valux Plus" до $(304,0 \pm 2,9)$ МПа – у матеріалу "TheraFil - 31". Міцність при діаметральному стисненні по досліджуваних матеріалах коливалась у межах від $(53,5 \pm 1,1)$ МПа у матеріалу "TheraFil – 31" до $(62,9 \pm 1,4)$ МПа – у матеріалу "Valux Plus".

Слід зазначити, що за цим показником матеріал "LATELUX" – $(54,5 \pm 0,9)$ МПа достовірно ($p < 0,05$) відрізнявся від матеріалу "Herculite" $(45,7 \pm 0,9)$ МПа. Стабільність відтворення цієї властивості також різнилась, коливаючись у межах від 1,6% - до 2,2%, що допускається вимогами ISO до цього класу матеріалів, однак найменші коливання виявлені у матеріалу "LATELUX", що дозволяє акцентувати на більшій стабільності по відтворенню цієї властивості на клініко – лабораторному етапі відновного лікування. Виконаний аналіз власних досліджень дозволив отримати стандартизований профіль (за 1,0 прийнято показники "LATELUX") фізико-механічних властивостей пломбувальних матеріалів.

Порівняльний аналіз клініко-технологічних властивостей вітчизняного мікрогібридного матеріалу для пломбування з зарубіжними аналогами показав, що за показником глибини полімеризації "LATELUX" аналогічний матеріалу "Herculite" (відповідно: $(7,1 \pm 0,03)$ мм та $(7,2 \pm 0,05)$ мм; $p > 0,05$) та достовірно відрізняється від матеріалів "Valux Plus" – $(8,3 \pm 0,08)$ мм та "TheraFil - 31" – $(7,4 \pm 0,07)$ мм при низькому рівні варіативності цієї властивості та високому рівні її відтворення в експерименті (табл.4). Рівень водопоглинення матеріалу "LATELUX" становить $(6,8 \pm 0,4)\%$, тоді як серед аналогів - цей рівень коливається у межах від $(6,4 \pm 0,5)\%$ - "TheraFil – 31" до $(6,9 \pm 0,3)\%$ - у

матеріалу "Herculite". Матеріали за цим показником відповідають вимогам ISO та значимо не відрізняються поміж собою ($p > 0,05$).

Мікротвердість полімеризату із матеріалу "LATELUX" становить $(71,0 \pm 0,9)$ кг/мм² та достовірно ($p < 0,05$) перевищує відповідний показник матеріалів "Herculite" – $(64,0 \pm 1,3)$ кг/мм² та "TheraFil - 31" – $(65,1 \pm 1,7)$ кг/мм², а відтворення цієї властивості матеріалу "LATELUX" достовірно більш точне. Значимим є дещо нижчий показник опору стирання полімеризату, виготовленого із матеріалу "LATELUX" – $(72,5 \pm 2,0)$ Дж/мм³ ніж із матеріалу "Herculite" – $(82,4 \pm 2,6)$ Дж/мм³. Уцілому, за фізико – механічними, клініко - технологічними властивостями, а також за результатами додатково проведених санітарно – біохімічних та токсикологічних досліджень¹⁴ новий вітчизняний мікрогібридний світлотвердіючий матеріал для пломбування зубів відповідає вимогам ТУ У та ISO, рекомендований для клінічного застосування та у серійне виробництво і випускається підприємством «Стома-технології» (Україна).

Із наведеного можна дійти висновку, що новий вітчизняний матеріал відповідає сучасним вимогам стоматологічного матеріалознавства, зокрема щодо пломбувальних матеріалів, та не відрізняється за комплексом нормативних показників від зарубіжних аналогів і характеризується необхідною якістю щодо застосування у клінічних технологіях методів прямої реставрації /відновного лікування зубів.

Висновки

1. Порівняльний аналіз фізико – механічних властивостей вітчизняного мікрогібридного матеріалу для пломбування з зарубіжними аналогами показав, що за показником об'ємного усадки полімеризату розроблений матеріал достовірно ($p < 0,05$) відрізняється від аналогів; так, об'ємна усадка матеріалу "LATELUX" становить $(2,14 \pm 0,08)\%$, тоді як по зарубіжних аналогах цей показник коливається у межах від $(2,53 \pm 0,07)\%$ - "Herculite" до $(2,61 \pm 0,03)\%$ - у матеріалу "Valux Plus". Варіативність/ стабільність цієї властивості по усіх порівнюваних матеріалах знаходилась у межах 5,0% та відповідала стандартним вимогам. Порівняння експериментальних даних щодо показника міцності матеріалів при осьовому стисненні виявив, що найбільш стабільною була ця властивість у матеріалу "Herculite", а найбільш варіабельною – у матеріалу "Valux Plus", однак за абсолютними показниками матеріал "LATELUX" має проміжні значення міцності при осьовому стисненні – $(357,3 \pm 4,0)$ МПа, тоді як у зарубіжних аналогів цей показник коливався від $(424,0 \pm 6,0)$ МПа – матеріал "Valux Plus" до $(304,0 \pm 2,9)$ МПа – у матеріалу "TheraFil - 31". Міцність при

