

Міністерство освіти і науки України
Луцький національний технічний університет
Факультет митної справи, матеріалів та технологій
Кафедра матеріалознавства

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
ЗА СТУПЕНЕМ ВИЩОЇ ОСВІТИ «МАГІСТР»

**Оптимізація технології підготовки сплаву Realloy-C під
стоматологічну кераміку / Optimization of technology for
preparing Realloy-C alloy for dental ceramics**

спеціальності 132 "Матеріалознавство"
освітня програма "Матеріалознавство"

Виконав: здобувач вищої освіти
групи Мм-21
Тимейчук Максим Михайлович

(підпис)

Керівник:
к.т.н., доцент
Гусачук Дмитро Анатолійович

(підпис)

Кваліфікаційну роботу
допущено до захисту
«__» _____ 2025 р.
к.т.н., доцент
Гарант освітньої програми:
Мельничук Микола Дмитрович

(підпис)

Луцьк – 2025 року

ЛУЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет митної справи, матеріалів та технологій

Кафедра матеріалознавства

Ступінь вищої освіти: магістр

Галузь знань: 13 Механічна інженерія

Спеціальність: 132 Матеріалознавство

Освітня програма: Матеріалознавство

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Імбирович Н.Ю.

“___” _____ 20__ року

З А В Д А Н Н Я НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ ЗДОБУВАЧУ ВИЩОЇ ОСВІТИ

_____ (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____

керівник роботи _____,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від _____ року № _____

2. Строк подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи «___» _____ 202_ р.

3. Вихідні дані до роботи _____

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) _____

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

АНОТАЦІЯ

Тимейчук М.М. Оптимізація технології підготовки сплаву Realloy-C під стоматологічну кераміку (на матеріалах звіту з переддипломної практики та даних завдання до кваліфікаційної роботи). Рукопис.

Кваліфікаційна робота магістра освітньої програми "Матеріалознавство" спеціальності 132 "Матеріалознавство". Луцький національний технічний університет. Луцьк, 2025.

Кваліфікаційна робота магістра складається з вступу, огляду технічної літератури, у якому проаналізовані матеріали стоматологічної ортопедії та способи формування металокерамічних композитів для потреб стоматології; дослідну частину з описом методики експерименту; результатів досліджень структури отриманих зразків та їх механічних властивостей; розділу аналізу результатів досліджень та розробки практичних рекомендацій щодо оптимізації технології формування металокерамічних композитів для потреб ортопедичної стоматології. Текстова частина містить 54 сторінки тексту, 22 рисунки, 3 таблиці, 19 літературних джерел та посилань, 1 додаток у вигляді презентації результатів досліджень. Презентація представлена на 10 слайдах.

В кваліфікаційній роботі досліджено структура та властивості металокерамічних композитів, на основі чого розроблена оптимальна технологія підготовки суцільнолитих металевих каркасів зі сплаву Realloy-C для виготовлення зубних протезів.

Ключові слова: сплав стоматологічний, кобальт, хром, литво, абразивно-струменева обробка, стоматологічна кераміка, структура, твердість, відпалювання, твердість, адгезія, деформація.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	MP 1625.00.000 ПЗ		
Розроб.		Тимейчук			Літ.	Арк.	Акрушів
Перевір.		Гусачук				3	54
Реценз.					ЛНТУ, каф. матеріалознавства, гр. Мм-21		
Н. Контр.		Мисковець					
Затверд.		Імбирович					

ANNOTATION

Tymeichuk M. Optimization of technology for preparing Realloy-C alloy for dental ceramics (based on the materials of the report on bachelor's practice and the data of the assignment for qualifying work). Manuscript.

Qualifying work of a master's degree of the Educational Program "Material Science" in the specialty 132 Materials Science. Lutsk National Technical University. Lutsk, 2025.

The master's qualification work consists of an introduction, a review of technical literature, which analyzes materials of dental orthopedics and methods of forming metal-ceramic composites for the needs of dentistry; a research part with a description of the experimental methodology; results of research on the structure of the obtained samples and their mechanical properties; a section on the analysis of research results and the development of practical recommendations for optimizing the technology of forming metal-ceramic composites for the needs of orthopedic dentistry. The text part contains 54 pages of text, 22 figures, 3 tables, 19 literary sources and references, 1 appendix in the form of a presentation of research results. The presentation is presented on 10 slides.

The qualification work investigated the structure and properties of metal-ceramic composites, based on which the optimal technology for preparing solid metal frameworks from the Realloy-C alloy for the manufacture of dental prostheses was developed.

Keywords: dental alloy, cobalt, chromium, casting, abrasive blasting, dental ceramics, structure, hardness, annealing, hardness, adhesion, deformation.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						4
Вум.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1 ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА СПЛАВІВ ДЛЯ ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ	9
1.1 Загальна характеристика сплавів для ортопедичної стоматології.....	9
1.2. Керамічні маси для металокерамічних зубних протезів	12
1.3. Технології виготовлення та підготовки металевого каркасу для нанесення керамічних мас	14
1.4. Нанесення і відпал опаківих та дентинних керамічних мас	16
1.4. Способи підвищення адгезійної міцності металокерамічних композитів в ортопедичній стоматології.....	18
1.5. Висновки та постановка мети магістерської роботи	20
РОЗДІЛ 2 МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕНЬ	22
2.1. Опис сплаву та зразків для досліджень	22
2.2. Вимірювання твердості і мікротвердості	24
2.3. Методика досліджень структури зразків	25
2.4. Лиття та обробка підкладок зі сплаву Realloy C.....	28
2.5. Нанесення та відпал опаківих та дентинних керамічних мас	31
2.6. Дослідження адгезійної міцності керамічного покриття	34
РОЗДІЛ 3 СТРУКТУРА МЕТАЛОКЕРАМІЧНИХ ЗРАЗКІВ НА ОСНОВІ СПЛАВУ REALLOY-C.....	36
3.1. Аналіз структури литих підкладок зі сплаву Realloy-C	36
3.2. Вплив піскоструменевої обробки на стан граничних шарів металокераміки.....	37
3.3. Дослідження структури граничних шарів після відпалювання	40
РОЗДІЛ 4 ВЛАСТИВОСТІ МЕТАЛОКЕРАМІЧНИХ КОМПОЗИТІВ НА ОСНОВІ СПЛАВУ REALLOY-C	44
4.1. Ударна міцність зразків металокераміки	44
4.2. Твердість поверхневих шарів сплаву Realloy-C	47

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		5

РОЗДІЛ 5 ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО ВИКОНАННЯ
ТЕХНОЛОГІЇ НАНЕСЕННЯ КЕРАМІЧНИХ ШАРІВ НА ЛИТІ КАРКАСИ ЗІ
СПЛАВУ REALLOY-C..... 49
ВИСНОВКИ ТА ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ..... 51
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 52

ДОДАТОК

					<i>MP 1625.00.000 ПЗ</i>	<i>Арк.</i>
<i>Вим.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		6

ВСТУП

Стоматологічна металокераміка – прогресивна і сучасна галузь у виробництві зубних протезів, яка прийшла слідом за впровадженням фарфору в стоматологічну практику. Під металокерамікою розуміють техніку одержання суцільнолитих металевих каркасів, облицьованих фарфором. Уведення металокераміки – це, безумовно, крок уперед у стоматології, оскільки надає можливість використовувати всі переваги таких матеріалів як метал і фарфор у єдиній конструкції.

За детального розгляду методик та способів протезування фарфоровими коронками можна відмітити один суттєвий недолік властивий цьому виду протезів – недостатню їхню міцність. Властива їм крихкість значно підвищується при порушенні технології або в силу клінічних умов, які затрудняють отримання товстої коронки.

Виходячи з цього, необхідно отримати протез, який має разом з високими естетичними властивостями фарфору достатньо високу механічну міцність. Ця проблема була вирішена практично повністю з розробкою металокерамічних протезів. Головна задача, яка стояла перед спеціалістами, полягала в забезпеченні надійного з'єднання металу з керамікою. Надійне зчеплення металевого сплаву з фарфором досягається внаслідок утворення оксидної плівки, яка забезпечує хімічне з'єднання з керамічною масою при її відпалі. Значною мірою на адгезійну міцність має вплив стан поверхні металевої підкладки, а саме її шорсткість. Відомо, що величина нерівностей може мати неоднозначний вплив на міцність зчеплення металу, особливо до опаків шарів кераміки. Для окремих видів опаків сумішей, що призначені для фонового затемнення металевої підкладки, є актуальним оптимізація нерівностей, яку створюють часто піскоструменевою обробкою.

У стоматології металеві сплави можна класифікують за кількістю основних компонентів: переважно, подвійні та потрійні сплави. В більшості крім основних компонентів стоматологічні сплави містять певну кількість

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		7

інших елементами, що складають сплави, та можуть суттєво впливати на його характеристики. До дорогоцінних сплавів можна віднести склади, коли вони містять від 40 до 60 % золота, іридію, платини, родію, паладію, рутенію та осмію, на відміну від переважно основних або неблагородних сплавів, які мають понад 75% спільних компонентів, будь то нікель-хромові або хром-кобальтові.

Через широке використання металевих сплавів у стоматології, необхідні подальші дослідження для поглиблення знань про ці матеріали. Тому, за допомогою огляду літератури та досліджень неблагородних сплавів на основі кобальту та хрому, щоб визначити механізми адгезії, склад та механічні властивості, а також їхню придатність до металокерамічного протезування.

Під час виконання кваліфікаційної роботи магістра було використано інструменти штучного інтелекту для редагування та форматування тексту (Gemini), а також генерації контенту (графіки, таблиці, списку використаних джерел) виключно як допоміжний засіб для пошуку ідей, уточнення формулювань та опрацювання літератури. Усі твердження, висновки та результати дослідження належать автору та ґрунтуються на власному аналізі, а отримані результати від генеративного ШІ були перевірені на достовірність та відповідність академічній доброчесності.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						8
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1
ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА СПЛАВІВ ДЛЯ
ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ

1.1. Загальна характеристика сплавів для ортопедичної стоматології

В сучасних зуботехнічних лабораторіях використовують близько двохсот різноманітних сплавів для металокераміки [1-3]. Їх поділяють на дві основні групи – благородні й неблагородні. Сьогодні вибір типу металевого сплаву, що використовується для виготовлення незнімних протезів, здійснюється на основі чітко визначених критеріїв, таких як біосумісність, біомеханіка, стійкість до корозії та естетичний вигляд. Ці принципи сприяють оцінці типу матеріалу, з якого виготовлені протези, і включають безліч варіантів: металеві сплави, кераміка (цирконій), полімери ВіоНрр тощо.

Крім того, метали – це хімічні речовини мінерального походження, які використовуються в стоматології для відновлювальних, реабілітаційних та хірургічних цілей, що дозволяє тісний зв'язок з ротовим середовищем та гарантує тривалість лікування. Однак вони схильні до кількох фізико-хімічних та біомеханічних змін. Благородні метали мають високу стійкість до корозії, але їх використання у вигляді сплавів значно підвищує їхню стійкість до навантажень, і, як наслідок, покращуються фізичні властивості та стійкість до корозії [3]. Склад сплавів також надзвичайно важливий для запобігання корозійному впливу та утворенню плям внаслідок хімічних атак, що виникають через присутність металів у ротовій порожнині при безпосередньому контакті з внутрішньоротовими рідинами, що призводить до невдач у ротовій реабілітації.

