

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького
Міністерство охорони здоров'я України

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

ПАВЛИЧКО РОМАН РОМАНОВИЧ

УДК: 616.314.6/.7:616.314.11]-089.27/.28-611

ДИСЕРТАЦІЯ
ОСОБЛИВОСТІ ВІДНОВЛЕННЯ КОРОНКОВОЇ
ЧАСТИНИ ЖУВАЛЬНИХ ЗУБІВ ЗІ ЗНАЧНОЮ ВТРАТОЮ
ТВЕРДИХ ТКАНИН ЕНДОДОНТИЧНИМИ КОРОНКАМИ

14.01.22 – стоматологія
Галузь знань –22. Охорона здоров'я
Код спеціальності –222. Медицина

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело.

_____ Р. Р. Павличко

Науковий керівник: Макєєв Валентин Федорович, доктор медичних наук,
професор

Львів – 2019

АНОТАЦІЯ

Павличко Р.Р. Особливості відновлення коронкової частини жувальних зубів зі значною втратою твердих тканин ендодонтичними коронками – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.22 – стоматологія, Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького, Львів, 2019.

На даному етапі розвитку стоматології на стоматологічному ринку з'явилася велика кількість різних за структурою і способом застосування матеріалів із яких виготовляють пломби, коронки, вкладки, ендокоронки на одиночні жувальні ендодонтично ліковані зуби.

Паралельно з вдосконаленням матеріалів для постійного протезування відбувається еволюція концепції редукції твердих тканин зуба в бік забезпечення мінімально інвазивного препарування, довготривалого функціонування без ознак зношування і клінічно стабільного результату лікування.

Конструкція відбудованого жувального зуба повинна повністю задовольняти вимоги пацієнта і давати йому відчуття функціонування аналогічній інтактному зубові. До цього відноситься відновлення і збереження функцій (жувальної, фонетичної, функція естетики тощо), а також захист девітальних зубів і стабілізація пародонту за рахунок коректних інтерапроксимальних і оклюзійних контактів.

Ураховуючи прогрес в області створення нових матеріалів для постійного протезування – на якість ортопедичного лікування так само впливає низка чинників, пов'язаних не стільки зі станом зубо-щелепової системи хворого та мануальними навиками лікаря, а й розумінням стоматологом фізикомеханічних властивостей того чи іншого матеріалу для виготовлення реставрацій (вкладки коронки, ендокоронки), а саме механічної міцності, тріщиностійкості, зношуваності під дією циклічних жувальних рухів, поверхневої якості, стабільності кольору тощо.

Таким чином, актуальним є вивчення факторів, що впливають на властивості сучасних матеріалів для виготовлення ендокоронки, і, відповідно, на якість малоінвазивного протезування жувальних зубів.

Для оцінки зародження і розвитку руйнівних процесів у матеріалах та конструкціях «зуб-ендокоронка», актуальними є розпрацювання сучасних фундаментальних методів і затвердження на цій основі методологічних підходів для кількісної оцінки їх стану неруйнівними методами контролю. Значний внесок у вирішення даної проблеми може дати розвиток методів і засобів, які базуються на застосуванні сучасних можливостей механіки руйнування та відповідних фізико-механічних досліджень.

Дослідження останніх десятиліть демонструють високі потенційні можливості методу акустичної емісії (АЕ), що дає можливість оцінити динаміку появи і збільшення дефектів та властивості матеріалів протистояти навантаженню без порушення цілісності конструкції.

Метою представленого дослідження є – підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих із значними дефектами твердих тканин бічних зубів, в яких проведено ендодонтичне лікування, шляхом визначення порівняльної оцінки стійкості і міцності ендокоронки, виготовлених із різних конструкційних матеріалів.

Предметом дослідження були – ефективність ортопедичного лікування зубів при використанні розроблених конструкцій; особливості їх руйнування під дією навантаження, методи фіксації для забезпечення крайової непроникності, клінічне обґрунтування застосування розроблених методик протезування.

У процесі дослідження застосовані наступні методи : фізико-механічні – визначення міцності конструкції шляхом механічного навантаження та оцінки ступеня руйнування акустично – емісійним методом; клінічно-діагностичні – загальне стоматологічне, рентгенологічне обстеження, клінічна оцінка ендокоронки з метою оцінки якості лікування у наближені та віддалені терміни; статистичні – для оцінки вірогідності отриманих результатів.

Реалізація лабораторних методів дослідження здійснена з використанням наступних матеріалів: прескераміка (IPS e.max Press), діоксид цирконію (Prettau Zirkon), металокераміка (GC Initial MC), стоматологічний композит (Tetric N-Ceram; ARDE FINE NANO Q), а також фіксаційного цементу (RelyxU200). Для випробувань за темою досліджень використані три типи зразків.

Перший тип (пластинчасті прямокутні зразки) використовували для визначення характеристик міцності і пластичності, а також статичної тріщиностійкості. Другий тип (пластинчасті прямокутні зразки) застосовували для оцінки за циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою. Третій (зуб у мелоті із зафіксованими ендокоронками виготовленими із чотирьох матеріалів) – для визначення характеристик руйнування конструкції “зуб – цемент – ендокоронка”

Для вивчення морфології поверхні зразків матеріалів за різними методами їх навантаження електронномікроскопічні дослідження виконували за допомогою сканівного електронного мікроскопа (CEM) ZEISS EVO 40XVP з їх наступним аналізом.

За результатами лабораторних досліджень, фізичних властивостей матеріалів для протезування конструкцією «зуб-ендокорока», виявлено методом акустичної емісії наступне.

Для першого типу зразків (статичне навантаження) – зародження руйнування зуба відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 12$ МПа, а остаточне руйнування – за $\sigma_M = 59$ МПа. Для зразка з прескераміки – $\sigma_{AE} = 34$ МПа та $\sigma_M = 99$ МПа, із металокераміки – $\sigma_{AE} = 18$ МПа та $\sigma_M = 82$ МПа, стоматологічного композиту – $\sigma_{AE} = 2$ МПа та $\sigma_M = 24$ МПа, фіксаційного цементу – $\sigma_{AE} = 2$ МПа та $\sigma_M = 17$ МПа, відповідно. З технічних причин (злам кульки індентора) навантаження пластини діоксиду цирконію обмежили напруженнями $\sigma_{max} = 215$ МПа і водночас за сигналами АЕ зародження руйнування не виявлено

Для другого типу зразків (циклічне навантаження): прескераміка, яка належить до крихких матеріалів, втомне руйнування відбувалось поетапно вглибину матеріалу з утворенням мікрократера з гладкими гранями, за аналізом акустограм активно розвивалося після 360 тис. циклів навантаження; металокераміка – руйнування відбувалося внаслідок поступового вилущування окремих прошарків керамічного покриття (фасетки відколу) та локального утворення мікротріщин у місцях ймовірного розташування мікроефектів під час пошарового спікання керамічної маси (пор, раковин тощо), розвивалося активно після 125 тис. циклів навантаження; композит – руйнування витисненням зі структури дрібних часток матеріалу та росту мікротріщин вглиб матеріалу з утворенням мікрократера округлої форми, розвивалося активно після 53 тис. циклів навантаження; композитний самоадгезивний цемент – руйнування поширювалось радіально від центру з незначним заглибленням в епіцентрі, з викришуванням дрібних часток матеріалу та утворенням мікротріщин, активно розвивалося після 10 тис. циклів навантаження.

Для третього типу зразків (зуби у мелоті із зафіксованими ендокоронками) за здатністю чинити опір тріщиноутворенню, за першим виникненням сигналів акустичної емісії (АЕ), можна ранжувати від найміцнішого до найслабшого за типами матеріалів з яких виготовлені зафіксовані на зубі ендокоронки в наступному порядку: 58 МПа Prettau Zirconia (Zirkonzahn GmbH, Німеччина), 30 МПа GC Initial MC (GC Corporation, Японія), 26 МПа IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Ліхтенштейн), 16 МПа Fine Nano Q (Ardenia, Німеччина), а за макропоказником в'язкості руйнування (видимі тріщини): 80 МПа GC Initial MC, 63 МПа Prettau Zirconia, 36 МПа IPS e.max Press, 22 МПа Fine Nano Q.

У клінічному дослідженні задіяні 47 пацієнтів у віці від 20 до 50 років. Обстеженим пацієнтам за показами проводилося ортопедичне лікування прескерамічними та металокерамічними незнімними конструкціями ендокоронки, а також відновлено композитними реставраціями контрольній групі пацієнтів які були повідомлені про можливі ускладнення і відмовилися від ортопедичного методу лікування.

У зв'язку з тим, що одним і тим же хворим відновлення зруйнованих коронок бічних зубів здійснювалося зі застосуванням різних методів реставрації, деякі пацієнти були одночасно включені до двох груп чим і пояснюється різниця між 47 та 53 особами в групах. У групу порівняння увійшли хворі (33 особи), в яких після ендодонтичного лікування відновлення втрачених твердих тканин коронок 42 зубів з МО, ДО, МОД здійснювалося фотополімерним композитом «Tetric N-Ceram» (Ivoclar Vivadent). У першу основну групу (12 осіб) включені хворі, в яких після ендодонтичного лікування відновлення втрачених твердих тканин коронок 18 зубів здійснювалося лікування шляхом виготовлення ендокоронок із прескераміки «IPS e.max Press». У другу основну групу (9 осіб) увійшли хворі, в яких після ендодонтичного лікування відновлення твердих тканин коронок 16 зубів здійснювалося шляхом виготовлення металокерамічних ендокоронок із сплаву «Nicrodium N2 BCS», з його облицюванням керамікою «GC Initial Metal Based».

Клінічна оцінка результатів здійснювалася впродовж терміну від 6 місяців до 2-х років за критеріями: вторинний карієс, дебондінг, профарбовування межі фіксації, мікросколи відбудови, повна втрата реставрації, частковий скол стінки зуба.

Групи ендокоронок з металокераміки та прескераміки продемонстрували хороші результати функціонування та відсутність очікуваних ускладнень протягом терміну спостереження. Одиночний скол керамічного облицювання в групі металокерамічних ендокоронок може бути пов'язаний з помилкою на етапі оклюзійного пришліфовування, оскільки в пацієнта був обтяжений ортодонтичний статус відкритим прикусом з контактом на молярах. У групі прескерамічних ендокоронок спостерігаються дві поздовжніх тріщини на жувальній поверхні без сколів. Особливістю є те, що ендокоронки були розміщені на других молярах нижньої щелепи, а тріщини спостерігаються в ділянках дистально-язикових горбиків. Дане ускладнення пов'язане з низькою висотою клінічної коронки і товщиною ендокоронки в даних місцях. Додатково другі моляри нижньої щелепи зазнають на 10% вище оклюзійне навантаження

порівняно з першими молярами (дані літератури). Два випадки вторинного карієсу кореня зуба в контрольній групі композитних реставрацій призвели до необхідності заміни конструкції на армовану куксокореневою вкладкою та під'ясенно розташованою повною коронкою. В п'ятьох із семи зубів зі сколами частинок композиту у хворих з'явилися скарги на потрапляння їжі в міжзубний простір і дані ситуації потребували повторного втручання за допомогою прямої методики. Поява вторинного карієсу спостерігалася у пацієнтів з низьким гігієнічним статусом порожнини рота. Композитну реставрацію з незначним дебондингом за бажанням пацієнтки залишили на спостереженні.

Ключові слова: металокераміка, прескераміка, оксид цирконію, ендокоронки, фізико-механічні властивості, акустична емісія в стоматологічному матеріалознавстві.

ABSTRACT

Pavlychko, R.R. Specific Features of Restoration of the Crown Part of the Masticatory Teeth with Significant Loss of Hard Tissue by Endocrowns – PhD Thesis Manuscript.

Thesis for a Candidate of Sciences Degree (PhD) for specialty 14.01.22 stomatology – Danylo Halytsky Lviv National Medical University, Ministry of Health of Ukraine, Lviv, 2019.

At the present stage of stomatology, a large array of materials differing in structure and application method has appeared on the dental market, which are used to make fillings, crowns, inlays and onlays, endocrowns for single endodontically treated masticatory teeth.

In parallel to the improvement of materials for definitive restoration, the concept of reduction of the hard dental tissues is evolving towards ensuring a minimally invasive preparation and a long-term wear-free service and long-lasting clinical effects.

The structure of a restored tooth must completely fulfil the patient's requirements and give them the sensation of a functioning intact tooth. Here belong the restoration

and preservation of functions (masticatory, phonetic, esthetical, etc.) as well as the protection of the non-vital teeth and stabilization of the periodontium due to correct inter-proximal and occlusal contacts.

Taking into consideration the advances in materials science in the sphere of definitive prosthetic solutions, the quality of orthopaedic treatment is defined not only by the patient's dentomaxillofacial health and manual skills of the dentist, but also by the dentist's understanding of the physico-mechanical properties of a particular material for restorations (inlays and onlays, crowns, endocrowns), including its mechanical strength, crack resistance, durability against cyclical masticatory movements, surface quality, colour stability, etc.

Therefore, studying the factors influencing the properties of modern materials for endocrowns, and consequently the quality of minimal invasive prosthetic treatment of the masticatory teeth is of topical importance.

To evaluate the nucleation and propagation of destructive processes in materials and tooth-endocrown structures, it is of immediate interest to develop modern fundamental methods and based on this to approve methodological approaches for qualitative evaluation of their condition using non-destructive control techniques. A significant contribution into the solution of this problem can be made by developing methods and tools based on applying contemporary capacities of fracture mechanics and respective physico-mechanical researches.

The studies conducted in recent years demonstrate a high performance potential of the acoustic emission (AE) method, which makes it possible to assess the dynamics of defects' nucleation and growth and fracture-resistant properties of the materials under a load.

This research aims at increasing the efficacy of the orthopaedic treatment of patients with serious defects of the hard tissue of the endodontically treated posterior teeth by comparative evaluation of the stability and strength of endocrowns made of different construction materials.

The subject of the research includes the efficacy of the orthopaedic treatment of the teeth using the developed structures, the specificities of their fracture under a load,

fixing techniques for ensuring interface tightness, clinical substantiation of the application of the developed restoration techniques.

The research relied on using a number of methods. Physico-mechanical methods enabled the testing of the structures' strength by means of mechanical loading and the estimation of the degree of fracturing using acoustic emission method. Clinical diagnostic methods included general dental screening, X-ray examination, clinical evaluation of endocrowns with a view to make a short-term and long-term assessment of the treatment quality. Statistical methods were used for assessing the probability of the obtained results.

