

Полтавський державний аграрний університет

**ЯКІСТЬ ТА БЕЗПЕЧНІСТЬ ПРОДУКЦІЇ У ВНУТРІШНІЙ ТА
ЗОВНІШНІЙ ТОРГІВЛІ: СУЧАСНІ ВЕКТОРИ РОЗВИТКУ ТА
ПЕРСПЕКТИВИ**

Колективна монографія

За редакцією О. В. Калашник, С. Е. Мороз, І. О. Яснолоб

Полтава – 2024

ЗМІСТ

| | |
|--|------------|
| СУЧАСНИЙ СТАН САДІВНИЦТВА В УКРАЇНІ | |
| Ващенко В. В., Махмудов Х. З. огли..... | 5 |
| ЯКІСТЬ СПЕРМОПРОДУКЦІЇ КНУРІВ ПІД ВПЛИВОМ РІЗНИХ ФАКТОРІВ | |
| Ільченко М. О..... | 12 |
| ІДЕНТИФІКАЦІЙНА ЕКСПЕРТИЗА СИНТЕТИЧНИХ ТКАНИН ІЗ МІКРОВОЛОКОН | |
| Калашник О. В., Кириченко О. В..... | 38 |
| ОСОБЛИВОСТІ СУДОВОЇ ТОВАРОЗНАВЧОЇ ЕКСПЕРТИЗИ ЛІСОМАТЕРІАЛІВ | |
| Лисенко Н. В., Мартосенко М. Г., Шурдук І. В..... | 95 |
| МИТНЕ РЕГУЛЮВАННЯ В УМОВАХ ВІЙНИ: УДОСКОНАЛЕННЯ ТА СПРОЩЕННЯ ПРОЦЕДУР ТОРГІВЛІ ДЛЯ УСПІШНОЇ ЄВРОІНТЕГРАЦІЇ | |
| Мороз С. Е..... | 110 |
| АНАЛІЗ ЯКОСТІ, АСОРТИМЕНТУ ТА ВИЗНАЧЕННЯ КОНКУРЕНТОСПРОМОЖНОСТІ МАСЛА ВЕРШКОВОГО ВІТЧИЗНЯНОГО ВИРОБНИЦТВА | |
| Офіленко Н. О..... | 148 |
| СУЧАСНІ КЕРАМІЧНІ МАТЕРІАЛИ В ГАЛУЗІ ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ ЯК ЕСТЕТИЧНИЙ ПРОДУКТ ДЛЯ ПОТРЕБ НАСЕЛЕННЯ | |
| Рамусь М. О..... | 179 |
| СТРАТЕГІЧНІ АСПЕКТИ УПРАВЛІННЯ ПЕРСОНАЛОМ ЯК ДРАЙВЕР КОНКУРЕНТОЗДАТНОСТІ ТРАНСПОРТНОЇ ГАЛУЗІ УКРАЇНИ | |
| Спіцина А. Є..... | 213 |
| ПІДПРИЄМНИЦЬКИЙ ПОТЕНЦІАЛ В УМОВАХ ГЛОБАЛІЗАЦІЇ ТА ЄВРОІНТЕГРАЦІЙНИХ ПРОЦЕСІВ: ПРОБЛЕМИ ТА ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ | |
| Таран-Лала О. М..... | 244 |
| УПРАВЛІННЯ ЕКОЛОГІЧНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ ПІДПРИЄМСТВА В УМОВАХ СУЧАСНОСТІ: СТРАТЕГІЧНІ ПІДХОДИ ТА ІНСТРУМЕНТИ | |
| Таран-Лала О. М., Науменко О. О. | 282 |
| ПЕРСПЕКТИВИ УДОСКОНАЛЕННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИЙНЯТТЯ УПРАВЛІНСЬКИХ РІШЕНЬ ЩОДО РЕАЛІЗАЦІЇ ІНВЕСТИЦІЙНО- ІННОВАЦІЙНИХ ПРОЕКТІВ НА ПІДПРИЄМСТВАХ АГРОПРОДОВОЛЬЧОЇ СФЕРИ | |
| Зоря О.П., Яснолоб І.О., Процюк Н.Ю. | 311 |

СУЧАСНІ КЕРАМІЧНІ МАТЕРІАЛИ В ГАЛУЗІ ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ ЯК ЕСТЕТИЧНИЙ ПРОДУКТ ДЛЯ ПОТРЕБ НАСЕЛЕННЯ

Рамусь Михайло Олександрович,
кандидат медичних наук, доцент кафедри
пропедевтики ортопедичної стоматології,
Полтавський державний медичний університет,
e-mail: ramusmo.por@gmail.com,
ORCID ID: 0000-0003-4040-6905

***Анотація.** У даній роботі розглянуті сучасні керамічні матеріали, що використовують в галузі ортопедичної стоматології. Завдяки застосуванню новітніх керамічних матеріалів та передових цифрових технологій, які відповідають міжнародним вимогам щодо їх біосумісності, надійності, безпечності, покращується естетичність протезів, швидкість і точність їх виготовлення, можна уникнути ускладнень і недоліків. Також у роботі проаналізовані сучасні нормативні документи, які регламентують вимоги до стоматологічних керамічних мас та їх систем. Зроблені узагальнення ознак класифікації стоматологічних керамічних мас, їх видів, особливостей та характеристик. Показані напрями удосконалення керамічних систем в стоматологічній практиці.*

Дана робота виконана в рамках НДР № 0121U113861 «Шляхи практичної реалізації цифрових технологій для діагностики та лікування вторинної адентії» кафедри пропедевтики ортопедичної стоматології, Полтавського державного медичного університету.

***Ключові слова:** стоматологічні керамічні маси, біосумісність, ортопедична стоматологія, CAD/CAM*

Історичні аспекти застосування керамічних мас в галузі ортопедичної стоматології. Відомо, що протягом історії відновлення здоров'я людей та функцій окремих органів завжди починалося із використання природних матеріалів. Розвиток біоматеріалознавства можна розглядати як пошук таких матеріалів, які здатні тривалий час існувати в організмі, виконуючи певні функції. З розвитком суспільства в медицині почали використовуватися матеріали, створені в різних галузях промисловості [1].

У пошуках інновацій та естетично привабливих рішень, для полегшення життя пацієнтів, враховуючи сучасні вимоги та стандарти, підхід до протезування визначається не лише надійністю, а й бажанням досягти максимально природного зовнішнього вигляду. Незважаючи на досягнені успіхи, науковці продовжують вдосконалювати керамічні матеріали, зосереджуючись на зниженні твердості поверхневого шару та мінімізації абразивного впливу на природні зуби.

Кераміка залишається найбільш важливим матеріалом у сфері стоматології, і це підтверджується статистикою: попит на керамічні протези

зростає на 50% кожні 4 роки. Розвиток сучасних технологій розширює спектр застосування керамічних матеріалів, пристосовуючи їх до нових вимог. Високі естетичні властивості та біосумісність кераміки залишаються актуальними, однак удосконалення спрямовані на підвищення показників міцності.

Тривалий шлях розвитку керамічних матеріалів веде до створення продуктів із покращеною стійкістю до зносу та гарантованою тривалою службою, що є ключовим у випадках реставрацій з товстим шаром облицювання.

Ідея використання фарфору у стоматології набуває популярності, і це творчий підхід поширюється як у Старому Світі, так і в Новому, свідчить про те, що для виняткових рішень не існує географічних обмежень [1-5]. Еволюційний шлях використання матеріалів для протезування представлений в таблиці 1.

Таблиця 1

Еволюція використання матеріалів для протезування

| Період | Регіони, країни, де використовували матеріали | Характеристика періоду |
|--------------------------------------|---|---|
| 1 | 2 | 3 |
| Стародавні часи, III-IV ст. до н. е. | Єгиптяни, фінікійці, етруски, китайці, індійці, римляни, греки та араби | Початок розвитку протезування. Штучні зуби із матеріалів: дерево твердих порід (Єгипет), бамбукові палички (Китай), мушлі мідій (Гондурас), людські зуби, зуби та кістки тварин (биків, слонів, гіпопотамів), мінерали та напівдорогоцінне каміння, золото (Етруски). Фіксація протезів – золотий дріт, (Фінікія), кільця, штифтики (Етруски). |
| Середньовіччя V ст. | Мексика | Виготовлення штучних зубів із серпентину |
| | Франція | Гі де Шоліак працював з уже відомими методиками, експериментував з доступними матеріалами, створював нові інструменти |
| | Італія | Джованні ді Арколі удосконалив щипці для видалення зубів і застосовував у своїх роботах золоту фольгу як матеріал для пломбування |
| IX ст. | Південна Америка | Індіанці виготовляли штучні зуби із аметиста та кварцу. |
| X ст. | Андалусія | Арабський лікар Абулькасіс створив методику накладання золотої або срібної лігатури для шинування рухомих зубів. |
| XVI ст. | | Амбруз Паре використовував у протезах штучні зуби, які вирізані у вигляді блоків з одного шматка із бичачої або слонової кістки, укріплених золотим дротом, застосовував obturatori при дефектах піднебіння (золоті пластини, з'єднані зі шматком губки). |
| XVII ст. | Франція | Виданий спеціальний королівський декрет, згідно з яким зуболікування визнано самостійною галуззю медицини. |

| 1 | 2 | 3 |
|------------------------|----------------------------|---|
| XVIII ст. | Франція, Великобританія | <p>П'єр Фошар: дантист короля видав книгу «Дантист-хірург або Трактат про зуби» 1728 рік; вставляв штучні зуби (із слонової кістки, ікла моржа і гіпопотама, зубів мавп, власні зуби пацієнтів), покривав їх ковпачками із золота, на які наносив шар обпаленої порцелянової емалі різних відтінків (перша спроба застосування облицювальних матеріалів у протезуванні та започаткування виготовлення протезів з кераміки); застосував фіксуючі протезні пружини із потовщеного золотого дроту чи спіралі; винайшов штифтові зуби; вигадав зміцнювати на одному або двох штифтах кілька з'єднаних зубів (прототип сучасних мостів). удосконалив obturatori, розроблені Амбруаз Паре (замінив губку рухливими «відростками» зі слонової кістки, які з'єднувалися з піднебінною пластиною); використовував металеві та срібні пластинки для виправлення прикусу та неправильного зростання зубів. У 1774 році британський лікар Алексіс Дучетеау створив перші порцелянові протези. Схильні до зазубри, вони виглядали неприродно білими. У 1791 році, колишній учень на ім'я Микола Дучетеау Дюбуа де Шемант, перший запатетував порцелянові зубні протези і почав продавати свій продукт для пацієнтів у 1775 році.</p> |
| 1825 р. | США | Промислове виробництво штучних зубів з порцеляни |
| Кінець XVIII – XIX ст. | Європа | <p>Використовували знімні протези з дорогих сплавів, для фіксації яких застосовували пружини. Матеріал виготовлення слоняча кістка, зуби гіпопотамів, телят, свиней, собак, мавп, коней, які були важкими, а протези мали погану посадку. Майстер срібних і золотих справ Клавдій Еш (Вестмінстер): встановив порцеляну на 18-каратній золотій пластині, із золотими пружинами (1820 р.), що стало поворотним пунктом в еволюції протезів (вони були більш естетичні і функціональні); продавав набори з ебоніту, у вигляді затверділої гуми; стоматологічні пластини з ебоніту та срібла, серпоподібні металеві вставки для стабілізації окремих вставних зубів; алюмінієву та золоту сітку стоматологічного підсилювача та силікатний цемент для пломб (1850-х рр.); Джеймс Гардетт використав присоски замість пружин; винайшов спосіб виготовлення повного протеза, що фіксувався шляхом використання різниці атмосферного тиску над і під протезом; У 1851 р. відкрито вулканітову суміш; вулканізований каучук витіснив дорогі матеріали (срібло, золото та кістки тварин). У 1856 р. Петмен винайшов апарат для вулканізації каучуку.</p> |