Чисте золото – це м'який метал. Для підвищення пружності і твердості в його склад додаються лігатурні метали – мідь, срібло, платина [4]. В ортопедичній стоматології використовують такі сплави. В останні роки сплави золота рідко використовуються для зубопротезування.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

Для протезування застосовують срібно-паладієві сплави марок ПД-250, ПД-190, ПД-150, ПД-140. Всі срібно-паладієві сплави мають температуру плавлення близько 1100...1200°C, твердість за Брінелем 600...650 МПа, густину 10...11 г/см³. По фізико-механічних властивостях вони нагадують сплави золота, але поступаються їм по корозійній стійкості. Сплави пластичні, ковкі.

В металокерамічних зубопротезних конструкціях знаходять використання спеціальні леговані сталі [5]. Кількість та типи сплавів для протезування зубів різко зросли за останні 25 років, що ускладнює вибір сплаву для певної клінічної ситуації. Такі фактори, як вартість, потреба в кращій міцності та побоювання щодо корозії сплавів, змусили ринок сплавів суттєво змінитися. Ряд властивостей, включаючи межу текучості, твердість, модуль пружності, мікроструктурні фази, розмір зерна, стійкість до корозії, коефіцієнт теплового розширення, колір оксиду та діапазон плавлення, мають значення для правильного вибору сплаву для певної клінічної проблеми. У цій статті після короткого історичного огляду протезних сплавів та номенклатури сплавів обговорюються найважливіші фізичні властивості сплавів для клінічної практики. Далі представлено короткий огляд типів сплавів, доступних сьогодні, та їх класифікацію. Нарешті, зроблено припущення щодо майбутніх тенденцій для сплавів та запропоновано прості рекомендації, які допоможуть стоматологам вибрати відповідні сплави для своєї практики. Цей огляд не включає сплави для імплантів, стоматологічну амальгаму та сплави для ортодонтичного та ендодонтичного застосування.

Сплави на основі кобальту, хрому і нікелю для зуботехнічних потреб були запропоновані в середині минулого століття [3, 5]. Сьогодні широко застосовується кобальтохромонікелевий сплав КХС, який випускається промисловістю. Основу сплаву складає кобальт (65...67 %), хром (26...30 %) та нікель (3...5 %). Легуючими елементами є: молібден (4...5,5 %), марганець (0,5 %), кремній (0,5 %), залізо (0,5 %), вуглець (0,2 %).

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						10
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Сплав КХС характеризується високими фізико-механічними властивостями, має малу густину і добру рідкотекучість, що дозволяє відливати ажурні зуботехнічні вироби високої міцності. Високий модуль пружності і невелика густина (8 г/см^3) дозволяють виготовляти більш легкі і більш міцні протези.

Кобальто-хромовий сплав Realloy-C складається з 65 % кобальту, 25 % хрому, 5 % молібдену [6]. З діаграми стану системи Co-Cr (рисунок 1.1) видно, що в системі утворюються декілька твердих розчинів. Вище $1150 \text{ }^\circ\text{C}$ утворюються рідкі фази, які складаються з $\alpha\text{-Co}$ та $\alpha\text{-Cr}$, згідно з бінарною фазовою діаграмою Co-Cr. Рідкі фази відіграють вирішальну роль у формуванні твердих фаз на основі кобальту. Фазова діаграма показує, що Cr зменшує область $\alpha\text{-Co}$ та вміст цієї фази. Це явище призводить до зменшення кількості рідкої фази під час кристалізації, що шкідливо впливає на поведінку ущільнення сплаву. Максимальне легування Cr призводить до утворення зон збагачення Cr, що викликає збільшення кількості пор та запобігає дифузії між частинками у твердому стані.

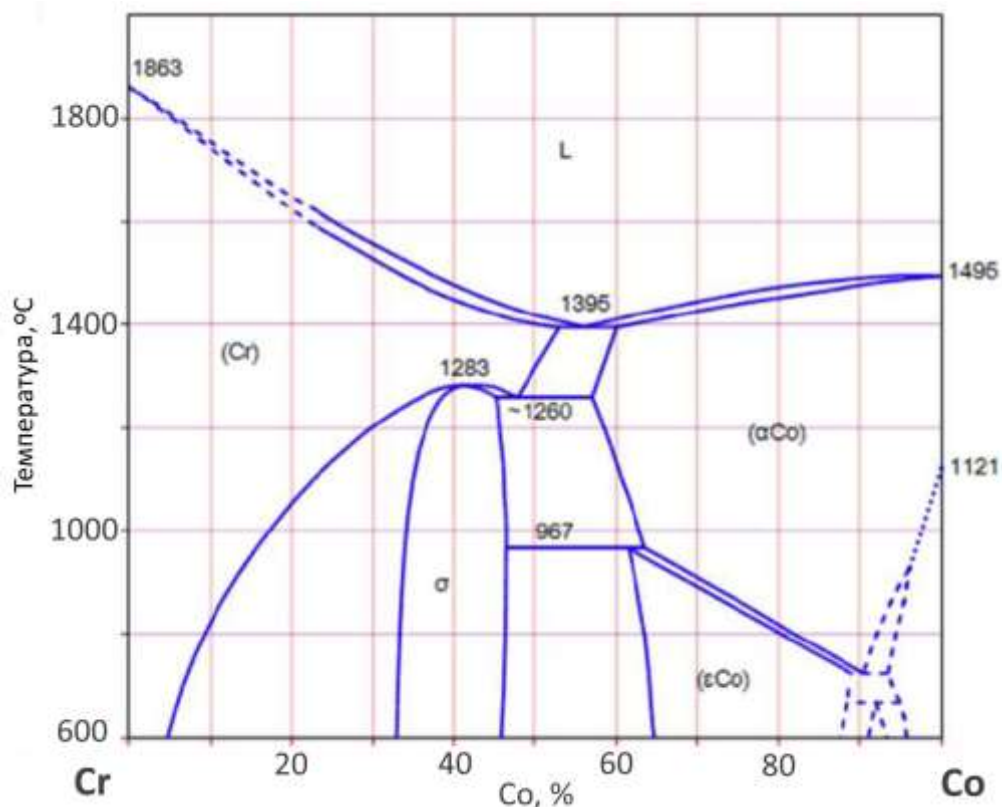


Рисунок 1.1 – Діаграма стану Co – Cr

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

Присутність кварцу в порцеляновій чи фарфоровій сумішах збільшує їх в'язкість, але у випадку високого вмісту кварцу маса стає зернистою. В даному випадку збільшується також і температура плавлення.

Каолін або біла глина є необхідною складовою частиною фарфору, що застосовується в стоматології для протезування. Його добавка у кількостях 3...10 % робить фарфорову масу непрозорою і зменшує текучість. За збільшення вмісту каоліну підвищується температура відпалу фарфорової маси. За хімічним складом каолін являє собою алюмосилікат, тобто складне з'єднання, яке складається з оксиду алюмінію Al_2O_3 , двооксиду кремнію SiO_2 та води H_2O . Каолін має густину 2,2...2,6 г/см³ і невелику твердість (1...2 по Моосу). Температура плавлення – 1700...1800 °С.

Барвники надають фарфоровим масам різних відтінків, властиві природним зубам. Барвниками є оксиди металів: двооксид титану, оксид марганцю, хрому, кобальту, цинку й інші.

Флюси – це речовини, що знижують температуру плавлення фарфорової маси. До них відносять: карбонат натрію, карбонат кальцію та інші.

Пластифікатори містяться у фарфорових масах, що не містять каоліну. Роль пластифікаторів виконують органічні речовини (декстрин, крохмаль, цукор), що майже повністю вигорають під час відпалювання маси. Для полегшення моделювання зубів фарфорові маси підфарбовують аніліновими фарбами, що, так само як і органічні пластифікатори, повністю вигорають під час відпалу фарфору [7].

В залежності від температури плавлення фарфорові маси класифікують на тугоплавкі (1300...1370 °С), середньоплавкі (1090...1260 °С) і легкоплавкі (870...1065 °С) [8]. За призначенням фарфорові маси діляться на базисні (опаківі), дентинні і емальні. Маса, яка застосовується для базису, повинна мати високу міцність. Її застосовують для утворення опаківого шару. При моделюванні внутрішнього опаківого шару зубної коронки її накладають безпосередньо на металевий каркас. Основне її призначення це забезпечення необхідної адгезійної міцності з металом та перекриття кольорового фону

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

металу. Дентинною масою заповнюють середній шар коронки в такій кількості, щоб досягнути необхідного розміру і кольору. Емальна маса призначена для виготовлення зовнішнього шару коронки. Цей шар повинен бути прозорим та блискучим, через нього просвічуватиметься дентинний шар, який має необхідний колір.

У практиці більшості зуботехнічних лабораторій для облицювання суцільнолитих металевих каркасів зубних протезів використовуються маси як вітчизняного (таблиця 1.1), так і зарубіжного виробництва [9, 10].

Таблиця 1.1 – Склад фарфорової маси "Гама"

Маса	Склад, %				
	Польовий шпат	Кварц	Доломіт	Оксид цинку	каолін
Базисна	55,25	29,6	1,35	2	5
Дентинна	57,58	31,67	1,44	2,11	-
Емальна	56,87	31,3	1,42	3,31	-

Однією з найкращих з імпортних стоматологічних мас для металокераміки є кераміка Дуцерам чи LFC [4, 10]. Низкоплавку стоматологічну кераміку Дуцерам, LFC фірми "Дуцера" (Німеччина) за своїм хімічним складом, структурою, оброблюваністю й експлуатаційними властивостями не можна порівняти з жодною зі стоматологічних керамік. Найкращою її властивістю є низька температура обробки. Кераміка LFC має кристалічну структуру з частками розміром від 5 до 15 мікрон, що покращує її технологічність.

1.3. Технології виготовлення та підготовки металевого каркасу для нанесення керамічних мас

Під час виготовлення металокерамічних коронок особливу увагу слід приділяти стану поверхні металевого каркаса. Лиття сплаву проводиться за допомогою газового полум'я (киснево-пропанових сумішей) або з використанням способу електричного нагріву, зокрема індукційного нагріву

Полірування проводиться різними методами, переважно механічним, електрохімічним. Задача при поліруванні – зняття мінімального шару матеріалу, для чого інструменти покривають спеціальними пастами. В склад цих паст входять абразивні і зв’язуючі матеріали. До полірувальних абразивів, які застосовуються в зубопротезній техніці, відносяться оксид заліза (Fe_2O_3), оксид хрому (Cr_2O_3), а також гіпс і крейда. В наш час широкого застосування знайшли спеціальні пасти, які мають грубу, середню і тонку зернистість [12].

1.4. Нанесення і відпал опаківих та дентинних керамічних мас

Покриття фарфоровою масою литих металевих коронок є достатньо складною технологією після технічної і хімічної обробки металевої коронки. При покритті металевої поверхні коронки фарфором утворюється достатньо міцна поверхня, яка не піддається стиранню, тому фарфором можна покрити всю зовнішню поверхню металу [13, 14]. Разом з тим фарфором можна покрити і відповідну поверхню штучної коронки, наприклад вестибулярну і жувальну або вестибулярну і ріжучу, або тільки вестибулярну поверхню. Вибір поверхні покриття металу фарфором залежить від товщини коронкової частини зуба, який протезується, виду прикусу.

