

СВІТЛОВА ПОЛІМЕРИЗАЦІЯ ФОТОКОМПОЗИЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ: СУЧАСНІ ПІДХОДИ ТА ОСОБЛИВОСТІ ПРОВЕДЕННЯ

Донецький національний медичний університет (м. Лиман)

ndl2963@gmail.com

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами. Дана 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.

У сучасній стоматології для високоякісних естетичних реставрацій фронтальних і бічних зубів широко застосовують фотокомпозиційні матеріали, за допомогою яких можна повністю відтворити їх анатомо-функціональні, оптичні, фізико-механічні та естетичні характеристики [1]. Існує різноманітний вибір фотокомпозиційних матеріалів, які значно розрізняються, в першу чергу, за фізичними, хімічними і, безумовно, робочими властивостями, а також технікою їх використання, що вимагає певних навичок лікаря-стоматолога [2,3,4].

У більшості сучасних фотокомпозиційних матеріалів міститься світлочутливий каталізатор камфорохінон, вплив на який променів світла видимої частини спектру в діапазоні 375-500 нм, з максимумом на рівні 470 нм, започатковує затвердіння цих матеріалів. У процесі активації реакції полімеризації каталізатор руйнується, утворюючи радикали. Інші сполуки, такі, як люцерін і 1-феніл-1,2-пропандіон, також використовують у фотокомпозитах в якості фотоініціаторів, але значно рідше, тому що діапазон поглинання даних речовин пов'язаний з хвилями коротшої довжини з максимальним значенням на рівні 400 нм [4]. На початковому етапі полімеризації вільні радикали вступають у реакцію з молекулами мономера, надаючи їм реакційну здатність до інших молекул. В результаті цього процесу активні молекули мономера реагують один з одним і з полімерним сполученням, внаслідок чого і утворюється зшита сітка. Далі молекули мономера приєднуються до зростаючого полімерного ланцюга, це є дуже важливим наступним етапом полімеризації, під час якого відбуваються зміни саме фізичних властивостей матеріалів, іншими словами, відбувається процес затвердіння. Важливою умовою є те, що полімеризація починається і пролонгується тільки в разі, коли інтенсивність світлового потоку, який впливає на матеріал, є прийнятною для підтримки збудженого стану фотоініціатора. Слід підкреслити, що усі фотоініціатори вступають у реакцію, перебуваючи тільки в збудженому стані [5].

Грунтуючись на зміні агрегатних характеристик фотокомпозиційних матеріалів, можна сказати, що процес їх полімеризації має дві фази: прегелеву і постгелеву. У прегелевій фазі фотокомпозит, зберігаючи текучу консистенцію, являє собою матеріал з властивостями рідкого тіла. Цей процес продовжується до досягнення точки затвердіння, так званої «точки

гелю». За рахунок в'язкості і залишкових явищ плинності полімеризаційна усадка фотокомпозиційного матеріалу компенсується. Завдяки цьому, напруги, які виникають в результаті полімеризаційної усадки та локалізуються на кордоні пломби з твердими тканинами зуба, на даному етапі процесу максимально знижені [6]. Постгелева фаза характеризується тим, що фотокомпозиційний матеріал переходить у стан твердого тіла, при цьому компенсація напруги за рахунок внутрішніх деформацій матеріалу є неможливою. Саме у цій фазі реалізується полімеризаційний стрес на кордоні пломби з твердими тканинами зуба.

Для запобігання негативних наслідків полімеризаційної усадки матеріалів, що твердіють під впливом світла, застосовують різні технічні прийоми і методи їх опромінення. У зв'язку з тим, що, за думкою дослідників, усадка фотокомпозиційних матеріалів спрямована у бік джерела світла, був розроблений метод опромінення, який отримав назву «спрямована» полімеризація [7]. Її основний принцип полягає у тому, що внесення та затвердіння фотокомпозиційного матеріалу має проводитись з урахуванням напрямку полімеризаційної усадки і можливості її компенсації. При застосуванні «спрямованої» полімеризації світло від фотополімеризатора, в першу чергу, спрямовують на фотокомпозиційний матеріал через тверді тканини зуба, при цьому світловий потік повинен проходити перпендикулярно до «склеюваних» поверхонь. Під час цього етапу відбувається основна полімеризаційна усадка внесеної порції матеріалу. Далі протягом другої половини часу, рекомендованого фірмою-виробником для затвердіння шару матеріалу, проводять прямий світловий вплив, розташовуючи світловод на мінімально можливій відстані від поверхні фотокомпозита. На даному етапі відбувається більш повна полімеризація матеріалу [8]. Для «спрямованої» полімеризації були розроблені умови, що стосуються товщини твердих тканин зубів, крізь які має проходити світловий потік фотополімеризатора, товщини шару матеріалу та інтенсивності цього світлового потоку [2,9].