The laboratory testing methods were implemented using such materials as pressable ceramics (IPS e.max Press), zirconia (Prettau Zirkon), porcelain fused to metal (GC Initial MC), dental composites (Tetric N-Ceram; ARDE FINE NANO Q), as well as self-adhesive resin cement (RelyxU200). Three types of samples were tested in the research.

Type 1 (lamellar rectangular samples) was used to study the strength, plasticity and static crack resistance. Type 2 (lamellar rectangular samples) was tested under cyclic loading created by the pressure of the masticatory force and higher loadings. Type 3 (the tooth inserted in fusible alloy (melot) with permanently fixed endocrowns made of four materials) served for determining the fracture characteristics of the tooth-cement-endocrown structure.

To study the surface morphology using different loading techniques, the samples were examined using the scanning electronic microscope (SEM) ZEISS EVO 40XVP with further analysis of the images.

Based on the results of the laboratory tests and physical properties of the materials used for the restorations with tooth-endocrown structures, the acoustic emission method revealed the following.

For the Type 1 samples subjected to static loading, nucleation of fractures in the tooth occurred at the strain $\sigma_{AE} = 12$ MPa, and complete fracture was detected at $\sigma_M = 59$ MPa. For the samples made of pressable ceramics these values were $\sigma_{AE} = 34$ MPa and $\sigma_M = 99$ MPa; for metal ceramic samples, $\sigma_{AE} = 18$ MPa and

$\sigma_M = 82$ MPa, for dental composite samples $\sigma_{AE} = 2$ MPa and $\sigma_M = 24$ MPa, for self-adhesive resin cement samples $\sigma_{AE} = 2$ MPa and $\sigma_M = 17$ MPa, respectively. For technical reasons (breakage of the indenter ball), the upper limit of the loading on the zirconia plate was set at $\sigma_{max} = 215$ MPa, and AE signals did not reveal fracture nucleation.

For the Type 2 samples subjected to cyclic loading, the following features were observed. For the pressable ceramics, which belongs to brittle materials, fatigue fracture proceeded stage-by-stage depthward into the material, resulting in the formation of a microcrater with smooth edges; according to the analysis of the acoustic images, active propagation of the fracture was observed after 360 thou loading cycles. In the metal ceramic samples, fracture occurred through gradual exfoliation of separate layers of the ceramic coating (fracture facet) and local micro cracking at the sites of probable microdefects (pores, caverns, etc.) occurring during the layer-by-layer sintering of the ceramic mass. Its active phase was recorded after 125 thou loading cycles. The composite samples featured fracturing by the displacement of small particles of the material from the structure and propagation of micro cracks depthward into the material, forming a round-shaped micro crater. The process entered the active stage after 53 thou loading cycles. In case of the self-adhesive resin cement, fractures propagated radially from the centre with an insignificant deepening in the epicentre, chipping of small particles of the material and formation of micro cracks. The active stage started after 10 thou loading cycles.

Based on the crack resistance according to the first AE signals, the Type 3 samples (teeth in melot with permanently fixed endocrowns) were ranged by order from the strongest to the weakest material of the permanently fixed endocrowns. The values were 58 MPa for Prettau Zirconia (Zirkonzahn GmbH, Germany), 30 MPa for GC Initial MC (GC Corporation, Japan), 26 MPa for IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), and 16 MPa for Fine Nano Q (Ardenia, Germany). According to the macro indicator of fracture viscosity (visible cracks), 80 MPa was estimated for GC Initial MC, 63 MPa for Prettau Zirconia, 36 MPa for IPS e.max Press, and 22 MPa for Fine Nano Q.

The clinical study included 47 patients aged 20 to 50. If medically required, the examined patients received orthopaedic treatment with permanently fixed endocrowns of pressable ceramic and metal ceramic; in those patients who, being informed of possible complications, rejected orthopaedic treatment, composite restorations were made.

Due to the fact that in one and the same patient the restoration of the fractured crowns of the posterior teeth was done using different restoration techniques, some patients belonged to both groups, which accounts for the difference between the numbers of patients in the groups (47 and 53). The control group (33 persons) included the patients in which after the endodontic treatment, the restoration of the lost hard tissues of the crowns for 42 teeth with MO, DO and MDO was implemented using the photopolymer composite Tetric N-Ceram, Ivoclar Vivadent. The first experimental group (12 persons) included the patients in which after the endodontic treatment, the restoration of the lost hard tissues of the crowns for 18 teeth was done by making endocrowns of pressable ceramics IPS e.max Press. The second experimental group (9 persons) consisted of the patients in which, following the endodontic treatment, the hard tissues of the crowns for 16 teeth were restored by making metal ceramic endocrowns of the alloy Nicrallium N2 BCS with further coating using the ceramics GC Initial Metal Based.

The results were clinically monitored during the term from 6 months to 2 years relying on such criteria as secondary decay, debonding, staining of the interface, micro chipping of the restoration, complete loss of the restoration, partial chipping of the tooth wall.

The groups of the endocrowns made of metal ceramics and pressable ceramics featured good functioning results, and no expected complications within the follow-up term were observed. The single case of the ceramic coating chipping in the metal ceramic endocrowns group can be put down to the error at the stage of occlusal grinding, as the patient had a burdened orthodontic status – an open bite with molar occlusion. In the group of pressable ceramic endocrowns, two longitudinal cracks on the masticatory surface without chipping were observed. The specificity is that

the endocrowns were fixed on other mandibular molars, and the cracks were observed in the area of the distolingual cusps. This complication is associated with the low height of the clinical crown and thickness of the endocrown in these places. In addition, the occlusal loading on the mandibular second molars exceeds that on the first molars by 10%. The two cases of secondary decay of the tooth root in the control group of the composite restorations necessitated the replacement of the structure for a reinforced custom cast post and core and subgingivally located complete crown. In five out of the seven teeth with chippings of the composite particles, the patients complained about food trapping into the dental interspace, and these cases required re-treatment using direct techniques. Secondary decay was observed in patients presenting with a low oral hygiene levels. In one case, at the patient's request, the composite restoration with insignificant debonding was left as it was for further follow-up.

Key words: metal ceramics, pressable ceramics, zirconia, endocrowns, physico-mechanical properties, acoustic emission in dental materials science.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. Кордіяк А. Ю., Дидик Н. М., **Павличко Р. Р.** Дослідження стану периапікальних тканин зубів залежно від типу застосованих штифтових конструкцій із відновленням або без відновлення коронкової частини штучними // Український стоматологічний альманах. 2016. № 3. С. 55–58.
2. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Порівняльна оцінка міцнісних характеристик матеріалів, використовуваних для виготовлення ендокоронок // Новини стоматології. 2017. № 3. С. 59–64.
3. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Експериментальне вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок виготовлених із різних протетичних матеріалів, для відновлення зруйнованих коронок бічних зубів // Новини стоматології. 2018. № 1. С. 76–81.

4. Skalskyi V. R., Makeev V. F., Stankevych O. M., **Pavlychko R. R.** Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis // Dental Materials. 2018. № 34. С. 46–55

5. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Вплив циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою на поверхню металокерамічних і прескерамічних ендокоронок // Современная стоматология. 2018. № 2. С. 76–79.

6. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Дослідження взаємодії циклічного навантаження силою жувального тиску й більшою поверхнею композитних ендокоронок і фіксувального цементу // Современная стоматология. 2018. № 3. С. 72–75.

7. Павличко Р. Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками // Новини стоматології. 2018. № 4. С. 57–61.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

8. Павличко Р. Р., Дидик Н. М. Причини виникнення ускладнень після армування зубів штифтовими конструкціями за результатами віддалених клінічних спостережень // Клінічна стоматологія: матеріали VII наук.-практ. конф. «Інноваційні технології в стоматології» (м. Тернопіль, 25 вер., 2015 р.). 2015. № 3. С. 138–139.

9. Павличко Р. Р. Оцінка наявності периапікальної патології ендодонтичнолікованих зубів в аспекті подальшого включення у ортопедичну конструкцію // журнал «Хист»: матеріали III Міжнародного медико-фармацевтичного конгресу студентів і молодих вчених «Актуальні питання медицини та фармації» (м. Чернівці, 6–8 квіт., 2016 р.). 2016. № 18. С. 518.

10. Макєєв В. Ф., **Павличко Р. Р.** Клінічна апробація ендокоронок у відновленні втраченої коронкової частини жувальних зубів // Стоматологічні новини. 2016. № 15. С. 55.

11. Макєєв В. Ф., Заячук І. М., **Павличко Р. Р.** Методика вибору оптимальної геометричної форми порожнини в зубі для його лікування

ендокоронкою // Інформаційні технології та комп'ютерне моделювання: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. (м. Івано-Франківськ, 15–20 трав., 2017 р.). 2017. С. 399–402.

12. Скальський В., Станкевич О., Макєєв В., **Павличко Р.** Руйнування стоматологічних конструкцій зуб-ендокоронка під квазістатичним стиском // Матеріали 13-ого Міжнар. симпозіуму українських інженерів-механіків у Львові (м. Львів, 18–19 трав., 2017 р.). Львів: КІНПАТРИ ЛТД, 2017. С. 48–50.

13. Павличко Р. Р., Макєєв В. Ф. Оцінювання зародження руйнування прескераміки та композиту для конструкцій зуб-ендокоронка за циклічного навантаження // Інноваційні технології в сучасній стоматології: матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю (м. Івано-Франківськ, 22–24 бер., 2018 р.). 2018. С. 69–70.

14. Павличко Р. Р. Вивчення міцнісних характеристик композитних ендокоронок для ендодонтично лікованих зубів // Матеріали наук.-практ. конф. молодих вчених, присвяченої 25-річчю НАМН (м. Київ, 23 бер., 2018 р.). 2018. С. 213.

15. Макєєв В. Ф., **Павличко Р. Р.** Оцінювання зародження руйнування матеріалів металокераміка та композит, що застосовуються в конструкціях зуб-ендокоронка за циклічного навантаження // Сучасні підходи до профілактики, діагностики та лікування захворювань тканин пародонта і слизової оболонки порожнини рота: матеріали наук.-практ. конф. (м. Тернопіль, 19–21 квіт., 2018 р.). 2018. С. 65–66

16. Макєєв В. Ф., **Павличко Р. Р.** Статистичний аналіз впливу факторів ротової порожнини на появу ускладнень функціонування ендодонтично лікованих жувальних зубів відновлених різними методами // Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології: матеріали конф. (м. Вінниця, 10–11 трав., 2019 р.). 2019. С. 45–48.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ОДИНИЦЬ.....	18
ВСТУП	20
РОЗДІЛ 1. ОРТОПЕДИЧНІ МЕТОДИ ВІДНОВЛЕННЯ ВТРАЧЕНОЇ КОРОНКИ БІЧНИХ ЗУБІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ).....	27
1.1 Способи відновлення втраченої коронкової частини ендодонтично лікованих зубів та їх критична оцінка	27
1.2 Характеристика стоматологічних матеріалів, які застосовуються у виготовленні ендокоронки	33
1.3 Випробування руйнуванням незнімних ортопедичних конструкцій	37
1.4 Розрахунок міцності незнімних ортопедичних конструкцій методом скінченних елементів.....	40
1.5 Зародження і розвиток втомних тріщин.....	44
1.6 Чинники, що впливають на кінетику поширення втомних тріщин.....	47
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	52
2.1 Загальна характеристика обстежених хворих.....	52
2.2 Методика виготовлення зразків ортопедичних конструкцій «зуб- ендокоронка».....	54
2.3 Методика визначення міцності взірців на стискування	57
2.4 Методика опрацювання акустично-емісійних сигналів	60
2.5 Методика оцінювання зародження руйнування матеріалів конструкцій зуб- ендокоронка за циклічного навантаження	63
2.6 Методика сканівної електронної мікроскопії	72
2.7 Статистичні методи оцінки отриманих результатів	73
РОЗДІЛ 3. СТАН ПЕРИАПІКАЛЬНИХ ТКАНИН ЗУБІВ ЗАЛЕЖНО ВІД ТИПУ ЗАСТОСОВАНИХ ШТИФТОВИХ КОНСТРУКЦІЙ З ВІДНОВЛЕННЯМ АБО БЕЗ ВІДНОВЛЕННЯ КОРОНКОВОЇ ЧАСТИНИ ШТУЧНИМИ КОРОНКАМИ..	75

РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ВИЗНАЧЕННЯ РУЙНІВНИХ ПРОЦЕСІВ ПІД ДІЄЮ НАВАНТАЖЕННЯ У ЗРАЗКАХ МАТЕРІАЛІВ, ЩО ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ЯК КОНСТРУКТИВНІ У ВИГОТОВЛЕННІ ЕНДОКОРОНОК	83
4.2 Особливості руйнування зразків із прескераміки за даними акустично-емісійних сигналів	88
4.3 Особливості руйнування зразків із металокераміки під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів.....	92
4.4 Особливості руйнування зразків зі стоматологічного композиту за даними акустично-емісійних сигналів	97
4.5 Особливості руйнування зразків із фіксаційного цементу під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів	100
4.6 Особливості руйнування зразків із діоксиду цирконію під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів	104
4.7 Узагальнення результатів досліджень	105
4.8 Руйнування матеріалів ортопедичних конструкцій за циклічного навантаження силою жувального тиску	108
4.9 Руйнування матеріалів ортопедичних конструкцій за більшого навантаження.....	126
РОЗДІЛ 5. РЕЗУЛЬТАТИ ВИЗНАЧЕННЯ РУЙНІВНИХ ПРОЦЕСІВ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ “ЗУБ-ЕНДОКРОНКА”	136
5.1 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” з діоксиду цирконію.....	136
5.2 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” з прескераміки	141
5.3 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” з металокераміки	146
5.4 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” зі стоматологічного композиту.....	150
5.5 Узагальнення результатів досліджень руйнівних процесів ортопедичних конструкцій «зуб-цемент-ендокоронка»	155

РОЗДІЛ 6. КЛІНІЧНІ СПОСТЕРЕЖЕННЯ ПРИ ВІДНОВЛЕННІ ВТРАЧЕНИХ КОРОНОК БІЧНИХ ЗУБІВ ОРТОПЕДИЧНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ ЕНДОКОРОНОК.....	161
6.1 Загальна характеристика обстежених хворих, у яких були застосовані ендокоронки.....	161
6.2 Методика ортопедичного лікування дефектів коронок ендодонтично лікованих бічних зубів ендокоронками на прикладі клінічних ситуацій	162
6.3 Статистичний аналіз результатів клінічного дослідження	167
АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	175
ВИСНОВКИ	185
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	188
ДОДАТКИ	208