Особливістю фарфорових та порцелянових мас, які наносяться на металеву поверхню, є те, що другий шар – “дентин” має відповідну кількість так званих “глушників”. Вони призначені для перекриття кольору металу основи протезу, тобто його глушіння. Другий шар створює колір фарфорової маси, що важливо для естетики. Фарфорову масу формують так, щоб ріжучий край просвічувався подібно до структури природніх зубів. Цього можна досягнути тоді, коли ріжучий край коронки не знаходиться на металевій основі, а сформований на дентинному шарі.

Опаківий і дентинний шар фарфорової маси слід наносити рівномірно, певною товщиною (рисунок 1.3), покриваючи всю зовнішню поверхню металевих каркасу. Нанесену фарфорову масу ущільнюють ребристим

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						16
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

є тріщини або місця, які не повністю закриті фарфором, а також з метою створення анатомічної форми коронки, наносять нові порції фарфорової маси і повторюють відпал в печі.

Після проведення повторного відпалювання основного шару фарфору і охолодження металокерамічної коронки, наносять другий зовнішній шар фарфорової маси. Під час цього уточнюють відтінок фарфору по кольору звичайних зубів, які є в ротовій порожнині. Перед третім відпалом наносять третій шар – шар емалі, для кінцевого виготовлення коронки. Нанесення та відпал цього шару фарфорової маси дозволяє забезпечити необхідні властивості поверхні металокерамічного виробу, отримати потрібну стійкість в ротовій порожнині та надати протезу природній зовнішній вигляд.

1.4. Способи підвищення адгезійної міцності металокерамічних композитів в ортопедичній стоматології

Основною умовою експлуатаційної надійності покриття металевію основи металокерамічного зубного протеза є стійкість з'єднання металу з керамічною масою. Надійність з'єднання керамічного покриття з основою протеза в значній мірі обумовлюється правильним вибором способів підготовки литого містка до покриття керамічними масами. Відомі механічні, хімічні та спеціальні способи обробки металевію поверхні містка для покращення її зчеплення з шарами фарфорових та опаківих мас [14, 15].

Найбільш розповсюдженим механічним способом обробки, у практиці зуботехнічних лабораторій, залишається підготовка металевію поверхні еластичними кругами з використанням абразивних порошоків, шляхом шліфування і полірування. Також часто застосовують суху та мокру струменеву обробку металевію поверхні каркасу. Суть цього способу полягає в тому, що частинки абразиву, які мають достатньо велику кінетичну енергію, разом з потоком стисненого повітря або рідини, направляються на оброблювану поверхню металевого каркасу. За такої обробки поверхні

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

проходить достатньо швидко і ефективно видалення забруднень, але разом з тим полірована гладка поверхня набуває специфічного рельєфу. Такий стан поверхні є більш вигідним для подальшого нанесення керамічних шарів.

У випадку сухої струменевої обробки в піскоструменевих апаратах використовується кварцовий пісок. Однак, потрібно мати на увазі, що струменева обробка при тиску потоку повітря більше 2...3 атмосфери може створювати на поверхні металу значний наклеп, який може викликати деформацію не дуже товстої стінки литої коронки протеза. Щоб запобігти цій деформації, слід час від часу перевіряти обробку протеза в цьому апараті.

Якщо металева поверхня протеза після відливання не має раковин, глибоких подряпин, механічна обробка поверхні не обов'язкова. Очистити її можна хімічним способом в лугах або кислотах, концентрація розчинів яких визначається сплавом металу.

Всі хімічні засоби для обробки металевої поверхні діляться на знежирюючі, для травлення та комбіновані [16, 17]. Знежирюючі розчини повинні видаляти з оброблюваної поверхні всі види жирових забруднень. Оксидні та інші плівки неорганічного походження повинні видаляти відповідні розчини, якими здійснюють травлення. Застосування комбінованих розчинів, які як правило містять органічні компоненти і водні розчини кислот дозволяють одночасно знежирити поверхню та виконати її травлення.

На практиці для знежирювання перед покриттям металевої поверхні фарфором слід застосовувати спочатку органічні розчини, а потім лужні. Після обробки поверхні органічними розчинами вона не змочується водою із-за прояву гідрофобності металу. Змочувати поверхню водою можна тільки після лужної обробки в відповідних розчинах.

Температура знежирюючого розчину впливає на швидкість процесу, тому її, зазвичай підтримують в межах 80...90 °С. В стоматологічній практиці як правило металевий каркас перед нанесенням на нього фарфорових мас піддають термічному відпалюванню, під час якого найбільш повно вигорять жири і масла. Надійною ознакою видалення з поверхні металу жирів є легке та

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		19

рівномірне змочування всієї поверхні металевого каркасу протеза під час промивання водою.

Під час виготовлення металевого зубного протеза і подальшого нанесення на нього керамічних шарів використовують відомий метод взаємодії газових середовищ з металами [18].

Оскільки в атмосфері повітря метали покриваються оксидною плівкою, товщина яких різко зростає при підвищенні температури, відпал керамічного покриття проводять в вакуумі, щоб запобігти окисленню металу при наплавленні керамічного покриття. Як безгазове середовище, вакуум захищає метали від окислення і сприяє видаленню з їх поверхні оксидної плівки.

Поверхня металів в атмосфері повітря завжди покрита оксидною плівкою, адсорбованими плівками кисню, азоту, з'єднаннями вуглецю, сірки, фосфору. Оксидні плівки на поверхні металу мають складний багатокомпонентний склад [19]. При нагріванні до відповідних температур оксиди навіть в атмосфері повітря починають дисоціювати на метал і кисень.

Видалення окисних плівок досягається травленням або, так званим декапіруванням металу, що являє собою процес видалення оксидної плівки з поверхні металу за допомогою слабкого розчину кислоти. Травлення поверхні металевого протеза проводять перед нанесенням фарфорової маси. В зуботехнічній практиці терміном “травлення” об'єднують два поняття: травлення і декапірування. Травлення використовується для видалення з поверхні окисних плівок. Декапірування – це легке короткочасне травлення, метою якого є видалення з поверхні металу тонких, непомітних незброєним оком плівок, які можуть заважати надійному схоплюванню металу з шаром фарфору.

1.5. Висновки та постановка мети магістерської роботи

З аналізу літературних даних встановлено, що у сучасних практиках протезування зубів мостоподібними протезами, широко використовують

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		20

сплави з неблагородних металів. Їх перевагою є невисока вартість порівняно з благородними металами, а також задовільна технологічність та достатні експлуатаційні показники, корозійна тривкість, міцність та жорсткість конструкції. Досить відомим таким сплавом є кобальто-хромовий сплав Realloy-C. Певні властивості цього сплаву та особливості його структури часто залежать від особливостей технології литва та подальшої обробки. Крім того, як показує аналіз літератури, в ортопедичному матеріалознавстві немає однозначних даних щодо формування адгезійних властивостей в залежності від параметрів термообробки сплаву та стану поверхні металевого каркасу протезу. Тому вивчення питань оптимізації технології підготовки сплаву Realloy-C під стоматологічну кераміку є актуальним та важливим завданням для ортопедичного матеріалознавства.

Метою роботи є розробка оптимальної технології підготовки суцільнолитих металевих каркасів з кобальто-хромового сплаву Realloy-C для нанесення керамічних шарів, стійких до механічних ушкоджень.

Для розкриття поставленої мети необхідно вирішити такі завдання: дослідити структуру сплаву Realloy-C у початковому стані як сировини, також після лиття та термічної обробки; вивчити вплив параметрів піскоструменевої обробки на адгезійну міцність сплаву до керамічних шарів; дослідити вплив параметрів відпалу на формування оксидних плівок та адгезійну міцність керамічних шарів.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		21

Як універсальний матеріал, сплав Realloy C застосовується в сучасних стоматологічних лабораторіях для виготовлення литих каркасів металокерамічних зубних протезів, також постійних мостових металокерамічних протезів. Маючи високі показники механічних характеристик (таблиця 2.2) він є стійким проти стирання, пластичного деформування, корозії, що забезпечує металокерамічному виробу гарну експлуатаційну стійкість.

Таблиця 2.2 – Фізико-механічні характеристики сплаву Realloy-C

Показник	Одиниця виміру	Величина показника
Густина	г/см ³	8,5...8,7
Температура плавлення	°С	1310...1350
Рекомендована температура литва	°С	1400...1550
Границя міцності	МПа	900
Границя текучості	МПа	500
Відносне видовження	%	9
Твердість за Брінелем	МПа	2900
Термічний коефіцієнт лінійного розширення в інтервалі температур: 20...500 °С; 500...700 °С	нм/мК	13,8; 14,1

Поєднання кобальту та хрому, як основних компонентів сплаву Realloy-C, наділяє литі конструкції високою жорсткістю, завдяки вигідному співвідношенню межі текучості сплаву до його межі міцності. Жорсткість конструкції є найголовнішим показником каркасу протезів, адже гарантує стійкість керамічних шарів, зменшенням їх схильності до локального розтріскування у випадку лінійного прогину бюгельної чи суцільнолитої конструкції.

Для проведення комплексу досліджень сплаву Realloy-C, його стандартні зразки розплавляли та відливали пласкі підкладки у вигляді пластин різної товщини.

2.2. Вимірювання твердості і мікротвердості

Одним із широко розповсюджених видів випробування металів є визначення їх твердості. За значенням твердості металу можна отримати уявлення про його механічний стан та характер поведінки при різних зовнішніх навантаженнях. Зокрема, за високої твердості металу чи сплаву, яка визначена вдавленням наконечника, його пластичність буде менша, і навпаки, низька твердість властива м'яким металам. Спосіб оцінки стану металу за твердістю має ряд переваг серед інших методів механічних випробувань. Це пов'язано з простотою техніки виконання випробувань та швидкістю здійснення випробувань, простотою форми та невеликими розмірами зразків, а також можливістю проводити вимірювання безпосередньо на виробі без їх руйнування.

У роботі твердість зразків та досліджуваних матеріалів визначали за методом Роквелла із застосуванням спеціального приладу – твердоміра Роквелла типу ТК-2М. За цим методом вимірювання твердості індентором слугує спеціальний алмазний конус (іноді маленька сталевий кулька). Числом твердості називається величина, обернена глибині вдавлення конусу чи наконечником в поверхню металу.

Унікальною можливістю методу твердості є спосіб визначення твердості окремих фаз та структурних складових металевих сплавів. Для цього у сучасному матеріалознавстві застосовують метод мікротвердості. Використання цього методу дозволяє визначити твердість окремих фаз і структурних складових, твердість окремих зерен металу, тонкого поверхневого шару (товщиною в декілька сотих міліметра), твердість тонких листів, фольги, а також вивчають розподілення деформацій у тілі зразка після холодної пластичної деформації, чи обробки тиском.