Застосування «спрямованої» полімеризації, на жаль, не гарантувало відсутність ускладнень під час функціонування реставрацій зубів, тому пізніше був розроблений режим світлового впливу «м'який старт», який набув найбільш широкого використання. Саме під час полімеризації фотокомпозиційних матеріалів у режимі «м'який старт» пролонгується прегелева фаза, відбувається значна частина фізико-хімічної реакції та усадки. Таким чином, напруга, що виникає на межі реставрації з твердими тканинами зуба, значно знижена, а полімеризаційний стрес зменшений. Завдяки цьому, знижується ймовірність виникнення ускладнень, безпосередньо пов'язаних з усадкою матеріалу, таких, як вторинний карієс, порушення крайового прилягання, зміни кольору

реставрації тощо [9]. Режим «м'який старт» застосовують для того, щоб відстрочити досягнення фотокомпозиційним матеріалом точки затвердіння, що значно знижує полімеризаційний стрес. Однак абсолютна величина полімеризаційної усадки є постійною, процес усадки пролонгується виключно в часі. Безумовно, прегелева фаза не продовжується за рахунок постгелевої. Тому рекомендують певний час опромінення матеріалу, застосовуючи світловий потік повної інтенсивності [10]. Слід відзначити, що за «м'якого старту» можливе різке збільшення інтенсивності світлового потоку або підвищення її за експонентою, тобто поступово. До того ж, регулюється час, протягом якого відбуваються зміни інтенсивності світлового потоку, від початкового мінімального рівня до кінцевого максимального. Вживаючи, що режим «м'який старт» у тій чи іншій модифікації передбачений самою конструкцією фотополімеризатора [11,12].

Для зниження негативного впливу полімеризаційного стресу застосовують також так звану пульсуючу, або віддалену полімеризацію. Сутність її полягає у тому, що під час опромінення протягом перших трьох секунд фотокомпозиційний матеріал отримує приблизно 10% світлової енергії від всієї потрібної для процесу затвердіння, тобто йде опромінення в 1/3 заявленої потужності. Світловий потік запускає процес полімеризації, забезпечуючи достатню міцність поверхневого шару фотокомпозита. Проте матеріал зберігає свою залишкову плинність, не досягаючи «точки затвердіння» [13]. Потім протягом наступних 3-5 хвилин продовжується «темний» розслабляючий період, у ньому через залишкові явища плинності і в'язкості відбувається компенсація напруги, яка виникає в результаті полімеризаційної усадки фотокомпозиційних матеріалів. По закінченню «темного» періоду проводять шліфування та полірування реставрації, а вже потім остаточну полімеризацію матеріалу світловим потоком високої інтенсивності протягом рекомендованого часу. Такі підходи застосовували найчастіше для затвердіння поверхневого шару фотокомпозиційного матеріалу, який контактує з емаллю відновлюваного зуба, причому за допомогою звичайних галогенових фотополімеризаторів, які останнім часом, як і саму техніку, використовують значно рідше [14].

Для поліпшення адгезії та зменшення наслідків полімеризаційної усадки фотокомпозиційних матеріалів застосовують також техніку стільникової полімеризації, за якої формують зони активної і пасивної полімеризації, що забезпечують за рахунок встановлення на світловод фотополімеризатора циліндричної насадки і перенесення на поверхню матеріалу відповідної проекції у вигляді сот [15]. Діаметр кожного, так би мовити, мікросвітловода за такої насадки варіює від 0,2 мм до 0,8 мм, при цьому в кожній насадці може компонуватись до 50 мікросвітловодів, які чергуються зі світловими заглушками. Інгибування процесу полімеризації відбувається за рахунок нерівномірного опромінення поверхні фотокомпозиційного матеріалу, при цьому утворюються зони активної та пасивної полімеризації [16,17]. У пасивній зоні матеріалу еластичний стан, або прегелева фаза, зберігається довше, виконуючи роль буфера для зменшення полімеризаційної усадки в активних

зонах. В основному, поглинання усадки відбувається за рахунок різниці у модулях еластичності [18]. Основний вектор полімеризаційної усадки у напрямку до світла рівномірно подріблений по всій поверхні реставрації. В результаті розподілення основного світлового променя на мікропромені, з зонами світлових прогалін, у фотокомпозиційному матеріалі формується жорсткий каркас за усієї товщини реставрації, який зберігає форму і після закінчення опромінення, зводячи причини деброндінга до мінімуму.