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ОДИНИЦЬ

- ν_i – коефіцієнт Пуассона
- σ_{AE} – напруження зародження руйнування
- σ_c – максимальні напруження стиску в області контакту
- σ_M – межа міцності (напруження руйнування)
- D – діаметр сфери
- E_i – модуль пружності
- E_{WT} – енергія локального імпульсу
- F – прикладена сила
- $f_{\max}$ – частота, яка відповідає $WT_{\max}$
- Δf – ширина смуги частот локального імпульсу
- t – час
- Δt – тривалість випромінювання локального імпульсу
- $[t_1; t_2]$ – інтервал випромінювання локального імпульсу
- $WT_{\hat{a}}(t)$ – апроксимувальна функція
- $WT_{\max}$ – максимальне значення вейвлет-коефіцієнта
- CAD/CAM – Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture
- LZC (layered zirconia crown) – оксид-цирконієва коронка
- MCC (metal ceramic crown) – металокерамічна коронка
- MLC (monolithic lithium disilicate crown) – монолітна літій-дисилікатна коронка
- MZC (monolithic zirconia crown) – монолітна цирконієва коронка
- MCE – метод скінченних елементів
- НВП – неперервне вейвлет-перетворення
- ПАЕ – первинний перетворювач сигналів АЕ
- ОД – оклюзійно-дистальна

МО – медіально-оклюзійна

МОД – медіально-оклюзійно-дистальна

ІРОПЗ – індекс руйнування оклюзійної поверхні зуба

АЕ – акустична емісія

КДВР – кінетична діаграма втомного руйнування

КІН – коефіцієнт інтенсивності напружень

ПАЕ – первинний перетворювач сигналів АЕ

ШРВТ – швидкість росту втомної тріщини

ε_Y – граничне значення пластичної деформації

$\sigma_{0,2}^*$ – циклічна межа текучості для даної швидкості навантаження

σ_Y – межа текучості матеріалу

C_i – константи матеріалу (характеристики циклічної тріщиностійкості)

D_b – питома енергія циклічних пластичних деформацій за максимального напруження в циклі, що дорівнює межі втоми матеріалу

D_i – розсіяна в матеріалі питома пластична деформація за i -ий цикл навантаження

E – модуль Юнга

N – кількість циклів навантаження

N_* – кількість циклів до руйнування матеріалу

ΔK – розмах КІН за цикл

$K_{\min}$ – мінімальне значення КІН у циклі

$K_{\max}$ – максимальне значення КІН у циклі

K_{fc} – критичне значення КІН (циклічна тріщиностійкість)

K_{th} – порогове значення КІН

Δl – довжина тріщини

U_0 – енергія активації процесу

v, V – швидкість росту втомної тріщини

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження. Основною метою ортопедичного лікування зубів є відновлення всіх їх параметрів – як естетичних, так і функціональних. Технології протезування нестримно розвиваються і на даний час є безліч рішень, які дають можливість ефективно поновлювати частково або повністю втрачені зуби. Для цього, зокрема, використовують різноманітні ортопедичні конструкції – коронки, вкладки, вініри, мостоподібні протези тощо.

До найбільш поширених ортопедичних конструкцій для відновлення частково або повністю втрачених коронок зубів належать конструкції на штифтовій (анкерній) основі. Водночас використання таких конструкцій у випадках сильно пошкоджених та ендодонтично пролікованих зубів залишається проблемним аспектом [119]. У 1999 році Bindl A і Mörmann W [89] для відновлення бічних зубів запропонували конструкцію ендокоронок, яка повинна була замінити штифтові зуби. Ендокоронки є цілісною керамічною конструкцією, розробленою на основі відомої концепції [163].

Основна мета використання ендокоронок полягає в можливості обходитися без металу під час їх виготовлення, а також у забезпеченні належної адгезії керамічної реставрації з мінімальною інвазією вглиб кореневого каналу, оскільки використання кореневих каналів у ролі ложа для довгих штифтових конструкцій призводить до зниження стабільності зуба [171, 115, 153]. Ендокоронки можна виготовити за допомогою новітніх комп'ютерних технологій зі спеціальним програмним забезпеченням (CAD/CAM) [95] або шляхом формування керамічної маси під тиском [151, 152].

За час використання ендокоронок у практиці ортопедичного протезування проведено низку клінічних досліджень їх ефективності [103, 137]. Усі дослідники прийшли до висновку: ендокоронки показали себе тільки з позитивного боку. Зокрема, вони виявилися набагато стійкішими щодо дії сторонніх сил та впливів, ніж звичайні коронки [87]. Із біохімічної точки зору препарування під

ендокоронки сприяє кращій адаптації в місці з'єднання [164, 181]. Сила стискування при цьому зосереджена на ділянці уступу і уздовж периметру стінок коронки, що своєю чергою усуває можливість пошкодження молярів.

Під час ендодонтичного лікування збереження структури зуба має важливе значення для його захисту від зламів під час жувальних навантажень і для його витривалості. Водночас міцність конструкції залежить від якості і цілісності анатомічної форми, величини зуба. Таким чином, довговічність ендодонтичного лікування багато в чому залежить від вибору відповідного типу відновлення, який пов'язаний із навантаженнями, щоб зберегти структуру зуба, і реставраційних матеріалів, які використовують для цього.

Для отримання параметрів міцності різних типів конструкцій “зуб-ендокоронка” за квазістатичного навантаження у наших дослідженнях використано метод акустичної емісії (АЕ), який характеризується високою чутливістю до зародження і розвитку руйнування матеріалу в його малому об'ємі.

Мета і завдання дослідження. Метою дослідження є підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих із значними дефектами твердих тканин бічних зубів, в яких проведено ендодонтичне лікування, шляхом визначення порівняльної оцінки стійкості і міцності ендокоронок, виготовлених із різних конструкційних матеріалів.

Реалізація окресленої мети передбачала вирішення наступних завдань:

1. Визначити стан периапікальних тканин зубів залежно від типу застосованих штифтових конструкцій з відновленням або без відновлення коронкової частини штучними коронами.
2. Визначити особливості руйнівних процесів під дією навантаження у зразках матеріалів, що використовуються як конструкційні матеріали у виготовленні ендокоронок.
3. Вивчити особливості руйнування матеріалів, що використовуються у виготовленні ендокоронок, за циклічного навантаження силою жувального тиску.
4. Вивчити особливості руйнівних процесів ортопедичних конструкцій «зуб-ендокоронка» при застосуванні різних конструкційних матеріалів.

5. Клінічно оцінити ефективність використання конструкцій ендокоронки, виготовлених з прескераміки, діоксиду цирконію, металокераміки та преполімеризованого композиту.

Об'єкти дослідження: ендодонтично ліковані жувальні зуби з індексом руйнування оклюзійної поверхні за Міллікевичем 0,55–1.

Предмет дослідження: ефективність ортопедичного лікування зубів при використанні розроблених конструкцій; особливості їх руйнування під дією навантаження, методи фіксації для забезпечення крайової непроникності, клінічне обґрунтування застосування розроблених методик протезування.

Методи дослідження: Фізико-механічні – визначення міцності конструкції шляхом механічного навантаження та оцінки ступеня руйнування акустично – емісійним методом; клініко-діагностичні – загальне стоматологічне, рентгенологічне обстеження, клінічна оцінка ендокоронки з метою оцінки якості лікування у наближені та віддалені терміни; статистичні – для оцінки вірогідності отриманих результатів.

Наукова новизна роботи. Вперше науково обґрунтовано використання явища акустичної емісії для оцінювання початкових стадій зародження і динаміки розвитку руйнування різних типів стоматологічних матеріалів для виготовлення ендокоронки, під дією динамічного та циклічного навантаження, що дозволяє оцінити і порівняти їх стійкість до умов порожнини рота.

Уперше лабораторному дослідженню шляхом осьового навантаження піддані конструкції «зуб-ендокоронка» виготовлені з металокераміки, діоксиду цирконію та композитного матеріалу, з визначенням руйнівних процесів методом акустичної емісії.

Результатами досліджень доведено наявність значно вищих показників остаточного руйнування експериментальних взірців порівняно до конструкцій ендокоронки фіксованих на зубах «in vitro» за всіма видами застосованих матеріалів.

Науково обґрунтовано, що лише ендокоронки з металокераміки та діоксиду цирконію здатні відновлювати та забезпечувати міцностні характеристики зубів відпрепарованих під ендокоронку до показників інтактного зуба.

Доповнено наукові дані щодо особливостей циклічної зношуваності матеріалів, які застосовуються для виготовлення ендокоронок.

Доведена неефективність фіксацій вкладок на композитний цемент текучої консистенції. Рекомендовано застосовувати для фіксації композити з вмістом неорганічного наповнювача 75% і вище або переводити межу фіксації на бокові стінки, а не на оклюзійну поверхню.

На підставі клінічних досліджень науково доведено подібність тривалості функціонування (survival rate) ендокоронок з металокераміки порівняно з прескерамічними ендокоронками та із значно нижчими тривалостями функціонування (survival rate) композитних онлей-конструкцій.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є завершеним, особистим дослідженням здобувача. Автор самостійно здійснив патентно-інформаційний пошук, аналіз та узагальнення наукової літератури. Спільно із науковим керівником обрано напрямок наукового дослідження, сформульовано мету та завдання, вибір методів спеціальних досліджень. Здобувач опанував необхідні методи дослідження, самостійно здійснив підготовку матеріалу для клінічних і додаткових досліджень, систематизував та проаналізував отримані результати. Автором самостійно проведено аналіз клінічних досліджень і написання дисертаційної роботи. Разом із науковим керівником автор опрацював та клінічно застосував методику протезування дефектів зубів ендодонтичними коронками, провів узагальнення результатів дослідження, сформулював наукові висновки та практичні рекомендації, підготував наукові праці до друку. У друкованих роботах разом із співавторами участь здобувача є визначальною, матеріали та висновки належать здобувачу.

Експериментальні дослідження проведені на базі Фізико-механічного інституту ім. Г. В. Карпенка НАН України, за консультацією член-кореспондента НАН України, доктора технічних наук, професора В. Р. Скальського.

Апробація результатів дисертації. Основні положення та результати досліджень викладено та обговорено на засіданнях кафедри ортопедичної стоматології та вченій раді стоматологічного факультету Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького та науково-практичних конференціях: VII науково-практичній конференції «Інноваційні технології в стоматології» (м. Тернопіль, 2015); III Міжнародному медико-фармацевтичному конгресі студентів і молодих вчених «Актуальні питання медицини та фармації» (м. Чернівці, 2016); науково-практичній конференції за участі міжнародних спеціалістів «Комплексний підхід до реабілітації стоматологічних хворих у сучасних умовах», присвяченій 80-річчю з дня народження професора В.В. Рубаненка (м. Полтава, 2016); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Львівська школа ортопедичної стоматології: Традиції, здобутки та перспективи» з нагоди 55-річчя кафедри ортопедичної стоматології та на честь 75-річчя професора В.Ф. Макєєва, (м. Львів, 2016); Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології та комп'ютерне моделювання» (м. Івано-Франківськ, 2017); 13-ому Міжнародному симпозіумі українських інженерів-механіків у Львові (м. Львів, 2017); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології» VII стоматологічному форумі «Медвін: стоматологія, 2018» (м. Івано-Франківськ, 2018); Міжнародній науково-практичній конференції молодих вчених, присвяченій 25-річчю від дня заснування НАМН України (м. Київ, 2018); Всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні підходи до профілактики, діагностики та лікування захворювань тканин пародонта і слизової оболонки порожнини рота» (м. Тернопіль, 2018); Всеукраїнській науково-практичній конференції «Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології, присвячена пам'яті Л.М. Мунтяна» (м. Вінниця, 2019).

Структура та обсяг дисертації. Дисертація викладена на 221 сторінці комп'ютерного набору, з яких 167 сторінок займає основний текст і складається зі вступу, огляду літератури, опису матеріалу і методів дослідження, 4 розділів власних досліджень, аналізу та узагальнення отриманих результатів, висновків,

джерел та додатків. Список використаних джерел містить 194 найменування, серед яких 76 – кирилицею і 118 – латиницею. Робота ілюстрована 111 рисунками та 25 таблицями.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота є фрагментом комплексної науково-дослідної роботи кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького «Розпрацювання та удосконалення методів діагностики, клінічних методів та технологічних засобів комплексного лікування дефектів зубних рядів, деформацій і ушкоджень зубо-щелепної системи» (номер державної реєстрації 0114U000112). Автор є безпосереднім виконавцем зазначеного фрагменту наукових досліджень запланованої теми.

Практичне значення отриманих результатів. На підставі лабораторних досліджень створено новий варіант непрямой реставрації – металокерамічна ендокоронка, удосконалено прес керамічні ендокоронки, та визначено межі тривалості функціонування композитних реставрації для жувальних зубів. Застосування у практичній стоматології отриманих результатів дослідження дозволить підвищити ефективність ортопедичного лікування пацієнтів зі значними дефектами коронкової частини жувальних зубів. Запропонований діагностично-лікувальний алгоритм ортопедичного лікування зі застосуванням ендокоронок з різних матеріалів може бути рекомендований для клінічного застосування в комплексі стоматологічної реабілітації пацієнтів з різними видами дефектів твердих тканин жувальної групи зубів. Досліджені фізико-механічні властивості конструкцій, та їх відмінності, дозволяють обрати оптимальний алгоритм реставрації у різних пацієнтів індивідуально.

Результати дисертаційного дослідження впроваджено у клінічну практику та навчальний процес кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією ВДНЗ «Українська медична стоматологічна академія», кафедри ортопедичної стоматології та навчального лікувального центру «Університетська клініка» ВДНЗ «Буковинський державний медичний університет», кафедри ортопедичної стоматології ДВНЗ «Івано-Франківський національний медичний університет»,

кафедри стоматології Інституту стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, кафедри ортопедичної стоматології та університетського стоматологічного центру Харківського національного медичного університету, у навчальний процес кафедри ортопедичної стоматології та у клінічну практику ортопедичних відділень №1 та №2, «Стоматологічного медичного центру ЛНМУ ім. Данила Галицького», що підтверджено відповідними «Актами впровадження».

Публікації. За темою дисертації опубліковано 16 наукових робіт, з них 6 статей у фахових виданнях, рекомендованих МОН України, 1 стаття в англomовному іноземному виданні з індексацією Scopus, 9 статей у збірниках наукових праць, матеріалах і тезах міжнародних конференцій.