| 1 | 2 | 3 |
|-----------------|------------------------|---|
| | | <p>Послідовники П'єра Фошара: аптекарь Олексі Дюшато замінив відомі конструкції протезів і зробив перший зубний протез із порцеляни за допомогою фахівців порцелянового заводу в Сен-Жермені; дантист-хірург Дюбуа де Шемана у 1789 році отримав в Англії патент на порцелянові зуби (матеріал англійської компанії Wedgewood), які виготовлялися шляхом спікання польового шпату, кремнезему та каоліну, тим самим вирішив проблему усадки порцеляни під час випалу; дантист Джузеппе Фонці розробив метод виготовлення повних знімних протезів для верхньої та нижньої щелепи із порцеляни, у яких використовувалися металеві штифти. Порцелянові зуби зміцнювалися в протезі золотим матеріалом, за допомогою платинових штифтів. Широка палітра відтінків порцелянових зубів дозволяла вибрати відповідний варіант, надаючи протезу природний вигляд; у 1870-х рр. дантист Ленд розробив спеціальну композицію для вкладок, проте її недоліком було високе температурне плавлення та значна усадка під час випалу; у 1885 р. запатентований метод індивідуального створення штучного зуба на штифті, де порцелянове облицювання спікалося безпосередньо на платиновому штифті. Виникнення «жакетних коронок» обумовлене застосуванням дантистом Лендом платинової фольги для моделювання керамічних коронок, також він описав методику створення порцелянових коронок, використовуючи фольгу, під час випалювання у печі; в Німеччині (м. Дрезден), створена маса Porcelain Enamel, яка отримала широке визнання та використовувалася у всьому світі; у 1884 р. дантист Броук винайшов фарфоровий містоподібний протез, в якому платино-іридієвий сплав був покритий керамічною композицією; дантисти пробували поєднати переваги двох матеріалів – кераміки і металу, шукаючи оптимальні технології та вирішуючи завдання, пов'язане з досягненням оптимального балансу між міцністю та естетикою керамічних протезів на металевому каркасі.</p> |
| Кінець XIX ст. | | <p>Визначено два основні напрямки застосування кераміки в протезуванні: покриття металевих каркасів (металокераміка); створення безметалевих керамічних конструкцій.</p> |
| з 1920-х рр. | Європа | Жакетні коронки набули поширення, як каркасний матеріал використовували золото |
| 1920-1930-х рр. | США, Англія, Німеччина | <p>З'явилися інноваційні стоматологічні композиції з кераміки, а також нові печі для випалювання (із силітовими нагрівальними елементами). У 1925 році дантист Альберт Ле Гро докладно описав етапи використання кераміки в стоматологічному протезі.</p> |

| 1 | 2 | 3 |
|-----------------------|------------|---|
| Наприкінці 1940-х рр. | США | Великі досягнення у вдосконаленні технології виробництва штучних зубів з кераміки. У 1960-х роках почалася інтенсивна робота та експерименти, спрямовані на розробку керамічних композицій для виготовлення одиночних коронок. Технологія роботи з керамікою була значно вдосконалена, включаючи процес обпалювання в вакуумі. Введена технологія посилення кераміки за допомогою оксиду алюмінію. Отриманий патент на сплав із низькою температурою плавлення на основі золота для виготовлення металевих каркасів під порцелянові коронки та містоподібні протези. |
| З 1980-х рр. | Увесь світ | Епоха металокераміки в протезуванні. Ідея використання безметалевих керамічних елементів залишалася актуальною. Широке використання металокерамічних конструкцій і акрилу. Кераміка стала популярною у виготовленні вінірів, вкладок/накладок, коронок і містоподібних протезів для передньої групи зубів |
| 1990-х рр. | | Були розроблені більш нові та точні технології для створення керамічних мас і фіксаційних цементів. Прогрес сприяв популяризації керамічних протезів, особливо враховуючи те, що золоті та металеві конструкції стали втрачати естетичність. |
| Наші часи | | Завдяки розвитку передових CAD/CAM технологій та використанню новітніх прес-матеріалів і новаторських підходів до лиття, стали можливим виготовлення більш міцних і мінімально інвазивних конструкцій із високими показниками естетичних властивостей, що сприяло створенню оптимальних неметалевих керамічних матеріалів, які адаптовані до конкретних умов лікування. Нові представники стоматологічної кераміки виявилися значно стійкішими за своїх попередників, більш простими у використанні і універсальними в більшій мірі. |

Джерело: систематизовано автором за [1-5]

У подальшому медицина стає замовником у відповідних галузях виробництва, які спеціалізуються на створенні матеріалів для медицини та медичної промисловості. Це охоплює використання різних видів матеріалів, включаючи метали та різноманітні неорганічні, органічні та композитні матеріали, що застосовують у сфері стоматології [5-7].

Склад та технологія виготовлення традиційної стоматологічної кераміки. Кераміка являє собою неметалічний і неорганічний матеріал, який формується під час нагрівання її компонентів при високих температурах та подальшому охолодженні. До складу кераміки входять нітриди, карбіди, оксиди металів, боріди, а також різноманітні комбінації і суміші цих компонентів. Потрібно відзначити, що матеріал, який зазвичай називається

керамікою, може не відповідати даному визначенню, якщо він створений за допомогою іншого методу обробки чи містить органічні компоненти.

Керамічні матеріали характеризуються кристалічною або частково кристалічною структурою, але можуть також бути аморфними, як, наприклад, скло. Більшість стоматологічних керамічних матеріалів містять, принаймні, кілька кристалічних компонентів, що дозволяє деяким науковцям визначати кераміку як неорганічну кристал-сумісну речовину, виключаючи при цьому некристалічне скло, яке, тим не менше, також може вважатися керамікою з точки зору його виробництва.

Фарфор – продукт збалансованих складових частин мінерального походження, що широко використовується у промисловості та медичній галузі. Склад фарфорової стоматологічної маси: 60-75 % польовий шпат, 15-35% кварц, 3-10% каолін, оксиди різних металів, барвники, флюси. Відсоткове співвідношення компонентів може змінюватися залежно від призначення фарфорової маси.

Польовий шпат є основним компонентом фарфорової маси (60-75%) та являє собою безводний силікат калію, натрію, кальцію, алюмінію.

Калієвий польовий шпат має назву «ортоклаз» ($K_2O \times Al_2O_3 \times 6SiO_2$), натрієвий польовий шпат називається альбітом, кальцієвий – анортитом. Температура плавлення ортоклазу 1180-1200°C перетворює польовий шпат у в'язку, аморфну, склянисту масу, яка заповнює всі пори порцеляни і перетворює її в щільну структуру без пор і надає всій суміші гомогенної структури і блискучої поверхні; прозорості. Він є основним матеріалом для отримання стоматологічної порцелянової маси.

Отже, польовий шпат відіграє роль плавня, який знижує точку плавлення інших складових частин маси. У момент випалювання порцелянової маси він з'єднує шамотну глину і кварц.

Каолін – «китайська» або біла глина. Її основою є алюмосилікат – каолініт ($Al_2O_3 \times 2SiO_2 \times 2H_2O$), що містить оксиди алюмінію, силіцію діоксид і воду, також є різні домішки глинозему і оксидів металу, які зумовлюють різні відтінки каоліну. У каоліні вміст мінералу доходить до 99%. Температура плавлення каолініту становить 1800°C.

Після випалювання при температурі 800-900°C каолін утрачає зв'язану воду і перетворюється в непрозору «шамотну глину» (саме тому каолін можна вважати глушником обпаленої порцеляни). Уміст каоліну в порцелянових масах варіює від 3%-65% залежно від призначення виробу, який виготовляють.

Таким чином, каолін робить фарфорову масу непрозорою, зменшує її текучість, зберігає форму виробу під час термічної обробки, підвищує температуру випалу. Відіграє роль сполучної речовини.

Кварц – один із видів кремнезему, у хімічному відношенні становить собою ангідрид кремнієвої кислоти, чистий кварц – гірський кришталь. Належить до тугоплавких речовин, температура плавлення 1710°C. При нагріванні до 573°C відбуваються зміни кристалічної ґратки, кварц переходить з α -форми в β -модифікацію. Під час випалу порцелянової маси при температурі 800-1400°C густина матеріалу зменшується і обсяг збільшується на 15 %, що значно знижує усадку всієї фарфорової маси. Твердий кварц робить і масу міцнішою. До складу порцелянової маси для виготовлення зубних протезів його вводять у кількості від 15-25-60%. Отже, надлишок кварцу підвищує температуру плавлення, збільшує в'язкість розплавленого польового шпату і надає виробам хімічної стійкості і твердості.

Обидві речовини – каолін і кварц разом узяті – утворюють тверду основу порцеляни, окремі зерна якої цементуються і розтікаються під час випалювання твердою складною речовиною – порцеляновим шпатом.

Флюси – речовини, які додають до фарфорової маси з метою зниження температури плавлення і покращення текучості. Температура їх плавлення не вище 800 °C. У ролі флюсів можуть виступати карбонат натрію, карбонат кальцію тощо. Їхній вміст, як обґрунтовується в роботі [7] за наявності керамічної маси може доходити до 25%. З фізичної точки зору більш точно ці сполуки можна назвати структурними модифікаторами. З їхньою допомогою регулюється температура плавлення порцеляни під час випалювання, коефіцієнт термічного розширення, змінюється механічна і хімічна стійкість, а також фізико-механічні характеристики готового зубопротезного виробу.

Пластифікатори – речовини, які вводять у порцелянові маси, що не містять каоліну. Як пластифікатори використовують органічні речовини (декстрин, крохмаль, цукор), які повністю вигоряють при випаленні. Ці речовини надають пластичності фарфорової масі у вологому стані.

Глушники – добавки, що усувають прозорість фарфорової маси та надають масі молочно-білого кольору. До них відносять титану діоксин або олова діоксин. Процес їх додавання називають глушінням [6, 8-9].

Зважаючи на те, що природні зуби людини мають різні кольори і відтінки, у порцелянову масу вводять *барвники* (до 20%), що забезпечують необхідний колір виробу, а також запобігають просвічуванню природного зуба або металевої основи металокерамічного виробу. Порцелянові маси мають різні тональні відтінки, тому для одержання колірною відтінку, близького до природних зубів, необхідно комбінувати колірну гаму. Основу барвників

складають солі і оксиди металів, що забарвлюють масу у колір: блакитний – солі кобальту; чорний – оксид заліза; жовтий – суміш оксиду титану й оксиду цинку; зелений – оксид ванадію; червоний – пил золота [6, 8-9].

Лейцит ($K_2O \times Al_2O_3 \times 4SiO_2$) – кристалічна фаза обпаленої порцеляни [4].

За багаторазової термічної обробки порцелянової маси спочатку розплавляється польовий шпат, що має найнижчу температуру плавлення, потім поступово розплавляються каолін і кварц, що мають майже однакову, але вищу, ніж у польового шпату, точку плавлення. У результаті утворюється однорідна гетерогенна структура, в якій кожний зі складових елементів забезпечує якісні показники і додає певних властивостей усій масі. У той же час не можна розглядати порцелянову масу як механічну суміш її компонентів.

Подрібнені компоненти, або шихту, змочують водою й, ущільнюючи, накладають у маленькі глиняні капсули. Перед тим внутрішні стінки капсули посипають подрібненим кварцом і каоліном для запобігання можливому прилипанню шихти до стінок капсули. Щільно наповнені капсули поміщають у спеціальні печі, де маса випалюється протягом 20 годин при температурі 1300-1400°C [5-6, 8-9].

Властивості порцелянових мас і виготовлених із них виробів залежать не тільки від природи і вмісту їхніх компонентів, але і від чистоти і ступеня подрібнення компонентів, характеру термічної обробки.

Речовини, які є складовими частинами порцелянової маси, у природі в чистому вигляді не зустрічаються, тому їх потрібно подрібнювати і звільняти від домішок. Чим дрібніші частки кожної речовини, тим легше вони звільняються від домішок, тим більша загальна площа їхньої поверхні, що має велике значення для міцності їхнього з'єднання з іншими компонентами, а також міцності готового виробу.

Технологічний розвиток у стоматологічній промисловості, особливо в галузі керамічних матеріалів, уможливив виробництво безметалевих реставрацій із суцільнокерамічних матеріалів [10]. Якісні покращення забезпечили керамічним матеріалам багато переваг перед системою порцеляни, наплавленої на метал, такі як чудовий естетичний вигляд завдяки сприятливим оптичним властивостям (напівпрозорість і прозорість), природний колір зубів і хроматична стабільність, біосумісність, хімічна інертність і низька теплопровідність, оптимальні механічні властивості, такі як висока міцність на вигин і в'язкість руйнування, а також зносостійкість і низькі абразивні властивості [11].

До основних властивостей стоматологічного фарфору відносять такі групи [5-6, 8-9, 12]:

Фізичні властивості: стоматологічний фарфор близький до скла, його структура ізотропна. Він являє собою переохолоджену рідину і внаслідок високої в'язкості може зберігати склоіномерні ізотропні стани при охолодженні без помітної кристалізації.

Фарфор утворюється в результаті складного фізико-хімічного процесу взаємодії компонентів фарфорових мас при високій температурі. Каолін та кварц мають більш високу температуру плавлення, ніж польовий шпат. Однак при розплаві польовошпатового скла каолін і кварц взаємодіють зі склом. При цьому каолін утворює голкоподібні кристали, які пронизують всю масу фарфору. Частинки кварцу оплавляються, втрачають голкоподібну форму, і невелика їх кількість переходить у розплав скла.