Далі проводять опромінення усього фотокомпозиційного матеріалу реставрації без циліндричної насадки на світловоді. Сфокусовані мікропромені проникають достатньо глибоко, навіть до 4 мм, що певним чином зменшує необхідність пошарового внесення матеріалу, тому що зона активної полімеризації знаходиться в глибині, та виключає неоднорідність реставрації. Виходячи з цього, можна зробити висновок, що дана техніка знижує загальні негативні наслідки полімеризаційної усадки фотокомпозиційного матеріалу [19].

Ще одним з підходів, що застосовують при проведенні прямих фотокомпозиційних реставрацій для зниження напруги, що виникає на межі фотокомпозиційного матеріалу і твердих тканин зуба, та для запобігання небажаних наслідків у вигляді деброндінга реставрації, мікропідтікань, післяопераційної чутливості, є врахування С-фактора. Фактор конфігурації порожнини, або С-фактор, – це відношення кількості зв'язаних поверхонь до кількості вільних поверхонь, при цьому відбувається взаємодія між дизайном порожнини і здатністю матеріалу зменшувати полімеризаційний стрес за рахунок еластичності деформації стінок порожнини [10,20]. Таким чином, високі показники С-фактора і значний полімеризаційний стрес виникають в порожнинах, в яких більша кількість стінок взаємодіє з фотокомпозиційним матеріалом при фотополімеризації. У зв'язку з тим, що порожнини 1 і 5 класів за Блеком мають п'ять зв'язаних і лише одну вільну поверхню, С-фактор є найбільш несприятливим саме в даних порожнинах [7,21]. У порожнинах на контактних поверхнях зубів відбувається перерозподіл напружень за рахунок оточуючих твердих тканин зуба, отже, показники С-фактора є низькими. Хоча в тому випадку, коли порожнини, що локалізуються на контактних та жувальних поверхнях, є досить об'ємними, напруги, що виникають в результаті стресу, можуть бути значними і, як наслідок, викликати ускладнення, зокрема, післяопераційну чутливість, порушення крайової адаптації, тріщини емалі тощо [22].

Зниження показників С-фактора можна проводити у декількох напрямках. Одним з таких є застосування різних технік відновлення зубів, таких, як сендвіч-техніка, техніка трикутників тощо. Іншим підходом слід вважати удосконалення властивостей фотокомпозиційних матеріалів, використання текучих фото композитів та модифікованих фотокомпозитів з фізико-хімічними характеристиками, максимально відповідними до таких твердих тканин зубів, а також фотокомпозиційних матеріалів, які можуть змінювати свою консистенцію [23].

Добре відомо, що висока еластичність матеріалів дозволяє знизити полімеризаційний стрес, тому частіше стали застосовувати текучі фотокомпозити, які

мають знижений модуль пружності, зокрема, в якості початкового «суперадаптивного» шару. За рахунок введення текучого фотокомпозита на дно і стінки порожнини та створення так званої «еластичної подушки» під реставрацією вдається компенсувати напруження, яка виникає у фотокомпозиційних матеріалах під час полімеризації [23].

Впровадження удосконалених фотокомпозиційних матеріалів зі зменшеною усадкою, а також ормокерів дозволило істотно спростити процес відновлення зубів, значно скоротивши при цьому витрати часу [24]. Ці фотокомпозиційні матеріали після застосування адгезивної системи вносять в порожнину зуба виключно горизонтальними шарами, кожен з яких опромінюють, розташовуючи світловод фотополімеризатора на мінімально можливій відстані і неодмінно перпендикулярно поверхні чергового шару фотокомпозита, у режимі «м'який старт» [25]. Дані фотокомпозиційні матеріали вважали одними з найбільш перспективних щодо досягнення найкращої крайової адаптації. Слід також зазначити, що негативні наслідки полімеризаційної напруги значно знижуються у разі комбінування фотокомпозиційних матеріалів зі зменшеною усадкою з текучим фотокомпозитом, особливо з застосуванням техніки листової реставрації [26,27].

Отже, за застосування режиму опромінення «м'який старт», зменшення показників С-фактора, комбінованого використання текучих фотокомпозитів з редукованою усадкою можливо значно знизити негативний вплив полімеризаційної усадки фотокомпозиційних матеріалів [25,28,29].

Однак, як відомо, якість та терміни функціонування прямих фотокомпозиційних реставрацій зубів невід'ємно пов'язані з технічними характеристиками світлового полімеризаційного пристрою, який використовують у процесі роботи з застосованими фотокомпозиційними матеріалами. У теперішній час існує широкий вибір фотополімеризаторів, що відрізняються один від одного параметрами і особливостями застосування. З огляду на основні характеристики, зокрема, певні джерела світла, вирізняють галогенові, світлодіодні, лазерні та плазмові фотополімеризатори [28,29].