РОЗДІЛ 1

ОРТОПЕДИЧНІ МЕТОДИ ВІДНОВЛЕННЯ ВТРАЧЕНОЇ КОРОНКИ БІЧНИХ ЗУБІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1 Способи відновлення втраченої коронкової частини ендодонтично лікованих зубів та їх критична оцінка

Наукові напрацювання за останні роки в стоматології набули значного зростання та впровадження у медичну галузь, проте використання даних доказової медицини у роботі практикуючих лікарів-стоматологів залишається досить проблемними. При достатній кількості достовірних об'єктивних досліджень, практичне використання науково-обґрунтованого підходу не зустрічається в переважній кількості проведеного лікування та проявляється в тому, що різні лікарі застосовують відмінні підходи в лікуванні, причиною яких є вплив індивідуального клінічного стажу, що формує суб'єктивну думку стоматолога.

Відбудова зруйнованої на 55–80% коронкової частини одиночного зуба є однією з частих клінічних ситуацій де стоматолог може застосовувати альтернативні варіанти реставрацій. Завдяки розвитку новітніх методик і технологій, зуби які раніше скеровувалися на видалення, вдається зберегти та відновити методами ортопедичної стоматології. Включення площі пульпарної порожнини та кореня для ретенції конструкції дозволяє зберегти зубний ряд безперервним та запобігає феномену Попова-Годона чи прискореній резорбції альвеолярного гребеня. Необхідність застосування штифтових конструкцій виникає якщо ендодонтично лікований зуб має значні дефекти коронкової частини, і необхідно відновити коронкову частину зуба, як основу для подальшої реставрації [69].

Згідно даних Міністерства охорони здоров'я України потреба в ортопедичній стоматологічній допомозі серед населення становить 94%, а серед пацієнтів що звернулися з метою протезування – 36-53% необхідно відбудовувати зруйновану коронкову частину зуба [47]. За результатами рентгенологічного

аналізу 17755 зубів стоматологічних хворих встановлено, що більшість ($60,9 \pm 1,2\%$) зубів, які слугували опорами у незнімних конструкціях зубних протезів, були ендодонтично лікованими [9]. Особливості клінічної ситуації при втраченій коронковій частині зуба та її поширеність є актуальним питанням для вивчення, що підтверджується дослідженнями, в яких теж звертається увага на аспекти відбудови кукси зуба, та особливості даного лікування при клінічних ситуаціях, таких як зубощелепні деформації чи захворюваннях пародонта [14].

Якщо застосовувати лікування сучасними методиками і матеріалами то можна відновити монолітну структуру без слабких меж, де тверді тканини зуба будуть частиною багатошарової відбудови [51]. Згідно досліджень керамічні матеріали володіють значно вищими фізико-механічними властивостями, ніж власні тканини зуба [144], однак за даними інших авторів, вони досліджені недостатньо [67]. Неурахування фізико-механічних показників зуба і відновних матеріалів веде до ускладнень при відновленні бічних зубів, що несуть значне циклічне жувальне навантаження [185, 10]. За даними масових стоматологічних оглядів населення України, проведених у різних медико-географічних і геохімічних регіонах, частота руйнування твердих тканин коронкової частини зубів, що підлягають відновленню одиночними коронками становить 170,81% на 1000 обстежених дорослого населення, залежно від віково-статевого складу і регіону проживання [15].

Найпоширенішими ускладненнями серед бічних зубів відреставрованих композитом за стандартним методом є сколювання стінок зуба, погане крайове прилягання, вторинний карієс, випадіння пломб. Дані ускладнення зростають протягом терміну експлуатації, а після 3-х років незадовільні оклюзійні контакти виявлено в $62,2 \pm 7,2\%$, а неправильно створені апроксимальні контакти – у $77,8 \pm 6,2\%$ обстежених [36].

Певні види штифтових конструкцій ще недостатньо вивчені, а дані про їх застосування досить суперечливі [8]. Відомо про значну кількість руйнувань штифтових конструкцій із подальшим видаленням зубів, починаючи з першого року функціонування.

Найчастіше при цьому спостерігається порушення фіксації штифтової конструкції (10,1%) і перелом кореня опорного зуба (11,9%) [22]. У клінічній стоматології суцільнолиті, індивідуально виготовлені прямим чи непрямим методом, коренево-куксові вкладки застосовуються в переважній більшості випадків [50], проте згідно даних літератури, частота невдач коливається від 6,5% до 14% при їх встановленні [38].

При відновленні зубів зі значно зруйнованою коронковою частиною, кінцевим етапом є покриття штучною коронкою, у результаті чого відбувається зміна фізико-хімічних показників та проникливість дентину й емалі [39], а постійна їх фіксація на природні зуби, згідно даних [7], порушує ремінералізацію твердих тканин зуба.

В ендодонтично лікованих зубах, особливо жувальної групи, важливим при ортопедичному відновленні є максимально можливе збереження їх твердих тканин і забезпечення непорушності герметизації корневих каналів. Таким чином, довготривалість ендодонтичного лікування багато в чому залежить від вибору відповідного типу відновлення, який пов'язаний із навантаженнями, для збереження твердих структур зуба, та обраних реставраційних матеріалів.

Згідно даних Vire D.E., безпосередня причина видалення ендодонтично лікованих зубів полягає в переломах неправильно відбудованих зубів, та в помилках при відбудові зуба коронково-кореневою вкладкою [190]. За даними Reeh E.S. [168] створення доступу до корневих каналів, що є необхідним для лікування каналів, знижує міцність зуба до 5% у порівнянні до МОД порожнин. Втрата одного чи двох краєвих гребенів вважається головною причиною ослаблення механічної стійкості зубних структур, що веде до тріщин чи переломів інших горбів чи стінок [168, 132]. Явище дегідратації дентину внаслідок втраченого кровообігу пульпи [129] і порушення структури колагену [173], що виникає в зубах після ендодонтичного лікування, може призвести до втрати міцності ще на 14%, при цьому є припущення що воно сильніше проявляється на нижній щелепі [116]. Із вищенаведених досліджень припускається що у випадку

зуба із проведеним ендодонтичним лікуванням із МОД порожниною втрата механічної стійкості може сягати до 82%.

При значній втраті коронкової частини зуба, для її відтворення необхідна попередня ендодонтична підготовка його коренів зубів (їх герметизація та обтурація силлером) з наступним, найчастіше відтворенням коронкової частини і покриття її штучною коронкою. Кінцевою метою обтурації кореневого каналу є запобігання проникнення вмісту ротової рідини, у тому числі бактерій, у навколоверхівкові тканини.

За необхідності відновлення коронкової частини зуба при встановленні штифтових конструкцій відбувається видалення значної частини обтураційного матеріалу і за таких обставин особливого значення набуває запобігання виникнення мікропідтікань. При дослідженні чотирьох сучасних методик обтурації корневих каналів (термафіл, гутта-флов, резілон, латеральна конденсація) за допомогою стереомікроскопа на предмет проникнення барвника встановлено, що жоден з методів не продемонстрував герметичного ущільнення [165].

Металеві та карбонові еластичні штифти фіксовані адгезивними системами забезпечують вищий рівень непроникності у порівнянні з випадками їх фіксації за допомогою цинк-фосфатного та склоіономерного цементів [147]. Проте порушення цілісності може виникати в результаті постійного жувального навантаження [176].

Разом з тим порівняння композитних цементів подвійного чи хімічного твердіння і самоадгезивних цементів подвійного чи хімічного твердіння не виявили статистично значимих відмінностей у крайовому мікропідтіканні барвника між даними групами при використанні двох різних методів дослідження [104]. Згідно результатів дослідження виявлено, що зуби відновлені незнімними протезами, які не були ендодонтично лікованими характеризуються $12,5 \pm 1,3\%$ патологічних змін, порівняно із зубами, які були ендодонтично лікованими і демонструють $44,3 \pm 1,6\%$ патологічних змін [9].

Основною причиною зниження жорсткості та опору руйнуванню ендодонтичного лікування зубів є втрата структурної цілісності, пов'язана з карієсом, травмами і величиною підготовленої порожнини в зубі, а не дегідратацією або фізичними змінами у дентині [133, 109, 160, 168]. З іншого боку втрата структурної цілісності призводить до зростання ризику руйнування коронки із подальшим поширенням його в зону реставрації самого зуба [168,135].

Тверді тканини зуба, що залишилися після проведеного ендодонтичного лікування є ослабленими через всі попередні обставини пов'язані з карієсом, переломами, пломбуванням та препаруванням. Сама процедура ендодонтичного лікування потребує додаткового висічення твердих тканин коронкової частини і коренів. Досліджено що самі лише ендодонтичні процедури зменшують міцність зуба лише на 5%, тоді як препарування під МОД дефекти ведуть до зниження міцності на 60% [168]. При створенні ендодонтичного доступу порушується структурна цілісність склепіння пульпарної порожнини, що веде до більшого згину зуба під дією функціонального навантаження [126]. Фізичні властивості твердих тканин також підлягають незворотнім змінам. Через порушення колагенових зв'язків та зневоднення дентину настає зменшення на 14% міцності і жорсткості ендодонтично лікованих молярів. При цьому верхні зуби є міцнішими ніж нижні, а найслабшими виявилися різці нижньої щелепи [126].

Ступінь руйнування твердих тканин зуба – найскладніший аспект який має контролювати лікар перед вибором способу відновлення. Якщо більше половини твердих тканин інтактні, то зуб більш стійкий і можливо його відбудувати за допомогою малоінвазивних методик та без застосування внутрішньо кореневих штифтів [100].

Традиційно, естетична та функціональна відбудова ендодонтично лікованих зубів зі значною втратою твердих тканин досягається за допомогою відтворення повної анатомії коронки, яка утримується коренево-куксовою вкладкою [167, 131, 180, 128, 175, 86].

Проте із розвитком внутрішньо корневих скловолоконних штифтів, та дентинної адгезії до поверхні кореня, вдосконалення композитних матеріалів,

відбудова ендодонтично лікованих зубів стала простішою, менш затратною та біосумісною [130, 136, 84, 91]. Дослідження демонструють, що застосування самих лише внутрішньоканальних штифтів не підвищує ретенцію реставрації [84, 194] і потрібно застосовувати адгезивну куксу, яка забезпечить стабільність реставрації. Це дослідження є актуальним для жувальних зубів, де вектор жувальних сил є паралельним до повздожньої осі зуба. У таких ситуаціях цементована кукса служить для ретенції більш обширних реставрацій, таких як повні коронки [142]. Окрім того, встановлення штифтів може бути обмежене будовою кореня (інвагінації, вузький чи короткий корінь) [159].

Із розвитком адгезивних систем стало можливим відновлення зубів з обширною втратою коронкових тканин за допомогою виготовлення вкладок (онлей чи оверлей), без застосування внутрішньокорневих штифтів, а використовуючи лише весь об'єм пульпарної порожнини як ретенційну площу [194, 78, 189, 163]. Відбудова такими типами конструкцій стала можливою завдяки появі кераміки що підлягала кислотному протравлюванню (лейцитна, літій-дисилікатна), композитні цемента та дентальні адгезиви. Останнім часом зростає популярність відновлення депульпованих жувальних зубів (за відсутності половини висоти клінічної коронки) ендокоронками. Основна мета використання ендокоронок полягає в можливості обходитися без металу під час їх виготовлення, а також у забезпеченні належної адгезії керамічної реставрації з мінімальною інвазією вглиб кореневого каналу, оскільки використання корневих каналів як ложа для довгих штифтових конструкцій призводить до зниження стабільності зуба. До переваг таких реставрацій перед традиційними коронками належать: більш консервативна обробка тканин зуба; мінімальна зміна біологічної ширини зуба; через однорідність матеріалу, з якого виготовляють ендокоронку, знижується концентрація напружень у реставрації; кращий контроль препарування та фіксації реставрації. До недоліків відносять можливість розцементування та ризик зламу кореня зуба через різницю модуля пружності матеріалу ендокоронки та дентину.

Дані особливості можна застосовувати при виготовленні повних коронок на ендодонтично лікованих зубах, використовуючи ресурс пульпарної порожнини як ретенційний пункт для фіксації ендокоронок [89, 124].

Враховуючи дані обставини, можна зробити висновок, що відновлення коронкової частини ендодонтично лікованих зубів все ще є дискусійним питанням. На даному етапі розвитку стоматології доступні нові матеріали та терапевтичні засоби, що базуються, в цілому, на адгезії. Вони дозволяють виконувати більш консервативне, швидке та менш дороговартісне стоматологічне лікування [188].

1.2 Характеристика стоматологічних матеріалів, які застосовуються у виготовленні ендокоронок

Ортопедичне лікування необхідне у тих випадках, коли неможливо встановити пломбу, або якщо відсутній один, або декілька зубів [133, 109]. Ортопедична конструкція виконує не тільки косметичну функцію, але і забезпечує стабільність і форму прикусу, відновлює повноцінне пережовування. Ще зовсім недавно коронки робили з благородних матеріалів, сучасні ж коронки в більшості своїй представлені керамічними або металокерамічними виробами. Такий сучасний матеріал забезпечує міцність відновленого зуба і зберігає необхідний колірний відтінок. Єдине «але» у такому протезуванні – обточування природного зуба, яке проводиться перед встановленням коронки.

Нові технології у виготовленні коронок дозволяють використовувати широкий асортимент матеріалів: метал, пластмаса, кераміка, композити. Традиційно для виготовлення ендокоронок використовують такі матеріали як фельдшпатну та армовану літій дисилікатом кераміку, гібридні композити та нові CAD/CAM керамічні й композитні блоки.

Найбільш розповсюдженим видом зубних коронок є металокераміка – металева основа, на яку нанесена керамічна маса. Найчастіше використовують кобальт-хромовий, -нікелевий або золотий сплави. Металокераміка є доступною, надійною та естетичною ортопедичною конструкцією. За допомогою

металокераміки можливо відновити значні дефекти зубних рядів, надати зубам необхідної форми та бажаного кольору. До переваг металокераміки можна віднести високу міцність, гарну естетику, в більшості випадків прийнятну вартість. Серед недоліків є необхідність значного зішліфовування твердих тканин зуба в межах 1,5–2 мм з кожного боку, а також необхідність депульпувати зуби під такі коронки (у більшості випадків).

На відміну від металокерамічних коронок, безметалеві (суцільно керамічні) коронки виготовляють із керамічної маси і без металевого каркаса всередині. Керамічні коронки не змінюють кольору та не забарвлюють краю ясен, з якими знаходяться в постійному контакті. Щільне прилягання до зуба значно знижує ймовірність виникнення карієсу під коронками і розцементування. Безметалева кераміка – це безпечна технологія. Для виготовлення керамічних коронок найчастіше використовуються такі види кераміки: облицювальна кераміка та дисилікат літію чи оксид алюмінію. Керамічна маса – інертний матеріал, який не впливає на навколишнє середовище і не заподіює шкоду організму людини. Вона гіпоалергенна, має такий самий ступінь заломлення світла, що й емаль зуба. Якщо під час виготовлення коронки врахувати індивідуальні особливості обличчя, форму зубів та ретельно підібрати колір, то її неможливо відрізнити від природнього зуба. Єдиним недоліком є те, що з даних матеріалів можна виготовити тільки поодинокі коронки, тобто мостоподібні протези з неї зробити вже не можна.