У роботі вимірювання мікротвердості проводили на приладі ПМТ-3, з алмазною пірамідою у якості індентора (рисунок 2.2). Навантаження на індентор вибирали у межах від 50 до 100 грам.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						24
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

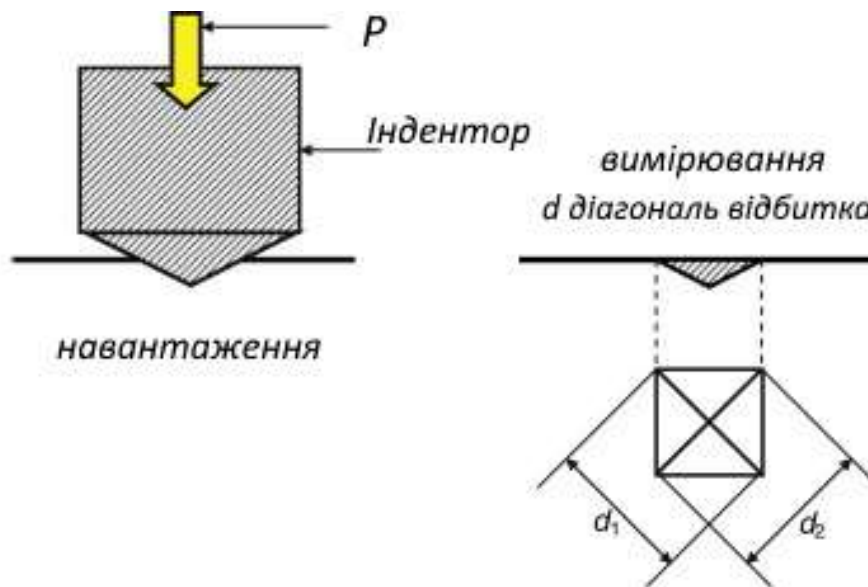


Рисунок 2.2 – Схема вимірювання мікротвердості

Мікротвердість визначають на плоскій полірованій чистій поверхні. Під час підготування зразка особливу увагу звертають на те, щоб не відбулося нагрівання його поверхні, а також мікродеформації, що може призвести до отримання хибних значень мікротвердості. При виборі навантаження керуються величиною площі ділянки, твердість якої вимірюється, і товщиною зразка (або шару). Товщина зразка повинна бути мінімальною, тобто більше діагоналі відбитка в 1,5 раза. Відстань від центра відбитка до краю зразка або краю сусіднього відбитка повинна бути не менше $2(d - \text{діагональ відбитка})$. Це обумовлено необхідністю виключення впливу явища механічного зміцнювання в шарах сплаву, де діє наконечник твердоміру.

2.3. Методика досліджень структури зразків

Мікροструктурний аналіз – це вивчення структури матеріалу та дефектів за допомогою мікроскопа, тобто він використовується для великих інтервалів збільшення об'єкту дослідження. Мікроаналіз дозволяє визначити структуру металів у литому та відпаленому станах, а також після різних термічних обробок та пластичної деформації. Мікроаналіз може визначити якість металу,

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		25

найдрібніші нерівності на поверхні шліфа. Це робить шліф гладким, без наявності рисок, які можуть спотворити результати спостереження. Після полірування шліф промивали водою і відразу спиртом. Далі мікрошліф просушували, прикладаючи до фільтрувального паперу.

Для виявлення структури зразка металу чи сплаву, його поверхню необхідно піддати травленню. Для виявлення макро- і мікроструктури кобальто-хромового сплаву Realloy-C використовували реактив Васильєва. Склад цього реактиву: соляна кислота (100 мл), сірчаної кислоти (50 мл), 20 г сірчаноокислої міді, решта вода (100 мл). Травлення проводилося в розчині реактиву за кімнатної температури без нагрівання.

Після травлення та промивання зразка проводилось дослідження структури з допомогою оптичних мікроскопів МІМ-10, МБФ-10М (рисунок 2.3), що дало можливість вивчити та аналізувати стан міжзернових границь, місць переходу металу в кераміку, якість опаківих та дентинних шарів. Дослідження проводилися у світлопольному, темнопольному та косому освітленні.



Рисунок 2.3 – Отримання цифрових зображень структури зразків

Темнопольне зображення є оберненим по відношенню до світлопольного. Тобто, лінії і заглиблення стають світлими на однорідному

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						27
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

темному фоні. Це викликано тим, що в об'єktiv попадають лише промені, відбиті від нерівностей поверхні. Цей тип освітлення дає висококонтрасне зображення і, крім того, покращує роздільну здатність, завдяки великій апертурі падаючого світлового конуса, що є важливим для досліджень керамічних покриттів на металах та сплавах.

За косоого освітлення вузький пучок світла, у випадку ексцентричного положення апертурної діафрагми падає з однієї сторони через об'єktiv під великим кутом до поверхні шліфа і, відбиваючись від поверхні шліфа, ще раз падає на нього. Тому отримується враження рельєфу, який внаслідок одностороннього освітлення створює тіні. Завдяки світлового та темного полів видно, які структурні складові лежать нижче і які вище, що неможливо у випадку вертикального освітлення світлового поля.

Фотографування зразків проводили на металографічному мікроскопі МІМ-10 цифрою фотокамерою Sony ZV-1. Підготовлений шліф закріплювали на столику мікроскопа, встановлювали потрібне збільшення, змінюючи об'єktiv, і після дослідження поверхні шліфа характерні його ділянки фотографували.

2.4. Лиття та обробка підкладок зі сплаву Realloy-C

Процес виготовлення металевих підкладок для нанесення керамічних мас має свої особливості та залежить від самої технології отримання основи. Найчастіше у практиці ортодонтичного протезування металокерамічні вироби виготовляють з литтям самої основи металевого каркасу. Процес виконання технології литва може впливати на якість металокераміки. Як правило у практиці зуботехнічних лабораторій застосовують лиття за восковими моделями, як найбільш зручний спосіб відтворення анатомії підкладок.

Висока якість лиття основ керамічних коронок та мостових структур може бути забезпечена за товщини стінки воскової репродукції підкладки, товщина якої не менше 0,4...0,5 мм. Це забезпечує також відповідний запас

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						28
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

формувальний матеріал. У роботі використовували матеріал фірми Siolit, що дозволяє застосовувати найбільш сучасні способи безпечного лиття [17].

Під час формування внутрішньої поверхні, опоки ливарної форми покривали тонкою азбестовою плівкою, яка компенсувала розширення формувальних матеріалів. Воскову модель покривали тонким шаром маси Siolit. Далі, після затвердіння маси, опоки наповнювали формувальною масою та встановлювали на вібраційний стіл для видалення надлишку повітря, та кращого ущільнення маси.

Термічну обробку ливарної форми проводили через після її витримки протягом 1,5 години. Спочатку форму нагрівали до температури 200 °С для витоплення воску з її порожнини. Після видалення воску температуру муфельної печі піднімали до 850 °С і прогартувували форму на протязі 30...45 хвилин.

Лиття зразків у форми здійснювали на відцентровій машині. Для цього за допомогою газового пальника розплавляли стандартні заготовки сплаву Realloy-C. Циліндричні заготовки сплаву плавляли у фарфорових чашах. Після розплавлення та досягнення потрібної температури 1400...1500 °С та рідкотекучості, розплав заливали у форму та отримували литі підкладки.

Литі підкладки та зразки очищували від формувального матеріалу в піскоструменевому апараті ПМ 0,6 (рисунок 2.5), а потім абразивними головками оброблювали всю її поверхню, одночасно перевіряючи її товщину. Під час виконання процесу частинки абразиву очищають поверхню металу від залишків забруднень та роблять її шорсткуватою, що значно збільшує площу контакту з керамічними масами. Підкладку оброблювали карборундом з діаметром частинок 50...500 мкм з тиском потоку повітря 5 атм, протягом трьох хвилин. Час обробки може бути менший, якщо форма підкладок досить проста. Для плоских зразків, що використовували в роботі час піскоструменевої обробки варіювали від однієї до трьох хвилин. Для профільних підкладок час становив три хвилини.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						30
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 2.5 – Апарат піскоструменевий ПМ 0,6

Далі підкладки та зразки очищували від частин карборунду в киплячій дистильованій воді, протягом п'яти хвилин. Після чого їх знежирювали етиловим ефіром оцтової кислоти. У випадку достатньої якості лиття оброблена поверхня є гладкою без плям, пор, раковин або інших недоливів. Якщо використовувати недоброякісну литу підкладку для облицювання її дентинною керамікою значно збільшується ймовірність відколу покриття.

2.5. Нанесення та відпал опаківих та дентинних керамічних мас

Міцний зв'язок між сплавом основного металу та керамічним вініром є важливим для клінічної довговічності зубного протезу. Міцність металокерамічного зв'язку пов'язана з хімічним зв'язком, модулем жорсткості, механічним зчепленням, стискаючим залишковими напруженнями. Хімічний зв'язок є основним фактором, який безпосередньо пов'язаний з надійним з'єднанням, що створюється між керамікою та адгезивним оксидним шаром на поверхні металу. Механічне зчеплення, що виникає унаслідок шорсткості поверхні, забезпечує збільшення кількості поверхні, доступної для реакцій. Це сприятиме кращому змочуванню сплаву основного металу з керамікою та підвищенню міцності металокерамічного зв'язку. Стискаючий зв'язок виникає в результаті різниці в коефіцієнтах теплового розширення між керамікою та сплавом основного металу, що призводить до утворення перехідних термічних напружень та залишкових термічних напружень на їх межі розділу.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
						31
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Тому в роботі застосовували відпалювання литого каркасу з кобальто-хромового сплаву для створення оксидної плівки.

Термічну обробку виконували у вакуумній печі (рисунок 2.6). Така обробка викликає утворення на поверхні сплаву окисної плівки із оксидів, що є головною умовою надійного зчеплення з керамічною масою для вініра. Відпал кераміки в вакуумі за високих температур створює особливі умови для дисоціації оксидів металів. Також, термічна обробка сприяє зняттю внутрішніх напружень стиснення, що існують у литих підкладках. Їх рівень, одночасно є показником якості механічної і хімічної обробки каркасу.



Рисунок 2.6 – Вакуумна піч "Averon" для відпалу кераміки

У випадку, якщо після термічної обробки утвориться нерівномірна окисна плівка на поверхні сплаву, це свідчить про недостатньо ретельну абразивну обробку підкладки. В таких випадках потрібно повторити піскоструменеву обробку литого каркасу. Після піскоструменевої обробки проводять промивання, знежирювання та повторну термообробку. Правильно виготовлений і оброблений каркас зі сплаву Realloy-C після термічної обробки покривається рівномірним шаром темної оксидної плівки.

Для формування керамічних шарів у роботі застосовували фарфорові маси німецької фірми Дуцерам. Для кобальто-хромових сплавів існує певна послідовність формування і спікання керамічного покриття. На початку порошок маси основи або базисної чи ґрунтової маси змішували з дистильованою водою (рисунок 2.7) на скляній підкладці. Змішування виконували до отримання сметаноподібної консистенції. Далі пензликом або

температур. Так отримували декілька груп експериментальних зразків (рисунок 2.8), у вигляді пластинок. Дентинні шари наносили невеликими порціями керамічної маси Дуцерам. Послідовно виконували ущільнення її та рифлування, з просушуванням кожного шару фільтрованим папером.

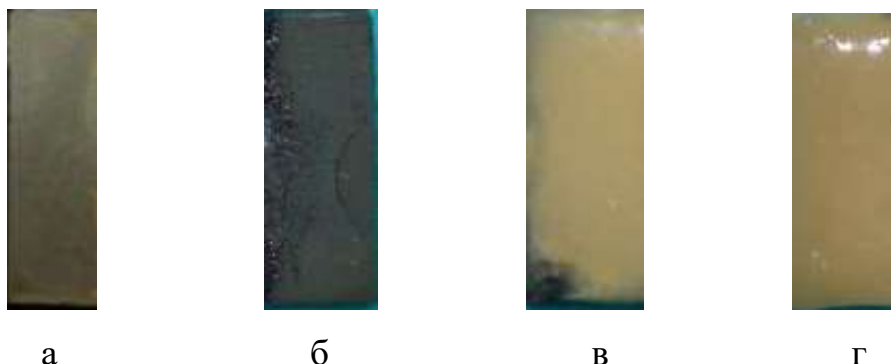


Рисунок 2.8 – Вигляд експериментальних зразків:

а – піскоструменева обробка; б – відпал; в – нанесення і відпал опакового шару кераміки; г – після нанесення і відпалу дентинного шару кераміки.