До основних особливостей галогенових фотополімеризаторів, які першими почали використовувати для забезпечення затвердіння відновлювальних матеріалів, слід віднести широкий спектр випромінювання зі значною кількістю тепла, що виділяється, і високу споживану потужність. У галогенових лампах світло генерується за рахунок нагрівання вольфрамової нитки розжарювання до білого кольору, при цьому використовується енергія електричного струму. По волоконно-оптичному кабелю світло, яке збирається в результаті його відбиття від покритого сріблом дзеркала, спрямовується до світловода [9,30]. Для процесу полімеризації фотокомпозиційних матеріалів досить 0,5%-0,7% від усієї кількості світла, тому його решта перетворюється на тепло. До речі, синє світло в діапазоні від 400 до 500 нм становить менше двох відсотків від усього спектра випромінювання, а основне випромінювання галогенових фотополімеризаторів знаходиться в діапазоні червоного і інфрачервоного, тобто теплового випромінювання. Надалі таке нагрівання вольфрамової нитки розжа-

рення призводить до її перегорання та скорочення строків експлуатації фотополімеризатора. Корисний вихід енергії у галогенової лампи складає всього 0,7% від усієї кількості утворюваного світла. Природно, в процесі використання галогенового фотополімеризатора відбуваються незворотні зміни його робочих властивостей і характеристик, що в подальшому призводить до зниження основних показників. При тривалому впливі інфрачервоного світлового потіку може викликати опік пульпи відновлюваного зуба з її некрозом.

Після впливу теплового випромінювання відбувається значне погіршення механічних характеристик фотокомпозиційних матеріалів, зокрема, пластичності та міцності, виникає нерівномірною полімеризація матеріалу, що призводить до появи місцевих внутрішніх напружень і деформацій. До негативних якостей галогенових фотополімеризаторів слід віднести також тривалий час опромінення кожної порції фотокомпозиційного матеріалу, наявність вбудованого в рукоятку вентилятора, що викликає шум і вібрацію, вимушені заміни лампи розжарювання через 50-100 годин роботи, наявність світловода, неможливість застосування бездротової лампи через високий рівень споживаної потужності тощо. Серед позитивних можна назвати відносно дешевизну в порівнянні з іншими фотополімеризаторами, широкий спектр випромінювання, що створює можливість полімеризувати композити з фотоініціатором, відмінним від камфорохінона. Але, незважаючи на ці позитивні якості, а також, щоб скоротити витрати часу на опромінення, були розроблені більш потужні фотополімеризатори [13,31].

У світлодіодних фотополімеризаторах світло генерується в напівпровідниковому кристалі за рахунок енергії збуджених електронів. Для активації процесу полімеризації застосовують сині світлодіоди, спектральна емісія яких фактично збігається з абсорбційним максимумом камфорохінона (470 нм), що ідеально підходить для цього процесу. Якщо порівнювати зі спектром випромінювання галогенової лампи, то в спектрі світлового потоку світлодіодного фотополімеризатора відсутні теплова і ультрафіолетова складові, вся енергія випромінювання знаходиться в діапазоні синього світла. Як наслідок, високий рівень коефіцієнта корисної дії, який складає практично 100%. При цьому не рекомендують застосовувати дані прилади для затвердіння фотокомпозиційних матеріалів з системами ініціації, відмінними від камфорохінона, тому що світловий потік має досить вузький діапазон довжини хвилі [30,32].

До переваг світлодіодних фотополімеризаторів слід віднести те, що спектр їх випромінювання практично не має теплової складової, що, в свою чергу, виключає можливість виникнення значного перегріву твердих тканин зуба, пульпи, періодонта і фотокомпозиційного матеріалу. В даних пристроях відсутній вентилятор. Дуже важливою перевагою є стабільність світлового потоку в часі та можливість використання бездротових конструкцій. У світлодіодних фотополімеризаторах відсутній оптичний фільтр, а спектр випромінювання є гарантованим [28,32]. Незважаючи на те, що фотополімеризація – це реакція, яка супроводжується виділенням тепла, тобто є екзотермічною, теплова складова відсутня в спектрі світ-

лодіодного випромінювача, але в кінцевому підсумку все одно відбувається нагрів фотокомпозиційного матеріалу. При цьому нагрів фотокомполімеризата при полімеризації «холодним» світлом відбувається з показниками, нижчими від таких у галогенового фотополімеризатора, в результаті чого зменшується внутрішнє напруження і деформація фотокомпозиційного матеріалу. До наведених переваг світлодіодних фотополімеризаторів слід додати високу інтенсивність світлового потоку, скорочення часу опромінення фотокомпозиційного матеріалу, що має безперечне клінічне значення, низькі значення споживаної потужності тощо. Але можна виділити і ряд недоліків світлодіодних фотополімеризаторів, до яких відносять можливість застосування фотокомпозиційних матеріалів, в яких фотоініціатором виступає тільки камфорохінон, високий ступінь інтенсивності розсіювання випромінюваного світлового потоку, відносна дорожнеча [29,30].

