

## МЕТОДИ І МЕТОДИКИ

7,3±3,4 days in the balloon angioplasty group and 21,5±9,3 days in the surgery group, which constitutes a significant statistical difference ( $p$  value < 0.05). Aneurysm formation was not encountered.

**Conclusions.** Both surgical repair and balloon angioplasty for native coarctation of the aorta in infants were effective and beneficial direct result. These data suggest that balloon angioplasty can be acceptable alternative to surgical treatment. But due to the high level of recoarctation this method may be considered in critically ill infants with congestive heart failure as a primary palliative procedure.

**Key words:** aortic coarctation, balloon angioplasty, infants.

Рецензент – проф. Похилько В. І.  
Стаття надійшла 23.01.2019 року

DOI 10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-244-247

УДК 616.314-085-74-092.6

Удо́д О. А., Борисенко О. М.

### ЛАБОРАТОРНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ КРАЙОВОГО ПРИЛЯГАННЯ НАНОФОТОКОМПОЗИЦІЙНОГО МАТЕРІАЛУ

Донецький національний медичний університет (м. Лиман)

ndl2963@gmail.com

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.** Данна робота є фрагментом НДР кафедри стоматології №1 Донецького національного медичного університету МОЗ України «Оптимізація сучасних підходів до діагностики, лікування, профілактики та реабілітації пацієнтів з захворюваннями органів порожнини рота та щелепно-лицевої області», № державної реєстрації 0116 У 004055.

**Вступ.** У сучасній клінічній стоматологічній практиці для відновлення зубів широко застосовують фотокомпозиційні матеріали. Завдяки постійній роботі, останнім часом вдалося істотно удосконалити властивості цих матеріалів, зокрема, фізико-механічні, оптичні та естетичні, розробити нові клінічні методики їх застосування, що забезпечує можливість проведення анатомо-функціонального та естетично-го відновлення високого рівня з характеристиками, максимально наблизеними до природних параметрів зубів [1]. У клінічному використанні з'явилися такі відновлювальні матеріали світлового затвердіння, як ормокери, гіомери, нанонаповнені фотокомпозити тощо. До того ж, успішно розробляють матеріали з підвищеними міцністями характеристиками, що відкриває нові перспективи та розширяє показання до їх використання у клінічній практиці [1,2,3]. Найчастіше у теперішній час застосовують нанофотокомпозиційні матеріали. Для їх зчеплення з емаллю та дентином зубів використовують різноманітні адгезивні системи. Відомо вісім поколінь адгезивних систем, частина яких наділена універсальними характеристиками для застосування у реставраційних технологіях [4,5]. Розробки з удосконалення адгезивних систем дозволили істотно поліпшити приєднання фотокомпозиційних матеріалів до поверхні твердих тканин відновлюваних зубів, при цьому передбачається необхідність повноцінного затвердіння цих адгезивних систем, якість якого, на жаль, поки що не вдається адекватно проконтролювати. Важливу роль у процесі затвердіння адгезивних систем відіграє світловий потік фотополімеризаторів, які з відповідними параметрами щодо джерела, довжини хвилі, інтенсивності та режиму впливу застосовують також і для затвердіння фотокомпозитів [3,6]. Однак досліджені щодо аналізу впливу джерела або інтенсивності світлового потоку на такі параметри, як якість затвердіння адгезивної системи, сила зчеплення з

твердими тканинами або крайове прилягання, проведено недостатньо.

**Мета дослідження** – лабораторна оцінка крайового прилягання нанофотокомпозиційного матеріалу до твердих тканин відновлених бічних зубів за мікропроникністю за використання для затвердіння адгезивної системи світлового потоку фотополімеризаторів з різними характеристиками.

