

УДК 61:621.3

**Павлик А.В., Біда О.В.**

## **ВИКОРИСТАННЯ АДИТИВНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В СТОМАТОЛОГІЇ**

ПВНЗ «Київський медичний університет УАНМ», м. Київ

НМАПО імені П.Л. Шупика, м. Київ

*Адитивні технології або технології пошарового синтезу – напрям «цифрового» виробництва, який, на даний час, набуває все більшого поширення. Існує безліч технологій, які можна назвати адитивними, оскільки об'єднує їх одне: побудова моделі відбувається шляхом додавання матеріалу (від англ. Add – «додавати»), на відміну від традиційних технологій, де створення деталі відбувається шляхом литва у заздалегідь підготовані форми. В даний час в стоматології активно застосовуються методи швидкого прототипування, зокрема селективне лазерне спікання. Технологія пошарового синтезу дозволяє відтворювати вироби з високим ступенем точності, забезпечити однорідну структуру і поліпшені механічні характеристики, а також зменшити кількість етапів виготовлення ортопедичних конструкцій, заощаджуючи час лікаря-стоматолога та зубного техника.*

Ключові слова: непрямі реставрації, CAD/CAM, внутрішньоротове сканування, адитивні технології, пошаровий синтез, селективне лазерне спікання.

*Аналіз наукової літератури проведено в рамках виконання фрагменту науково-дослідної роботи кафедри ортопедичної стоматології та ортодонції ПВНЗ «Київський медичний університет УАНМ» «Підвищення ефективності ортопедичного і ортодонтичного лікування хворих з дефектами зубів, зубних рядів, аномаліями та деформаціями зубоцеліпного апарату», № держ. реєстрації 0206U011147.*

На сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології перед лікарями постає задача не тільки відновити цілісність зубів і зубних рядів, а й разом із тим забезпечити відновлення жувальної та мовної функцій зубоцеліпного апарату саме в комплексі з високими естетичними показниками готових реставрацій [22].

Сучасні досягнення ортопедичної стоматології значною мірою базуються на використанні новітніх технологій і матеріалів. Підвищення ефективності ортопедичного лікування проводиться в таких напрямках: удосконалюються методики виготовлення незнімних протезів, розробляються нові матеріали, змінюються принципи виготовлення протезів. Тривалий час основними конструкційними матеріалами для незнімних зубних протезів являлись кобальтохромові та нікельхромові сплави, котрі облицьовували керамічними матеріалами [11].

На сучасному етапі розвитку методик естетичної реставрації для заміщення дефектів твердих тканин зубів та зубних рядів усе ширше використовуються прогресивні комп'ютерні технології обробки даних і керування процесами автоматизованого виробництва конструкцій [10]. Із цією метою застосовуються програмні модулі зі зручним графічним інтерфейсом для автоматизованої взаємодії завдань проектування та виробничих комплексів.

Технології автоматизованого проектування (computer aided design – CAD), автоматизованого виробництва (computer aided manufacturing – CAM) та автоматизованої розробки або конструювання (computer aided engineering – CAE) пов'язані між собою та мають назву систем автоматичного проектування (САПР) [23]. Таким чином, у сучасній стоматології все ширше впроваджується методика виготовлення конструкцій протезів із залученням різноманітних унікальних апаратно-програмних комплексів планування.

Перші спроби використання CAD-CAM-технології в стоматології були здійснені Альтшулером Б. (США), Дюре Ф. (Франція), Морманном В. і Брандестіні М. (Швейцарія) [4,5,18].

У сучасних CAD/CAM-системах тривимірне зображення препарованого зуба переводиться в цифрову форму з використанням лазерних сканерів і оптичних камер. Будь-яка сучасна CAD/CAM-система складається з трьох функціональних модулів:

- оптичної та/або лазерної системи для отримання зображення;
- комп'ютерної системи для обробки інформації та моделювання протеза (CAD-система);
- обробного центру з комп'ютерним управлінням для виготовлення протеза (CAM-система).

Отже, CAD-CAM - виготовлення зубних протезів складається з трьох основних етапів: сканування, проектування, виготовлення [3,5,6,7].