У лазерних фотополімеризаційних пристроях світло генерується шляхом переходу електронів в газовому середовищі аргону з нестабільного стану в стабільний. Електрична енергія в цих фотополімеризаторах перетворюється в промінь світла з різними спектральними характеристиками, що залежать від використованого газу. З огляду на те, що довжина хвилі випромінювання, яке створюється аргонним лазером (488 нм), максимально наближена до адсорбційного максимуму камфорохінона (470 нм), саме аргонний лазер застосовується в стоматологічній практиці для ініціації реакції затвердіння фотокомпозиційних матеріалів.

Лазерні фотополімеризатори забезпечують полімеризацію матеріалу на глибину до 10-11 мм від кінчика світловода всього за 3-10 секунд. Корисний вихід енергії у лазерного фотополімеризатора становить 0,02%. Негативним моментом є той факт, що лазерні фотополімеризатори виділяють значну кількість тепла. У зв'язку з цим, доступність для широкого застосування цих пристроїв обмежена. Важливою властивістю лазерних фотополімеризаторів є малий час опромінення порції фотокомпозиційного матеріалу (2-3 сек.), але, у той же час, це є і негативним чинником щодо виникнення полімеризаційної напруги у матеріалі, висока енергетична щільність потоку перетворюється у високий рівень стресу в матеріалі, не забезпечуючи при цьому відповідні механічні характеристики і значний ступінь конвер-

сії. Це призводить до того, що порушується крайове прилягання у реставрації, виникають мікропідтікання, вторинний карієс і патологія пульпи. Крім того, до негативних характеристик відносяться наявність охолодження, значні показники теплового випромінювання, використання тільки з композитами на основі камфорохінона, неможливість застосування бездротового пристрою тощо [28,30].

Плазмові фотополімеризатори, завдяки високоевольтній дузі, що знаходиться між двома електродами в середовищі сильно розрідженого іонізованого газу, генерують досить яскравий світловий потік, джерелом якого є ксенонова або аргонна лампа [28]. Принцип роботи такого пристрою дуже схожий на такий галогенового фотополімеризатора. Максимальний діаметр світлового потоку у плазмового фотополімеризатора – 5 мм. За допомогою цього фотополімеризатора затвердіння фотокомпозиційного матеріалу відбувається протягом 5-10 секунд. В результаті такого прискорення та полімеризаційного стресу набагато погіршуються механічні та фізичні властивості фотокомполімеризатів [32]. Негативними характеристиками плазмових фотополімеризаторів є також те, що вони громіздкі і незручні в застосуванні, мають високу вартість, вимагають наявності фільтра і охолодження, в них велике теплове випромінювання, у той же час, вони недовговічні. Корисний вихід енергії у плазмового фотополімеризатора становить 0,2%. До позитивних якостей плазмових пристроїв слід віднести можливість використання з фотокомпозиційними матеріалами, які містять різні фотоініціатори [28,32]. Але необхідно зазначити, що характеристики та перспективи застосування плазмових фотополімеризаторів вивчені недостатньо.

Висновок. Таким чином, на сучасному стоматологічному ринку існує широкий вибір відновлювальних фотокомпозиційних матеріалів та значний арсенал пристроїв, які застосовують для затвердіння цих матеріалів під час проведення реставрацій зубів. Це стало можливим за рахунок суттєвих досягнень у стоматологічному матеріалознавстві та реставраційних технологіях. Однак застосування тих чи інших матеріалів та пристроїв з певними характеристиками у конкретній клінічній ситуації вимагає численних лабораторних та довгострокових клінічних досліджень з точки зору термінів експлуатації, а також можливості виникнення ускладнень та вивчення причин їх розвитку.