Склоподібна ізотропна маса в сучасних стоматологічних фарфорах складає їх основну масу. Вона зумовлює їх якості та властивості. Кількість склофази зростає при підвищенні температури плавлення і збільшенні часу плавки. Співвідношення кристалічній і склоподібній фаз визначає фізичні властивості фарфору. Зміст склофази в фарфорових масах забезпечує їх блиск і прозорість. Завищена температура випалу призводить до появи на поверхні виробу надмірного блиску і дрібних пор. При надмірному збільшенні склофази міцність фарфору зменшується [8-9].

Розчинені в польовошпатовому склі частки кварцу разом з кристалами муліту і глинозему утворюють скелет фарфору. Важливим чинником у будові фарфору є пори. Найбільшу пористість (35-45%) матеріал має перед початком спікання. У міру утворення склоподібної фази пористість знижується. При цьому підвищується щільність матеріалу і, відповідно, скорочуються розміри виробу. Повному знищенню пор заважають укладені в них бульбашки газів, що утворюються в результаті фізико-хімічної взаємодії окремих компонентів маси. Висока в'язкість польовошпатового скла заважає видаленню газових бульбашок з фарфорового матеріалу [8].

Керамічні стоматологічні матеріали зазвичай мають високу втомну міцність. Оскільки ці матеріали призначені для довготривалого використання при механічних навантаженнях, висока втомостійкість є важливим аспектом. У той же час СКМ повинні витримувати великі навантаження на стискання, оскільки дія їжі часто створює значний тиск на зуби. Відомо, що СКМ повинні мати достатню механічну міцність, що дозволяє успішно витримувати навантаження, які виникають у ротовій порожнині, а саме на злам, скручування, розтягування, зсув, розрив [9]. За даними Крейга [13] середню міцність на вигин:

від 60 до 80 МПа – польовошпатової кераміки для металокерамічних реставрацій;

262 МПа – кераміка, армована дисілікатом літію;

378-630 МПа – шлікерна кераміка;

800-1300 МПа – кераміка з діоксиду цирконію.

За даними [15] середня міцність на вигин становить для матеріалів:

110 МПа – звичайний ґрунтовий фарфор;

116 МПа – алюмооксидна кераміка (NBK 1000, Витадур-N);

150 МПа – високоглиноземна кераміка (Віта Хай-Керам і Церестор);

240 МПа – склокерамічний литтєвий матеріал Дикор.

Міцність на згин кераміки, армованої лейцитом, становить близько 100 МПа. Природа та кількість кристалічної фази, що присутня в керамічному матеріалі, сильно впливає на механічні властивості кінцевого продукту. Міцність на зсув польовошпатового фарфору становить 110 МПа, а діаметральна міцність на розтяг нижче – 34 МПа [13].

В'язкість руйнування також є важливою властивістю кераміки. Це здатність протистояти поширенню тріщини. Для реставрації зубів це найважливіша здатність стоматологічної кераміки. Таким чином, керамічні матеріали, що використовуються в стоматології, повинні мати вищу стійкість до тріщин, ніж інші матеріали. За Крейга [13] опір крихкому руйнуванню за наявності тріщин:

біля 0,78 МПа·м 0,5 – польовошпатована кераміка;

1,2 МПа·м 0,5 – кераміка армована лейцитом;

3,0 МПа·м 0,5 – кераміка, армована дисілікатом літію;

5,0 МПа·м 0,5 – кераміка з діоксидом цирконію більше.

Пружні константи стоматологічної кераміки потрібні при розрахунках як міцності на вигин, так і в'язкості руйнування. Модуль пружності:

70 ГПа – польовошпатована кераміка;

110 ГПа – кераміка на основі дисілікату літію;

210 ГПа – кераміки з діоксидом цирконію досягає

350 ГПа для кераміки на основі глинозему [13].

Щільність керамічних матеріалів також залежить від кількості та природи присутньої кристалічної фази. Щільність польовошпатового фарфору становить близько 2,45 г/см³ і залежить від пористості матеріалу. Теоретична щільність стоматологічної кераміки на основі діоксиду цирконію становить 6,08 г/см³ за умови, що матеріал не має часу. Для кераміки медичного класу на основі діоксиду цирконію потрібна щільність понад 98,7% від теоретичної щільності [14].

Крім того, термічне розширення керамічного вініра також має бути максимально близьким до природних зубів, щоб він мав відносно високу адгезію з природними зубами, що допомагає покращити довготривалу адгезію

та довговічність. За Крейгом [13] лінійний коефіцієнт теплового розширення для:

польовошпатової порцеляни близько $12,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ від 25° до 500°C ;
глиноземистої кераміки та кераміки на основі дисилікату літію становить близько $10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$;

кераміки на основі діоксиду цирконію – $10,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$;

кераміки, армованої лейцитом від 14 до $18 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.

Окрім того, інші термічні показники польовошпатової порцеляни: провідність $0,0030$ кал/сек/см² ($^{\circ}\text{C}/\text{см}$), коефіцієнт дифузії $0,64$ мм²/сек [13].

Оптичні властивості фарфорової маси є одним з головних переваг штучних зубів. Коронка природного зуба просвічується але не прозора, як скло. Це пояснюється тим, що поряд з абсорбцією світла прозорість виражається співвідношенням дифузно-розсіяного і прохідного світла. Світло, що з хвиль різної довжини, потрапляючи на поверхню зуба, може поглинатися, відображатися і заломлятися [14]. Відомо, що на оптичні властивості впливає середній розмір пор. Так у склокерамічного матеріалу Дикор цей показник складає 1 мкм. Для решти вище названих матеріалів – 10 мкм. При цьому їх кількість на 1 мм² площі різна – від 36 для звичайного ґрунтового фарфору до 4367 для Церестор [15].

Середовище порожнини рота дуже агресивне. На протези впливає цілий комплекс фізичних, хімічних і біологічних чинників. І штучні матеріали не залишаються пасивними – вони теж впливають на слизову оболонку, зуби, та і на весь організм у цілому [15].

Слина і харчові продукти є не що інше, як електроліт, активний у хімічному плані. У процесі складних хімічних реакцій, що відбуваються в ротовій порожнині, можуть утворюватися часом шкідливі для організму речовини. Крім того, деякі матеріали здатні змінювати мікрофлору ротової порожнини, впливати на кислотність, порушувати кровообіг, чутливість і призводити до запалення. Керамічні стоматологічні маси мають високу *хімічну стійкість* [15-18].

Як зазначалося вище, стоматологічна кераміка має більше *естетичних вимог* до застосування. Усіх хвилює, чи білі і красиві їхні зуби. Тому, який би керамічний матеріал не використовувався, стоматологи повинні збалансувати його функціональність та естетику. З одного боку, чим вище блиск кераміки, тим вище напівпрозорість і тим красивіше, але вищий ступінь скловання призведе до крихкості кераміки і швидкого росту тріщин; З іншого боку, матеріали з високим вмістом кристалів мають кращі механічні властивості, але часто за рахунок естетики.

Загальновідомо, що колір, який сприймається оком, є результатом поглинання пігментами світлових хвиль певної довжини та відображення інших довжин хвиль. Таким чином, змішування пігментів включає процес віднімання кольорів. Наприклад, зелений колір можна отримати, змішавши такий пігмент, як сульфід кадмію, який поглинає синій та фіолетовий, з ультрамарином, який поглинає червоний, помаранчевий та жовтий. Єдиний колір, що відображається такою сумішшю пігментів, – це зелений колір, який і спостерігається [13].

Неорганічні пігменти часто краще органічних барвників, оскільки пігменти більш стійкі і довговічні за своїми кольоровими якостями. Коли кольори поєднуються з правильною прозорістю, можна виготовити реставраційні матеріали, які точно відповідають структурі зуба або м'яким тканинам. Щоб відповідати тканинам зубів, до білого основного матеріалу змішують різні відтінки жовтого та сірого, а іноді додають сині або зелені пігменти. Щоб відповідати рожевим тканинам ясен, використовуються різні суміші червоного та білого кольорів з рідкісними добавками синього, коричневого та чорного кольорів у невеликих кількостях. Колір та прозорість тканин ясен широко варіюються від пацієнта до пацієнта і від однієї області рота до іншої [13].

Отже, стоматологічна кераміка повинна мати низку необхідних фізичних, хімічних, механічних та естетичних властивостей, що відповідають її цільовому призначенню, а саме: відсутністю у складі токсичних компонентів та подразників; достатня механічна міцність, що дозволяє успішно витримувати навантаження, що виникають у ротовій порожнині; значення термічного розширення та теплопровідності, що збігаються з відповідними показниками у тканин натурального зуба; однорідністю складу та кольору (без сторонніх включень та з рівномірним розподілом барвників); естетичною відповідністю за кольором та структурою природного покриття зубів; технологічності (добре змішуватися з водою; легко піддаватися ручному формуванню; надійно утримувати задану форму). Однією із найважливіших характеристик СКМ є підвищена біологічна сумісність із зубними тканинами.

Дефініція «біоматеріали», «біосумісність» та «біоінертність» матеріалів для використання в ортопедичній стоматології. Крім перерахованих вище особливостей, стоматологічна кераміка також повинна мати хорошу біосумісність, щоб її можна було використовувати в організмі людини, не викликаючи ускладнень. Визначення біоматеріалів та їх взаємодії з організмом людини постійно змінюється, віддзеркалюючи розширене розуміння цих матеріалів та їх сумісності з організмом. Відповідно до актуального визначення, біоматеріали – це матеріали природного, штучного

походження або їх комбінація, які використовуються в медичних і діагностичних виробках. Ці матеріали взаємодіють безпосередньо з тканинами та середовищем організму і можуть використовуватися як окремі компоненти або частини систем для лікування, заміщення тканини чи органу.

Загально відомо що до ключових характеристик біоматеріалів входять загальні уявлення про процеси, які відбуваються на межі розділу біоматеріалу з кров'ю та тканинами, а також про фізико-хімічні аспекти початкових етапів взаємодії сторонньої поверхні з білковими та клітинними компонентами живого організму. Також вивчаються процеси кальцинафікації та біодеструкції, а також реакції тканин на інші предмети.

Наразі особлива увага приділяється розробці біоматеріалів, які можуть імітувати властивості біологічних структур і біосумісність матеріалів. Загалом, біоматеріали є синтезованими матеріалами, крім медикаментів, які придатні для безпечного введення в біосистему для досліджень, лікування чи покращення функціональності конкретних елементів організму людини.

Біоматеріали призначені для поліпшення якості і тривалості життя людини шляхом заміни пошкоджених ділянок її організму, які втратили здатність виконувати свої функції з різних причин [19]. Як відомо, залежно від реакції організму, всі матеріали поділяють на групи, зображені на рис. 1:



Рис. 1. Класифікація матеріалів залежно від реакції організму
Джерело: систематизовано автором за [19]

Характеристика дефініції «біосумісність» подана в таблиці 2.

Таблиця 2

Характеристика дефініції «біосумісність»

| Автори | Визначення дефініції |
|---|--|
| Беспалова О. Я. [19] | відсутність реакцій з боку імунної системи, що приводить до відторгнення поміщеного в тіло матеріалу; передбачає безперешкодну роботу біоматеріалу. |
| Шигимага В. О. [20] | здатність матеріалу повноцінно функціонувати при певному застосуванні і при відсутності відповідної реакції організму; ключовим моментом є саме відсутність негативної реакції організму на введення чужорідного матеріалу |
| Тісов О. В. [21] | здатність матеріалу чи виробу вбудовуватись в організм людини і виконувати свої функції без негативного впливу на організм пацієнта |
| Кононко І. В., Сергєєв В. П., Щербицька О. В., Кліпов В. Д., Кононко Н. В. [22] | здатність матеріалів, виробів або засобів виконувати свої функції та не викликати суттєвих негативних реакцій в організмі, й зокрема запальних реакцій і системних патологічних процесів. |
| Олійник І. М. [23] | здатність виконувати певну функцію протягом необхідного часу без шкоди для оточуючих тканин і організму в цілому |
| Саввова О. В., Воронов Г. К., Фесенко О. І., Пилипенко О. І. [24] | комплексна властивість імплантату інтегруватися в живі тканини, водночас не викликаючи патологічні процеси в них; ця властивість містить такі аспекти, як нетоксичність, стерильність, апірогенність, неіммуногенність |

Джерело: систематизовано автором за [19-24]

Отже, як показав аналіз дефініції «біосумісність» загальним для неї є те, що це здатність / властивість матеріалу виконувати свої функції та відсутність суттєвих негативних реакцій в організмі.