**Об'єкт і методи дослідження.** У ході дослідження були використані 40 видалених за хірургічними та ортодонтичними показаннями бічних зубів. На жувальній поверхні цих зубів за допомогою турбінного наконечника з водяним охолодженням, алмазних та твердосплавних борів формували стандартні порожнини 1 класу за Блеком за відповідними вимогами. У ході відновлення цих порожнин застосовували адгезивну систему V покоління з попереднім тотальним кислотним протравленням твердих тканин стінок і dna та нанонаповнений фотокомпозиційний матеріал за інструкціями фірм-виробників з полімеризацією нанофотокомпозита світловим потоком світлодіодного фотополімеризатора у режимі «м'який старт» з кінцевою інтенсивністю 1200 мВт/см<sup>2</sup>.

Усі відновлювані бічні зуби, які підлягали дослідженню, були розподілені на чотири групи. До I групи було віднесено 10 зубів, відновлених з використанням адгезивної системи, затвердіння якої проводили за рахунок прямого впливу світлового потоку галогенового фотополімеризатора з постійною інтенсивністю 600 мВт/см<sup>2</sup>, до II групи – 10 зубів, в яких застосували той самий адгезив з полімеризацією світловим потоком світлодіодного фотополімеризатора за «м'яким стартом» з кінцевою інтенсивністю 1500 мВт/см<sup>2</sup>, до III групи – 10 зубів з використанням тієї ж самої адгезивної системи та світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора з постійною високою інтенсивністю 1500 мВт/см<sup>2</sup> для її затвердіння, у IV групу ввійшли 10 зубів, у ході відновлення яких було застосовано адгезивну систему, що наносили на стінки та dna двома шарами, кожний з яких підлягав затвердінню під час впливу світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора з постійною високою інтенсивністю 1500 мВт/см<sup>2</sup>.

З метою штучного старіння відновлені бічні зуби піддавали термоциклуванню. Досліджувані зуби розміщували в ємність з водою на 30 секунд за тем-

ператури води 5оС, потім їх переносили у наступну ємність за температури води 55оС, відповідно до міжнародних стандартів ISO CD TR 11405 5000X. Після термовипробувань верхівки коренів зубів вкривали липким воском, усі інші ділянки зубів та відновлень ізолювали подвійним шаром лаку, залишаючи вільною межу реставрації та емалі. Далі зуби розміщували в ємності з 2% водним розчином метиленового синього на 24 години. Через добу зуби витягували, промивали та розпилювали в поздовжньому напрямку вздовж серединної лінії сформованого відновлення під струменем холодної води.

Дослідження крайового прилягання за мікропроникністю проводили за допомогою бінокулярного мікроскопа МБС-10 при збільшенні в 20 разів за такою системою оцінки: 1 бал – відсутність проникнення барвника за межею матеріалу та емалі, 2 бали – проникнення барвника до дентино-емалевої межі, 3 бали – проникнення барвника до середини дентину, 4 бали – проникнення барвника до dna сформованої порожнини [7].

Крайове прилягання за мікропроникністю оцінювали також у відсотках за результатами комп’ютерного аналізу цифрового зображення [8]. Використовуючи цифровий фотоапарат, у режимі макрозйомки фотографували досліджувану поверхню відновленого зуба. В отриманому зображення за допомогою комп’ютерної програми «Dental Quality» у стандартному діапазоні RGB досліджували ділянку прилягання матеріалу до твердих тканин, на якій максимально глибоко пройшов барвник [9]. Потім вираховували довжину ділянки, яка за кольором відрізнялася від еталону, у відсотках від довжини усієї досліджуваної межі. Статистичну обробку результатів проводили в пакеті Statistica 6,0 for Windows 98.