Під час проведення відпалювання пластинки сплаву з керамікою попередньо прогрівали біля входу камери печі за температури 650 °С на протязі 5 хвилин. Потім просушували на відкритій фарфоровій підкладці до повного видалення вологи з дентинних шарів. Це визначали за зникненням темних плям на поверхні керамічного шару (приблизно 5...10 хвилин). Вакуумний відпал дентинних шарів проводили після герметизації камери печі, за температур 750...900 °С. Час відпалювання у вакуумі становив 15...20 хвилин. По завершенню процесу відключали вакуум та витримували металокерамічні зразки в закритій камері ще протягом 2 хвилин. Далі зразки повільно виймали з печі і охолоджували на вогнетривкій підкладці.

2.6. Дослідження адгезійної міцності керамічного покриття

Міцність зчеплення керамічних шарів з кобальто-хромовою підкладкою оцінювали за стійкістю покриття при ударі. З метою проведення порівняльних досліджень на ударну міцність була виготовлена установка, конструкція якої

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34

показана на рисунку 2.9. Суть методу полягає у наступному: досліджуваний зразок кладеться на підставку, після чого вибирається вантаж з індентором певної ваги. Вантаж піднімається на висоту h і опускається, вдаряючись в досліджуваний зразок. Ударна міцність визначається відношенням роботи удару A до площі індентора S :

$$a = \frac{A}{S} = \frac{mgh}{S}, \text{ (МДж/м}^2\text{)},$$

де m – маса вантажу, кг;

h – висота підйому вантажу, м;

g – стала, прискорення вільного падіння.

Для порівняння значень ударної міцності змінювали вагу вантажу m і висоту його підйому h .

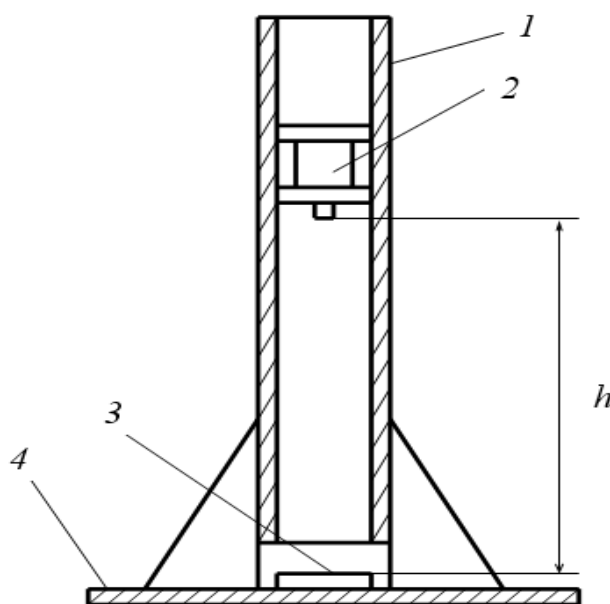


Рисунок 2.9 – Схема установки для визначення ударної міцності:

1 – корпус; 2 – вантаж; 3 – досліджуваний зразок; 4 – підставка.

За характером відколювання керамічних шарів та значеннями ударної міцності можна судити про адгезійну міцність сплаву Realloy-C до зубопротезної кераміки Дуцерам: чим вища ударна міцність, тим вища адгезійна міцність і навпаки.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35

РОЗДІЛ 3
СТРУКТУРА МЕТАЛОКЕРАМІЧНИХ ЗРАЗКІВ НА
ОСНОВІ СПЛАВУ REALLOY-C

3.1. Аналіз структури литих підкладок зі сплаву Realloy-C

З метою загальної оцінки структурного складу литих підкладок зі сплаву Realloy-C у роботі спочатку досліджували макроструктуру зразків, що давало уяву про однорідність структури.

Після підготовки макрошліфів литі зразки протравлювались реактивом, в склад якого входили соляна кислота (10 мл), плавикова кислота (10 мл), як розчин у 100 мл етилового спирту. Зручним під час такого дослідження макроструктури (рисунок 3.1), було використання режиму роботи мікроскопу у кому освітлення площі мікрошліфа.

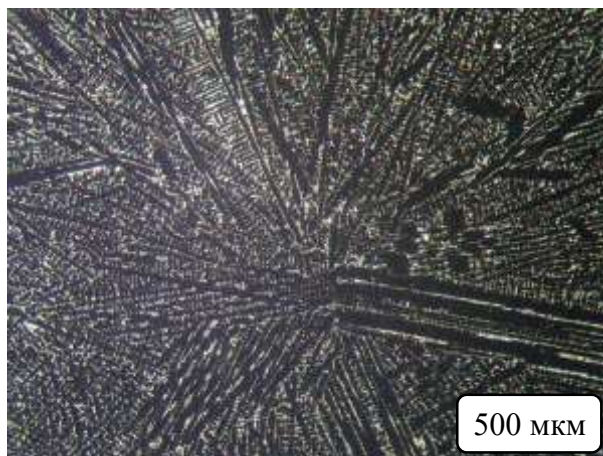


Рисунок 3.1 – Макроструктура литих підкладок для нанесення кераміки.

Як видно з представленого фрагменту макроструктури, сплав має характерну дендритну будову, особливості характеру якої відповідає литим сплавам на основі кобальту та хрому.

З досліджень мікроструктури литих зразків (рисунок 3.2) видно присутність залишків евтектики. Зони евтектичних ділянок мають характерну скелетоподібну будову, яка властива кобальто-хромовій евтектичній суміші.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		36

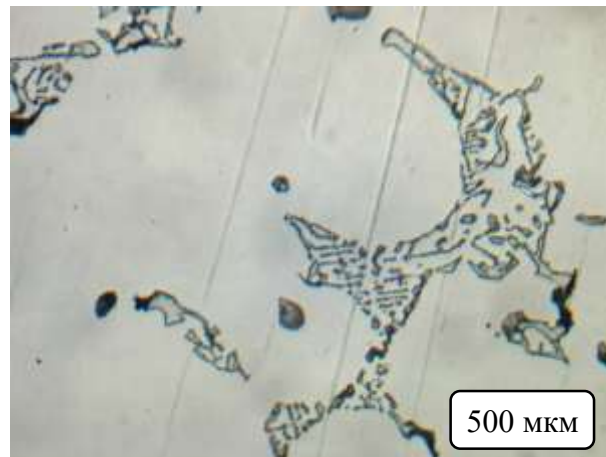
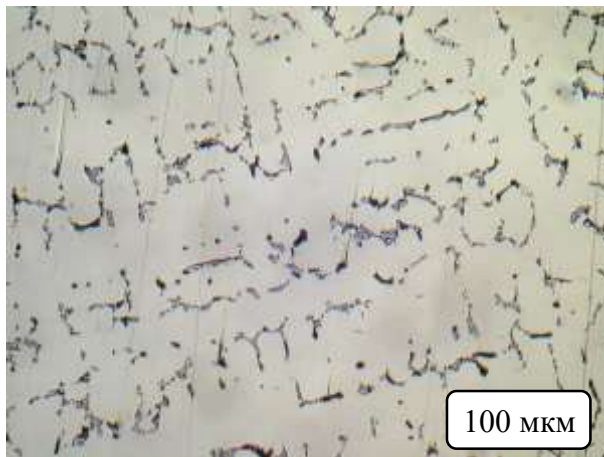


Рисунок 3.2 – Мікроструктура литих підкладок для нанесення кераміки:

Після травлення реактивом Васильєва, чітко виявляються скелетні утворення евтектичних карбідів хрому. Литя структура складається з твердого розчину хрому в кобальті (світле поле) і евтектики, яка має скелетоподібний вигляд (рисунок 3.2, б).

Виконання відпалювання за температур вище 600 °С може частково зменшити кількість включень евтектики, що позитивну впливатиме на стан поверхні зразків перед нанесенням керамічних шарів. Тому відпал для утворення окисних плівок крім формування оксидів сприяє покращенню стану поверхні литих підкладок, зменшуючи кількість ділянок евтектики та величину залишкових напружень металевого каркасу.

3.2. Вплив піскоструменевої обробки на стан граничних шарів металокераміки

Термічна сумісність між сплавами Co-Cr та керамікою, як правило, погана через перетворення, що відбуваються під час процесу відпалу кераміки. Ці перетворення призводять до розширення та формування залишкових напружень, що призводить до низької міцності з'єднання метал-кераміка та руйнування кераміки. Таким чином, покращення з'єднання кераміки зі сплавами Co-Cr завжди є важливим завданням у технологіях підготовки поверхні металевих каркасів.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

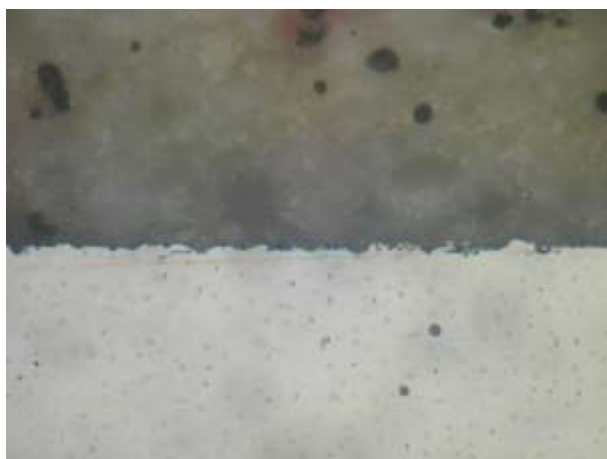
Після проведення піскоструменевої обробки та відпалу поверхня литих підкладок зазнає суттєвих змін. Поверхня литих каркасів після шліфування і полірування є гладкою та немає потрібної шорсткості. Такий стан негативно впливає на зчеплення металу та опаківих шарів кераміки. Завдяки піскоструменевої обробки на поверхні підкладок формуються мікронерівності, щільність та форма яких залежить від інтенсивності цього процесу.

У випадку використання карборунду, з розмірами часток 100...200 мкм на поверхні металевих каркасів формується достатньо однорідний рельєф, що не містить дефектів, які могли би вплинути на відпал і нанесення шарів кераміки. В роботі використовували також порошок карборунду з розмірами часток 400...500 мкм, що має меншу вартість. Для цього випадку піскоструменевої обробки помічено, що поверхня металевих каркасів має багато нерівностей із значними розмірами заглиблень, присутні заусенці. Це викликає формування недостатньо рівномірної окисної плівки під час відпалювання. За наявності таких дефектів в опаківому шарі кераміки можуть утворитися великі порожнини, що може призвести в подальшому до появи тріщин в опаківому та дентинних шарах кераміки. Якщо після нанесення і відпалу у першому опаківому шарі кераміки наявна велика кількість пор, проводиться повторний процес нанесення опаківих шарів для того, щоб кількість цих пор було мінімальною (не більше 10 % від площі шліфа).