Ідеальний біосумісний матеріал на повинен викликати негативного відклику, не провокувати інфекції, тромбоутворення, не мати канцерогенної дії тощо. Ступінь відповідності матеріалу цим (та іншим) вимогам і є біосумісністю матеріалу. Однак, існує певний перелік вимог, які є спільними для всіх біоматеріалів, а саме (рис. 2):

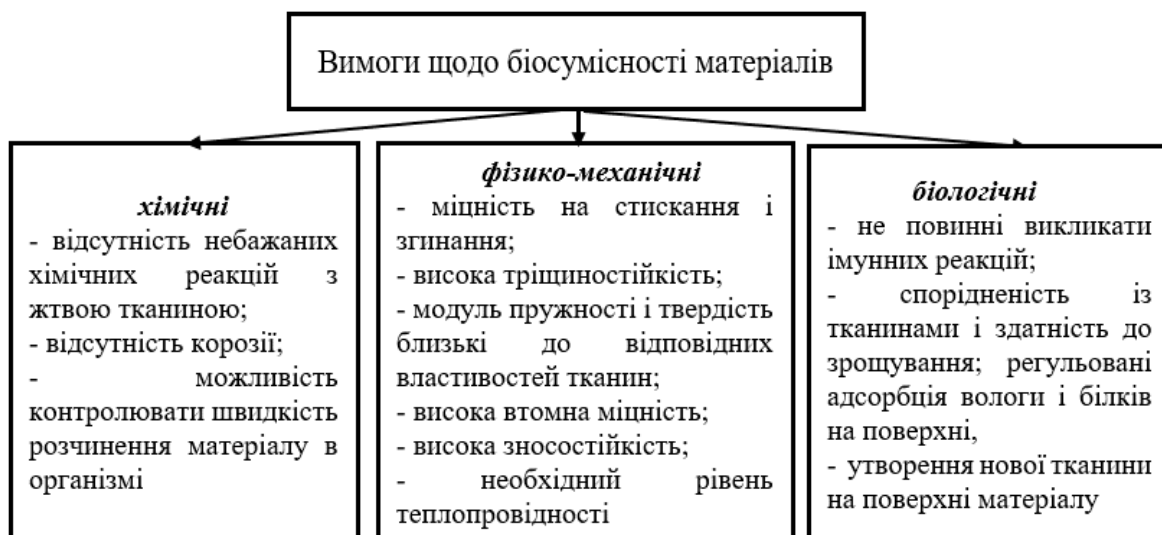


Рис. 2. Вимоги щодо біосумісності матеріалів

Джерело: систематизовано автором за [19, 21]

Таким чином, аналіз джерел наукової літератури показав, що СКМ мають високу біосумісність за хімічними, фізико-механічними та біологічними показниками.

В Україні прийнятий ряд гармонізованих нормативних документів (41 документ) щодо біологічного оцінювання медичних виробів. Вони стосуються випробувань на подразнення та сенсibiliзацію шкіри; системної токсичності; основних принципів якісного та кількісного аналізу потенційних продуктів деградації; ідентифікації та кількісного оцінювання продуктів розпаду полімерних медичних виробів, продуктів деструкції кераміки; фізико-хімічних, морфологічних й топографічних характеристик матеріалів; готування зразків; випробувань на локальні ефекти після імплантації тощо.

Стандартизація керамічних матеріалів для застосування в медичній практиці у сфері стоматології та загальної медицини. За покликанням «стоматологія» електронний портал видає 144 національних нормативних документів, тільки 11 з яких діють на території України і є гармонізованими з регіональними та міжнародними нормативними документами. Усі інші, розроблені 2022 році, проте ще не введені в дію. Одним із них є ДСТУ EN ISO 6872:2022 Стоматологія. Керамічні матеріали [25], що визначає сферу застосування даного нормативного документу; терміни та визначення; характеристику матеріалу, обробки та властивості; типи, класи та їх ідентифікацію; вимоги до якості (однорідність, відсутність сторонніх матеріалів; властивості змішування та конденсації для кераміки I типу, фізичні та хімічні властивості, біологічну сумісність, відбір зразків, характеристику

кераміки I та II типів) відповідні методи випробувань, підготовку дослідних зразків, радіоактивність стоматологічної кераміки тощо.

У стандарті EN ISO 6872 [26] згадується кілька видів та різновидів кераміки. Наприклад, стоматологічна кераміка, це неорганічний неметалевий матеріал, спеціально розроблений для виготовлення всіх або частини зубних реставрацій чи протезів. Цей матеріал імітує природний зуб і використовується для створення загальної форми та основного кольору зубної реставрації чи протезу. Стоматологічна кераміка – це склоподібний СКМ, який переважно використовується для естетики при реставрації зубів або протезуванні. Окрім цього виду кераміки стандарт надає характеристику флуоресцентної та додаткової кераміки. У міжнародному нормативному документі стоматологічна кераміка поділяється на типи (рис. 3):

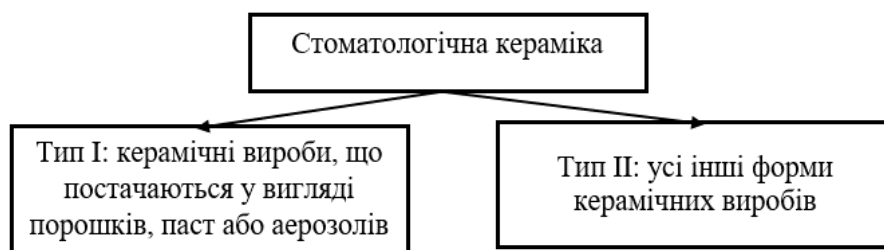


Рис. 3. Класифікація стоматологічної кераміки відповідно до міжнародної нормативної документації

Джерело: систематизовано автором за [25]

Відповідно до даного нормативного документа кераміка поділяється на класи залежно від їх передбачуваного клінічного використання та вимог до них (обов'язкові механічні та хімічні властивості). До першого класу відносять:

монолітна кераміка для одноблокової передньої частини протезу, вініру, вкладки або накладки адгезивно цементовані;

кераміка для покриття металевого каркаса або керамічної підконструкції.

Сила гнучкості для цього класу становить 50 МПа, а хімічна розчинність <math><100 \text{ мг/см}^2</math>.

До другого класу відносять:

монолітна кераміка для одноблокової передньої частини або задні протези, закріплені адгезивним цементом, що має хімічну розчинність <math><100 \text{ мг/см}^2</math>;

частково або повністю закрита керамічна основа для одноблокових передніх або задніх протезів адгезивно цементовані, що має хімічну розчинність <math><2000 \text{ мг/см}^2</math>.

Сила гручкості для цього класу становить 100 МПа.

Третій клас включає:

монолітна кераміка для одноблокової передньої частини або задніх протезів і для триблокових протезів без реставрації моляра адгезивно або безадгезивно цементовані, що має хімічну розчинність $<100 \text{ мг/см}^2$;

частково або повністю закрита підконструкція для одноблоку передніх або задніх протезів і для триблокових протезів без залучення моляра, реставрація адгезивним або безадгезивним способом цементованих, що має хімічну розчинність $<2000 \text{ мг/см}^2$.

Сила гручкості для третього класу становить 300 МПа.

До четвертого класу нормативний документ включає:

монолітна кераміка для триблоку протези з реставрацією молярів, що має хімічну розчинність $<100 \text{ мг/см}^2$;

частково або повністю закрита підконструкція для триблокових протезів із залученням моляра відновлення, що має хімічну розчинність $<2000 \text{ мг/см}^2$.

Сила гручкості для четвертого класу становить 500 МПа.

П'ятий клас включає тільки монолітну кераміку для залучення протезів частково або повністю закрита підконструкція для чотирьох або більше одиниць або повністю покриті підконструкції для протезів із залученням чотирьох або більше одиниць. Сила гручкості для цього класу становить 800 МПа, а хімічна розчинність $<100 \text{ мг/см}^2$.

Також даний нормативний документ рекомендує таке кольорове кодування для ідентифікації стоматологічних керамічних порошків типу I: дентин керамічний – рожевий; емаль керамічна – синій; флуоресцентна кераміка – жовтий; високохроматичний дентин керамічний – помаранчевий; опалесцентна емаль керамічна – синьо-зелений; емаль модифікуюча керамічна – фіолетовий кольори [26].

Отже, в Україні розроблені нормативні документи, що регламентують вимоги до якості керамічних матеріалів, які застосовують у стоматології. Вони гармонізовані з європейськими та міжнародними нормативними документами, проте ще не введені в дію.

Класифікація СКМ: види, особливості та характеристики. Розуміння принципів, ознак та критеріїв класифікації, знання складу і характеристик різних керамічних матеріалів допоможе стоматологам і технікам не лише визначитися у виборі матеріалу, але й бути точно упевненими в правильності свого рішення [27]. Виявлення ознак класифікації за мікроструктурою полегшує наукове розуміння їх складу і хімічної природи. Метод обробки кераміки істотно впливає на її механічні властивості і, отже, на можливість використання матеріалу в різних клінічних випадках. Таким чином, тільки

комплексно класифікуючи СКМ, як на основі їх складу, так і згідно методів їх виробництва і обробки, можна забезпечити умови для оцінки клінічних параметрів їх застосування в кожній конкретній ситуації, тобто визначити їх призначення та сферу застосування.

Як вже було з'ясовано, порцеляна – продукт керамічного виробництва, що утворюється внаслідок складного фізико-механічного процесу взаємодії компонентів (органічних мінералів) під впливом високих температур. До складу порцелянових мас входять багато різних компонентів, основними з яких є каолін, польовий шпат, кварц і оксиди різних металів, а всі ці компоненти становлять собою складні речовини, таким чином властивості СКМ залежать як від хімічного складу, так і від кількісного вмісту компонентів, ступеня подрібнення і способу термічної обробки тощо. Прикладом традиційної класифікації порцелянових матеріалів, які використовують в стоматологічній практиці, є їх поділ залежно від температури плавлення [28]:

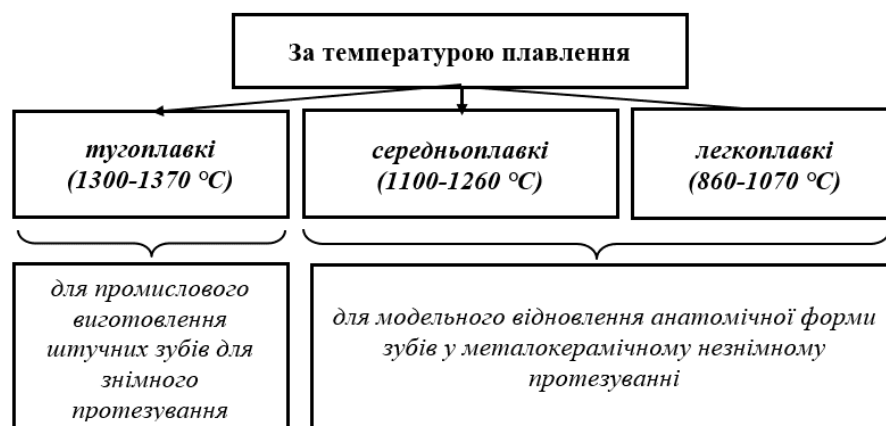


Рис. 4. Встановлення сфери використання СКМ за температурою плавлення

Джерело систематизоване за [28]

Однак широка розмаїтість розроблених керамічних систем для зубопротезного виробництва досі не має чіткої класифікації. До цієї проблеми зверталися багато авторів. Один із підходів представлений [9], де він виділяє такі ознаки класифікації:

типіві кераміки та їхні складові (алюмінієва оксидна, польовошпатна кераміка, склокераміка, ситали для покриттів із барвниками);

за способом застосування (порцеляна для облицювання металевого каркаса в незнімному протезуванні, металокерамічних вкладок);

за методом виготовлення протеза (суцільнолита кераміка з подальшою корекцією морфологічної структури протеза і кольору, фрезерована кераміка на керованому комп'ютером обробному центрі) [9].

Прийнято вважати що СКМ розрізняють за мікроструктурою, методом обробки, призначенням. Основною ознакою класифікації будь-яких матеріалів є їх призначення, сфера застосування, тому СКМ можна поділити на:

базисні або ґрунтові – призначені для моделювання внутрішнього шару коронки зуба;

дентинні – заповнюють середній шар коронки;

емалеві або скловидні – використовують для виготовлення зовнішнього шару коронки зуба (шар повинен бути прозорий) [15].

Аналіз джерел літератури [9-15] показав, що СКМ можна розрізнити, класифікувати за рядом інших ознак, а саме:

За сферою використання СКМ є вихідним матеріалом для створення:

стандартних штучних зубів в заводських умовах;

стандартних фарфорових коронок і заготовок для вкладок в заводських умовах;

індивідуальних фарфорових коронок в умовах зуботехнічної лабораторії;

індивідуальних фарфорових вкладок в умовах зуботехнічної лабораторії;

облицювання суцільнолитих каркасів металевих незнімних зубних протезів (коронок, мостоподібних протезів) (наприклад, маса IPS-Класик фірми «Івоклар», Ліхтенштейн; маси фірми «Віта», Німеччина тощо);

За комплектацією в наборі можуть бути:

у вигляді порошку, розфасованого в ємності (пляшечки, банки), що вимагає подальшого замішування з рідиною, тобто у формі «напівфабрикату»;

готовими до застосування – у вигляді пасти, розфасованої в спеціальні шприци-контейнери.