**Результати дослідження та їх обговорення.** У результаті проведеного дослідження встановлено, що у зразках I групи, в яких для затвердіння адгезивної системи V покоління застосовували світловий потік галогенового фотополімеризатора з постійною інтенсивністю 600 мВт/см<sup>2</sup>, показник крайового прилягання за мікропроникністю дорівнював 2,97±0,17 бала. У разі використання для затвердіння адгезивної системи світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора за «м’яким стартом» з поступовим підвищеннем інтенсивності до 1500 мВт/см<sup>2</sup> у зразках II групи, цей показник був статистично значуще ( $p<0,05$ ) нижчим, він дорівнював 2,38±0,12 бала. Значно ( $p<0,05$ ) нижчими були значення мікропроникності у зразках III та IV груп. У досліджуваних зразках зубів III групи, в яких для затвердіння одного нанесеного шару адгезивної системи був застосований світловий потік світлодіодного фотополімеризатора з постійною високою інтенсивністю 1500 мВт/см<sup>2</sup>,

мікропроникність складала 1,74±0,13 бала. У зразках IV групи з нанесеними на стінки та дно стандартної порожнини двома шарами адгезивної системи та світловим впливом на кожний з шарів, як у зразках III групи, тобто світловим потоком світлодіодного фотополімеризатора з постійною високою інтенсивністю, мікропроникність була ще нижчою – 1,55±0,09 бала, але статистично значущої різниці між двома останніми показниками встановлено не було ( $p>0,05$ ).

За оцінкою мікропроникності, відповідно до комп’ютерного аналізу цифрового зображення досліджуваної поверхні відновлених зубів, у зразках I групи показник виявився статистично значуще ( $p<0,05$ ) найгіршим, барвник пройшов межу нанофотокомпозиційного матеріалу та твердих тканин до 74,5±4,5% її довжини. Показник мікропроникності у зразках II групи був дещо кращим ( $p<0,05$ ), він складав 61,5±3,5%. Статистично значуще ( $p<0,05$ ) найкращими у досліджені виявилися показники мікропроникності, що були визначені у зразках III та IV груп, вони дорівнювали, відповідно, 43,5±3,5% та 31,5±2,5%, при цьому наведені показники між собою розрізняються статистично значуще ( $p<0,05$ ).

**Висновки.** Застосування світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора з постійною високою інтенсивністю для затвердіння адгезивної системи V покоління під час проведення відновлення зубів нанофотокомпозиційним матеріалом забезпечує краще крайове прилягання матеріалу до твердих тканин відновлюваних зубів, яке визначали за мікропроникністю, ніж використання світлового потоку галогенового фотополімеризатора з нижчою інтенсивністю або світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора у режимі «м’який старт» з поступовим збільшенням інтенсивності, навіть у разі, коли кінцевий її показник сягає високого рівня. Найкраще крайове прилягання було досягнуто, якщо адгезивну систему наносили двома шарами з використанням для затвердіння кожного з них світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора з постійною високою інтенсивністю.

**Перспективи подальших досліджень.** Результати лабораторного дослідження крайового прилягання нанофотокомпозиційного матеріалу до твердих тканин зубів в умовах застосування для затвердіння адгезивної системи V покоління світлового потоку різної інтенсивності та у різних режимах мають знайти клінічне підтвердження. У зв’язку з цим, передбачається проведення довгострокових клінічних досліджень щодо відновлення зубів з оцінкою крайового прилягання нанофотокомпозиційного матеріалу, наявності крайового забарвлення та вторинного карієсу за клінічними критеріями.

### Література

1. Borisenko AV. Kompozitsionnye plombirovochnye i oblitsovochnye materialy. K.: VSI «Meditina»; 2015. 320 s. [in Russian].
2. Eman I. Alsagob, David N. Bardwell, Ala O. Ali, Samer G. Khayat, Paul C. Stark: Comparison of microleakage between bulk-fill flowable and nanofilled resin-based composites. Interventional Medicine & Applied Science. 2018;10:1-8.
3. Kolodiy YuR. Innovatsionnye nanokompozitnye material v stomatologii. Byulleten' meditsinskikh internetkonferentsiy. 2017;7(9):1418-9. [in Russian].
4. Ostrolopopovskaya OV, Anokhina AV, Ruvinskaya GR. Sovremennyye adgezivnye sistemy v klinicheskoy stomatologii. Prakticheskaya meditsina. 2013;4(72):15-20. [in Russian].
5. Colak H. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. Eur J Dent. 2016;10:40-5.
6. Jang JH. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. Operative dentistry. 2015;2(40):172-80.