Кількість і різноманітність CAD/CAM-систем зростають із кожним роком, вони різняться як технологічним підходом, так і вибором матеріалів. Еволюція комп'ютерних систем у стоматології викликала необхідність розвитку матеріалів, які, з одного боку, легко піддаються обробці, а з іншого, мають найвищі показники міцності, що дозволяє їх використовувати для виготовлення стандартних заготовок, наприклад, застосовуваних для фрезерування (Duret F).

CAD/CAM-технологія дозволяє отримувати каркаси зубних протезів найвищої точності, прекрасної біосумісності і бездоганної естетики при високій автоматизації праці; максимально виключивши неточності, заздалегідь побачити повноцінну модель зубного протеза, щоб якнайкраще спланувати сам процес протезування [14]. Завдяки комп'ютерному моделюванню можна ще до початку роботи побачити, яким буде вигляд пацієнта з новими зубами, і вибрати опти-

мальний варіант.

За допомогою CAD/CAM-систем можна виготовити поодинокі коронки і мостоподібні протези малої і великої протяжності, телескопічні коронки, індивідуальні абатменти для імплантатів, відтворити повну анатомічну форму для моделей прес-кераміки, що наноситься на каркас (overpress), створити тимчасові коронки в повний профіль і різні моделі для лиття. Матеріалом може бути діоксид цирконію, титан, кобальтохромовий сплав, пластмаса, віск [4].

У порівнянні з литвом - традиційним методом виготовлення каркасів, технологія CAD/CAM не вимагає такої високої кваліфікації і великого досвіду техніка, не займає так багато робочого часу і затрат; при роботі устаткування забруднення робочої зони значно менше, ніж при литті. Комплекс CAD/CAM може обслуговувати один техник, що є перевагою технології.

До особливих переваг CAD/CAM відносяться вища точність виготовлення (відхилення розмірів 15-20  $\mu\text{m}$  порівняно з 50-70  $\mu\text{m}$  при литві); високий рівень автоматизації праці (заощадження робочого часу техніка більш ніж в п'ять разів); велика продуктивність (до 120 од. у добу); можливість моделювання на робочому місці, а виготовлення - у віддаленому фрезерному центрі; широкий спектр матеріалів, компактність устаткування (CAD/CAM-комплекс займає приміщення площею 10 кв. м) [4,5].

Адитивні технології (3D-друк) — одна з форм технологій CAD/CAM виробництва, де тривимірний об'єкт створюється шляхом накладання послідовних шарів матеріалу (друку, вирощування) за даними цифрової моделі. Друк здійснюється спеціальним пристроєм — 3D-принтером, який забезпечує створення фізичного об'єкта шляхом послідовного накладання пластичного матеріалу на основі віртуальної 3D-моделі. 3D-принтери, як правило, швидші, більш доступні і простіші у використанні, ніж інші технології адитивного виробництва. 3D-принтери пропонують розробникам продуктів можливість друку деталей і механізмів з декількох матеріалів та з різними механічними і фізичними властивостями за один процес складання.

Всі технології 3D-друку основані на чотирьох базових методах переробки матеріалів: екструзія — видавлювання розплавленого матеріалу, фотополімеризація — затвердження полімеру ультрафіолетом чи лазерним випромінюванням, гранулювання — склеювання чи спікання частин матеріалу, і ламінування — склеювання шарів матеріалу з послідовним вирізанням

З аналізу та огляду публікацій по даній тематичі [1,2,4], можливо зробити висновок, що на сьогоднішній день в стоматології найбільше поширення отримали дві технології швидкого прототипування – лазерна та струменева, котрі, в свою чергу, розділяються на такі основні різновиди:

#### 1. Лазерні технології:

– стереолітографія (stereolithographyapparatus чи SLA-технологія);

– селективне лазерне спікання (selectivelasersintering чи SLS-технологія);

– ламінування чи пошарове формування моделей із листового матеріалу (laminatedobjectmanufacturing чи LOM-технологія);

#### 2. Струменеві технології:

– моделювання методом наплавлення (fuseddepositionmodeling або FDM-технологія).

Найбільші перспективи для застосування у стоматології має технологія SLS, що має широкий вибір металевих сплавів у вигляді порошкових матеріалів. Вирощений об'єкт складається із металу (на 99,99%) та має високі механічні властивості, тому може бути використаний як готовий продукт.