За міцністю, фізико-механічними та оптичними показниками (описано вище).

За технологією виготовлення:

нанесення шарів облицювання: тришарова методика, двошарова, одношарова з нейтрального кольору з подальшим розфарбуванням. Так, відомі набори керамічних мас Віта-VMK, Біодент тощо. Засновані на техніці пошарового нанесення кераміки. Фірмою «Де-Трей/Дентсплай» (США) був запропонований метод розфарбовування поверхні коронки, яка, на відміну від техніки пошарового нанесення повністю виготовлена з кераміки нейтрального кольору.

випалу: стандартні високотемпературні (наприклад, IPS-Класик), або низькотемпературні (наприклад, маса Дуцерам LFC).

Керамічні маси випускаються промисловим способом у вигляді:

порошку та рідин (чи тільки порошку, що розводиться дистильованою водою);

пасти, розфасованої в спеціальні шприци-контейнери;

стандартних керамічних заготовок циліндричної, прямокутної чи іншої форми.

Правила зберігання мас включають декілька простих положень:

порошкові маси потрібно захищати від вологи;

пастоподібні маси слід зберігати за кімнатної температури;

маси треба захищати від сонячного проміння і високої температури;

рідини слід зберігати за кімнатної температури [15].

Відповідно до [30] було розроблено три типи стоматологічної кераміки:

металокераміка (порцеляна, сплавлена з металом, або PFM) поєднує в собі позитивні механічні властивості литих стоматологічних сплавів і чудові естетичні властивості порцеляни; вибір металів є ключовим елементом PFM;

поширені керамічні серцевинні системи, які схожі на PFM тим, що замість використання сплавів для підтримки порцеляни використовують інший керамічний матеріал з високою міцністю та в'язкістю, але не високими естетичними характеристиками;

кераміка на основі смол передбачає безпосереднє з'єднання кераміки з емаллю та дентином, і, таким чином, опору отримують від власної структури зуба за допомогою смол; збільшується міцність, в'язкість, адгезійне з'єднання, яке усуває дефекти поверхні стоматологічної кераміки і тим самим знижує ймовірність переломів.

Відповідно до роботи Gregg A. Helvey [30] СКМ можна розділити на три категорії за складом:

кераміку, яка складається переважно зі скла;

кераміку, виготовлену з наповненого частинками скла;

кераміку, що складається з полікристалів.

Також автор зазначає, що можна класифікувати СКМ за способом обробки, а саме:

порошкове/рідке нарощування,

шликерне лиття, гаряче керамічне пресування,

адитивне та субтрактивне комп'ютерне проектування/автоматизоване виробництво (CAD/CAM) (рис. 5).

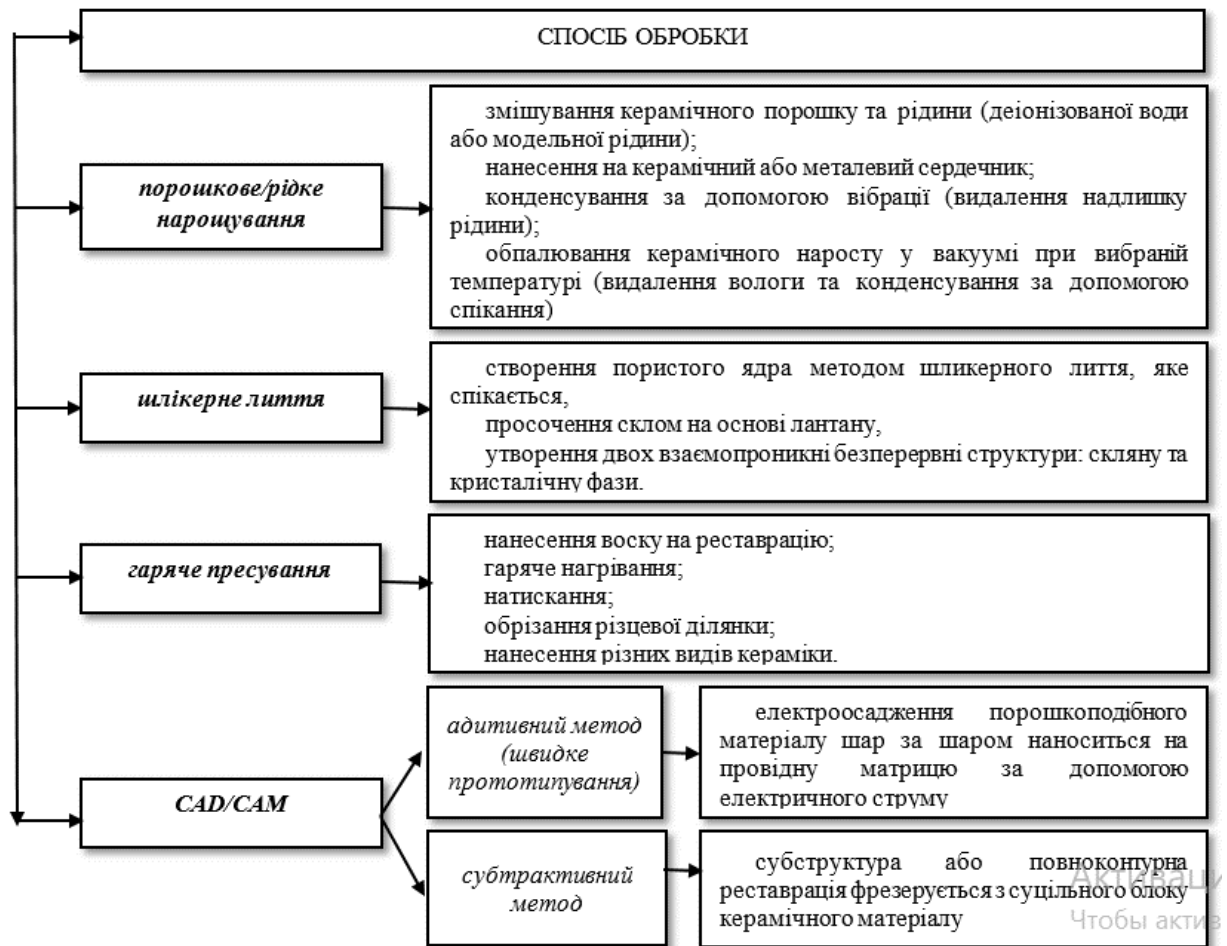


Рис. 5. Класифікація СКМ за способом обробки

Джерело побудовано автором

Іншою ознакою класифікації СКМ є їх поділ за *мікроструктурою*: для польовошпатової порцеляни цей тип називають армованим лейцитом;

прикладом кераміки гарячого пресування є: а) кераміка, що має велику кількість кристалів лейциту і вважається склокерамікою, зміцненою лейцитом; б) суцільнокерамічна коронка, яка створена за принципом додавання дисперсії високоміцного кристала з високим модулем пружності в склоподібній матриці для підвищення міцності та твердості кераміки; в) дисилікат літію, який складається з будь-яких невеликих пластинчастих кристалів, що з'єднуються безладно, містить 70% літій-дисилікатних кристалів; г) діоксид цирконію – біоматеріал, що використовується у вигляді монолітної реставрації або підконструкції з облицювальною керамікою.

Дуже важливою ознакою для естетичності протезів із СКМ є класифікація за *прозорістю*. Відтінок людського зуба визначається за відтінком дентину, оскільки емаль більш прозора. На цей показник впливає кілька факторів: товщина матеріалу, кількість випалів, хімічна природа, розмір

і кількість кристалів у керамічній матриці, відтінок підкладки, тип джерела світла тощо. Параметр напівпрозорості визначається як різниця кольорів між рівномірною товщиною керамічного матеріалу на чорному та білому фоні або коефіцієнт контрастності, який є відношенням освітленості керамічного матеріалу, коли він розміщений на чорному фоні порівняно з білим фоном [30].

Ознакою класифікації, яка враховує показники надійності та довговічності протезів є *стійкість до руйнування*, що встановлюється:

здатністю протистояти зростанню тріщин (матеріал має високе значення в'язкості руйнування, він буде зазнають пластичного руйнування; крихке руйнування є дуже характерним для матеріалів з низьким значенням в'язкості руйнування);

міцністю на вигін – найвища напруга, яку відчуває матеріал у момент його розриву (модуль міцності на розрив або міцність на вигін), яка визначається як здатність матеріалу чинити опір деформації під час навантаження.

Відомо, що керамічні реставрації спричиняють зношування протилежної емалі, тому Gregg A. Helvey класифікує СКМ за абразивністю, що визначається гладкістю матеріалу. Наприклад, порцеляна з низьким рівнем плавлення була розроблена для включення більш дрібних частинок лейциту в менших концентраціях з метою зниження абразивності керамічної поверхні [15].

У роботах [32-33] стверджується, що велика частина кераміки, яка використовується в стоматології, в основному, базується на кремнії. Проте наразі усе більшого використання отримують полікристалічна кераміка (без кремнію у складі), і впровадження так званої «гібридної» кераміки. Це призвело до розробки нової системи класифікації [32] за якою керамічні та керамічні реставраційні матеріали можна розділити на групи:

скломатрична кераміка;

полікристалітна кераміка;

кераміка зі смолою, залежно від фаз/фази, присутніх у їх складі, хімічної речовини.

«Скломатрична кераміка» є неметалевим неорганічним керамічним матеріалом, що містять склофазу, тоді як «полікристалічна кераміка» визначається як неметалеві неорганічні керамічні матеріали, які не містять скло, але тільки кристалічну фазу. Група – «смоляно-матрична кераміка» включає матеріали що мають полімерну матрицю, містить переважно неорганічні тугоплавкі сполуки [32]. Різні фази хімічного складу матеріалів впливає на чутливість керамічного матеріалу до фтористоводородної кислоти

під час травлення (як метод обробки поверхні перед нанесенням клею) для досягнення міцнішого з'єднання кераміки [34].

Першу групу поділяють на три підгрупи:
польовошпатована кераміка,
синтетична кераміка;
скляна інфільтраційна кераміка.

Польовошпатована кераміка, описана вище, є традиційним видом стоматологічної кераміки.

Так звана «синтетична кераміка» це склокераміка з більшою присутністю кристалічної фази, що зменшує можливість утворення тріщин, або поширення сповільнюється, якщо це вже відбулося [32]. Наявність кристалів покращує механічні властивості. Мікроструктура склокераміки містить дисперсну кристалічну фазу (кристали) оточену напівпрозорою склоподібною фазою (матрицею). Склоподібна фаза має звичайні властивості скла, такі як напівпрозорість, крихкість і ненаправлений малюнок руйнування. Кристалічна фаза покращує розсіювання світла та непрозорість, тим самим колір адаптації прозорої склоподібної фази до зубної твердості тканин (емалі та дентину), а також забезпечує керамічний матеріал міцністю, стійкістю під час випалу та стійкістю до навантажень, які виникають в ротовій порожнині [35].

Механічні властивості, строки експлуатації синтетичної склокераміки визначаються двома групами чинників:

внутрішні: розмір, кількість і геометрія кристала, структура розподілу кристалів (однорідність), узгодження теплового розширення/скорочення між кристалічною фазою і склоподібною матрицею;

зовнішні фактори: умови виготовлення та умови середовища експлуатації (вологість (стрескорозія), коливання рівня рН, термоудари, циклічні навантаження та пікові навантаження (тверді предмети під час жування) [36-37].

До основних представників синтетичної склокераміки відносять армовану лейцитом; дисилікат літію; силікат літію, армовану діоксидом цирконію; кераміку на основі фторapatиту.

Кераміка, армована лейцитом складається з кристалів лейциту, які рівномірно розподілені в склоподібній матриці. Кристали лейциту утворюються контрольованим випалюванням польового шпату при 1150°C. [36]. Кераміка має покращену світлопрозорість, флуоресценцію і опалесценцію.

Друга підгрупа це літій-дисилікатна кераміка складається приблизно з 70 об.% кристалічної фази, включеної в склопакет матриці. У процесі

виробництва відливається кераміка в прозорі скляні злитки, які містять літій ортосилікат. Процес часткової кристалізації призводить до утворення 40% пластинчастої форми кристалів метасилікату літію, що вбудовані у склоподібну фазу. Блоки легко фрезеруються. Під час загартування утворюються кристали дисилікату літію [36-37].

Представником третьої підгрупи є силікат літію, посилений діоксидом цирконію, склокерамічний матеріал, збагачений високодисперсним діоксидом цирконію. Виготовлення керамічних заготовок і реставрації проходить у три етапи, подібно до літій-дисилікатної кераміки. Кристалічна фаза складається з метасилікату літію і кристалів дисилікату літію. Діоксид цирконію діє як нуклеуючий агент, але матриця залишається розчиненою у склоподібному вигляді.