Література

1. Radlins'kyi S. Polimeryzatsiyonoho stres v ob'yemnykh restavratsiyakh. Suchasna stomatolohiya. 2010;4:34-9. [in Russian].
2. Udod OA, Khachaturova KM, Hadzhiyeva IM. Vtrata intensivnosti svitlovoho potoku u tverdykh tkanyakh zubiv y materialakh, chto tverdyut' pid diyeyu svitla. Ukrayins'kyi stomatolohichnyy al'manakh. 2012;5:115-7. [in Ukrainian].
3. David C Sarrett. Restorative Materials. ADA Professional Product Review. Spring. 2010;5(2).
4. Rodrigues Junior SA, Pin LF, Machado G, Della Bona A, Demarco FF. Influence of different restorative techniques on marginal seal of class II composite restorations. J Appl Oral Sci. 2010 Jan Feb;18(1):37-43.
5. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low shrinkage composite resins. Compend Contin Educ Dent. 2010 May;31(2):10-5.
6. Fylypchyk IS, Danylyevych OV, Zhukova OO. Pomylyky i uskladnennya pry vykorystanni fopolimernykh plombuval'nykh materialiv i metody yikh usunennya. Ukr. stomatolohiyi. 2008;2:43. [in Ukrainian].
7. Blokhina A. Varianty resheniya aktual'noy problemy vosstanovleniya polostey v bokovykh zubakh. DentArt. 2012;1:52-7. [in Russian].
8. Jean-Francois Roulet, Guido Vanherle. Adgezivnyye tekhnologii v esteticheskoy stomatologii: per. s angl. Moskva: MEDpress-inform; 2010. s. 200. [in Russian].
9. Yudina NA, Ishin NN, Hrintsevich IB, Manyuk ON. Metodyka zastosuvannya fopolimeryzatsiyi prystroyiv pry restavratsiyi tverdykh tkany zubiv: instruktsiya iz zastosuvannya №065-0609: zatv. MOZ RB 17.09.2009. Mins'k: BelMAPO; 2009. 11 s. [in Ukrainian].
10. Van Dijken JW. Durability of resin composite restorations in high C factor cavities: a 12 year follow up. J. Dent. 2010 Jun;38(6):469-74.
11. Udod OA, Khachaturova KM. Osoblyvosti tekhniky svitlovoho vplyvu na svetootverzhdaemye materialy v riznykh klinichnykh sytuatsiyakh. Ukrayins'kyi stomatolohichnyy al'manakh. 2010;2(2):121-2. [in Ukrainian].

12. Denisova YuL. *Sovremennyye voprosy esteticheskoy stomatologii*. Stomatolog. 2014;(2):39-44. [in Russian].
13. Khemmsvar PD, O'Konnor M, Ksyulinh V. *Tekhnolohiya svitlovoho zatverdinnya: mynule, s'ohodennya i maybutnye*. Dent Art. 2006;3:64-7. [in Ukrainian].
14. Walter R, Swift E, Heikh H, Ferracane JL. *Effects of temperature on composite resin shrinkage*. Quintessence int. 2009;40(843):7.
15. Uctasli MB, Arisu HD, Lasilla LV, Valittu PK. *Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites*. Eur. j. dent. 2008;2(263):8.
16. Wagner WC, Asku MN, Neme AL, Linger JB, Pink FE, Walker S. *Effect of pre-heating resin composite on restotation microleakage*. Oper. dent. 2008;33(72):8.
17. Sklyarov IA. *Pryamyie kompozitnyie restavratsii v neinvazivnoy tekhnike*. Esteticheskaya stomatologiya. 2012;1:12-5. [in Russian].
18. Pfeifer CS, Shelton ZR, Braga RR, Windmoller D, Machado JC, Stansbury JW. *Characterization of dimethacrylate polymeric networks: a study of the crosslinked structure formed by monomers used in dental composites*. European polymer journal. 2010;2(47):162-70.
19. Giorgi MC, Lima DA, Marchi GM, Ambrosano GM, Aguiar FH. *Influence of softening test and light-activation protocols on resin composite polymer structure*. Eur. J. Dent. 2014;8(1):9-14.
20. Giorgi MC, Theobaldo J, Lima DA, Marchi GM, Ambrosano GM, Aguiar FH. *Influence of successive lightactivation on degree of conversion and knoop hardness of the first layered composite increment*. Acta Odontol. Scand. 2015;73(2):126-31.
21. Pieniak D, Niewczas AM, Walczak M, Zamościńska J. *Influence of photopolymerization parameters on the mechanical properties of polymer-ceramic composites applied in the conservative dentistry*. Acta Bioeng. Biomech. 2014;16(3):29-35.
22. Alyamovskiy VV, Och AN, Kurochkin VN, Bakashvily NT. *Polimerizatsionnyie vozmozhnosti stomatologicheskikh fotopolimerizatsionnykh ustroystv diodnogo tipa*. Sibirskoye meditsinskoye obozreniye. 2009;5:61-5. [in Russian].
23. Son SA, Roh HM, Hur B, Know YH, Park JK. *The effect of resin thickness on polymerization characteristics of silorane-based composite resin*. Restor. Dent. Endod. 2014;39(4):310-8.
24. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck T. *Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites*. Clin. Oral Investig. 2015;19(4):831-40.
25. Beriat NC, Ertan A, Cehreli ZC. *Time-dependent conversion of a methacrylate-based sealer polymerized with different light-curing units*. J. Endod. 2009;35(1):110-2.
26. Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H. *Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units*. Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Bucal. 2009;14(1):51-60.
27. Shumilovich BR, Rostovtsev VV, Povolotskiy AV. *Sravnitel'naya kharakteristika effektivnosti pryamykh i nepryamykh metodov restavratsii v polostyakh s vysokim znacheniyem faktora konfiguratsii (S-faktora)*. Vestnik Tambovskogo universiteta. Seriya Yestestvennyie i tekhnicheskiye nauki. Tambov. 2017;22(6):1567-72. [in Russian].
28. Knyazeva MA. *Vidy stomatologicheskikh fotopolimerizatsionnykh ustroystv i ikh sravnitel'naya kharakteristika*. Vestnik VGMU. 2011;10(4):138-47. [in Russian].
29. Shumilovich BG, Sushchenko AV, Morozov AN, Podoprigrora AV, Saneyev AV, Popova IP. *Vliyaniye faktora konfiguratsii polosti (C-factor) na kachestvo krayevoy adaptatsii kompozita*. Zdorov'ye i obrazovaniye v XXI veke. 2016;2. [in Russian].
30. Udod AA, Antipova IM. *Issledovaniye dinamiki svetovogo potoka fotopolimerizatora v zavisimosti ot prozrachnosti tverdykh tkaney zubov*. Vestnik problem biologii i meditsiny. 2014;2(3):369-71. [in Russian].
31. Polishchuk DB. *Progressivnyie lazernyye tekhnologii v lecheniye zabozevaniy polosti rta*. Vestnik KB № 51. 2010;9:40-1. [in Russian].
32. Kuznetsova AA. *Metody preduprezhdeniya postplombirovochnykh oslozhneniy na stadii polimerizatsii kompozita*. Zdorov'ye i obrazovaniye v XXI veke. 2013;1-4:44. [in Russian].