Важливим для зуботехнічної металокераміки є якість перших опаківих шарів кераміки. Тому, першочергово, був проведений аналіз структури перехідної зони "метал-опакер", в залежності від параметрів піскоструменевої обробки поверхні каркасу. Відомо, що піскоструменева обробка як вид поверхневої обробки, здатна підвищити адгезійну міцність різноманітної кераміки до поверхні металу. Під час проведення такої обробки суттєве значення мають розміри часток абразиву, якими обробляється поверхня металевого каркасу. Змінюючи параметри цієї обробки, можна отримати порівняльні значення адгезійної міцності керамічних шарів.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		38

З аналізу наведених на рисунку 3.3 структур перехідних шарів видно, що чим більші розміри карборунду, тим більше утворюється дефектів на поверхні підкладки (рисунок 3.3, в, г). Малі розміри частинок з іншого можуть призвести до відколу шарів кераміки від поверхні металу, оскільки ця поверхня не має достатньої величини нерівностей поверхні (рисунок 3.3, а). Оптимальним варіантом є робота піскоструменевого апарату з розмірами часток 100...200 мкм, оскільки поверхня металу є однорідною і не має значних дефектів перехідних зон та керамічних шарів.



а



б



в

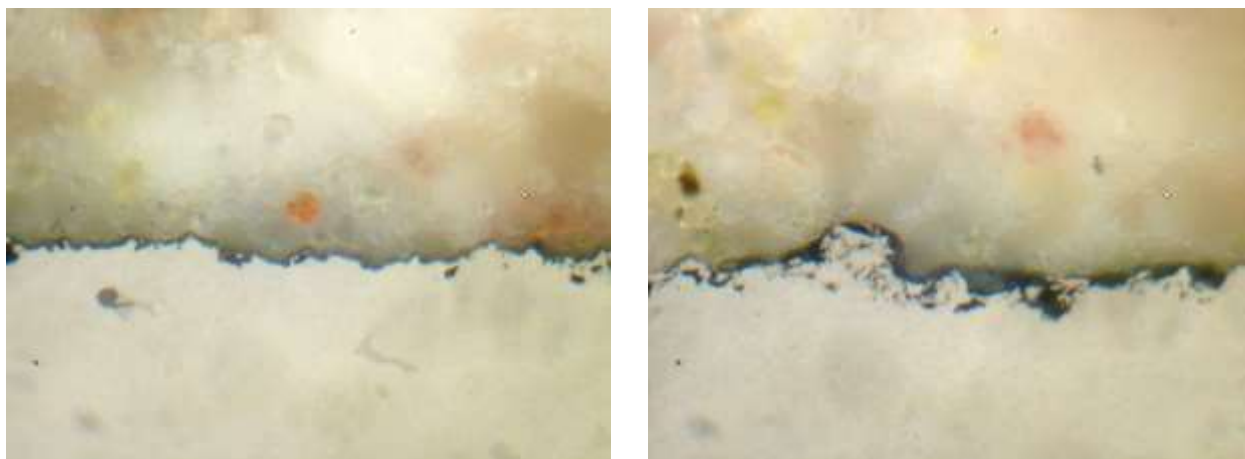


г

Рисунок 3.3 – Структура перехідної зони "метал-опакер" ($\times 400$) в залежності від параметрів піскоструменевої обробки, тиск 5 атм., розмір часток: а – 100...200 мкм; б – 200...300 мкм; в – 300...400 мкм; г – 400...500 мкм

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		39

Для кращого з'єднання металу і кераміки проводиться відпал для одержання окисної плівки. Ця плівка оксидів підвищує адгезію та міцність зчеплення завдяки як механічному, так і хімічному механізму. Виявити цю плівку під час дослідження структури композиту під мікроскопом дуже важко оскільки її розміри малі (2...5 мкм завтовшки), тому для спостереження використовувався імерсійний об'єктив (рисунок 3.4).



а

б

Рисунок 3.4 – Структура границі "метал-опакер" (окисна плівка товщиною 2...5 мкм, темний прошарок) в залежності від параметрів піскоструменевої обробки: а – розмір часток 100...200 мкм; б – 400...500 мкм. $\times 1000$

Під час проведення піскоструменевої обробки з розмірами часток 150...200 мкм на поверхні металу утворюється рівномірна плівка однакової товщини (рисунок 3.4, а), що не спостерігається за обробки поверхні каркасу частками, з розміром 400...500 мкм (рисунок 3.4, б).

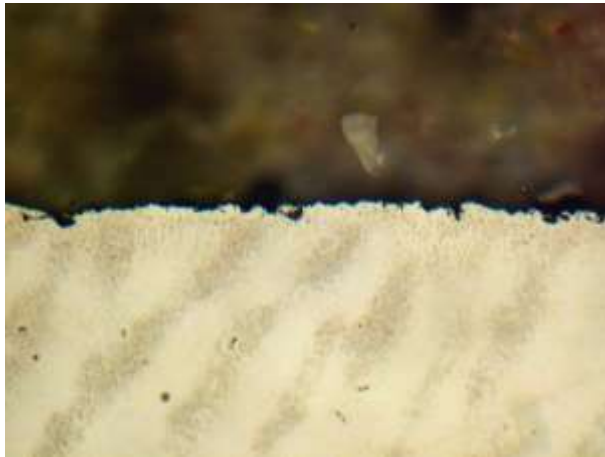
3.3. Дослідження структури граничних шарів після відпалювання

Після проведення поверхневої піскоструменевої обробки проводиться відпал зразків за температур, близьких до температури рекристалізації кобальто-хромового сплаву. Завдяки тому, що поверхня металевого каркасу вже є зміцненою, під час відпалу відбувається ріст зерен на поверхні металу. Коли температура відпалу близько 870 °С рекристалізація тільки починається та суттєвих змін структури біля поверхні металу не спостерігається

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		40

(рисунок 3.5). Якщо температура піднімається до 900 °С і вище, починається збиральна рекристалізація, що негативно впливає на адгезію. Можуть відбуватись порушення зчеплення кераміки в наслідок інтенсивного розвитку дифузійних процесів, що викликає розшарування.

Встановлено, що за таких умов структура сплаву після відпалу змінюється. Спостерігається майже повний розпад евтектики, з утворенням на її місці темних ділянки, збагачених хромом, молібденом, кремнієм.



а



б

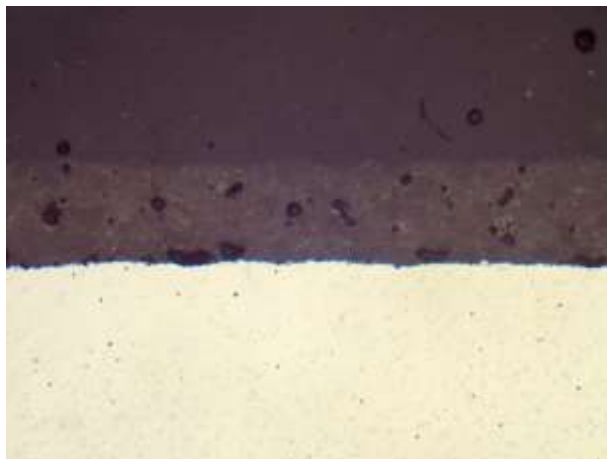
Рисунок 3.5 – Особливості структури перехідної зони "метал-опакер" ($\times 100$) в залежності від температури відпалу кераміки:

а – 870 ± 10 °С; б – 910 ± 10 °С.

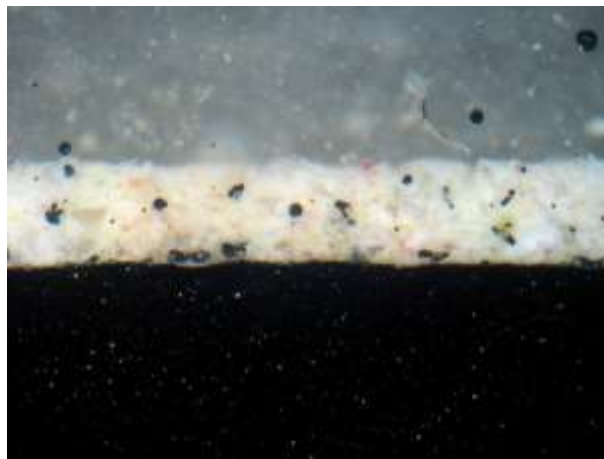
Структурними дослідженнями встановлено, що велике значення під час моделювання зубних протезів має товщина опакового шару (рисунок 3.6). Потрібно добиватися того, щоб товщина цього шару була якомога меншою. В цьому випадку має вплив масштабний фактор. Під час нанесення опакового шару важко досягнути того, щоб на межі не було пор і, чим більша товщина цього шару, тим більше пор знаходиться в ньому. І, як відомо, присутність великої кількості пор може призвести до утворення тріщин в кераміці та зменшить її власну міцність, тобто когезійну міцність.

Кераміка має свої оптичні властивості і тому за освітлення в світлому полі мікроскопа не дуже добре спостерігаються шари кераміки. В зв'язку з цим застосовувалось освітлення в темному полі, тобто косе освітлення.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

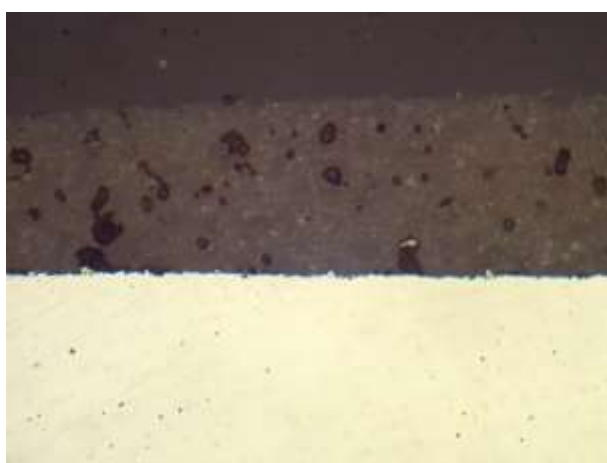


світле поле

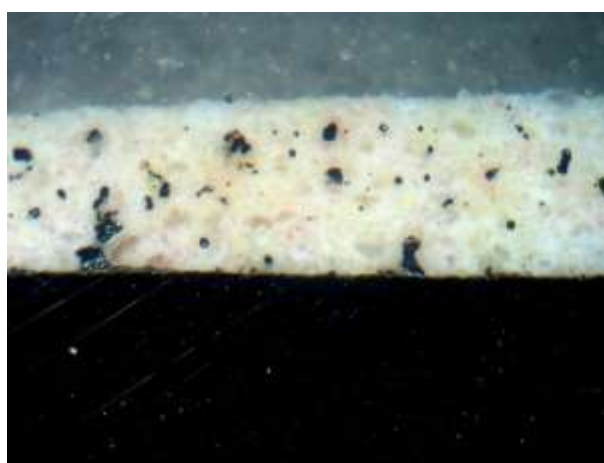


темне поле

а



світле поле



темне поле

б

Рисунок 3.6 – Нетравлена структура перехідних шарів металокерамічних композитів ($\times 100$) для товщини опакового шару: а – 65 мкм; б – 120 мкм.

Кожна керамічна маса складається з великої кількості окислів. Ці з'єднання визначають її фізичні, хімічні, механічні та й оптичні властивості, тобто естетику протезу. Отже, під час моделювання зубних протезів слід особливу увагу звертати на їх колір, щоб протез відповідав кольору натуральних зубів.

Під час аналізу керамічних шарів можна спостерігати різні відтінки, зокрема: жовті, рожеві, зелені. Така ситуація пов'язана з присутністю у шарі оксидів цинку, силіцію, алюмінію, цирконію. Вони служать барвниками в керамічних масах та їх присутність забезпечує потрібну естетику керамічних

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

шарів. Змінюючи вміст та морфологію цих включень оксидів, можна регулювати відтінки зубопротезного металокерамічного композиту.