Наступною підгрупою є фторопатитова склокераміка, яка містить кристали фторопатиту різних розмірів, що вбудовані в склоподібну матрицю. Вони відповідають за опалесценцію матеріалу [36-37].

Скляна інфільтраційна (склопросочена) кераміка належить до групи склокераміки, в якій взаємопроникаючі фази композитів переплітаються по всьому об'єму матеріалу [36-37]. Керамічний матеріал виготовляється методом шликерного лиття або технологіями CAD/CAM. Суспензія щільно упакована, керамічні частинки спікають до вогнетривкого барвника (в техніці шликерного лиття) або порошок кераміки піддають сухому пресуванню у форму, ущільнюють до виготовлення керамічного блоку (CAD/CAM техніка), які згодом фрезеруються в установці CAM.

Пористий керамічний каркас інфільтрується лантановим склом під час другого випалу, таким чином збільшуючи міцність реставрації [37].

Оптичні властивості та кінцева міцність кераміки залежить від хімічного складу пористого ядра.

У другій групі знаходиться полікристалічна кераміка – дрібнозерниста кристалічна структура без склоподібної фази. Кристали розташовані щільно у регулярні масиви, таким чином зменшуючи тріщини розмноження, що забезпечує матеріалу високу міцність і в'язкість руйнування [36-37].

Оксид алюмінію використовується в медицині завдяки своїй біосумісності, відмінній зносостійкості, стійкості до корозії тощо. Окрім того кристалічний оксид алюмінію використовується для підвищення стабільності стоматологічної кераміки (дисперсійне зміцнення).

Глинозем проявляє найвищу стійкість до гідролізу порівняно з іншими керамічними матеріалами низький теплопровідність і висока міцність на вигин. Блоки глинозему спочатку виготовляються частково спеченими, що дозволяє легко обробляти-фрезерувати. Усадка, яка відбувається під час

подальшого процесу спікання, бути точно розрахованими, тому конструкції точно підігнані. Крім того, збільшення використання матеріалів із покращенням механічні властивості, такі як стабілізований діоксид цирконію та його особливості для трансформаційного зміцнення, призвела до зниження використання глинозему.

Цирконій – блискучий сріблястий метал, відносно м'який і гнучкий у дуже чистому вигляді. Найважливішою його сполукою є діоксид цирконію.

Існують різні види цирконієвих матеріалів залежно від фазового стану зерен діоксиду цирконію (склад), але в стоматології використовуються лише три:

частково стабілізований діоксид цирконію (PSZ), двофазний матеріал із тетрагональною фазою (трансформовані зерна діоксиду цирконію), виділені в кубічну матрицю, де стабілізація здійснюється магnezією;

цирконієві загартовані композити (ZTC) – матриця з високим модулем пружності, що вбудовує трансформовані зерна діоксиду цирконію; найбільш використовуваною матрицею є оксид алюмінію, матеріал відомий як загартований оксидом алюмінію цирконій (ZTA).

тетрагональний цирконій полікристали (TZP) – весь матеріал складається з трансформованих зерен t-цирконію. Стабілізований оксидом ітрію як Y-TZP, використовується в стоматології для виробництва ортодонтичні керамічні брекети.

PSZ і ZTC є двофазними матеріалами, а TZP – однофазними.

Матеріали на основі діоксиду цирконію мають найвищу міцність, опір руйнуванню, в'язкість руйнування та твердість за Віккерсом серед усіх інших керамічних матеріалів [36].

Смоляно-матрична кераміка це нова категорія стоматологічних матеріалів, гібриди, що складаються з органічної матриці, щільно наповненої керамічними частинками.

Специфічний склад і технологія виготовлення призвела до отримання матеріалу з вищою міцністю на вигин, руйнування і зносостійкість ніж композиційні матеріали (нанокластери) і зі значно покращеною здатністю до полірування та оптичними властивостями. Полімерна смола як матриця сприяє деяким властивостям: матеріал не крихкий і стійкий до розривів, з амортизаційними характеристиками. Незважаючи на високий вміст кераміки, це матеріал не рекомендований для виготовлення коронок, але тільки для вкладок, накладок і вінірів [36].

Подібні підходи до класифікації СКМ подана в роботі [38].

Отже, аналіз джерел літератури дав змогу уявити класифікацію СКМ у вигляді рисунку 5.

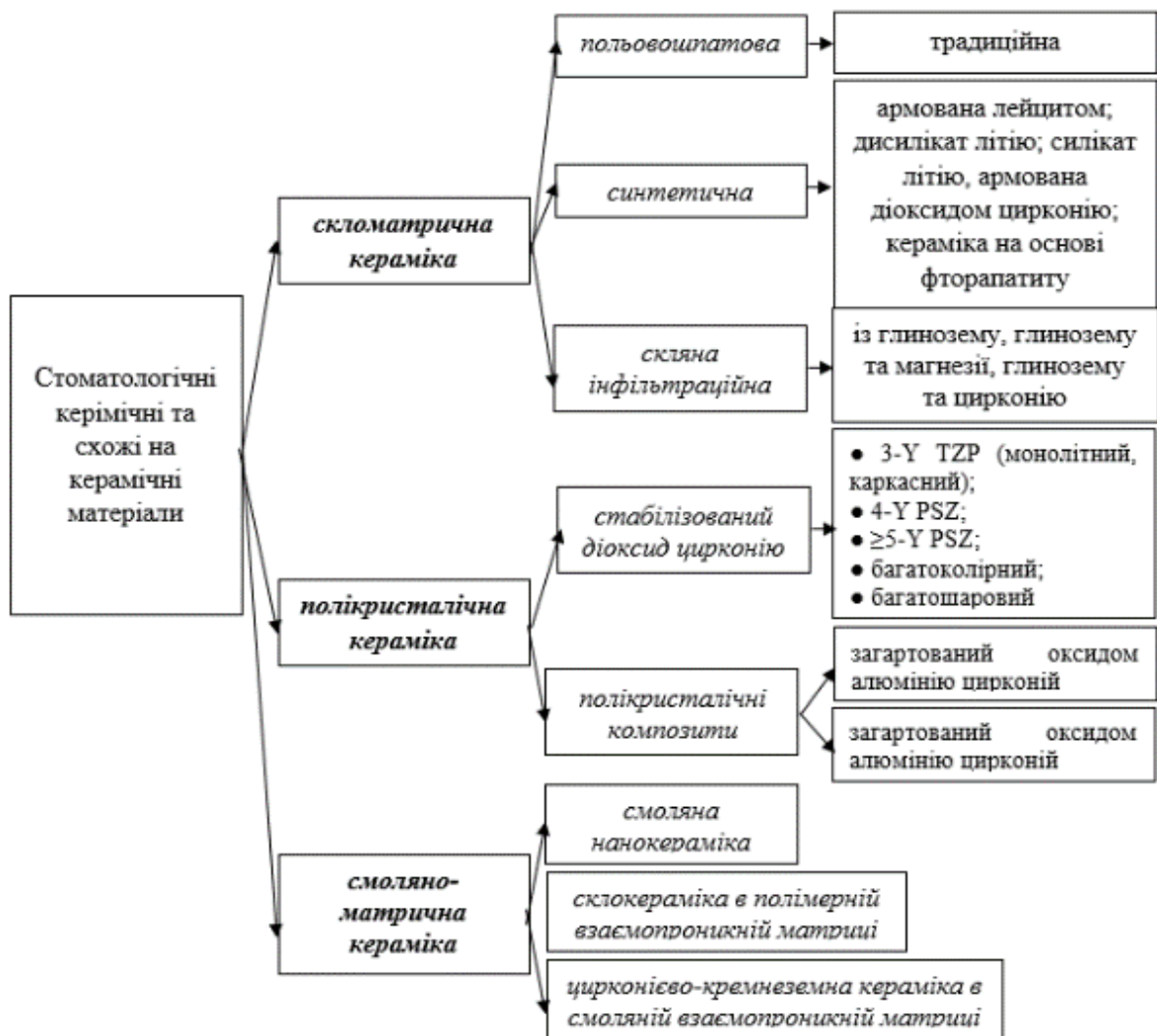


Рис. 5. Класифікація СКМ та схожих на кераміку матеріалів
Джерело побудовано автором [31-39]

Отже, аналіз джерел літератури показав, що стоматологічну кераміку можна розрізняти, класифікувати за рядом ознак, а саме призначенням, мікроструктурою, методом обробки, технологією виготовлення, комплектацією, тощо.

Новітні СКМ, їх системи та впровадження сучасних технологій їх виготовлення. Технології активно впроваджуються у різні сфери діяльності, і сучасна стоматологія не є винятком. Зокрема, новаторські досягнення в області комп'ютерного моделювання та автоматизації виробництва, представлені технологією CAD/CAM, надають стоматологічній галузі нові горизонти, поліпшуючи не тільки якість, але і швидкість виготовлення зубних протезів. Фактично, вона являє собою деталізоване комп'ютерне моделювання з наступним автоматизованим процесом виготовлення зубних протезів на фрезерних верстатах.

Нове покоління керамічних матеріалів представляє цікаві варіанти як з точки зору вибору матеріалу так і технології виготовлення. Досягнення в області технологій CAD/CAM стали каталізатором розробки естетичних цільнокерамічних реставрацій з гарними біомеханічними властивостями. Хоча жоден із цих матеріалів не демонструє ідеальних клінічних властивостей для універсального застосування, передбачені інтенсивні дослідницькі зусилля для підвищення сили, естетичності, точності та здатності надійного з'єднання з різними стоматологічними засобами [41-42].

Естетична стоматологія, зумовлена високим попитом на естетично привабливі та природно виглядаючі реставрації, особливо на суцільнокерамічні реставрації, стала сегментом стоматології, який за останні роки зазнав величезних удосконалень. Все більше використання полікристалічного оксиду алюмінію та цирконію як каркасних матеріалів, а також зростання популярності та різноманітності систем автоматизованого проектування та автоматизованого виробництва (CAD-CAM), здається, є взаємно прискорюючими тенденціями. Насправді технологія CAD-CAM відкриває нові можливості для науковців із стоматологічних біоматеріалів у галузі досліджень. Щомиті доступні нові та вдосконалені матеріали [41].

Загальновідомо, що CAD розшифровується як Computer Assisted Design, тобто комп'ютерна допомога у дизайні/проектуванні (а застосовно до стоматології – у моделюванні), а CAM – це Computer Aided Manufacturing, тобто комп'ютерна допомога у виготовленні/виробництві. Відповідно, CAD/CAM технологія – це прогресивна методика, що дозволяє автоматизувати основні етапи створення коронок та інших зубних ортопедичних конструкцій. Спочатку за результатами цифрового сканування у спеціальній програмі створюється модель протеза, який ідеально підходить конкретному пацієнтові. А вже після цього всі отримані дані передаються на спеціальне обладнання, що виточує коронку [40-41].

У роботі [42] встановлена перевага системи CAD/CAM: більша оперативність, яка не потребує отримання відбитків і виготовлення тимчасових коронок, тим самим зменшуючи собівартість конструкції; набагато вищий, ніж при роботі з традиційними технологіями, косметичний ефект. Переваги CAD/CAM представлені на рис. 5.