Безметалеві коронки виготовляються на основі оксиду цирконію, оксиду алюмінію та дисилікату літію. Далі на основу наносять керамічну масу. Суцільно керамічні коронки на основі цирконію виготовляють методом комп'ютерного фрезерування (CAD/CAM система), а далі на каркас із цирконію наносять керамічну масу відповідно до кольору, форми, розміру та прозорості зубів. Коронки на основі дисилікату літію називають – прескераміка або склокераміка. Виготовлення проводять шляхом пресування склокерамічної заготовки у спеціально виготовлену форму, яка відповідає зубам пацієнта.

Діоксид цирконію – один із кращих сучасних матеріалів для зубного протезування [71]. За своєю міцністю він не поступається металам, але на відміну від них має прекрасні естетичні якості. Цирконієві коронки мають стільки переваг, що, незважаючи на досить високу вартість, впевнено займають перші позиції в замісній стоматології. Якщо ж порівнювати порцелянові та цирконієві коронки, то стане очевидно, що головною перевагою виробів із цирконію є їх надійність, а також довговічність. Однак естетичні якості у цих двох матеріалів ідентичні. Цирконієві коронки легші, ніж металокерамічні і не викликають алергічної реакції. Серед переваг протезування зубів цирконієм можна виокремити такі:

- природність зовнішнього вигляду; мостоподібні цирконієві протези та коронки візуально дуже схожі на натуральні зуби, причому цей ефект є початковим, але посилюється після покриття виробів спеціальним складом;
- щільність прилягання до ясен; тільки цирконієві коронки та зубні протези підходять для ретельного припасування під ясна, що неможливо здійснити під час використання металу, оскільки його вдавнення в ясна здатне призвести до розвитку запалення та ускладнень;
- довгий термін служби; особливий метод встановлення протезів з оксиду цирконію забезпечує їх надійне кріплення та виключає виникнення розхитування; за статистикою термін служби таких коронок або мостоподібних протезів становить 15–20 років, у той час як мінімальний термін носіння виробів з цирконію – 5 років, оскільки саме на цей термін виробник дає свою особисту гарантію; цирконій також має антибактеріальні властивості, що перешкоджає розвитку карієсу на сусідніх зубах і захищає їх від руйнування;
- максимально наближена подібність до структури природного зуба; для досягнення максимальної схожості цирконієвої коронки до зубів пацієнта. Фахівці ретельно підбирають відтінок природного кольору емалі, і застосовують CAD/CAM моделювання для створення елемента, повністю схожого за формою зі справжніми зубами;

– зручність встановлення; завдяки тому, що протез має високу міцність, а каркас – мінімальну товщину, область препарування тканин зуба зводиться до мінімуму; це сприяє усуненню багатьох проблематичних нюансів, які створюють незручності як для пацієнта, так і лікаря; також використання даної методики виключає потребу в припасуванні під час процедури, оскільки кожен зуб моделюється індивідуально і гарантовано займає правильне положення.

Заключним етапом послідовного циклу ортопедичного лікування є фіксація. Надійність та ефективність даного етапу визначає клінічну довговічність незнімних ортопедичних конструкцій, а також впливає на економічну рентабельність виконаної роботи [66]. Внаслідок помилок на етапі фіксації в подальшому виникає розцементування, яке призводить до різних проблем: порушення герметизації, вторинний карієс, що вимагає повторної фіксації; за рахунок нерівномірного розцементування мостоподібного протезу відбувається його оклюзійне розбалансування, внаслідок чого можуть виникати сколи кераміки, які вимагають уже повної переробки конструкції.

Для надійної фіксації потрібно враховувати кілька ключових моментів: 1 – вибір методу фіксації; 2 – вибір матеріалу для фіксації; 3 – правильне клінічне виконання процедури, мінімізація помилок. У сучасному арсеналі методів фіксації можна виділити такі техніки: традиційна фіксація, адгезивна фіксація, фіксація за допомогою самоадгезивних композитних цементів. Відповідно, в клінічній практиці існують чотири основні групи матеріалів для фіксації: 1 – традиційні хімічного твердіння (Ketac-cem Easymix, Fuji 1); 2 – традиційні модифіковані (гібридні) хімічного затвердіння (RelyX Luting 2, Fuji Plus); 3 – композитні цементі подвійного твердіння (RelyX ARC, Variolink, Panavia F); 4 – самоадгезивні композитні цементі подвійного твердіння (RelyX Unicem, Maxcem). Матеріали кожної з груп мають різні характеристики, починаючи від простоти використання і виділення фтору традиційними цementsами, і закінчуючи високою міцністю і силою адгезії композитних цементів. У клінічній практиці, найважливішим моментом є правильний вибір техніки і матеріалу для фіксації, а також дотримання технології самої процедури.

Отже, вибір матеріалів для ортопедичних конструкцій за умови забезпечення їх найкращих механічних показників залежить, зокрема, і від оптимального модуля пружності відповідних складових [91, 85, 108, 130].

Для забезпечення високої ефективності ортопедичного протезування еднокоронками необхідно ретельно вивчити механічні властивості матеріалів для них, розвиток процесів руйнування у вже готових конструкціях тощо. За аналізом літературних джерел наведених в наступних підрозділах, дослідниками виділено дві основні групи, згідно вибраних методик для розв'язання окреслених вище завдань: 1 – випробування руйнуванням та 2 – розрахунок міцності незнімних ортопедичних конструкцій методом скінченних елементів (МСЕ).

1.3 Випробування руйнуванням незнімних ортопедичних конструкцій

У праці [90], досліджуючи міцність та руйнування монолітних коронок із трьох матеріалів (1 – літій-дисилікатне скло, 2 – лейцитне скло, 3 – кераміка за технологією CAD/CAM), автори виявили, що на початку руйнування виникають радіальні тріщини в з'єднувальному цементі, а перед остаточною руйнуванням коронок спостерігали конусні тріщини у місцях прикладання навантаження. Встановлено середні значення навантаження початку руйнування коронок із використанням двох типів цементуючих матеріалів: А – цинк-фосфатне цементування, В – цементування на основі синтетичних смол. Для коронок типу А-1 навантаження руйнування було значно вищим, ніж для коронок типів А-2 та А-3. Навантаження руйнування коронки типу А-1 були наближені до значень для коронки типу В-1.

Характеристики зношування матеріалів монолітних стоматологічних реставрацій (зношування двох тіл, збереження блиску, шорсткості і твердості) дев'яти матеріалів, виготовлених за технологією CAD/CAM, порівняно з емаллю зуба вивчали у праці [191]. За результатами досліджень параметри зношування для п'яти матеріалів (CAD/CAM-силікатної, -літій-дисилікатної та -гібридної кераміки, CAD/CAM- та прямого нанокомпозиту) суттєво не відрізнялися від аналогічних параметрів для емалі природного зуба. Тимчасові полімери показали

значно вище зношування матеріалу, ніж у постійних матеріалів. Збереження блиску було найвищим у випадку кераміки з діоксидом цирконію, силікатної кераміки, гібридної кераміки та нанокompозитів, порівняно з тимчасовими полімерами. Твердість за Мартенсом значно відрізнялася для різних типів кераміки, для керамічних та композитних матеріалів, а також для композитних смол і блоків акрилових матеріалів.

Метою досліджень, представлених у праці [143], була оцінка опорної здатності та достатньої товщини зубних монолітних цирконієвих коронок. Виготовлені з різних матеріалів (монолітна цирконієва (MZC), монолітна літій-дисилікатна (MLC), оксид-цирконієва (LZC), металокерамічна (MCC)) коронки, закріплювали на зубах та випробовували навантаженням до появи тріщин. Також визначали параметри розподілу Вейбула та оцінювали типи руйнування. Навантаження руйнування для MZC було значно вищим, ніж для MCC, LZC і MLC. Для коронок MZC, MLC та LZC домінуючим типом руйнування був повний злам. Навантаження руйнування MZC та MCC статистично не відрізнялися.

Стійкість до руйнування монолітних зубних коронок (цирконієвої, літій-дисилікатної та нанокompозитної) досліджували у праці [169]. Методом руйнування під навантаженням та за допомогою методу скінченних елементів кількісно оцінили поширення тріщин всередині коронки та в опорній підкладці. Найвищі навантаження руйнування продемонстрували цирконієві коронки, а найнижчі – нанокompозитні. Опір руйнуванню стоматологічних нанокompозитних коронок співмірний із опором природної емалі.

Вплив високотемпературної деградації та циклічного навантаження на опір руйнуванню монолітної цирконієвої коронки для моляра вивчали у праці [184]. Встановлено, зокрема, що циклічне навантаження не впливає на опір руйнуванню монолітних цирконієвих коронок, а обробка в автоклаві таких коронок зменшує опір руйнуванню.

У праці [113] досліджували опір зношуванню CAD/CAM композитних молярних коронок із двох типів матеріалів (композитного полімеру та армованої склокераміки). Коронки з композитного полімеру мали лише незначні оклюзійні

пошкодження під час покрокового втомного навантаження до 1700 Н. У всіх зразках виявили поперечні конусні тріщини у зонах прикладання навантаження, а також у двох коронках радіальні тріщини згину. Обидва типи тріщин мали відносно малі розміри порівняно з товщиною коронки. Для розвитку цих тріщин до межі повного зламу потрібні набагато вищі значення навантаження або більша кількість циклів навантаження. Для склокерамічних коронок руйнування розпочиналось за значно нижчих навантажень – 450 Н.

Мета досліджень у праці [80] полягала в тому, щоб визначити наявність кореляцій між міцністю на згин і змодельованою міцністю цирконієвої коронки; міцністю коронки і типом руйнування; впливу старіння на міцність за згину і стискування коронки. Досліджували по 10 зразків із 6 марок діоксиду цирконію: Lava Plus High Translucency (3M ESPE), Argen HT (Argen Corp), Zirlux (Ardent), BruxZir (Glidewell Laboratories), ZenoStar (Wieland Dental), DDBioZX (Dental Direkt). Встановили відсутність прямої кореляції між міцністю коронки на згинання та її стискування. Отже, за значенням межі міцності на згин не можна змодельовувати клінічні переваги тих чи інших коронок.

Міцність руйнування ендокоронок та штифтових конструкцій досліджували в праці [87]. Зразки стискали під кутом 135° до осі зуба металевою кулькою діаметром 6 мм, зі швидкістю навантаження 1 мм/хв. Здійснювали статистичний аналіз отриманих даних навантаження. Встановили типи руйнування для всіх груп дослідження. Виявлено, що під час руйнування ендокоронок у 90% зразків відбувалось руйнування зі зміщенням, а у 10% – руйнування зуба. Для традиційної коронки отримали інший відсотковий розподіл типів руйнування: 80% – руйнування зі зміщенням та по 10% руйнування коронки та руйнування без зміщення.

1.4 Розрахунок міцності незнімних ортопедичних конструкцій методом скінченних елементів

Багато літературних публікацій присвячено числовому моделюванню процесів руйнування в ортопедичних конструкціях. Для цього використовують метод скінченних елементів (МСЕ).

Так у праці [117] за допомогою МСЕ моделювали адгезію ендокоронок молярів (моноблок (рис. 1.1, *а*) та ендокоронки з первинною основою (рис. 1.1, *б*)) для різних рівнів прикладеного бічного навантаження (рис. 1.1, *в*). Моделі розбивали на 57000 та 78000 елементів (структурний елемент розбиття – тетраедр), відповідно. Встановили, що чим ближче область прикладеного навантаження до лінії відновлення зуба, тим більше допустимим є розподіл навантаження в решті частини відновленого зуба.

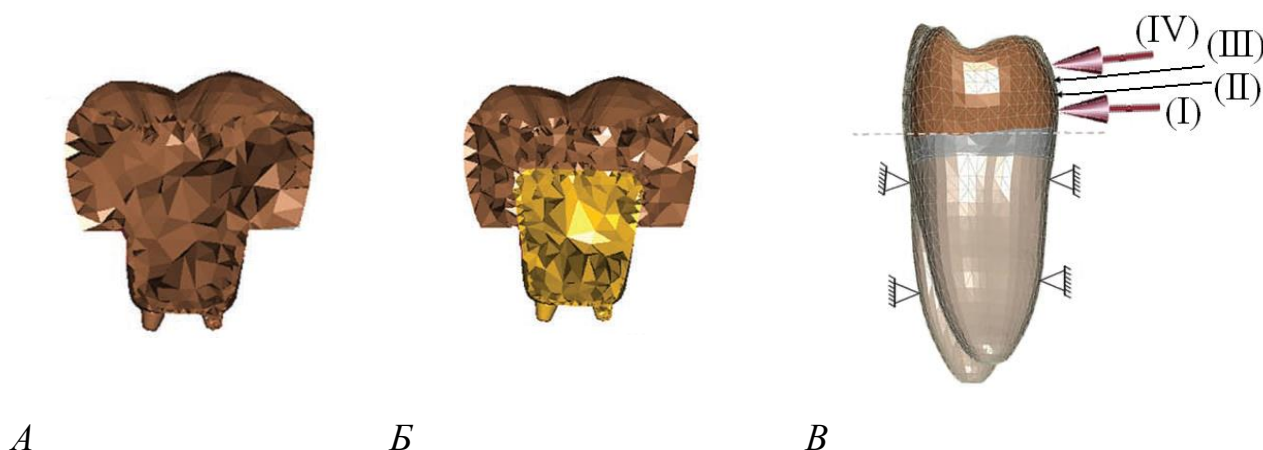


Рис. 1.1 Поздовжній переріз двох моделей ендокоронок (моноблок (*а*); ендокронка з первинною основою (*б*)) та конфігурація і граничні умови чисельних моделей із зусиллям 1400 Н (*в*): (I) точка навантаження віддалена на 5 мм від ліній відновлення зуба; (II) – 6 мм; (III) – 7 мм і (IV) – 8 мм [147]

У праці [110] аналізували закономірності розподілу напружень та ризику руйнування за допомогою МСЕ та аналізу Вейбула для премоляра, відновленого з використанням керамічних реставрацій CAD/CAM типу inlay, ендокоронки та традиційної коронки (на металевому штифті). Чисельну модель розбивали на 39728 структурних елементів (рис. 1.2).