В основі прямого лазерного спікання лежить ущільнення по типу рідкофазного спікання. При рідкофазному спіканні в порошковому тілі виникає свого роду капілярна система, що складається з твердої, рідкої і газоподібної фаз. Отримання протезів методом лазерного спікання основане на затіканні утвореного розплаву - зв'язки під дією капілярних сил в порожнечі між частками. В процесі виготовлення зубних протезів методом лазерного спікання використовуються сплави або з'єднання з низькою температурою плавлення, такі як нержавіюча сталь, кобальтохромові сплави, титан, алюмінієві сплави.

В процесі SLS застосовуються лазерний промінь і та платформа, що опускається з певним кроком. Порошок для спікання подається із живильника та за допомогою спеціального ролику тонким шаром розподіляється по поверхні платформи. Промінь лазера спочатку обводить контур шару майбутнього виробу, а потім сканує усю поверхню всередині цього контуру. В результаті, внаслідок теплової дії лазерного випромінювання частинки порошку оплавляються і потім тверднуть, утворюючи тверду масу певної товщини, форма та розміри якої відповідає шару 3D-моделі виробу-прототипу. Генерація усього виробу відбувається від низу до верху, шар за шаром. При цьому воно постійно занурене у ванну з початкового вихідного порошку, що є підтримувальною опорою [1,17,20,29].

В якості вихідного матеріалу застосовуються сипучі матеріали з характерним розміром часток до 1,0 мм. Порошки розділяють за розміром часток (за діаметром  $d$ ), розділюючи їх на нанодисперсні з  $d < 0,001$  мкм, ультрадисперсні –  $d = 0,01-0,1$  мкм, високодисперсні  $d = 0,1-10$  мкм, мілкі –  $d = 10-40$  мкм, середні –  $d = 40-250$  мкм та великі –  $d = 250-1\ 000$  мкм [1].

Широкого поширення в стоматології набули порошки кобальтохромового та кобальтохромомолібденового сплаву, титану, вольфраму – мікодисперсні матеріали з низькою температурою плавлення, низькою відбивною здатністю, та діаметром часток до 30 мкм [8].

Одним з найважливіших чинників, що визначають ефективність методів пошарового синтезу виробів, є продуктивність процесу, яка досліджена в роботі Саприкіна А.А. За результатами проведених досліджень, час виготовлення прототипу складається з трьох частин [8]:

1. часу підготовки даних для виконавчого механізму  $T_{пд}$ ;
2. часу синтезу прототипу;
3. часу додаткової обробки готового виробу  $T_{до}$ .

Розрахунок циклічної продуктивності процесу пошарового синтезу можна провести по формулі

$$Q = \frac{1}{T_{пд} + \sum_{i=1}^n (t_{pi} + t_{xi}) + T_{до}}$$

Стосовно до технології SLS формула швидкості виготовлення виробу матиме вигляд:

$$Q = \frac{1}{T_{пд} + \left( \frac{4\Phi\sqrt{1-P^2}}{\pi d h V} \right) + \sum_{i=1}^n t_{xi} + T_{до}}$$

Де  $t_{pi}$  і  $t_{xi}$  – час робочих та холостих ходів при виготовленні поодинокого шару відповідно,  $\Phi$  – об'єм моделі;  $h$  – товщина шару, що запікається;  $d$  – діаметр лазерної плями;  $V$  – швидкість

$$Z = 1,9 + 0,04 \cdot P + 0,027 \cdot V + 0,0000057 \cdot V^2 + 0,000001 \cdot t^2 + 0,0029 \cdot t - 120 \cdot S^2 - S - 0,000294 \cdot P \cdot t + 0,25 \cdot V \cdot S$$

Аналіз залежностей дозволив встановити раціональні області технологічних режимів для кобальтхромолібденового порошку:

$$P = 10-20 \text{ Вт}, V = 100-300 \text{ мм/хв}, S = 0,1-0,15 \text{ мм}, t = 26-200^\circ \text{ С}$$

Важливу роль як для зчеплення суміжних шарів прототипу, так і для якості зовнішньої поверхні виробу грає шорсткість спеченої поверхні.

$$Rz = 395 + 53 \cdot P + 0,9 \cdot V - t - 2400 \cdot S - 0,15 \cdot P \cdot V - 0,3 \cdot P \cdot t$$

Аналіз залежностей показує, що основними параметрами, що впливають на шорсткість спеченої поверхні, є потужність випромінювання, швидкість переміщення променя лазера і крок сканування [9,12]. В майбутньому, наявна шорсткість поверхні конструкції може зберегти час, уникнувши процедури піскоструменевої обробки.