Таблиця 1

Результати лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей мікрогібридних композиційних пломбувальних матеріалів

Базові фізико-механічні властивості		Стоматологічні матеріали для пломбування зубів			
		“LATELUX”	“Valux Plus”	“TheraFil - 31”	“Herculite”
Об’ємна усадка полімеризату: $\Delta V, \%$	$\Delta V \pm m$	2,14 \pm 0,08	2,61 \pm 0,03 ^a	2,54 \pm 0,08 ^a	2,53 \pm 0,07 ^a
	C, %	3,7	1,1	3,1	2,7
	I _{НВ}	0,9963	0,9989	0,9969	0,9973
Міцність при осьовому стисненні; Ts, МПа	Ts $\pm m$	357,3 \pm 4,0	424,0 \pm 6,0 ^a	304,0 \pm 2,9 ^a	317,0 \pm 3,2 ^a
	C, %	1,1	1,4	0,9	1,0
	I _{НВ}	0,9989	0,9986	0,9991	0,9990
Міцність при діаметральному стисненні, МПа	Ts $\pm m$	54,5 \pm 0,9	62,9 \pm 1,4 ^a	53,5 \pm 1,1	45,7 \pm 0,9 ^a
	C, %	1,6	2,2	2,0	1,9
	I _{НВ}	0,9984	0,9978	0,9980	0,9981

^a – статистично значущі відмінності у порівнянні з матеріалом “LATELUX” на рівні не менше $p < 0,05$

Таблиця 2

Результати лабораторного вивчення клініко - технологічних властивостей мікрогібридних композиційних пломбувальних матеріалів

Базові клініко – технологічні властивості		Стоматологічні матеріали для пломбування зубів			
		“LATELUX”	“Valux Plus”	“TheraFil - 31”	“Herculite”
Глибина затвердження полімеризату, T, мм	T $\pm m$	7,1 \pm 0,03	8,3 \pm 0,08 ^a	7,4 \pm 0,07 ^a	7,2 \pm 0,05
	C, %	0,4	0,9	0,9	0,7
	I _{НВ}	0,9996	0,9991	0,9991	0,9993
Водопоглинення полімеризату, W _{sp} , мкг/мм ³	W _{sp} $\pm m$	6,8 \pm 0,4	6,7 \pm 0,3	6,4 \pm 0,5	6,9 \pm 0,3
	C, %	5,8	4,5	7,8	4,3
	I _{НВ}	0,9994	0,9995	0,9992	0,9995
Мікротвердість полімеризату, Н _П кг/мм ²	H _П $\pm m$	71,0 \pm 0,9	68,0 \pm 2,0	65,1 \pm 1,7	64,0 \pm 1,3 ^a
	C, %	1,3	2,9	2,6	2,0
	I _{НВ}	0,9999	0,9997	0,9997	0,9998
Опір стирання полімеризату, β Дж/мм ³	$\beta \pm m$	72,5 \pm 2,0	76,9 \pm 2,8	70,3 \pm 1,9	82,4 \pm 2,6 ^a
	C, %	2,7	3,6	2,7	3,1
	I _{НВ}	0,9997	0,9996	0,9997	0,9997

діаметральному стисненні по досліджуваних матеріалах коливалась у межах від (53,5 \pm 1,1) МПа у матеріалу “TheraFil – 31 до (62,9 \pm 1,4) МПа – у матеріалу “Valux Plus”.

2. Порівняльний аналіз клініко-технологічних властивостей вітчизняного мікрогібридного матеріалу для пломбування з зарубіжними аналогами показав, що за показником глибини полімеризації “LATELUX” аналогічний матеріалу “Herculite” (відповідно: (7,1 \pm 0,03) мм та (7,2 \pm 0,05) мм; $p > 0,05$) та достовірно відрізняється від матеріалів “Valux Plus” – (8,3 \pm 0,08) мм та “TheraFil - 31” – (7,4 \pm 0,07) мм при низькому рівні варіативності та високому рівні її відтворення в експерименті. Рівень водопоглинення матеріалу “LATELUX” становить (6,8 \pm 0,4)%, тоді як серед аналогів - цей рівень коливається у межах (6,4 \pm 0,5)% ($p > 0,05$).

3. У дослідженні опрацьовано спосіб оцінки якості композиційного пломбувального матеріалу, який відрізняється тим, що якість композиційного пломбувального матеріалу оцінюють кількісно по узагальненому показнику. Доведено, що подальше удосконалення значимих для клінічної практики властивостей матеріалу «LATELUX» може здійснюватися за рахунок збільшення глибини затвердження і міцності при осьовому та діаметральному стисненні.

Перспективи подальших досліджень пов’язані з вивченням у миодельному експерименті ультраструктури фіксації пломб при різних класах каріозних порожнин по Блеку і вивчення клінічної ефективності відновного лікування.