Кількісним металографічним аналізом підтверджено підвищення частки загальної площі пор, до 10 % на площі шліфа в опаковому шарі, за збільшення його товщини. За товщин цього шару до 100 мкм пористість не більша 5 %. Проте, значне зменшення товщини опакового шару (менше 30 мкм) не вдається якісно заглушити (перекрити) темний фон металевого каркасу, що зменшує стабільність регулювання кольору зубопротезного виробу.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		43

РОЗДІЛ 4

ВЛАСТИВОСТІ МЕТАЛОКЕРАМІЧНИХ КОМПОЗИТІВ НА ОСНОВІ СПЛАВУ REALLOY-C

4.1. Ударна міцність зразків металокераміки

Адгезійну міцність опаківаної кераміки до металевих каркасів з кобальто-хромового сплаву оцінювали за стійкістю покриття за ударного навантаження. Найбільший вплив на адгезійну міцність сплаву Realloy-C до стоматологічної кераміки чинить відпал і піскоструменева обробка литих підкладок.

З метою оцінки впливу температури відпалу на ударну міцність металокерамічних композитів використовувались декілька груп зразків. Випробування на ударну міцність проводили для трьох груп зразків, під час отримання яких металеві каркаси обробляли на піскоструменевій машині з розміром часток карборунду 100 мкм, 150 мкм та 200 мкм. Процес відпалювання зразків, після нанесення керамічних шарів, виконували в інтервалі температур 750...970 °С.

Підготовлені таким чином зразки піддавали випробуванню на удар. Числові значення ударної міцності обраховували згідно формули для визначення ударної міцності. Тобто, був вибраний вантаж, масою 100 грам з індентором, діаметром 2 мм. Вантаж піднімався на висоту 1000 мм і вдарявся по шару кераміки зразка, поки в кераміці не з'являлись тріщини або вона не відколювалася (рисунок 4.1). В експерименті розмір часток карборунду змінювали в широких межах – 50...500 мкм. Відпал керамічних мас проводився при температурах 850...950°С.

З аналізу поверхні сколу зразків за ударного навантаження видно, що зі збільшенням розміру часток карборунду, що використовувався для піскоструменевої обробки поверхні підкладок, ступінь адгезії кераміки до Co-Cr сплаву зменшується. Такий самий характер прослідковується і на графіку залежності ударної міцності від параметрів піскоструменевої обробки (рисунок 4.2).

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		44

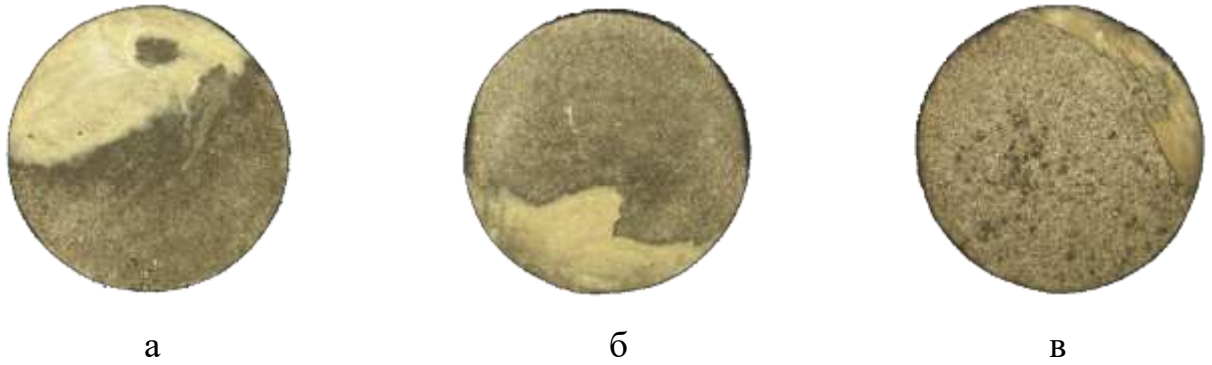


Рисунок 4.1 – Поверхні підкладок після випробувань на ударну міцність, з піскоструменевою обробкою поверхні розмірами карборунду:

а – 100...200 мкм; б – 200...300 мкм; в – 400...500 мкм

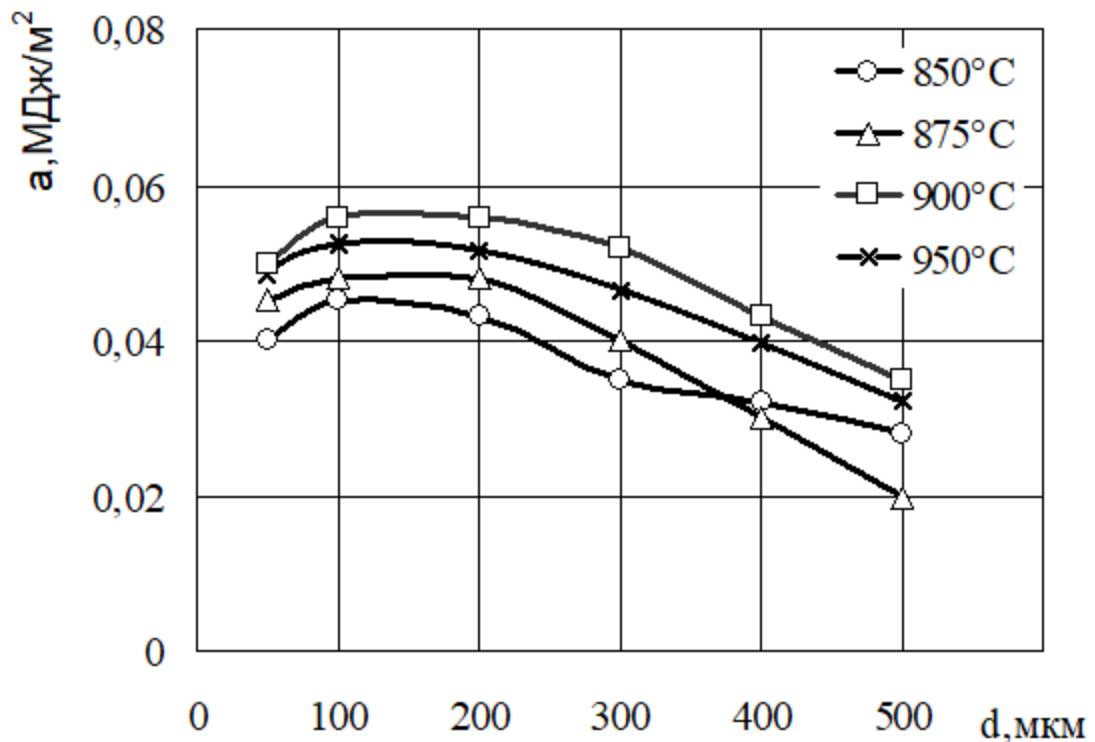


Рисунок 4.2 – Графік залежності ударної міцності від параметрів піскоструменевої обробки для різних температур відпалу

З аналізу отриманих залежностей видно, що ударна міцність металокерамічних композитів суттєво залежить від особливостей піскоструменевої обробки поверхні підкладок перед нанесенням кераміки. Головним параметром, з яким це пов'язано, є розмір часток абразиву. Тому далі в роботі вивчався вплив розмірів абразивних частинок при піскоструменевій обробці на ударну міцність композитів. Встановлено, що

оптимальні значення ударної міцності спостерігаються при розмірі часток карборунду 100...200 мкм.

Як видно з графіку (рисунок 4.3) найвищими показниками адгезійної міцності характеризуються зразки, що відпалювались в межах температур 850...900 °С. За низьких температур відпалювання, нижче 850 °С, адгезійна міцність керамічних шарів суттєво зменшується. Це може бути викликано як незначною інтенсивністю утворення оксидів на поверхні сплаву, так і недостатнім ступенем спікання керамічних шарів, а відповідно, при цьому падає когезійна міцність керамічного покриття.

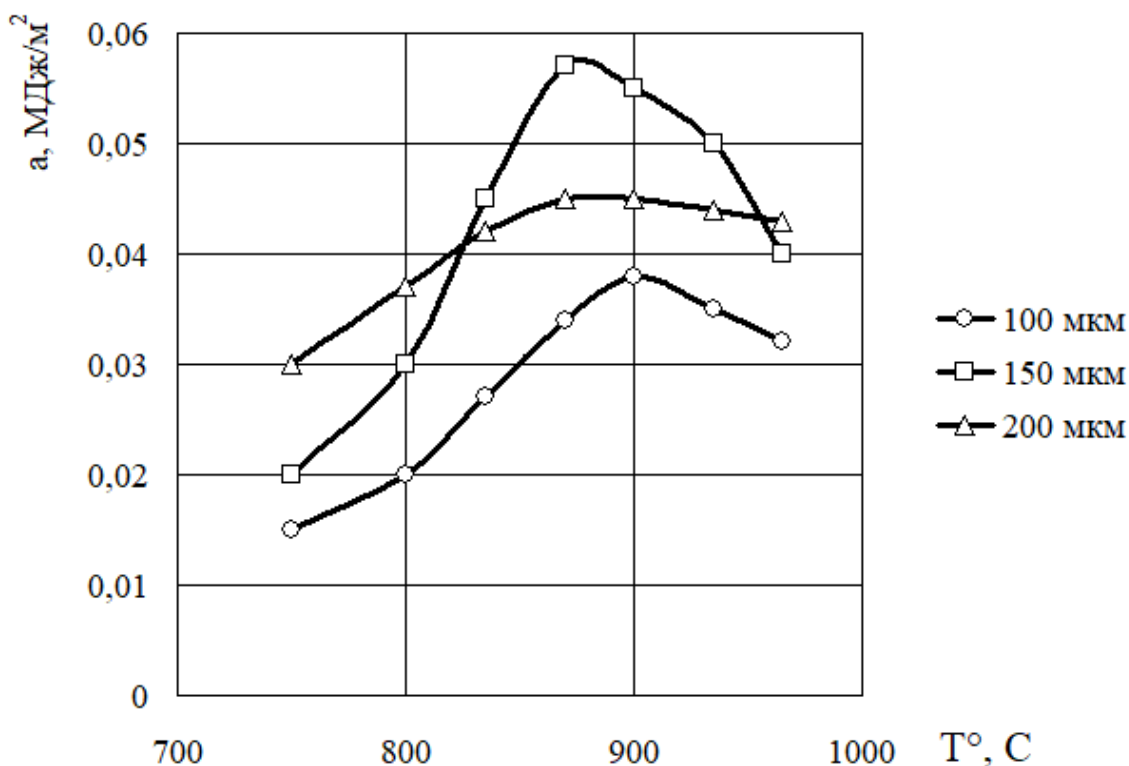


Рисунок 4.3 – Графік залежності ударної міцності від температури відпалювання металокераміки

Проаналізувавши ці два графіки, можна прийти до висновку, що кращу ударну міцність, а отже і адгезію, будуть мати металокерамічні композити, які були оброблені карборундом, з частками 100...200 мкм, з наступним відпалюванням за температур 870...900 °С. Ці значення підтверджують попередні припущення, висунуті під час дослідження структури перехідної зони "метал-опакер". Частинки карборунду з розмірами 100...200 мкм,

забезпечують помірну шорсткість поверхні з незначним накопиченням мікродеформацій. Рівень накопиченої мікропластичної деформації не викликає значних спотворень структури поверхневих шарів металопідкладки при відпалі, що не зменшує адгезії.