Важливим аспектом в довговічності ортопедичних конструкцій є крайове прилягання і внутрішня точність виготовлення. На сьогоднішній час визначення якості прилягання незнімних конструкцій зубних протезів досліджувалась багатьма авторами [13,16,21,23,25,26,27]. Американська Стоматологічна Асоціація (ADA) визначає доцільним результатом досягнення проміжку між внутрішньою поверхнею конструкції та зубом в межах 25  $\mu\text{m}$ . Однак, на практиці таке прилягання отримати досить важко. Згідно Assif і ін., середня величина простору між краєм конструкції та куксою наближається до 140  $\mu\text{m}$  [13], в той час як Хунг і ін. пропонують величину в 50-75  $\mu\text{m}$  [21]. Gulker припускає, що прийнятною величиною може бути проміжок навіть в 200  $\mu\text{m}$  [19]. У той же час, Quante K., UsarY. і ін. наводять якість

сканування;  $P$  – коефіцієнт технологічності форми моделі шару відповідно;  $n$  – число шарів в прототипі;  $Q$  вимірюється в шт./хв [8, 9].

Вивчення процесу SLS проводилось і в роботі Саприкіної Н.А. [27], де, окрім товщини шару спікання, досліджувалася також отримувана шорсткість поверхні. Експерименти проводилися на технологічному лазерному комплексі, що складався з ітербієвого волоконного лазера ЛК-100-В, трикоординатного столу, системи ЧПУ та оригінального програмного забезпечення. Запикався кобальтхромолібденовий порошок DSK-F75, який застосовується для виготовлення імплантатів у відновній медицині і для виробів, що використовуються при високій температурі. Варіювались параметри потужності випромінювання  $P$  (Вт), діаметр фокусування променя лазера  $d_f$  (мм), швидкість переміщення променя лазера  $V$  (мм/хв), крок сканування  $S$  (мм), температура підігрівання порошкової композиції  $t$  ( $^\circ\text{C}$ ), захисне середовище (аргон, азот) і механоактивація порошку. За допомогою методів планування експериментів отримані наступні емпіричні залежності товщини спеченого шару від технологічних режимів:

Внаслідок порівняно високого рівня шорсткості вона вимірювалася на інструментальному мікроскопі ИМЦ 100x50А на поперечних шліфах поодинокого спеченого шару за спеціальною методикою. У результаті були отримані залежності параметру шорсткості ( $Rz$ ) спеченого шару від технологічних параметрів SLS наступного вигляду:

крайового прилягання для конструкцій виготовлених шляхом лазерного спікання в межах 76-93  $\mu\text{m}$  [26,29]. Таким чином, клінічне прийняття крайового прилягання в різних дослідженнях варіюється. Проте, в багатьох випадках при проведенні досліджень просто проміжок вважали рівним 120  $\mu\text{m}$ , як було запропоновано McLean J.W. і von Fraunhofer J.A. як визначення клінічно прийнятного діапазону [25]. У цьому дослідженні, було визначено крайове прилягання 36,96  $\mu\text{m}$ , 63,21  $\mu\text{m}$ , і 70,98  $\mu\text{m}$  для литих, виготовлених шляхом комп'ютерного фрезерування, і прямого лазерного спікання металу (DMLS). Пришийкове прилягання було 45,66  $\mu\text{m}$ , 70,05  $\mu\text{m}$  і 87,71  $\mu\text{m}$  відповідно. Крім того, вимірювання на пришийковій ділянці виявили більш широкий розрив у всіх групах, ніж в ділянці крайового прилягання. Це, ймовірно, пов'язано з викривленням кукси відпрепарованих опорних зубів від краю до внутрішньої області; Проте, середні проміжки на крайовій та пришийковій ділянці були менші 100  $\mu\text{m}$ . Загалом, якість крайового прилягання у всіх досліджуваних групах були кращі запропонованого клінічного значення в 120  $\mu\text{m}$  [26].