## МЕТОДИ І МЕТОДИКИ

7. Barer GM, Grineva TB, Groysman SI. Adgezionnaya prochnost' i krayevaya pronyayemost' materiala khimicheskogo otverzhdeniya Prizmafil. Rossiyskiy stomatologicheskiy zhurnal. 2001;3:13-4. [in Russian].
8. Udod OA, Bekuzarova Kh, vynakhidnyky. Patent na korisnu model' 124011, Ukrayina, A615 5/30 (2017.01). Sposib laboratornoi otsinki krayovogo prilyagannya plombuval'nikh materialiv do tverdikh tkanin Zubiv za mikropromyknistyu. № u 201711122; zayavl. 13.11.17; opubl. 12.03.18, Byul. № 5. [in Ukrainian].
9. Udod OA, Shamaev VV. Komp'yuterna programma «Dental Quality». Svidotstvo pro reestratsiyu avtors'kogo prava na tvir № 22641 vid 13.11.2007 r. [in Ukrainian].

### ЛАБОРАТОРНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ КРАЙОВОГО ПРИЛЯГАННЯ НАНОФОТОКОМПОЗИЦІЙНОГО МАТЕРІАЛУ

Удод О. А., Борисенко О. М.

**Резюме.** У статті наведено результати лабораторного дослідження крайового прилягання нанофотокомпозиційного матеріалу до твердих тканин зубів за мікропроникністю в умовах застосування для затвердіння адгезивної системи V покоління світлового потоку галогенового та світлодіодного фотополімеризаторів з різною інтенсивністю. Доведено, що двошарове нанесення адгезивної системи з використанням для затвердіння кожного з шарів світлового потоку з постійною високою інтенсивністю забезпечує найкраще крайове прилягання.

**Ключові слова:** нанофотокомпозиційний матеріал, адгезивна система, крайове прилягання, мікропроникність, лабораторна оцінка.

### ЛАБОРАТОРНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КРАЕВОГО ПРИЛЕГАНИЯ НАНОФОТОКОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА

Удод А. А., Борисенко Е. Н.

**Резюме.** В статье приведены результаты лабораторного исследования краевого прилегания нанофотокомпозиционного материала к твердым тканям зубов по микропроницаемости в условиях применения для затвердения адгезивной системы V поколения светового потока галогенового и светодиодного фотополимеризаторов с разной интенсивностью. Доказано, что двухслойное нанесение адгезивной системы с использованием для затвердения каждого из слоев светового потока с постоянной высокой интенсивностью обеспечивает наилучшее краевое прилегание.

**Ключевые слова:** нанофотокомпозиционный материал, адгезивная система, краевое прилегание, микропроницаемость, лабораторная оценка.

### LABORATORY ASSESSMENT OF NANO PHOTO-CURED COMPOSITE MATERIAL MARGINAL SEAL

Udod O. A., Borysenko O. M.

**Abstract.** Photo-cured composite materials are widely used for dental restoration. Various adhesive systems are applied for their bonding to enamel and dentine, considering the need for their complete curing. The luminous flux of photo polymerizers is important in the process of adhesive systems curing; however, the studies on the effect of its intensity are insufficient.

The research was aimed at laboratory evaluation of photo-cured composite materials marginal seal to the hard tissues of the restored lateral teeth regarding micro-penetration and application for curing of adhesive system luminous flux of photo polymerizers with different characteristics.