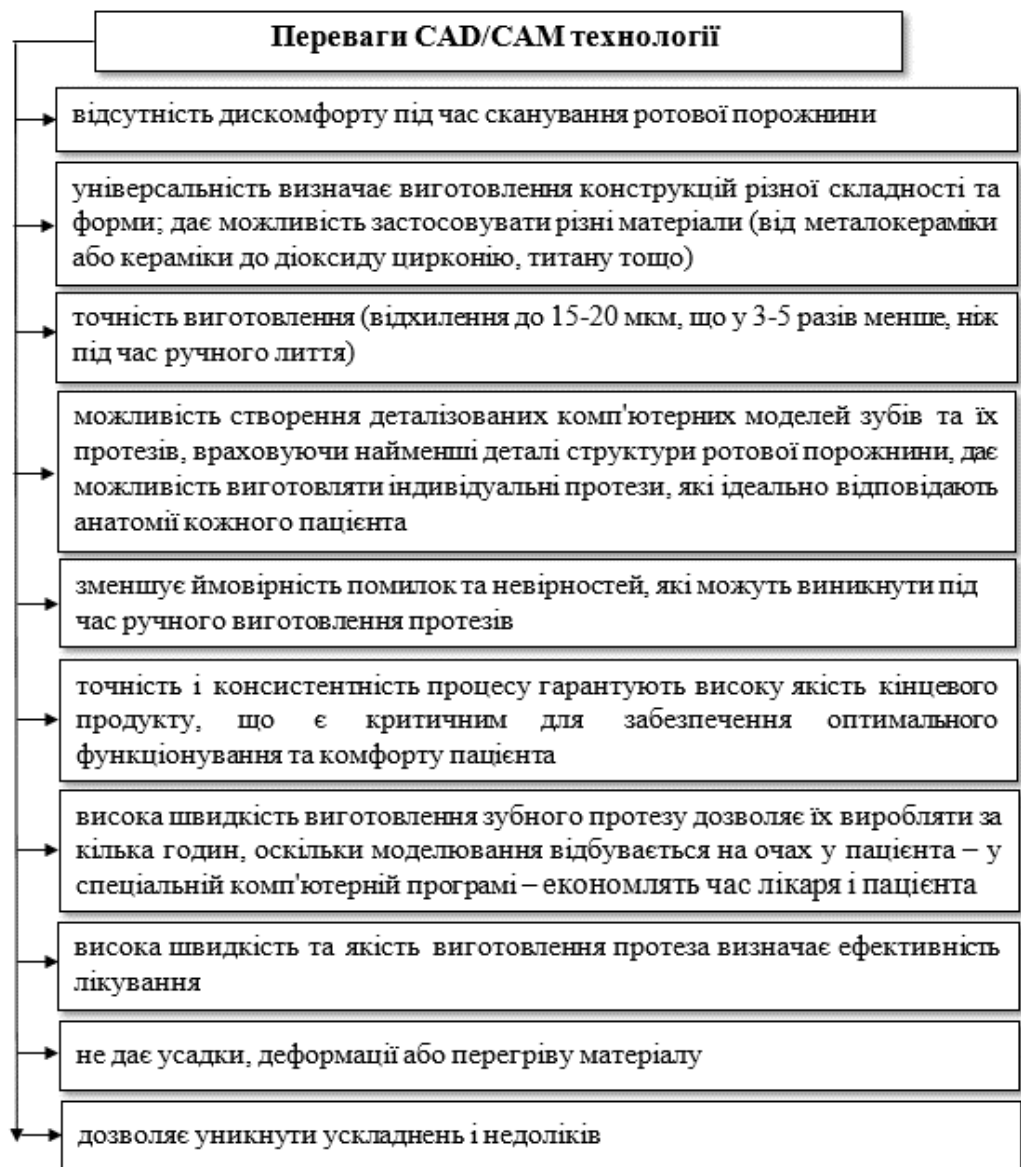


Рис. 5. Переваги CAD/CAM технології перед класичними технологіями

За своєю хімічною природою фрезеровану кераміку класифікують на чотири категорії [43]:

- склоподібна кераміка,
- кераміка зі склом,
- полікристалічна кераміка,
- полімерна інфільтрована керамічна сітка.

Тип суцільнокерамічної реставрації визначається номером кераміки, з якої складається протез. Подвійна реставрація (подвійний, двокомпонентний або керамокерамічний) передбачає два види хімічно різних, але доповнюючих видів кераміки на обох механічному і естетичному рівнях. Інфраструктура отримана фрезеруванням твердого блоку, виготовленого з кераміки різних категорій, за допомогою CAD/CAM процедури, більш однорідна. Потім

зібрана інфраструктура буде покрита косметичною керамікою з використанням традиційної техніки стратифікації, на яку буде нанесено суміш керамічного порошку та рідини шарів до рівня інфраструктури для отримання остаточної форми та естетичного вигляду [44-].

Сучасний стоматологічний ринок продукції випускає багато видів керамічних мас, які відрізняються між собою складом, якістю, можливістю застосування і ціною політикою. Прикладом СКМ та систем є такі: «Ultropaline» (Україна), «Duceram Plus», «Duceram Kiss» («DeguDent», Німеччина), «VITA Interno», «VITA VMK Master» («VITA», Німеччина), система IPS Classic, IPS Empress («Ivoclar», Ліхтенштейн).

Отже, CAD/CAM технологія в стоматології визначає новий стандарт у виготовленні зубних протезів., а ефективність, точність та швидкість робить її невід'ємною частиною сучасного підходу до стоматологічної практики [43-46].

Удосконалення керамічних систем в стоматологічній практиці є важливим напрямком досліджень, спрямованим на поліпшення ефективності та якості стоматологічних реставрацій. З аналізу доступних джерел можна зробити наступні висновки:

розвиток нових матеріалів: розробка нових суцільнокерамічних матеріалів, зокрема на основі діоксиду цирконія, що мають високі показники механічних та естетичних властивостей; матеріали мають перспективне майбутнє завдяки вдосконаленню хімічного складу та внутрішньої структури;

функціонально градуйована кераміка є однією з ключових стратегій, яка може забезпечити оптимальні властивості від ядра до поверхні та дозволить створювати реставрації, які відповідають високим механічним навантаженням та мають відмінну естетику;

біосумісність та взаємодія з тканинами: дослідження зорієнтовані на вивчення процесів взаємодії керамічних матеріалів з біологічними рідинами та тканинами; розробка матеріалів з покращеною біосумісністю є ключовим аспектом для успішної інтеграції реставрацій у стоматологічну практику;

нанотехнології та мініатюризація: важливий етап удосконалення керамічних систем; зменшення розміру зерен до нанорозмірів може призвести до отримання матеріалів із покращеними властивостями, що важливо для розвитку нових застосувань, таких як сенсори чи біоматеріали.

розумне поєднання з іншими матеріалами: Розвиток методів сполучення кераміки з іншими матеріалами відкриває можливості для створення "розумних" комбінацій, які поєднують переваги кераміки з іншими матеріалами для розширення областей їхнього застосування.

У цілому, вдосконалення керамічних систем у стоматологічній практиці є комплексним завданням, яке включає в себе розробку нових матеріалів, оптимізацію їхніх властивостей та забезпечення взаємодії з біологічними тканинами для досягнення максимальної ефективності та довговічності стоматологічних реставрацій [39].

Список використаної літератури

1. Еволюція протезування. Від дерева до фарфору. URL : <http://surl.li/oxdwb>. (дата звернення 12.12.2023).
2. Еволюція протезування. Триумф кераміки. URL : <http://surl.li/oxdvx>. (дата звернення 12.12.2023)
3. Історія штучних зубів. Часть 3. URL : <http://dentalparts.com.ua/news/20/>. (дата звернення 12.12.2023)
4. Історія ортопедичної стоматології. Якими були перші зубні протези. URL : <http://surl.li/owaws>. (дата звернення 14.12.2023)
5. Іваніщенко Л.О., Голубничий В.І., Гризодуб В.І., Серова Л.В. Сучасні аспекти естетики в ортопедичній стоматології і пошук її підвищення. Питання ортопедичної стоматології: зб. наук. пр. Полтава, 1997. 57 с.
6. Рамусь М.О. Фарфор як конструкційний матеріал у стоматології URL : <http://surl.li/ovxpu><http://surl.li/ovxpu>. (дата звернення 12.12.2023)
7. Небесный К.С. Флюсы и их химическая растворимость в стоматологических фарфоровых массах. Стоматолог. 2001. №9. С. 26-28.
8. Костенко С. Б., Гасюк П. А., Форос А. І., Кенюк А. Т., Пензелик І. В. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання. Ужгород: ПП «АУТДОР-ШАРК», 2019. 143 с.
9. Король Д. М., Рамусь М. О., Король М. Д., Дорубець А. Д. Клінічні лабораторні дослідження виготовлення металокерамічних зубних протезів: монографія. Полтава ФОП Мирон І. А. 2017. 136 с.
10. Bajraktarova Valjakova E, Guguvcevski Lj, Korunoska Stevkovska V, Gigovski N., Kapusevska B., Mijoska A., Bajevska J., Bajraktarova Misevska C., Grozdanov A. Dental ceramic materials, part I: Technological development of all-ceramic dental materials. Macedonian Stomatological Review. 2018;41(1-2):30–4.
11. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. Dent Mater. 2011;27(1):83–96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024> PMID:21094996.
12. Склад стоматологічного фарфору. URL : <http://um.co.ua/7/7-8/7-838.html>. (дата звернення 20.12.2023).
13. Craig's Restorative Dental Materials (Thirteenth Edition) 2012, Pages 253-275.
14. Edward A. McLaren¹ and Russell Giordano² Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. URL : https://www.moderndentistrymedia.com/may_june2014/mclaren.pdf. (дата звернення 20.12.2023).
15. Керамічні маси та сітали. URL : <http://surl.li/ouyog>. (дата звернення 20.12.2023).
16. Саввова О. В., Воронов Г. К., Фесенко О. І., Пилипенко О. І. Основи біоматеріалознавства : навч. посіб. Харків : ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2023. 202 с.
17. Уварова І.В., Мамксименко В.Б. Біосумісні матеріали для медичних виробів : навч. посіб. Київ: КіМ, 2013. 231 с.
18. Ralf J. Konal et al. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An updateю. Periodontology 2000. 2008. No. 47. P. 224–243.

19. Беспалова О. Я. Біоматеріали та біосумісність. URL : <http://surl.li/ouzbi>. (дата звернення 20.12.2023).
20. Шигимага В. О. Класифікація та застосування біосумісних імплантаційних матеріалів. Державний біотехнологічний університет. Харків, 2023. 17 с.
21. Тісов О. В. Основи біомеханіки. URL : <http://surl.li/ouzel>. (дата звернення 22.12.2023).
22. Кононко І. В., Сергєєв В. П., Щербицька О. В., Кліпов В. Д., Кононко Н. В. Вуглецеві наноструктурні матеріали: токсичність та біосумісність. "Вісник" УМТ № 1 (8) 2015. С. 58-67.
23. Олійник І. М. БІОМАТЕРІАЛИ. Маріуполь : ДВНЗ «ПДТУ», 2019. 39 с.
24. Основи біоматеріалознавства. / О. В. Саввова, Г. К. Воронов, О. І. Фесенко, О. І. Пилипенко; Харків. нац. ун-т міськ. госп-ва ім. О. М. Бекетова. Харків : ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2023. 202 с.
25. ДСТУ EN ISO 6872 Стоматологія. Керамічні матеріали. URL : <http://surl.li/pqrsq>. (дата звернення 22.12.2023).
26. EN ISO 6872 Стоматологія. Керамические материалы. URL : <http://surl.li/oxdvc>. (дата звернення 22.12.2023).
27. Нова класифікація керамічних матеріалів у стоматології: як зробити правильний вибір? URL : <http://www.zuby.in.ua/?p=5908>. (дата звернення 22.12.2023)
28. Сидоренко Г.И. Зуботехническое материаловедение. К.: Вища школа, 1988. 184 с.
29. Все різноманіття стоматологічних фарфорових мас можна класифікувати за різними ознаками. URL : <http://surl.li/ovujz>. (дата звернення 22.12.2023).
30. Li Wu Zheng, ... Ru Qing Yu, in Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2019. ISBN 978-0-12-805144-3. URL : <https://www.sciencedirect.com/referencework/9780128051443/encyclopedia-of-biomedical-engineering>. (дата звернення 22.12.2023).
31. Gregg A. Helvey Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations Compendium, 2014, Volume 35, Issue 1. URL : <https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/2014/01/classifying-dental-ceramics-numerous-materials-and-formulations-available-for-indirect-restorations>. (дата звернення 22.12.2023).
32. Gracis S., Thompson V. P., Ferencz J. L., Silva Nelson R.F.A., Bonfante E. A. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. 28(3). 2015. Pages 227-235.
33. Bajraktarova-Valjakova E., Korunoska-Stevkovska V., Kapusevska B., Gigovski N., Bajraktarova-Misevska C., Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences. 2018 Sep 25; 6(9):1742-1755. DOI:10.3889/oamjms.2018.378
34. Bajraktarova Valjakova E, Grozdanov A, Guguvcevski Lj, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Mijoska A, Bajraktarova Misevska C. Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part I: Acids, application protocol and etching effectiveness. Open Access Maced J Med Sci. 2018; 6(3):568-73. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.147> PMID:29610622 PMCID:PMC5874387
35. Ernesto B. Benalcázar-Jalkh, Edmara T. P. Bergamo, Tiago M. B. Campos, Paulo G. Coelho, Irena Sailer, Satoshi Yamaguchi, Larissa M. M. Alves, Lukasz Witek, Sérgio M. Tebcherani and Estevam A. Bonfante. A Narrative Review on Polycrystalline Ceramics for Dental Applications and Proposed Update of a Classification System. URL : <https://www.mdpi.com/1996-1944/16/24/7541>.
36. Benalcázar-Jalkh E. B., Bergamo E. T. P., Campos T. M. B., Coelho P. G., Sailer I., Yamaguchi S., Alves L. M. M., Witek L., Tebcherani S. M., Bonfante E. A. A Narrative Review on Polycrystalline Ceramics for Dental Applications and Proposed Update of a Classification

System. Materials 2023, 16 (24), 7541; <https://doi.org/10.3390/ma16247541>.
<https://www.mdpi.com/1996-1944/16/24/7541>.

37. Balakrishna P, Murty BN, Anuradha M. A new process based agglomeration parameter to characterize ceramic powders. *Journal of Nuclear Materials*. 2009;384:190-193.