Аналіз літературних джерел показав, що об'єкти застосування в стоматології методів селективного лазерного спікання визначаються як фізико-механічними властивостями матеріалу, так і досяжною точністю і якістю його поверхні. Отримання складних деталей з металевих порошкових матеріалів з необхідними геометричними і фізико-механічними властивостями дозволяє значно розширити сфери використання даної технології.

### Перспективи подальших досліджень

Селективне лазерне спікання – сучасна технологія, яка може стати альтернативою методам литва та фрезерування каркасів ортопедичних конструкцій. Проте, питання особливостей та якості фіксації естетичного облицювання на металевих каркасах, виготовлених з використанням адитивних технологій залишається маловивченим.

### Література

1. Интегрированные генеративные технологии : учеб. пособие [для студ. выс. учеб. заведений] / А.И. Грабченко, Ю.Н. Внуков, В.Л. Доброскок, Л.И. Пулянь, В.А. Фадеев; под ред. А.И. Грабченко. – Харьков : НТУ «ХПИ», 2011. – 416 с.
2. Баева Л.С. Современные технологии аддитивного изготовления объектов / Л.С. Баева, А.А. Маринин // Вестник МГТУ. – 2014. – Т.17, № 1. – С. 7-12.
3. Лебедеко И.Ю. Компьютерные реставрационные технологии в стоматологии. Реальность и перспективы / И.Ю. Лебедеко, А.Б. Перегудов, С.М. Вафин // Панорама ортопедической стоматологии. – 2000. – № 2. – С. 40-45.
4. Нідзельський М.Я. Роль комп'ютерних технологій в сучасній ортопедичній стоматології / М.Я. Нідзельський, Г.М. Давиденко, Н.В. Цветкова, В.М. Соколовська // Експериментальна і клінічна медицина. – 2013. – № 4. – С. 161-164.
5. Ретинская М.В. CEREC от экзотики до реальности / М.В. Ретинская [и др.] // Cathedra. - 2006. – № 4. – С. 40.
6. Ретинская М.В. Современные безметалловые реставрации "CEREC" / М.В. Ретинская [и др.] // Современная ортопедическая стоматология. – 2007. – № 8. – С. 18-21.
7. Ряховский А.Н. Сравнение четырёх CAD/CAM-систем для изготовления зубных протезов / А.Н. Ряховский, А.А. Карапетян, Б.В. Трифонов // Панорама ортопедической стоматологии. – 2006. – № 3. – С. 8-18.
8. Сапрыкин А.А. Повышение производительности процесса селективного лазерного спекания при изготовлении прототипов : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук : спец. 05.02.07 «Технология и оборудование механической и физико-технической обработки» / А.А. Сапрыкин; Томск, 2006. – 16 с.
9. Сапрыкина Н.А. Совершенствование технологии формирования поверхностного слоя изделий, полученных послойным лазерным спеканием : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук : спец. 05.02.07 «Технология и оборудова-

ние механической и физико-технической обработки» / Н.А. Сапрыкина; Тюмень, 2013. – 20 с.