**Object and methods.** The standard I class cavities according to Black were formed in 40 extracted teeth; while restoring the cavities, the fifth generation adhesive system was used. The lateral teeth studied were distributed into four groups. The I group included 10 teeth restored by applying adhesive system with curing by halogen photo polymerizers luminous flux with constant intensity 600 mW/ cm<sup>2</sup>, the II group included 10 teeth, in which the same adhesive system with photodiode luminous flux "soft start" polymerization was used with a final intensity of 1500 mW/cm<sup>2</sup>, the III group comprised 10 teeth with the same adhesive system application and luminous flux of photodiode polymerizer with the constantly high intensity of 1500 mW/cm<sup>2</sup>, the IV group accounted for 10 teeth with double-layer application of adhesive system, each of which was polymerized with a luminous flux of photodiode polymerizer with the constantly high intensity of 1500 mW/cm<sup>2</sup>. The restored teeth were exposed to thermal cycling. The assessment of the marginal seal micro-permeability was performed visually in points and by computer analysis of the digital image in percent. Statistical processing of the data was performed with Statistica 6.0 software package for Windows 98.

**Results and discussion.** The index of marginal seal regarding the micro-permeability amounted to  $2.97 \pm 0.17$  points in samples of I group teeth, in II group samples it was statistically significantly ( $p < 0.05$ ) lower, namely,  $2.38 \pm 0.12$  points. Significantly lower ( $p < 0.05$ ) indices were observed in samples of III and IV groups –  $1.74 \pm 0.13$  points and  $1.55 \pm 0.09$  points, correspondingly, but they did not differ statistically significant between themselves ( $p > 0.05$ ). According to computer assessment of the marginal seal, the index was determined to be statistically significantly ( $p < 0.05$ ) the worst in I group samples, the stain passed the line of material and hard tissue up to  $74.5 \pm 4.5\%$  of its length. The index in II group samples amounted to  $61.5 \pm 4.5\%$  and was somewhat better ( $p < 0.05$ ). Statistically significantly ( $p < 0.05$ ) the best were determined the indices in samples of III and IV groups,  $43.5 \pm 3.5\%$  and  $31.5 \pm 2.5\%$ , respectively, while among themselves the values differed statistically significantly ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion.** The application of photodiode polymerizer luminous flux with the constantly high intensity for curing the adhesive system of five generation provides the better marginal seal of material to the hard tissues regarding micro-permeability, than the application of luminous flux of lower intensity halogen photopolymerizer or "soft start"

photodiode polymerizer. The best marginal seal was observed in case of double-layer application of adhesive system with polymerization of each of them with luminous flux of photodiode polymerizer with a constantly high intensity.

*Prospects for further research.* The long-term clinical investigations regarding the dental restoration with marginal seal assessment as well as marginal coloration and secondary caries are planning to be conducted.

**Key words:** nano photo-cured composite material, adhesive system, marginal seal, micro-permeability, laboratory assessment.

Рецензент – проф. Ткаченко І. М.  
Стаття надійшла 22.01.2019 року

DOI 10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-247-250

УДК 611.018.6+611.018.2]:611-073.55

<sup>1</sup>Ушенко О. Г., <sup>2</sup>Вовк Ю. М., <sup>3</sup>Антонюк О. П.

### ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА ДІАГНОСТИКА ЕПІТЕЛІАЛЬНОЇ, М'ЯЗОВОЇ ТА СПОЛУЧНОЇ ТКАНИН

<sup>1</sup>Буковинський національний університет імені Юрія Федьковича (м. Чернівці)

<sup>2</sup>Харківський національний медичний університет (м. Харків)

<sup>3</sup>Вищий державний навчальний заклад України

«Буковинський державний медичний університет» (м. Чернівці)

olga.antonyuk@yahoo.com

**З'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.** Робота виконана в рамках НДР «Особливості морфогенезу та топографії систем і органів у пре- та постнатальному періодах онтогенезу людини», № державної реєстрації 0115U002769 (2015-2019 рр.).