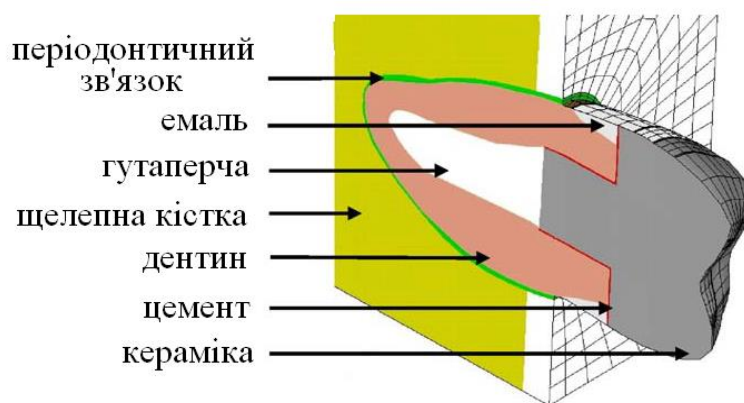


Рис. 1.2 Скінченно-елементна модель верхньощелепного премоляра, відновленого керамічною CAD/CAM-ендокоронкою [110]

За розподілом Вейбула оцінювали ймовірність руйнування реставрації кожного типу з врахуванням ймовірностей руйнування складових конструкцій.

Окрім того, результати моделювання перевіряли шляхом проведення паралельно аналізу АЕ під час руйнування відновленого зуба.

За ймовірністю руйнування та аналізом результатів АЕ ендокоронка та традиційна коронка показали кращі показники порівняно з конфігурацією типу inlay під час нормального прикусу.

Ризик руйнування та розшарування в зубі, реставрованому ендокоронкою та штифтовою конструкцією, досліджували в праці [172]. Під час розвитку руйнування у конструкції “зуб-ендокоронка” важливо першочергово проаналізувати ризик руйнування зуба. Адже якщо злам кореня відбувається до порушення зчеплення між елементами ендокоронки та зуба, то такий зуб потрібно видаляти і встановлювати імплант. З іншого боку, якщо спочатку відбулось порушення зчеплення, то зуб можна реставрувати (відновити), видаляти його не потрібно. У цьому дослідженні не визначають порядок настання цих подій, а оцінюють ризик їх розвитку окремо.

Моделювали розподіл напружень у двох типах моделей із різними значеннями висоти залишкової емалі (5; 2,5; 0 мм). Навантаження прикладали під кутом 45° до осі зуба. При розбитті на скінченні елементи (20000 елементів) обох моделей.

Встановлено, що в обох моделях місце максимальних напружень однакове і завжди розташоване нижче межі щелепної кістки (рис. 1.3).



Рис. 1.3 Схема зон руйнування (а) в штифтовій конструкції та місце локалізації максимальних напружень в ендокоронці (б) [172]

Що стосується ризику зламу дентину, то максимальні напруження в дентині у штифтовій моделі є вищими, ніж в ендокоронці. Припускають, що це пов'язано з жорсткістю матеріалу, яким заповнено кореневий канал: штифт зі скловолокна є більш жорстким, ніж м'який матеріал (гутаперча), яким заповнений кореневий канал в моделі з ендокоронкою. Цим пояснюється і той факт, що максимальні напруження в штифтовій моделі розташовуються нижче, ніж у моделі з ендокоронкою. Отже, модель з ендокоронкою є кращою щодо ризику зламу дентину.

Для визначення ризику порушення зчеплення розглядали контактні напруження у ділянках сполучення коронка-емаль, коронка-дентин, коронка-кореневий канал. Поверхня контакту між сполучним цементом і кореневим каналом більша в штифтовій моделі, ніж в моделі з ендокоронкою. Тому нормальні напруження у ділянці коронка-дентин вищі в моделі з ендокоронкою для всіх рівнів висоти залишкової емалі. Проте ризик порушення зчеплення є і в інших зонах, де сполучний цемент кріпиться до композитної коронки (коронка-

емаль і коронка-кореневий канал). Якщо залишкової емалі є багато, то ризик розшарування в моделі з ендокоронкою вищий, а для малої висоти емалі вищий ризик розшарування в штифтовій моделі.

Висновок про те, що тип композитної надбудови зуба впливає на міцність і витривалість ортопедичної реставрації з дісілікат літію, виготовленої за технологією CAD / CAM та фіксованої на самоадгезивний цемент, зробили у дослідженні ендокоронок (рис. 1.4.), де наявні три типи надбудов із яких у двох товщина композиту складала 4мм і 2мм а у третій була відсутня.



Рис. 1.4. Техніки реставрації за співвідношенням товщини композиту до товщини дісілікату літію

З усіх можливих варіантів, використання кукової надбудови висотою 2 мм є найбільш надійним рішенням. Даний тип надбудови не тільки може витримати більше навантаження, ніж ендокоронка і надбудова висотою 4 мм, а й так само може бути використана для того, щоб забезпечити поліпшену геометрію, заповнити піднутріння порожнин ендодонтично лікованих молярів, а так само сприяти ретенції тимчасової конструкції [134].

Отож із наведеного вище бачимо, що у світовій стоматологічній практиці значну увагу приділено вивченню процесів руйнування і міцнісних характеристик матеріалів ендокоронок та відповідних типів конструкцій “зуб-ендокоронка”.

1.5 Зародження і розвиток втомних тріщин

Під час розпрацювання нових стоматологічних реставраційних матеріалів виробники повинні передбачити властивості цих матеріалів і прогнозувати їх експлуатаційну ефективність у ротовій порожнині [83]. Адже через дію великої кількості циклічних навантажень може статися крихке руйнування матеріалу, яке називають втомним руйнуванням. Клінічні випробування зазвичай складно виконати – вони дорогі і займають багато часу (до двох-трьох років).

Як альтернативу можна використовувати жувальні стимулятори, які за відносно низької вартості дають змогу пришвидшити вивчення ступеня зношування конструкційного матеріалу [97]. Незважаючи на певні обмеження в лабораторних дослідженнях, випробування на циклічні навантаження жувальних рухів є об'єктивним методом для прогнозування клінічної ефективності стоматологічних матеріалів [192, 81, 82, 112, 101, 105].

Розвиток нових матеріалів у різних галузях техніки, у тому числі й ортопедичній стоматології, вимагає надійних методів прогнозування циклічної міцності й довговічності конструкцій із них під час їх експлуатування, особливо за наявності тріщин. Тому постає питання про розвиток таких дефектів, їх кінетику і загалом про їхній період докритичного росту.

Відомі на даний час дослідження циклічної міцності й довговічності елементів конструкцій під час довготривалих змінних у часі навантажень переважно описують випадки, коли вони перебувають під дією одновісного циклічного навантаження. Однак отримані рівняння для визначення кінетики поширення тріщин, як правило, є однопараметричними і не дають можливості розв'язати багатопараметричні задачі теорії тріщин багатовісної втоми. Особливо це стосується тривимірних задач, коли контур втомної тріщини має багатовимірну форму, яка змінюється під час її поширення. Важливим тут є встановлення критерію циклічної міцності елементів конструкцій із дефектами у вигляді тріщин. Для бездефектних тіл такі критерії відомі в літературі, але для дефектних тіл вони розвинуті недостатньо.

Таким чином, утому матеріалів спостерігають в усіх галузях життєдіяльності людини. Це процес поступового нагромадження пошкоджень матеріалу під дією змінних у часі напружень, що призводить до зміни властивостей матеріалу, утворення тріщин, їх розвитку й руйнування матеріалу. Найкоректніше та найефективніше цей небезпечний вид руйнування описують засобами і методами механіки руйнування матеріалів.

Втомне руйнування відносять до найпоширеніших видів сповільненого руйнування [45, 72, 46, 59, 68, 63, 98, 76]. Тобто відбувається поступовий ріст найбільших початкових тріщин, аж до досягнення ними критичної величини. На ранній стадії руйнування майже завжди спостерігають поступове виникнення та накопичення мікроефектів. Якщо розміри цих дефектів співпадають з характерними розмірами мікроструктури (наприклад, розміром зерна), то таку стадію називають стадією зародження тріщини або інкубаційним періодом. Закінчується він локалізацією розсіяного руйнування з виникненням зростаючої макротріщини. Часто основну частину часу довговічності матеріалу займає не зародження мікротріщин, а наступний період повільного квазістатичного підростання тріщини від початкового докритичного розміру, про що мова йтиме далі. Кінцевою стадією динамічного росту тріщини є повне руйнування, часто – це невинправне руйнування, якого потрібно уникнути.

Необхідно розрізняти звичайне втомне руйнування за низького рівня напружень, або так звану багатоциклову втому, і руйнування за порівняно невеликих кількостей циклів прикладання достатньо великих напружень, тобто випадок малоциклової втоми. У першому випадку мікропроцеси руйнування локалізуються в малій зоні біля вершини тріщини і визначаються асимптотичними полями напружень і деформацій. Відповідно, швидкість поширення тріщини має залежати від коефіцієнтів інтенсивності напружень (КІН). У другому випадку зона пластичних деформацій не мала і для опису поширення тріщини потрібно розглядати послідовність кроків навантаження та її поширення. Далі розглянемо звичайне втомне руйнування.

Дослідження кінетики поширення втомних макротріщин полягає у встановленні закономірностей зміни розмірів тріщини залежно від часу або кількості циклів навантаження N . Застосування підходів механіки руйнування до аналізу втоми матеріалів на стадії поширення макротріщини призвело до ефективного методу кількісного опису та узагальнення експериментальних даних. Цей підхід полягає в тому, що прикладене до тіла навантаження, геометрія тіла та розміри макротріщини під час визначення швидкості росту втомної тріщини (ШРВТ) характеризуються КІН K_I , який описує поле напружень та деформацій біля вершини тріщини. Для квазікрихких матеріалів ШРВТ v повинна залежати, передусім, від КІН, як основного чинника, що контролює руйнування. У випадку тріщини нормального відриву цю залежність можна подати у вигляді [45, 72, 46, 59, 68, 63, 98, 76, 1, 92, 127]:

$$v = F\left(K_{I_{\min}}, K_{I_{\max}}, C_i\right), \quad (1.1)$$

де $K_{I_{\min}}, K_{I_{\max}}$ – відповідно мінімальне та максимальне значення КІН у циклі,
 C_i – константи матеріалу (характеристики циклічної тріщиностійкості).

Тому прийнято представляти експериментально отримані закономірності розвитку втомних макротріщин у матеріалах у вигляді кінетичних діаграм втомного руйнування (КДВР). Ці діаграми демонструють залежність ШРВТ $v = \Delta l / \Delta N$ (підростання Δl довжини тріщини за ΔN циклів навантаження) від розмаху КІН за цикл $\Delta K = K_{I_{\max}} - K_{I_{\min}}$ або його максимального значення $K_{I_{\max}}$ [46]. Повна КДВР у логарифмічних координатах є S-подібною кривою, обмеженою вздовж осі абсцис двома вертикальними асимптотами: $K_{I_{\max}} = K_{th}$ та $K_{I_{\max}} = K_{fc}$ (рис. 1.5). Тут K_{th} – порогове значення КІН, нижче якого тріщина не росте; K_{fc} – його критичне значення (циклічна тріщиностійкість), за якого відбувається остаточне руйнування зразка (елемента конструкції). Параметри K_{th} і K_{fc} є втомними характеристиками матеріалу, які знаходять з експерименту.

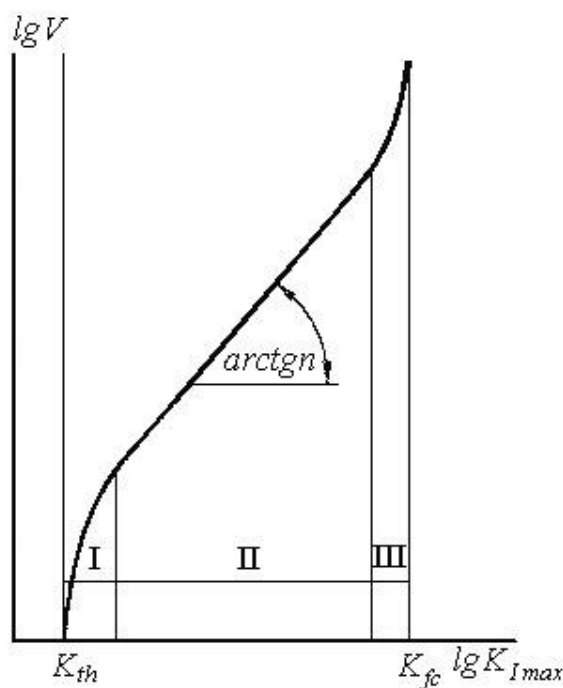


Рис. 1.5 Діаграма втомного руйнування матеріалу

На КДВР розрізняють три характерні ділянки: низькоамплітудну (I), середньоамплітудну (II) та високоамплітудну (III). Такий поділ є обґрунтований не лише геометричними ознаками, а й відмінністю механізмів росту тріщини, що відображається на мікрорельєфі чи зламу. Це, в свою чергу, спричиняє специфічну для різних ділянок реакцію на дію різноманітних механічних, металургійних, фізико-хімічних та геометричних факторів.

1.6 Чинники, що впливають на кінетику поширення втомних тріщин

Їх коротко можна описати так:

- механічні: асиметрія циклу, частота та форма навантаження, вид навантаження, амплітуда напружень тощо ;
- металургійні: структурний стан матеріалу, розмір зерна, наявність включень, ступінь та характер легування;
- фізичні та фізико-хімічні: температура, опромінення, середовище;
- геометричні: абсолютні розміри зразка тощо.

Без урахування цих чинників неможливо отримати достовірні характеристики опору втомі металів та сплавів у лабораторних умовах та

забезпечити високі характеристики опору втомному руйнуванню конструкційних елементів.

Механічні чинники. Залежно від призначення конструкцій їх складові елементи експлуатують за різноманітних видів напруженого стану, тому вони зазнають дії змінних навантажень різних режимів, інтенсивності, частоти та асиметрії циклу. Усі ці умови характерні і для стоматологічних конструкцій і суттєво впливають на характеристики опору втомному руйнуванню, тому їх необхідно враховувати як під час розробки або розпрацювання матеріалів, так і в розрахунках на міцність та довговічність ортопедичних конструкцій.

Асиметрія циклу, що виникає під дією прикладеного напруження – один із головних механічних чинників, який впливає на кінетику докритичного росту втомних тріщин у конструкційних матеріалах.