10. Трезубов В.Н. Протетическая реставрация зубов. Система CEREC / В.Н.Трезубов, С.Д. Арутюнов // СПб. : СпецЛит, 2003. – 63 с.
11. Юрковец П.В. Профилактика нарушения целостности металло-керамических зубных протезов на каркасах из благородных сплавов / П.В. Юрковец, И.Ю. Лебедеко // Российский стоматологический журнал. – 2015. – Т. 19, № 3. – С. 6-9.
12. Abou Tara M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology / M. Abou Tara, S. Eshbach, F. Bohlsen, M. Kern // Int. J. Prosthodont. – 2011. – Vol. 24. – P. 46-48.
13. Assif D. The flow of zinc phosphate cement under a full-coverage restoration and its effect on marginal adaptation according to the location of cement application / D. Assif, Y. Rimer, I. Aviv // Quintessence Int. – 1987. – Vol. 18. – P. 765-774.
14. Ausiello P. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites / P. Ausiello, A. Apicella, C.L. Davidson, S. Rengo // J. Biomechanics. – 2007. – Vol. 34. – P. 1269-1277.
15. Baltzer A. VITA CAD-Temp for InLab and Cerec 3D / A. Baltzer, V. Kaufman-Jinoian // Int. J. Comp. Dent. – 2009. – Vol.10, № 1. – P. 99-103.
16. Bindl A. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations / A. Bindl, W.H. Morman // J. Oral Rehabil. – 2005. – Vol. 32. – P. 441-447.
17. Chua C.K. Rapid Prototyping: Principles and Applications / C.K. Chua, K.F. Leong, C.S. Lim – [Second Edition]. – World Scientific Publishing, 2003. – 420 p.
18. Duret F. CAD/CAM imaging in dentistry / F. Duret, J. D. Preston // Current Opinion in Dentistry. – 1991. – № 1. – P. 150-154.
19. Gulker I. Margins / I. Gulker // N Y State Dent J. – 1985. – Vol. 51. – P. 213-217.
20. Hague R.J.M. Rapid Prototyping, Tooling and Manufacturing / R.J.M. Hague, P.E. Reeves // Smithers Rapra Publishing. - 2000. – P.118.
21. Hung S.H. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown / S.H. Hung, K.S. Hung, J.D. Eick, R.P. Chappell // J. Prosthet. Dent. – 1990. – Vol. 63. – P. 26-31.
22. Inrside J.C. Light transmission of ceramic core material used in fixed prosthodontics / J.C. Inrside // Quintessence Dent. Technol. – 1993. – Vol. 16. – P. 103-106.
23. Kokubo Y. Clinical marginal and internal gaps of Procera all ceramic crowns / Y. Kokubo, C. Ohkubo, M. Tsunoda [et al.] // Clinical J. Oral Rehabil. – 2005. – Vol. 32. – P. 526-530.
24. Lee Kunwoo. Основы САПР (CAD/CAM/CAE) / Lee Kunwoo - СПб. : Питер, 2004. – С. 17-24.
25. McLean J.W. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique / J.W. McLean, J.A. von Fraunhofer // Br. Dent J. – 1971. – Vol. 131. – P.107-111.
26. Örtorp A. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study / A. Örtorp, D. Jönsson, A. Mouhsen, P. Vult von Steyern // Dent Mater. – 2011. – Vol. 27. –P. 356-363.
27. Quante K. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology / K. Quante, K. Ludwig, M. Kern // Dent Mater. – 2008. – Vol. 24. – P. 1311-1315.
28. Todd G. User's Guide to Rapid Prototyping / G. Todd - Society of Manufacturing Engineers (US), 2004. – 404 p.
29. Ucar Y. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns / Y. Ucar, T. Akova, M.S. Akyil, W.A. Brantley // J. Prosthet. Dent. – 2009. – Vol. 102. – P. 253-259.

### Реферат

#### ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В СТОМАТОЛОГИИ

Павлик А. В., Беда А.В.

Ключевые слова: непрямые реставрации, CAD/CAM, внутриворотное сканирования, аддитивные технологии, послойный синтез, селективное лазерное спекание.

Аддитивные технологии или технологии послойного синтеза - наиболее динамично развивающееся сегодня направление «цифрового» производства. Существует множество технологий, которые можно назвать аддитивными, поскольку объединяет их одно: построение модели происходит путем добавления материала (от англ. Add - «добавлять») в отличие от традиционных технологий, где создание детали происходит путем литья в заранее подготовленные формы. В настоящее время в стоматологии активно применяются методы быстрого прототипирования, в частности селективное лазерное спекание. Технология послойного синтеза позволяет воспроизводить изделия с высокой степенью точности, а также обеспечить однородную структуру и улучшенные механические характеристики, уменьшить количество этапов изготовления ортопедических конструкций, экономия время врача-стоматолога и зубного техника.

**Summary**

ADDITIVE TECHNOLOGIES IN DENTISTRY

Pavlik A. V., Bida O. V.

Key words: prosthetic dentistry, indirect restoration, CAD/CAM, intraoral scanner, additive technology, layer-by-layer synthesis, selective laser sintering.