Література

1. Куцєвляк В.Ф., Карпець Л.М. Методи покращення крайового прилягання композитних рестав-

рацій // Стоматологія, 2008. №3. С.14-15.

2. Куцевляк В.Ф., Карпець Л.М. Результати клінічного застосування гібридного композитного матеріалу «КРОМПАЙТ-Z» // Вісник стоматології, 2005. №2. С.37-39.

3. Белобородов С.М. Планирование клинического исследования // Проб. репродукции. 2003. Ч.II. №3. С.6-10.

4. Этические принципы проведения клинических исследований: избранные материалы руководства «Планирование и проведение клинических исследований лекарственных средств» / под. ред. Ю.Б.Белоусова // Український медичний часопис. 2001. №4. С.59-65.

5. Типове Положення про комісію з питань етики, з урахуванням норм, які застосовуються у міжнародній практиці – правил GCP ICH принципів Гельсінської декларації / за ред. Ю.Б.Белоусова // Планування та проведення клінічних досліджень лікарських засобів. 2000.

6. Стандартизація медичної практики: проблеми та перспективи розвитку / Педаченко Є.Г., Морозов А.В., Степаненко А.В., Гук А.П. // Журнал АМН України. 2002. Т.8. №1. С.153-163.

7. Применение результатов клинических испытаний и систематических обзоров в клинической практике / Глацид П., Гайатт Г.Х., Данс А.Л. // Международный журнал медицинской практики. - 2002. №3. С.11-14.

8. Использование принципов доказательной медицины при создании клинических рекомендаций для врачей общей практики // Кузнецов О.Ю., Фро-

лова Е.В., Андрианов А.Г., Малишкова Я.В. // Росс. семейн. врач. 2000. №2. С.47-48.

9. Фейгин В.Л. Основы мета-анализа: теория и практика // Междунар. журн. мед. практики. 1999. №7. С.7-13.

10. Бокерия Л.А., Ступаков И.Н., Самородская И.В. Систематические обзоры, мета-анализы и проблемы стандартизации в здравоохранении // Анналы хирургии. 2000. №3. С.74-74.

11. Sinclair S. Evidence-based Medicine // Br. Med. Bull. 2004. Vol.64. P.179-196.

12. McQueen Matthew. Overview of evidence-based medicine: Challenger for evidence-based laboratory medicine // J.Clin.Chem. 2001. Vol.47, №8. P.1536-1546.

13. Пломбувальні матеріали. ТУ У 24.4 – 00481318 – 020 – 203

14. Пат.27204 У, Україна, МПК 7 А61К 6/08 (2006.01) Матеріал для пломбування зубів / Бок Ю.В., Куцевляк В.Ф., Бірюкова М.М., Бок В.І., Іващенко С.В., Бардинова Н.О. (UA). -№u200705349. - Заявлено 15.05.2007; Опубліковано 26.10.2007. Промислова власність №17.

15. Бірюкова М.М. Компонентна характеристика та фізико – механічні властивості нового композиційного пломбувального матеріалу вітчизняного виробництва // Стоматологія, 2008. №3. С.123-128.

16. Бірюкова М.М. Спосіб оцінки клініко – технологічної ефективності композитного пломбувального матеріалу // Заявка на видачу патенту України на корисну модель від 10.08.2009 р.

Поступила в редакцію 25.08.2009

Сравнительный анализ свойств нового отечественного микрогибридного пломбирочного материала для восстановительного лечения / реставрации кариозных дефектов зубов / Бирюкова М.М. // Медицина и... – 2009. – № 3. – С. 15-19.

Виконан сравнительный анализ физико – механических и клинико-технологических свойств отечественного микрогибридного материала “LATELUX” с зарубежными аналогами и разработан способ оценки качества композиционных пломбирочных материалов, который отличается тем, что их качество оценивают количественно по обобщённому показателю.

Ключевые слова: стоматология, пломбирочный материал, свойства.

Порівняльний аналіз властивостей нового вітчизняного мікрогібридного пломбувального матеріалу для відновного лікування / реставрації каріозних дефектів зубів / Бірюкова М.М. // Медицина і... – 2009. – № 3.– С 15-19.

Виконано порівняльний аналіз фізико – механічних та клініко-технологічних властивостей вітчизняного мікрогібридного матеріалу “LATELUX” з зарубіжними та опрацьовано спосіб оцінки якості композиційних пломбувальних матеріалів, який відрізняється тим, що їх якість оцінюють кількісно по узагальненому показнику.

Ключові слова: стоматологія, пломбувальний матеріал, властивості.

The comparative analysis of properties new domestic microhybrid sealing a material for regenerative treatment / restorations caries defects of a teeth / Birjukova M.M. //Medicine and... – 2009. – № 3. – С. 15-19.

It is executed comparative analiz physicommechanical and kliniko-technological properties domestic microгибридного to a material “LATELUX” with foreign analogues and the way of an estimation of quality composite sealing materials is developed by a material which differs that estimate their quality quantitatively on the generalised indicator.

Keywords: stomatology, sialing a material, properties.