СВІТЛОВА ПОЛІМЕРИЗАЦІЯ ФОТОКОМПОЗИЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ: СУЧАСНІ ПІДХОДИ ТА ОСОБЛИВОСТІ ПРОВЕДЕННЯ

Удод О. А., Центіло В. Г., Адаменко О. М.

Резюме. У статті наведені сучасні підходи до полімеризації фотокомпозиційних матеріалів, які використовують для відновлення зубів. Представлена інформація про стоматологічні фотополімеризатори, принципи їх роботи та особливості застосування. Описані методи полімеризації фотокомполімерів, за допомогою яких можливо знизити негативні наслідки полімеризаційної напруги в матеріалах.

Ключові слова: відновлення зубів, фотокомпозиційні матеріали, світлова полімеризація.

СВЕТОВАЯ ПОЛИМЕРИЗАЦИЯ ФОТОКОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ: СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ И ОСОБЕННОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ

Удод А. А., Центило В. Г., Адаменко Е. Н.

Резюме. В статье представлены современные подходы к полимеризации фотокомпозиционных материалов, используемых для восстановления зубов. Приведена информация о стоматологических фотополимеризаторах, принципах их работы и особенностях применения. Описаны методы полимеризации фотокомполитов, с помощью которых можно снизить негативные последствия полимеризационного напряжения в материалах.

Ключевые слова: восстановление зубов, фотокомпозиционные материалы, световая полимеризация.

LIGHT POLYMERIZATION OF PHOTO-CURED COMPOSITE MATERIALS: MODERN APPROACHES AND APPLICATION PECULIARITIES

Udod O. A., Tsentilo V. H., Adamenko O. M.

Abstract. In present-day dentistry, the photo-cured composite materials are widely used for aesthetic dental restorations. There is a wide choice of photo-cured composite materials, which differ significantly in physical and working properties, as well as the technique of their application.

Most of the modern photo-cured composite materials contain the light-sensitive catalyst camphorquinone, but lucerin and 1-phenyl-1,2-propanedione are also used as photoinitiators. The important condition for photo-cured composite materials polymerization is that it begins and is prolonged when the intensity of the light flux is acceptable to maintain the excited state of the photoinitiator. The polymerization process is accompanied by stress, which results in polymerization shrinkage. The various approaches are used to prevent the negative consequences, namely, "directed" polymerization, the effect of the light flux according to the "soft start", pulsating and honeycomb polymerization.