Additive technology or the technology of layer-by-layer synthesis is the fastest growing trend of today's digital production. There are many technologies that can be called "additive", but they all have one common thing: the model is built up by adding the material, unlike the traditional technologies, where the part is built up by casting in pre-prepared mold. Currently, rapid prototyping methods are widely used in dentistry, and the selective laser sintering in particular. The technology of layered synthesis allows dental technicians to reproduce products with high precision, and also to provide a homogeneous structure as well as to improved mechanical properties. This technology reduces the number of steps in denture manufacturing and is time-saving.

УДК 616.311-002.44-02-085.277.3-08-039.71

**Сухіна І.С.**

**ПРОФІЛАКТИКА І ЛІКУВАННЯ ХІМІО-ІНДУКОВАНОГО ОРАЛЬНОГО МУКОЗИТУ**

Харківський національний медичний університет

*Протипухлинна хіміотерапія є одним з найважливіших розділів сучасної онкології, проведення якої завжди супроводжується розвитком побічних реакцій, у тому числі з боку органів порожнини рота. Раннє виявлення орального мукозиту, коректна оцінка клінічної ситуації, раціональний план лікування з активним втручанням мають першорядне значення для попередження та мінімізації стоматологічних проблем, що дозволить запобігти затримкам або перебоям в таймінгу протиракової терапії для максимального комфорту та ефективності основного лікування пацієнта. В статті обґрунтовано необхідність ретельного обстеження стоматологом пацієнток до початку лікування та дотримання раціональної гігієни порожнини рота на протязі усіх циклів цитостатичного лікування. Представлені основні медикаментозні препарати, що застосовуються для зниження проявів цитостатичного лікування в порожнині рота. Обґрунтовано необхідність застосування превентивної терапії для зниження проявів орального мукозиту.*

Ключові слова: оральний мукозит, поліхіміотерапія, рак молочної залози.

*Дана робота виконана відповідно до наукової тематики кафедри стоматології «Удосконалення та розробка нових індивідуалізованих методів діагностики та лікування стоматологічних захворювань у дітей та дорослих», № державної реєстрації 0112U002382.*

Одним з найбільш значних побічних ефектів сучасної протипухлинної терапії є запалення слизової оболонки (СО) – хіміотерапевтично-асоційований мукозит, який може вражати будь-яку частину шлунково-кишкового тракту, в тому числі порожнину рота (стоматит), становлячи серйозну проблему, значно знижуючи якість життя пацієнтів за рахунок больового синдрому, приводячи до порушення харчування, втрати ваги, зміни термінів лікування [16,19].

Будучи одним з дозоплімуючих ефектів хіміотерапії раку, мукозит проявляється запаленням СО і підслизового шару, та наявністю виразок на них. Висока проліферативна активність епітеліальних клітин СОПР робить їх особливо чутливими до руйнівної дії цитостатичних препаратів. Частота патології СОПР у онкологічних хворих дуже висока (досягає 90 %), навіть в умовах стандартної ПХТ [26], збільшуючись після повторних курсів поліхіміотерапії (ПХТ) через кумулятивну токсичність цитостатиків [11].

Особливо важливою ця проблема є для хворих на рак молочної залози (РМЗ) через високу захворюваність та тропність хіміопрепаратів до

СО шлунково-кишкового тракту, навіть при стандартних протоколах лікування [14].

Факторами, що сприяють розвитку мукозиту в порожнині рота і затьагують його перебіг, є початковий стан місцевої флори (недостатні гігієнічні заходи), гостра або відстрочена нудота і блювота (подразнююча дія шлункового соку), токсична нейтропенія (абсолютне число нейтрофілів < 1000 в 1 мм<sup>3</sup>), просунута стадія, гастроудеальна патологія в анамнезі, похилий вік [25].

До числа найбільш складних і маловивчених на сьогодні є питання адекватного та диференційованого підходу до профілактики, ранньої діагностики та лікування ускладнень цитостатичної терапії в порожнині рота, якому приділяється недостатня увага клініцистів, як стоматологів, так і онкологів.

Історично, боротьба з мукозитом була орієнтована на паліативне полегшення симптомів. Проте, останнім часом основна увага приділяється профілактиці та зниженню ризику розвитку мукозиту.

Стан порожнини рота відображає рівень загального стану організму, тому її ретельний