За умов збільшення розміру часток карборунду нерівності поверхні збільшуються та зростає площа контакту. Але зростання енергії удару часток, викликає більші пластичні деформації, з накопиченням дислокаційних дефектів, та відповідно більш інтенсивні релаксаційні процеси в сплаві Realloy-C під час відпалювання керамічних шарів. Це спричиняє локальне мікророзшарування поверхні сплаву з першим опаковим шаром та зменшує адгезійну міцність кераміки.

4.2. Твердість поверхневих шарів сплаву Realloy-C

Вимірювання мікротвердості, методика якого було описана в у другому розділі роботи, проводилось для всіх шарів металокерамічного композиту. Слід зазначити, що під час визначення мікротвердості для металу навантаження складало 50 грам, для керамічного покриття приймали більше навантаження – 100 грам.

Твердість Co-Cr сплаву і керамічних шарів мають різні значення по всій товщині композиту (рисунок 4.4). Найбільші значення для сплаву – біля переходу в опаківий шар, тобто на його поверхні. Це можна пояснити тим, що поверхневий шар металу зазнає зміцнення в результаті наклепу, який відбувається під час виконання піскоструменевої обробки.

Найвищу твердість має опаківий шар та при переході в дентинний вона зменшується. Керамічні маси мають вищі значення твердості ніж сплав в зв'язку з тим, що вони безпосередньо контактують з середовищем ротової порожнини, до них ставляться вищі вимоги міцності проти стирання.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47

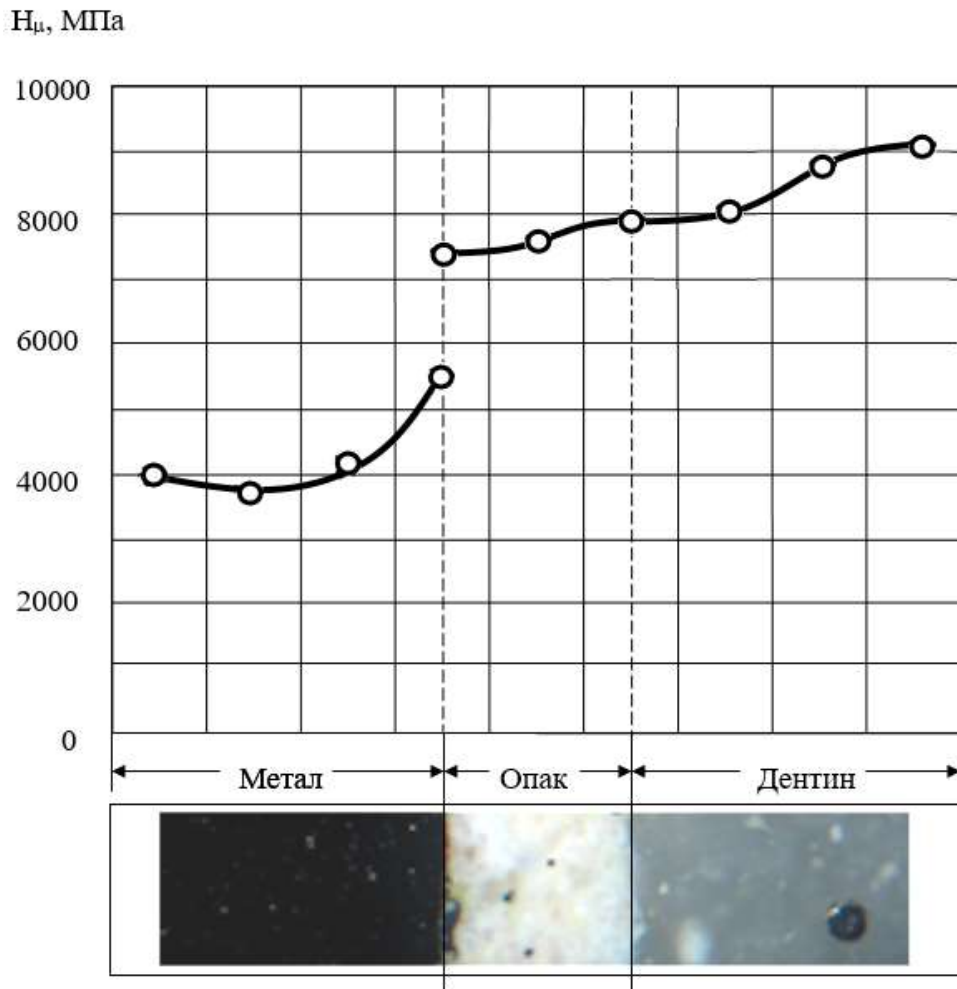


Рисунок 4.4 – Розподіл мікротвердості по перетину зразка

За аналізом зміни мікротвердості керамічного покриття спостерігається її нерівномірність по перетину зразка. Особливо це помітно в граничних зонах між керамічними шарами: "опакер–дентин" та "дентин-емаль". Таке явище може бути пов'язане зі спотворенням кристалічної будови та складу кераміки в цих перехідних зонах, а також виникненням мікронапружень під час виконання відпалу послідовно нанесених її шарів. Методом Роквелла було визначено твердість сплаву Realloy-C, яка склала 30 одиниць за шкалою HRC₃. Верхні зони дентинного шару мають найбільшу твердість, що необхідно для формування високої абразивної стійкості емалі керамічного шару та необхідних клінічних показників зубного протезу.

РОЗДІЛ 5

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО ВИКОНАННЯ ТЕХНОЛОГІЇ НАНЕСЕННЯ КЕРАМІЧНИХ ШАРІВ НА ЛИТІ КАРКАСИ ЗІ СПЛАВУ REALLOY-C

Спосіб протезування з використанням металокерамічних протезів активно застосовується в сучасній стоматології. Облицювання керамікою металевих каркасів під час моделювання та виготовлення зубних протезів є непростим технологічним процесом. Сама технологія включає в себе декілька важливих етапів. Відхилення хоча б одного з них від оптимальних параметрів, може призвести до негативних наслідків. Найчастіше зубний протез стає непридатним до використання у наслідок тріщин кераміки та відколів.

Основною проблемою в стоматологічній металокераміці є низька адгезія металевого каркасу до основи керамічного шару, який є багатошаровим. Тому, відповідно до поставленої мети в магістерській роботі, отриманих результатів та їх аналізу, було розроблено ряд практичних рекомендацій щодо підвищення адгезійної міцності металокерамічних мостоподібних зубних протезів, що отримані на основі кобальто-хромового сплаву Realloy-C.

Висока якість виробу визначається не тільки стадіями нанесення керамічних мас, але і технологією лиття металевого каркасу. Важливим також є процес підготовки металевого каркасу до подальшого облицювання керамічними шарами. Лиття каркасу – це складний процес, який включає в себе виготовлення воскової репродукції чи моделі, на основі якої виготовляють ливарну форму, розплавлення і заливання сплаву в цю форму.

Підготовка литого каркасу до нанесення керамічних шарів включає стадії шліфування, полірування, піскоструменеву обробку. Поверхнева обробка є одним з важливих факторів для досягнення високого значення адгезійної міцності покриття. Як показали дослідження, піскоструменеву обробку слід проводити з використанням карборунду (карбід кремнію, SiC). Розмір часток порошку доцільно приймати в межах 150...200 мкм. Саме такі

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		49

розміри забезпечують оптимальну шорсткість та однорідність поверхні каркасу, що встановлено дослідженнями.

Наступним етапом технології є відпал підготовленого металевого каркасу для отримання окисної плівки. Оптимальною температурою цього виду термічної обробки є проміжок 850...900 °С. За нижчих температур утворюється неякісна окисна плівка, з нерівномірними зонами. За вищих температур на поверхні сплаву можлива поява структурних змін, та початок процесів рекристалізації. Ці явища знижують адгезійну міцність металевого каркасу до кераміки, внаслідок дислокаційних зсувів під час рекристалізації та значного розвитку процесів дифузії домішок у границі зерен та формування мікротріщин у поверхневих шарах сплаву.

Технологія нанесення і відпалу шарів кераміки має також ряд особливостей. Опаковий шар повинен бути якомога тоншим та мати менше пор. За наявності тріщин, великих пори, усадочних раковин, що виявляються візуально, слід провести повторне нанесення шару кераміки, яке дозволяє закрити ці дефекти.

Дослідженнями встановлено, що виникнення великих порожнин може спричинити появу тріщин, особливо за сколюючих навантажень. Небезпечними є порожнини, що виникають на границі "метал-опакер". В цих місцях найшвидше виникають тріщини. Рекомендується зменшити розмір абразивних часток під час піскоструменевої обробки (менше 200 мкм) Доцільно також понизити температуру відпалу (менше 900 °С).

Впевнившись в високій якості опаківаного шару, слід переходити до моделювання дентинного шару кераміки. Оптимальною температурою відпалювання всіх шарів кераміки є проміжок 870...890 °С.

За дотримання цих практичних рекомендацій, зубний протез буде якісним і придатним до подальшого використання в клінічній практиці ортодонтології.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		50

ВИСНОВКИ ТА ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

В магістерській роботі виконані дослідження структури та властивостей зразків стоматологічної металокераміки, отриманих на основі кобальто-хромового сплаву Realloy-C. Отримані результати та їх аналіз дали можливість встановити вплив параметрів піскоструменевої обробки сплаву та відпалу на адгезійну міцність керамічних шарів, отриманих з опаківих та дентинних сумішей фірми "Дуцерам".

З аналізу досліджень структури граничних шарів металокерамічних композитів з використанням оптичної мікроскопії (МБС-10М, МІМ-10) встановлено, що щільність та якість керамічного покриття суттєво залежать від розміру часток абразивного порошку, який використовується під час піскоструменевої обробки литих підкладок з кобальто-хромового сплаву Realloy-C. Найвища якість першого опаківого шару, який безпосередньо контактує з поверхнею сплаву чи прошарком оксидів, відповідає розміру часток абразиву 100...200 мкм.

Структура приповерхневих шарів металевих підкладок, які межують з керамікою, залежить від температури відпалювання кераміки. В досліджах встановлено, що в поверхневих шарах металевих підкладок, за температур відпалювання кераміки (800...950 °С) проходять рекристалізаційні процеси. Це вказує на інтенсивний наклеп металу в процесі піскоструменевої обробки.

Дослідженнями ударної міцності металокерамічних композитів показано, що найкращою температурою відпалювання для сплаву Realloy-C та керамічних мас "Дуцерам" є межі 870...890 °С. У випадку недостатньої температури відпалювання не досягається надійного спікання керамічної маси та формування плівки оксидів, що забезпечує хімічне зчеплення кераміки з металом. Навпаки за вищих температур (понад 900 °С) в металі мають розвиток процеси збиральної рекристалізації, що може призвести до мікротріщин в кераміці та локального її відшарування від металевої підкладки.

					MP 1625.00.000 ПЗ	Арк.
Вим.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		51

18. Lushchik, P.E. & Botirov, Murodjon & Rafalski, Igor & Mamajonov, M.M. & Niss, V.S. & Normatova, Sh.A.. (2023). Co-Cr alloys for biocompatible medical products. E3S Web of Conferences. 452. <https://doi.org/10.1051/e3sconf/202345205015>.

19. Tregerman, I.; Renne, W.; Kelly, A.; Wilson, D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. J. Prosthet. Dent. 2019, 122, 390–395. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.013>.

					<i>MP 1625.00.000 ПЗ</i>	<i>Арк.</i>
<i>Вим.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		54