**Вступ.** Розсіювання оптичного випромінювання [1,2] біологічними об'єктами і середовищами розглядається у наближенні статистичного усереднення фотометричних і поляризаційних параметрів. Найбільшого розповсюдження набули методи діагностики на основі вивчення полів розсіяного випромінювання засобами класичної фотометрії [3,4], стокс-поляриметрії та Мюллера-матричної оптики [5,6]. Паралельно до цих наукових напрямів розвивалися лазерні методи дослідження оптико-неоднорідних біологічних структур – кореляційна оптика й оптика спеклів [7,8], які використовують у якості зонду когерентне поляризоване випромінювання.

Одними із перших систематичних застосувань вектор-параметричного та матричного формалізму в аналізі процесів розсіювання лазерного поляризованого випромінювання біологічними об'єктами стали роботи [5]. Тут викладено основи оптичної когерентної томографії, яка використовує низькокогерентну інтерферометрію з обмеженою когерентністю для пошарових зображень тканин на глибині до двох міліметрів з мікронною роздільнюю здатністю.

Ефективність Джонс-матричного картографування у діагностіці оптико анізотропних структур біологічних тканин різних типів стала базисом для виконання більш загального завдання – систематизації та класифікації оптичних властивостей усього різноманіття таких об'єктів. Всі розподіли матриці Джонса  $D_{ik}(x, y)$  є координатно-неоднорідними, утвореними неперервною зміною локальних значень матричних елементів в кожній точці віртуальної біологічних тканин. Для всіх розподілів елементів матриці Джонса характерні локальні екстремуми різних знаків та різною величини. Причому діапазон зміни кожного з елементів  $D_{ik}(x, y)$  максимально лежить у межах від -1 до +1. Зміна форми фібрил виявляється у зміні координатного розташування локальних екстремумів  $D_{ik}(x, y)$ , зміні їх півширини, тощо. Для повного ста-

тичного описання густини ймовірності розподілу будь-якого елементу  $D_{ik}(x, y)$  матриці Джонса біологічних тканин достатньо мати інформацію про значення чотирьох статистичних елементів  $R^{(i)}$  (середнє  $R^{(1)}$ , дисперсія  $R^{(2)}$ , асиметрія  $R^{(3)}$ , ексцес  $R^{(4)}$ ) [7,8].

Актуальність дослідження зумовлена необхідністю розробки нових модельних уявлень про процеси перетворення амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання біологічних тканин; пошуку нових методів статистичної, фрактальної, поляризаційно-сингулярної та вейвлет-діагностики структури таких мереж для розробки об'єктивних методик оцінювання та диференціації таких змін, зумовлених виникненням патології людського організму.

**Мета дослідження:** встановити критерії лазерних зображень епітеліальної, м'язової та сполучної тканин в нормі та патології на основі використанні лазерного зображення координатного розподілу елементу матриці Джонса та гістограми його значень.

**Об'єкт і методи дослідження.** Використовуються три групи гістологічних зразків: "А" – тканини епітелію (стінка товстої кишki – 9 мікропрепаратів); "Б" – м'язової тканини (гладенький м'яз – 11 мікропрепаратів); "В" – дермальний шар (стінки живота – 10 мікропрепаратів); **Б1** – гістологічні зразки гладенького м'язу стінки живота – 10 мікропрепаратів; **Б2** – гістологічні зразки поперечно-смугастого м'язу – 12 мікропрепаратів; **Б3** – гістологічні зразки тканини міокарду – 10 мікропрепаратів; стінки тонкої та товстої кишki в нормі та патології (сепсис) – 10 мікропрепаратів.

На **рис. 1** показано оптичну схему поляриметра для вимірювання сукупності координатних розподілів дійсної та уявної складової елементів матриці Джонса біологічних тканин.

Розв'язанню такого завдання присвячено цикл праць [1-8], де вимірювання координатних розподілів матричних елементів здійснювалось у оптичному розташуванні, що наведено на **рис. 1**. Методика обчислення елементів матриці Джонса наведена у роботі [9]. Згідно з класифікаційним підходом, досліджено Джонс-матричні зображення у наближенні двокомпонентної аморфно-кристалічної структури оптично-тонких гістологічних зразків трьох основних