Частота та форма навантаження також належать до основних показників умов експлуатації елементів конструкцій, що працюють у режимі циклічної зміни прикладених механічних напружень. Виявлено, що збільшення частоти навантаження знижує ШРВТ або залишає її незмінною [1, 92, 127, 149, 16]. А форма циклу напружень помітно впливає на кінетику поширення втомних тріщин із припороговими та високими швидкостями в умовах низькочастотного навантаження. Вплив частоти навантаження на ШРВТ в межах середньоамплітудної ділянки КДВР аналітично описують рівнянням [35]:

$$V = C_1 \Delta K^n f^{-\lambda}, \quad (1.2)$$

де C_1 – стала величина;

$\lambda = 0,08 \div 0,09$ – для сплавів алюмінію;

$\lambda = 0,12 \div 0,14$ – для низьковуглецевої сталі.

У праці [157] запропоновано рівняння ШРВТ із врахуванням впливу швидкості навантаження на межу текучості:

$$V = \left(C_2 / \sigma_{0,2}^* \right) (\Delta K)^n, \quad (1.3)$$

де $\sigma_{0,2}^*$ – циклічна межа текучості для даної швидкості навантаження.

Відповідно до залежності (1.2) зміна частоти навантаження викликає паралельне зміщення середньоамплітудних ділянок КДВР, водночас не змінюючи їхнього нахилу.

Важливими додатковими чинниками прояву частотної чутливості циклічної тріщиностійкості матеріалів є оточуюче середовище та температура випробувань. Серед інших експлуатаційних чинників, що впливають на кінетику росту втомних тріщин, слід виділити неоднорідність та складність напруженого стану, а також фактори нестабільності навантаження, зокрема такі, як перевантаження або недовантаження певної тривалості, програмне навантаження тощо [174].

Металургійні чинники. Структура матеріалу – один із найважливіших чинників, які впливають на ріст втомних тріщин. Він діє на кінетику поширення втомних тріщин і характеристики циклічної тріщиностійкості на всіх трьох ділянках КДВР. Найбільшою структурною чутливістю характеризується припорогова тріщиностійкість у межах I ділянки КДВР. Щодо Перісової (другої) ділянки діаграми, то зараз визнано, що на цій ділянці ступінь впливу структури незначний. На ділянці високошвидкісного навантаження (III ділянка КДВР) у зв'язку з наближенням до спонтанного руйнування структурна чутливість посилюється.

Зауважимо, що аналізуючи залежності ШРВТ та характеристики опору втомі металів і сплавів від структури треба враховувати, що отримані результати не можуть однозначно характеризувати вплив структурних особливостей матеріалів. Це відбувається тому, що практично неможливо виключити зміну інших параметрів, які впливають на втомне руйнування металів.

Фізичні та фізико-хімічні чинники. Температура випробувань також значно впливає на закономірності втомного руйнування металів. Численні дослідження [48, 37, 64, 75, 3, 193, 73] виявили неоднозначність впливу низьких температур на

опір матеріалів росту втомних тріщин, що пояснюються залежністю кінетики поширення втомних тріщин від амплітуди навантаження, температури випробувань, структури та фазового складу матеріалу. Кінетика низькотемпературного втомного руйнування залежить переважно від температурної зміни механічних властивостей матеріалів. Для аналітичного опису цього процесу розробили підхід, який ґрунтується на кінетичній теорії Йокоборі, та пов'язаний з уявленням про динаміку дислокацій [193]:

$$V = B \exp \left[- \frac{U_0 - a \ln(\Delta K)}{kT} \right], \quad (1.4)$$

де V – ШРВТ;

B, a – сталі матеріалу;

k – константа Больцмана;

U_0 – енергія активації процесу.

Якщо ввести позначення

$$C = B e^{-\frac{U_0}{kT}}, \quad n = \frac{a}{kT},$$

то рівняння (1.4) перетворюється у формулу Періса $V = C(\Delta K)^n$, де параметри C та n визначаються функціями від температури. Тому це рівняння можна застосовувати тільки для середньоамплітудної ділянки КДВР.

Корозивне середовище, як і інші чинники, може значно змінювати ШРВТ. Сьогодні відомо значну кількість експериментальних даних про вплив різноманітних корозивних середовищ на розвиток втомних тріщин у металевих матеріалах [4, 49, 52, 12, 63, 74, 53].

Геометричні чинники. Конструкція структурних елементів, передусім, їх розміри, форма та наявність концентраторів напружень значно впливають на характеристики опору втомному руйнуванню матеріалів. Вплив масштабного

фактору (розмірів зразків) на закономірності росту втомних тріщин може проявлятися на всіх трьох ділянках КДВР і мати складний характер. У багатьох працях пов'язують ефекти впливу масштабного фактору з переходом від плоского напруженого стану до плоскої деформації. Проте одні дослідження відзначають підвищення ШРВТ зі збільшенням товщини зразка [29], [56], інші – зменшення [6], [107], треті вважають швидкість росту тріщини незалежною від товщини зразка [2], [182]. Вважають, що вплив масштабного чинника на закономірності росту втомних тріщин пов'язаний зі зміною умов напружено-деформованого стану в вершині тріщини. Під час переходу від плоского напруженого стану до плоскої деформації ШРВТ підвищується.

В останні роки в літературі подано різні критерії втомного руйнування металів і сплавів, що враховують середнє напруження циклу [99, 145, 150, 177], багатовісність напруженого стану під пропорційним й непропорційним навантаженнями [94, 93, 178, 111, 123], неоднорідність напруженого стану [77, 161, 146], концентрацію напружень [77], [161], [187] тощо.

Як бачимо, розвиток втомного руйнування – складний процес, що залежить від багатьох чинників. Тому встановлення достовірних параметрів, які його описують, повинно відбуватися в умовах, максимально наближених до експлуатаційних. Отримані у результаті цього значення характеристик циклічної тріщиностійкості дають змогу найточніше описувати кінетику росту втомних тріщин у матеріалах для ортопедичних конструкцій.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Проведене дослідження складається із двох частин – лабораторної і клінічної.

У лабораторній частині дослідження, яка виконана на базі Фізико-механічного інституту імені Г.В. Карпенка Національної академії наук України під керівництвом чл.-кор. НАН України, д.т.н., проф. Скальського В. Р. у лабораторних умовах вивчалися міцнісні характеристики та особливості руйнівних процесів під дією навантаження, що виникають в ендокоронках, виготовлених із різних матеріалів.

У клінічній частині роботи досліджено експлуатаційні можливості ендокоронок у процесі їх функціонування в порожнині рота.

2.1 Загальна характеристика обстежених хворих

Клінічна частина дослідження базується на клінічному обстеженні 47 хворих обох статей з дефектами коронок обох зубів, відновлення яких здійснено різними методами (табл. 2.1).

Таблиця 2.1.

Розподіл обстежених хворих за віком і статтю

Стать	Вік			Разом
	20–30	31–40	41–50	
Чоловіки	12	3	1	16
Жінки	26	3	2	31
Всього	38	6	3	47

У процесі виконання дослідження відновлення втрачених тканин коронок бічних зубів за різними методами застосовано у хворих 20–50 років, із них 16 чоловіків, 31 жінка.

Критеріями включення у дослідження були хворі до 50 років із поодиноким зруйнованими коронками жувальних (молярів і премолярів) зубів верхньої і нижньої щелепи, з дефектами коронок за типом МО, ДО, МОД, з рентгенологічним позитивним підтвердженням ендодонтичним лікуванням без відновлених малих дефектів, зубних рядів мостоподібними протезами, без оклюзійно-функціональних порушень і скронево-нижньощелепових розладів.

Критеріями виключення були хворі з клінічно втраченою коронкою за наявності дефекту нижче рівня ясен до 1.5мм, з рентгенологічно підтвердженими змінами в апікальній частині кореня зуба, як результат не завершеного ендодонтичного лікування, з рентгенологічно підтвердженими патологічними змінами у ділянці біфуркації коренів або їх роз'єднання. Критеріями виключення також були деформації прикусу, вторинні деформації (Попова-Годона), надмірна стертість зубів, оклюзійно-функціональні порушення та скронево-нижньощелепові розлади.

Хворі поділені на 3 групи дослідження – групу порівняння і дві основні групи. У зв'язку з тим що одним і тим же хворим відновлення зруйнованих коронок бічних зубів здійснювалося зі застосуванням різних методів реставрації, з різним їх сполученням, наприклад, ендокоронка та композитна реставрація, або металокерамічна ендокоронка та прескерамічна ендокоронка, пацієнти були поділені на групи залежно від тих чи інших реставрацій бічних зубів.

Саме тому за цими ознаками хворі поділені на три групи дослідження і деякі пацієнти можуть бути одночасно в двох групах чим і пояснюється різниця між 47 та 53 особами у групах.

У групу порівняння увійшло 33 хворих, в яких після ендодонтичного лікування відновлення втрачених твердих тканин коронок зубів з МО, ДО, МОД здійснювалося фотополімерним композитом «Tetric N-Ceram» Ivoclar Vivadent [183].

У першу основну групу включені 12 хворих, в яких після ендодонтичного лікування відновлення втрачених твердих тканин коронок зубів здійснювалося шляхом виготовлення ендокоронок із прескераміки «IPS e.max Press» [138].

У другу основну групу увійшло 9 хворих, в яких після ендодонтичного лікування відновлення твердих тканин коронок зубів здійснювалося шляхом виготовлення металокерамічних ендокоронок із сплаву «Nicrodium N2 BCS» [156], з його облицюванням керамікою «GC Initial Metal Based» [121].

Клінічна оцінка результатів ортопедичного лікування між групами дослідження здійснювалася терміном від 6-ти місяців до 2-х років за наступними критеріями :

- вторинний карієс;
- дебондінг, профарбовування межі фіксації;
- мікросколи відбудови;
- повна втрата реставрації;
- частковий скол стінки зуба.

Результати клінічного дослідження наведені у розділі 6.

2.2 Методика виготовлення зразків ортопедичних конструкцій «зуб-ендокоронка»

У дослідженні для виготовлення зразків «зуб-ендокоронка» застосовані наступні матеріали.

Для експериментальних досліджень відібрані 22 моляри верхньої та нижньої щелеп, видалені за медичними показами. Зразки конструкцій «зуб-ендокоронка» виготовлялися за наступною схемою:

1. Зуби очищували механічно за допомогою синтетичної щітки та ультразвукового скалера стоматологічної установки від органічних решток під проточною водою та хімічно завдяки їх експозиції протягом 20 хв. у 100 мл 6% розчину гіпохлориду натрію (Xloraxid 6% Cerkamed), підігрітому до 60 °C.

2. Зразки зубів поділили на 4 групи. За допомогою турбінного наконечника відпрепарували їх під ендокоронки, очистили за допомогою стоматологічного зонда пульпову камеру та устя каналів від залишків пульпи. Для хімічного очищення їх витримували на вібростолику у 100 мл 6% розчину гіпохлориду натрію (Xloraxid 6% Cerkamed), підігрітому до 60 °C.

3. Зі стоматологічного гіпсу виготовляли форму, яку відповідно обробляли і ділили навпіл для відливання стовпчиків із матеріалу “Мелот”. Очищені під проточною водою зуби розташовували в середині форми та заливали в форму розігрітий мелот до рівня цементо-емалевого з’єднання зубів. Для запобігання пересушування на зуби за допомогою піпетки подавали воду.

4. Зразки, пронумеровані з 1 по 5, взяли для виготовлення ендокоронок із пресекараміки, із 6 по 10 – із діоксиду цирконію, з 11 по 15 – із металокераміки, із 16 по 20 – із композитного матеріалу непрямым методом.

5. Для зразків 1–5 використали матеріал IPS e.max Press [138] – зі склокераміки на основі дисилікату літію (LS2) відтінок Bleach для технології пресування в печі MİHM-VOGTHT.

6. Для виготовлення ендокоронок з діоксиду цирконію зразки 6–10 сканували за допомогою сканера Zirconszahn600 arti та моделювали за методикою Zirconszahn у програмному забезпеченні Zirconszahn.Modellier. Змодельовані зразки фрезерували на 5-осьовому фрезері Zirconszahn5 з матеріалу Prettauzirconia [186] та спікали в печі zirconszahn 600. Кінцево зразки відполірували.

7. Зразки 11–15 сканували за допомогою сканера Zirconszahn600 arti та моделювали за методикою zirconszahn у програмному забезпеченні Zirconszahn.Modellier. Синтеризацію здійснювали за температури 1500–1600 °C градусів протягом 9 годин. На металеві каркаси наносили керамічну масу Vita [121] товщиною 2мм та спікали в печі.

8. Зразки 16–20 покривали лаком BiscoTescera та моделювали клінічно ендокоронки з композиту NanoQ [154]. Заполімеризовані фотополімерною лампою зразки передавали в лабораторію для додаткової полімеризації.

9. Отримані ендокоронки та зразки обробляли за допомогою піскоструменевого апарату частинками оксиду алюмінію розміром 50 мкм. Після 10 хв. витримування ендокоронок в ультразвуковій ванночці їх обробляли етиловим спиртом.

10. Фіксацію ендокоронок у зразках конструкцій здійснювали за допомогою композитного цементу RelyxU200 [170] згідно інструкцій виробника.



А



Б

Рис. 2.1. Зразки матеріалів (група 1) та ортопедичних конструкцій “зуб-ендокоронка” (група 2)

Матеріали, які використовували у дослідженнях, розділили на дві групи: 1 – зразки матеріалів для ендокоронок та окремих елементів ортопедичних конструкцій та 2 – ортопедичні конструкції “зуб-ендокоронка”, в яких ендокоронки виконані з різних матеріалів.

На рис. 2.1, а представлено фото зразків зі стоматологічних матеріалів прескераміка (IPS e.max Press), діоксид цирконію (Prettau Zirkon), металокераміка (GC Initial MC), стоматологічний композит (ARDE FINE NANO Q), а також фіксаційного цементу (RelyxU200) та зафіксованих у мелоті зубів. На рис. 2, б

подано фото зразків ортопедичних конструкцій “зуб-ендокронка”, в яких ендокоронки виконані з прескераміки, діоксиду цирконію, металокераміки та стоматологічного композиту.