38. Bovera M. All-ceramic material selection: how to choose in everyday practice. *Int J Esthet Dent*. 2016; 11:265-269.

39. Loo Chien Win, Peter Sands, Stephen J Bonsor, FJ Trevor Burke Ceramics in dentistry: which material is appropriate for the anterior or posterior Dentition? Part 1: materials science From Volume 48, Issue 8, September 2021. Pages 680-688.

40. Brenes C., Duqum I.& Mendonza G. Materials and systems for all ceramic CAD/CAM restorations. URL : <https://www.dental-tribune.com/c/ivoclar/news/materials-and-systems-for-all-ceramic-cadcam-restorations/> (дата звернення 22.12.2023).

41. Teerthesh Jain, Amit Porwal, Bhushan R Bangar, Siddhant B Randive, Kunal P Vaishnav, Kunal Walkar, Abhishek Singh Nayyar Computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic biomaterials in dentistry. *Journal of Dental and Allied Sciences* 2018. 7(1): DOI: 10.4103/jdas.jdas_28_17.

42. Нідзельський М. Я., Давиденко Г. М., Цветкова Н. В., Соколовська В. М. Роль комп'ютерних технологій в сучасній ортопедичній стоматології. *Експериментальна і клінічна медицина*. 2013. № 4 (61). С. 161–164.

43. What is CAD (Computer Aided Design)? Definition, Types, and Applications. URL : <https://www.spiceworks.com/tech/devops/articles/what-is-cad/>. (дата звернення 24.12.2023).

44. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art Raymond Wai Kim Li, Tak Wah Chow, Jukka Pekka Matinlinna. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1883195814000899>. (дата звернення 24.12.2023).

45. Flexural Strength of Different Monolithic Computer-Assisted Design and Computer-Assisted Manufacturing Ceramic Materials upon Different Thermal Tempering Processes. URL : <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0040-1713957>. (дата звернення 24.12.2023).

46. Abdullah, Adil O.; Muhammed, Fenik K.; Zheng, Bowen; Yi Liu. An Overview of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) in Restorative Dentistry. *Journal of Dental Materials & Techniques*, 2018, Vol 7, Issue 1, p1.

References

1. Evolyutsiya protezuvannya. Vid dereva do portselyany. URL: <http://surl.li/oxdwb>. (Data zvernennya 12.12.2023).

2. Evolyutsiya protezuvannya. Triumf keramiky. URL: <http://surl.li/oxdvx>. (data zvernennya 12.12.2023)

3. Istoriya shtuchnykh zubiv. Chastyna 3. URL: <http://dentalparts.com.ua/news/20/>. (data zvernennya 12.12.2023)

4. Istoriya ortopedychnoyi stomatolohiyi. Yakymy buly pershi zubni protezy. URL: <http://surl.li/owaws>. (data zvernennya 14.12.2023)

5. Ivanishchenko L.O., Holubnychyy V.I., Hryzodub V.I., Syerova L.V. Suchasni aspekty estetyky v ortopedychniy stomatolohiyi ta poshuk yiyi pidvyshchennya. *Pytannya ortopedychnoyi stomatolohiyi: zb. nauk. pr. Poltava*, 1997. 57 s.

6. Ramus' M.O. Portselyana yak konstruktsiynnyy material u stomatolohiyi URL: <http://surl.li/ovxpu><http://surl.li/ovxpu>. (data zvernennya 12.12.2023)

7. Nebesnyy K.S. Flyusy ta yikh khimichna rozchynnist' u stomatolohichnykh farforovykh masakh. *Stomatoloh*. 2001. №9. Z. 26-28.

8. Kostenko S. B., Hasyuk P. O., Foros O. I., Kenyuk O. T., Penzelik I. V. *Materialoznavstvo ta stomatolohichne obladnannya*. Uzhhorod: PP «AUTDOR-SHARK», 2019. 143 s.

9. Korol' D. M., Ramus' M. O., Korol' M. D., Dorubets' O. D. Klinichni laboratorni doslidzhennya vyhotovlennya metalokeramichnykh zubnykh proteziv: monohrafiya. Poltava FOP Myron I. O. 2017. 136 s.
10. Bayraktarova Val'yakova E, Huhuvtsevs'kyy L., Korunos'ka S. V., Hihovs'kyy N., Kapusevs'ka V., Miyoska A., Bayevs'ka J., Bayraktarova M. S., Hrozdanov A. Dental'nyy keramichnyy material, chastyna I: Tekhnolohichnyy rozvytok dental materials. Macedonian Stomatological Review. 2018; 41 (1-2): 30-4.
11. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. Z porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. Dent Mater. 2011;27(1):83-96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024> PMID:21094996.
12. Sklad stomatolohichnoho farforu. URL: <http://um.co.ua/7/7-8/7-838.html>. (Data zvernennya 20.12.2023).
13. Craig's Restorative Dental Materials (Thirteenth Edition) 2012, Pages 253-275.
14. Edward A. McLaren¹ i Russell Giordano² Ceramics overview: klasyfikatsiya za mikrostrukturoyu i protsesom metodiv. URL: https://www.moderdentistrymedia.com/may_june2014/mclaren.pdf. (Data zvernennya 20.12.2023).
15. Keramichni masy ta sitali. URL: <http://surl.li/ouyog>. (Data zvernennya 20.12.2023).
16. Savvova O. V., Voronov H. K., Fesenko O. I., Pylypenko O. I. Osnovy biomaterialoznavstva: navch. posib. Kharkiv: KHNUMH im. O. M. Beketova, 2023. 202 s.
17. Uvarova I.V., Mamksymenko V.B. Biosumisni materialy dlya medychnykh vyrobiv: navch. posib. Kyiv: KiM, 2013. 231 s.
18. Ralf J. Konal ta in. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An updateyu. Periodontology 2000. 2008. No. 47. P. 224-243.
19. Bespalova O. YA. Biomaterialy ta biosumisnist'. URL: <http://surl.li/ouzbi>. (Data zvernennya 20.12.2023).
20. Shyhimaha V. O. Klasyfikatsiya ta zastosuvannya biosumisnykh implantatsiynykh materialiv. Derzhavnyy biotekhnolohichnyy universytet. Kharkiv, 2023. 17 s.
21. Tisov O. V. Osnovy biomekhaniky. URL: <http://surl.li/ouzel>. (Data zvernennya 22.12.2023).
22. Kononko I. V., Serhyeyev V. P., Shcherbyts'ka O. V., Klipov V. D., Kononko N. V. Vuhletsevi nanostrukturni materialy: toksychnist' ta biosumisnist'. "Visnyk" UMT №1 (8) 2015. C. 58-67.
23. Oliynyk I. M. BIOMATERIALI. Mariupol': DVNZ «PDTU», 2019. 39 s.
24. Osnovy biomaterialoznavstva. / O. V. Savvova, H. K. Voronov, O. I. Fesenko, O. I. Pylypenka; Kharkiv. nats. un-t mis'k. hosp-va im. O. M. Beketova. Kharkiv: KHNUMH im. O. M. Beketova, 2023. 202 s.
25. DSTU EN ISO 6872 Stomatolohiya. Keramichni materialy URL: <http://surl.li/pqrsq>. (Data zvernennya 22.12.2023).
26. EN ISO 6872 Stomatolohiya. Keramichni materialy URL: <http://surl.li/oxdvc>. (Data zvernennya 22.12.2023).
27. Nova klasyfikatsiya keramichnykh materialiv u stomatolohiyi: yak zrobyty pravyl'nyy vybir? URL: <http://www.zuby.in.ua/?p=5908>. (data zvernennya 22.12.2023)
28. Sydorenko H.I. Zubotekhnichne materialoznavstvo. K.: Vyscha shkola, 1988. 184 s.
29. Usi riznomanittya stomatolohichnykh farforovykh mas mozhna klasyfikuvaty za riznymi oznakamy. URL: <http://surl.li/ovyjz>. (Data zvernennya 22.12.2023).
30. Li Wu Zheng, ... Ru Qing Yu, v Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2019. ISBN 978-0-12-805144-3. URL: <https://www.sciencedirect.com/referencework/9780128051443/encyclopedia-of-biomedical-engineering>. (Data zvernennya 22.12.2023).
31. Gregg A. Helvey Classifying Dental Ceramics: Bahato materialiv i formulyuvan' dostupni dlya Indirect Restorations Compendium, 2014, Volume 35, Issue 1. URL:

- https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/2014/01/class_ceramics-numerous-materials-and-formulations-available-for-indirect-restorations. (Data zvernennya 22.12.2023).
32. Gracis S., Thompson V. P., Ferencz J. L., Silva Nelson R.F.A., Bonfante E.A. 28(3). 2015. Pages 227-235.
 33. Bayraktarova-Val'yakova E., Korunos'ka-Stevkovskaya V., Kapusevs'ka B., Hihovs'kyi N., Bayraktarova-Misevs'ka C., Hrozdanov A. Potentsiyni detal'ni keramichni materialy, A Review: khimichni kompozytsiyyi, fizychni ta mekhanichni vlastyivosti. . Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences. 2018 Sep 25; 6 (9): 1742-1755. DOI:10.3889/oamjms.2018.378
 34. Bayraktarova Val'yakova E, Hrozdanov A, Huhuvtsevs'kyi L., Korunos'ka-Stevkovs'ka V, Kapusevs'ka V, Hihovs'kyi N, Miyoska A, Bayraktarova Misevs'ka S. A. m. ye pytanniam vidpovidnosti metodu dlya povodzhennya z glasscera protocol and etching effectiveness. Open Access Maced J Med Sci. 2018; 6(3):568-73. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.147> PMID:29610622 PMCID:PMC5874387
 35. Ernesto B. Benalcázar-Jalkh, Edmara TP Bergamo, Tiago M. B. Campos, Paulo G. Coelho, Irena Sailer, Satoshi Yamaguchi, Larissa M. M. Alves, Lukasz Witek, Sergio M. Tebcherani i Estevam A. Bonf. A Narrative Review on Polycrystalline Ceramics dlya Dental Applications i Proponovanyy Update of Classification System. URL: <https://www.mdpi.com/1996-1944/16/24/7541>.
 36. Benalcázar-Jalkh E. B., Bergamo E.T. Classification System. Materials 2023, 16 (24), 7541; <https://doi.org/10.3390/ma16247541>. <https://www.mdpi.com/1996-1944/16/24/7541>.
 37. Balakrishna P, Murty BN, Anuradha M. Novi protsesy bazuyut'sya na ahlomeratsiyyi parametra do kharakterystyky keramichnykh porid. Journal of Nuclear Materials. 2009; 384: 190-193.
 38. Bovera M. All-ceramic material selection: how to choose in everyday practice. Int J Esthet Dent. 2016; 11:265–269.
 39. Loo Chien Win, Peter Sands, Stephen J Bonsor, FJ Trevor Burke Ceramics in dentistry: yakyy material ye vidpovidnym dlya poperedn'oho abo poperedn'oho Dentition? Part 1: materials science From Volume 48, Issue 8, September 2021. Pages 680-688.
 40. Brenes C., Duqum I. & Mendonza G. Materials and systems for all ceramic CAD/CAM restorations. URL: <https://www.dental-tribune.com/c/ivoclar/news/materials-and-systems-for-all-ceramic-cadcam-restorations/> (data zvernennya 22.12.2023).
 41. Teerthesh Jain, Amit Porwal, Bhushan R Bangar, Siddhant B Randive, Kunal P Vaishnav, Kunal Walkar, Abhishek Singh Nayyar Computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic biomaterials in dentistry. Journal of Dental and Allied Sciences 2018. 7(1): DOI: 10.4103/jdas.jdas_28_17.
 42. Nidzel's'kyi M. YA., Davydenko H. M., Tsvyetskova N. V., Sokolovs'ka V. M. Rol' komp'yuternykh tekhnolohiy u suchasniy ortopedychniy stomatolohiyi. Eksperymental'na ta klinichna medytsyna. 2013. №4 (61). S. 161-164.
 43. What is CAD (Computer Aided Design)? Definition, Types, and Applications. URL: <https://www.spiceworks.com/tech/devops/articles/what-is-cad/>. (Data zvernennya 24.12.2023).
 44. Keramichni dental'ni biomaterials i CAD/CAM tekhnolohiyi: State of the Art Raymond Wai Kim Li, Tak Wah Chow, Jukka Pekka Matinlinna. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1883195814000899>. (Data zvernennya 24.12.2023).
 45. Flexural Strength of Different Monolithic Computer-Assisted Design and Computer-Assisted Manufacturing Ceramic Materials upon Different Thermal Tempering Processes. URL: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0040-1713957>. (Data zvernennya 24.12.2023).
 46. Abdullah, Adil O.; Muhammed, Fenik K.; Zheng, Bowen; Yi Liu. An Overview of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) v Restorative Dentistry. Journal of Dental Materials & Techniques, 2018, Vol 7, Issue 1, p1