The lifetime of dental restorations is directly associated with the technical characteristics of photo-cured composite materials, among which there are halogen, LED, laser and plasma ones. The main features of halogen photopolymerizers include the wide range of rays, which creates the ability to polymerize composites with photoinitiator, different to camphorquinone, with significant amount of heat, and high power consumption. However, after the thermal exposure, the mechanical characteristics of photo-cured composites, in particular, plasticity and strength deteriorate significantly; the uneven polymerization of the material occurs, which leads to the local internal stresses and deformations. Halogen photopolymerizers are rarely used recently.

In LED photopolymerizers, light is generated in a semiconductor crystal due to the energy of excited electrons. In the spectrum of the luminous flux of the LED photopolymerizer the thermal and ultraviolet components are absent, all the energy is in the range of blue light, which prevents the possibility of significant overheating of hard tissues and dental pulp. The disadvantages of LED photopolymerizers include the possibility of their application only for photo-cured composite materials polymerization, where only camphorquinone appears to be the photoinitiator as well as the high degree of emitted luminous flux dispersion. The important advantage is the stability of the light flux in time and the possibility of wireless structures application. LED photopolymerizers are used in clinical practice more often.

In laser photopolymerization devices light is generated by transition of electrons in gas environment of argon from the unstable to stable state. The short exposure time of photo-cured composite material portion (2-3 sec) is the important property of laser photopolymerizers, but it is also the negative factor for the occurrence of polymerization stress in material, the high energy flux turns into a high level of stress in material without providing the corresponding mechanical characteristics and significant degree of conversion. Laser photopolymerizers also emit a significant amount of heat. The widespread clinical application of these devices is limited.

Plasma photopolymerizers generate a rather bright light flux due to the high-voltage arc located between two electrodes in a medium of highly rarefied ionized gas. The source of bright light flux is xenon or argon lamp. Their advantages include the possibility of application with photo-cured composite materials containing various photoinitiators, but plasma photopolymerizers are bulky and uncomfortable in use, they have large thermal radiation, they are short-lived.

Thus, there is a wide choice of restorative photo-cured composite materials and significant number of photopolymerization agents used for hardening of these materials during the dental restorations. It became possible due to significant advances in dental materials technology and engineering as well as restoration technologies. However, the application of certain materials and devices with definite characteristics in a particular clinical case requires numerous laboratory investigations and long-term clinical studies.

Key words: dental restoration, photo-cured composite materials, light polymerization.

*Рецензент – проф. Ткаченко І. М.
Стаття надійшла 22.11.2018 року*

DOI 10.29254/2077-4214-2018-4-2-147-77-84

УДК 579.62

¹Черевань Ю. О., ¹Сідашенко О. І., ¹Тимчий К. І., ²Федота С. В., ²Волков Р. Д.

ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ ПРОБІОТИКІВ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ДИСБАКТЕРІОЗІВ ПТАХІВ

¹Державний вищий навчальний заклад

«Український державний хіміко-технологічний університет» (м. Дніпро)

²ПрАТ «Оріль-Лідер» (с. Єлизаветівка, Дніпропетровська область)

microb.sidashenko@gmail.com

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами. Робота є фрагментом НДР «Дослідження механізмів керування біотехнологічними процесами на основі біооб'єктів різних таксономічних груп», № державної реєстрації 51/160199.

Вступ. Останнім часом у промисловому птахівництві, провідну роль у загибелі молодняку стали займати шлунково-кишкові захворювання бактеріального походження [1]. Спроби контролювати проблему шляхом чергування схем застосування антибіотиків і хімічних препаратів, в тому числі нового покоління не дають бажаного результату. Світовий досвід застосування антибіотиків показав їх низьку ефективністю, а штами багатьох збудників кишкових інфекцій, що циркулюють у господарствах, набули антибіотикорезистентність до препаратів, що використовуються [2-4].

За останні десятиліття отримано досить велику кількість експериментального матеріалу про потенційну небезпеку накопичення у м'ясі та яйцях залишкових кількостей антибіотиків [5]. Під час їх використання може відбуватися адаптація патогенної та умовно-патогенної мікрофлори птахів до антибіотиків, що призводить до порушення складу їх нормальної мікрофлори, ерозій та виразок слизових оболонок шлунково-кишкового тракту (ШКТ). Таким чином, проблема профілактики і лікування кишкових інфекцій сільськогосподарської птиці, збудниками яких є умовно-патогенні мікроорганізми, має не тільки економічне, але і соціальне значення.

Сьогодні у зв'язку з активним розвитком птахівництва у світі отримання екологічно чистої продукції тваринництва є досить актуальним [6-7]. Підвищення вимог до екологічної безпеки продукції тваринництва змусило переглянути методичні підходи до