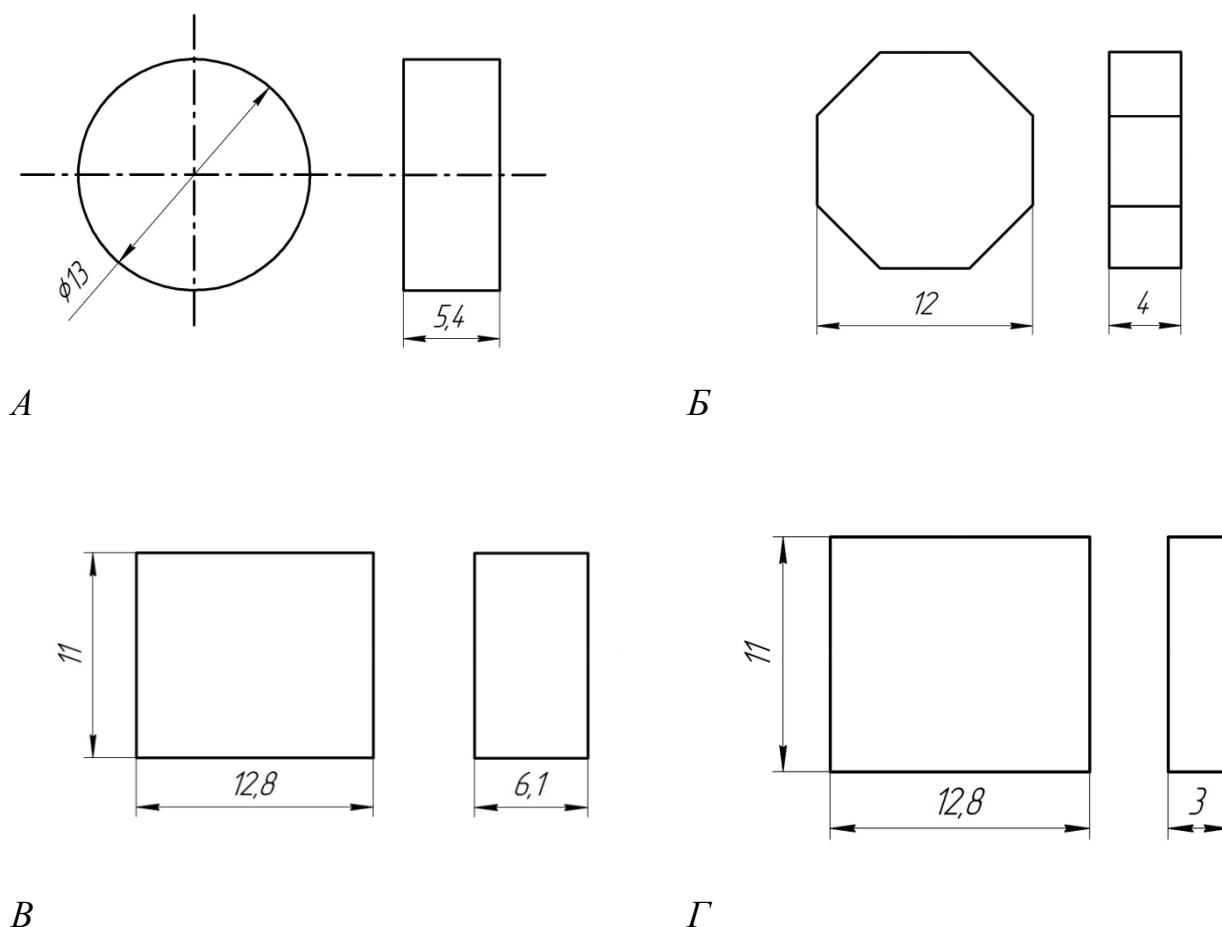


Рис. 2.2. Геометричні розміри зразків із: прескераміки та фіксаційного цементу (а); металокераміки (б); діоксиду цирконію (в); стоматологічного композиту (г)

Геометричні розміри зразків із групи 1 показано на рис. 2.2. Зразки з прес-кераміки та фіксаційного цементу мали однакову геометричну форму та розміри, а форма та розміри зразків із металокераміки, діоксиду цирконію та стоматологічного композиту дещо відрізнялись.

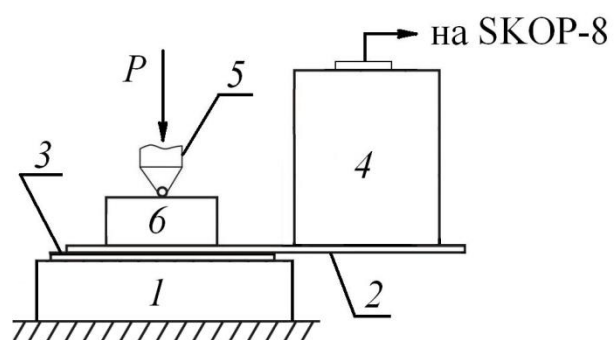
2.3 Методика визначення міцності вірців на стиск

Зразки навантажували тиском на установці СВР-5 за допомогою кулькового індентора (діаметр кульки – 4 мм) зі швидкістю його переміщення 0,002 мм/с [58]. На рис. 2.3 представлено структурні схеми навантаження та відбору АЕ-

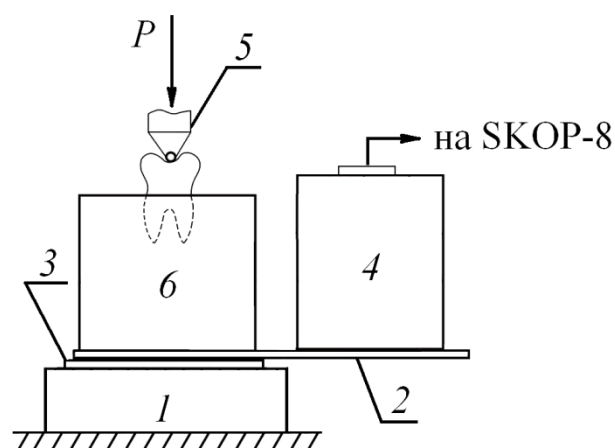
інформації для двох випадків: стиску зразків групи 1 (рис. 2.3, а) та групи 2 (рис. 2.3, б), а також фото зразка 6 із зафіксованою в мелоті конструкцією “зуб-ендокоронка” (рис. 2.3, в). Його встановлювали на опору 1. Між опорою 1 та хвилеводом 2 використовували відповідну прокладку 3 для усунення завад від тертя зразка 6 та опори 1. Для відбору АЕ-інформації на хвилевід 2 встановлювали первинний перетворювач (ПАЕ), використавши для забезпечення кращого акустичного контакту спеціальне мастило – літол-24. Навантаження здійснювали за допомогою кулькового індентора 5.

Під час експериментів на квазістатичний стиск одночасно записували акустико-емісійну інформацію за допомогою вимірювальної системи SKOP-8 [34]. Основні її налаштування: тривалість вибірки 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу 0,5 мкс; частота зрізу фільтра низьких частот 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %. Коефіцієнт підсилення АЕ тракту при цьому становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач). Смугу частот вимірювального АЕ тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ і вона дорівнювала 0,2...0,6 МГц.

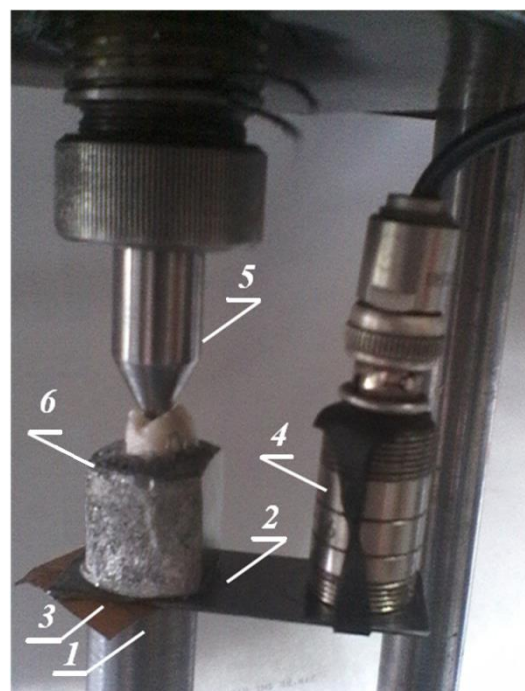
Для визначення напружень, які виникають у місці контакту кульки індентора з матеріалом зразка, використовували розв’язок задачі Герца. Її суть полягає у наступному. У контактних задачах теорії пружності розглядають напружений стан, який виникає в притиснутих одне до одного пружних тілах. Одне із тіл може бути абсолютно жорстким (жорсткий штамп), а пружне тіло представлене пружним півпростором. Розв’язання цієї задачі теорії пружності з деякими додатковими припущеннями виявляється достатнім для побудови розв’язку більш загальної задачі Герца про контакт двох пружних тіл [18].



А



Б



в

Рис. 2.3. Структура експериментів на стиск:

а – для зразків групи 1; б – групи 2; в – загальний вигляд установки

У літературі відомі розв'язки задачі Герца для різних випадків контактів двох тіл [162]. Для наших досліджень ми використали розв'язок задачі про контакт сфери та плоскої пластини (рис. 2.4).

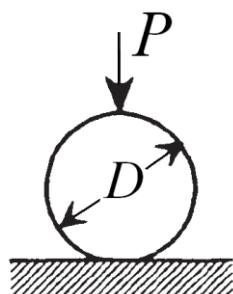


Рис. 2.4. Схема контактної задачі про сферу та плоску пластину

Отож, для визначення максимальних напружень у ділянці контакту використали співвідношення (розв'язок задачі Герца)

$$\sigma_c = 0,918 [P/(D^2\gamma^2)]^{1/3}, \quad (2.1)$$

де

$$\gamma = (1 - \nu_1^2)/E_1 + (1 - \nu_2^2)/E_2.$$

Тут σ_c – максимальні напруження стиску в області контакту; D – діаметр сфери; ν_i – коефіцієнт Пуассона тіл контакту ($i = 1, 2$); E_i – модуль пружності тіл контакту ($i = 1, 2$); P – прикладена сила.

Таблиця 2.1

Пружні властивості стоматологічних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності E_2 (ГПа)	Коефіцієнт Пуассона ν_2
Дентин	19	0,30
Діоксид цирконію	250	0,3
Прескераміка, металокераміка	68,9	0,33
Стоматологічний композит	16	0,30
Фіксаційний цемент	18,6	0,28

Отже, для виконання розрахунків за формулою (1) необхідно знати пружні властивості матеріалів тіл контакту. У табл. 2.1 представлено використані нами в розрахунках характеристики стоматологічних матеріалів, взяті з літературних джерел [172, 96]. Кулька індентора виготовлена зі сталі ШХ15, для якої модуль пружності $E_1 = 211$ ГПа та коефіцієнт Пуассона $\nu_1 = 0,25$ [60, 33].

2.4 Методика опрацювання акустично-емісійних сигналів

Аналізували хвильові відображення та спектральні розподіли (за перетворенням Фур'є) сигналів АЕ.

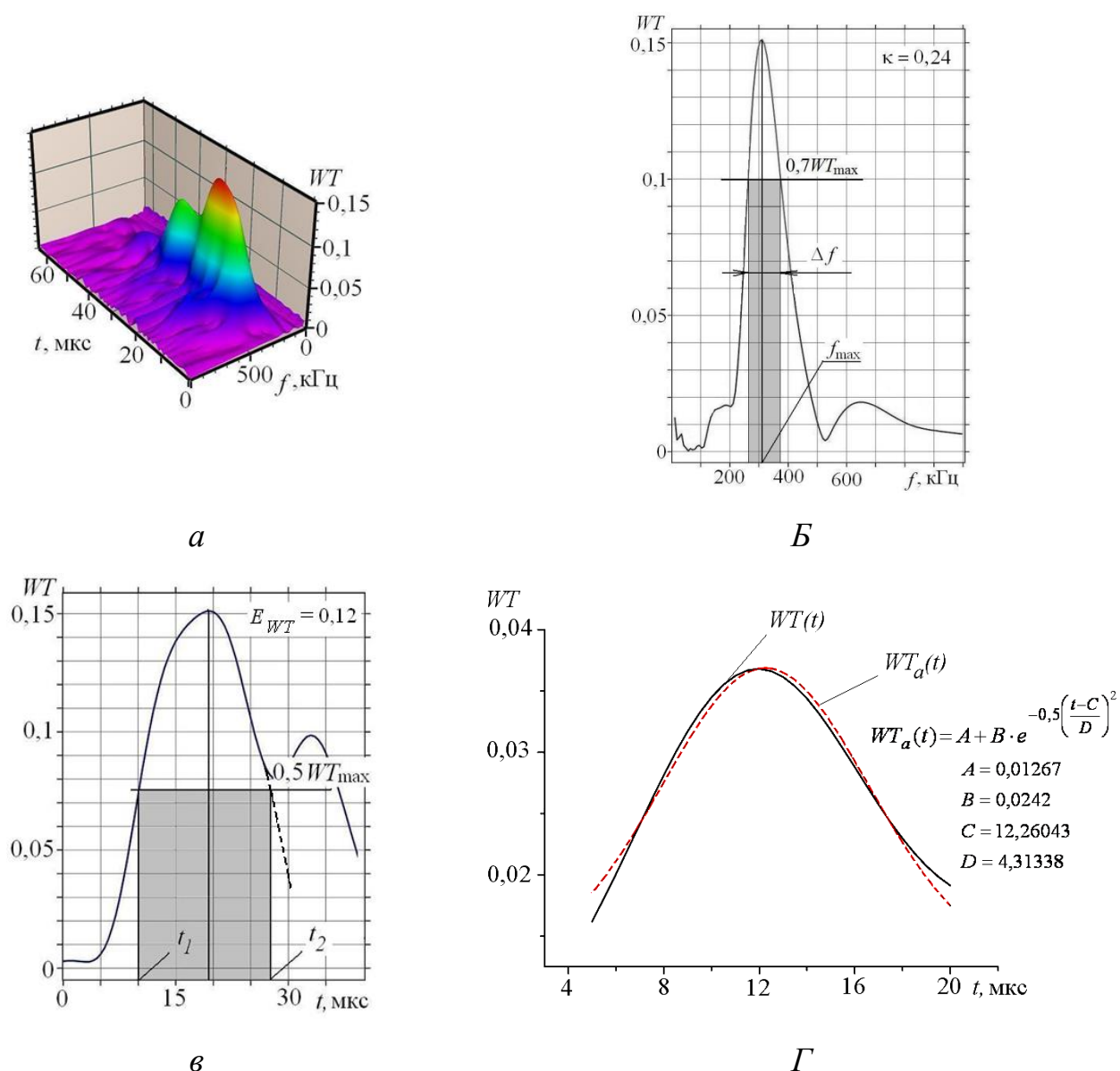


Рис. 2.5 Схема визначення параметрів локальних імпульсів сигналів АЕ за їх НВП: *а* – відображення вейвлет-перетворення сигналу в координатах “вейвлет-коефіцієнт WT – частота f – час t ” (3D-зображення); *б* – знаходження максимального значення вейвлет-коефіцієнта $WT_{\max}$, частоти $f_{\max}$ та ширини смуги частот Δf локального імпульсу за спектральним відображенням сигналу в координатах “ $WT - f$ ”; *в* – схема встановлення часового інтервалу $[t_1; t_2]$ для визначення тривалості випромінювання Δt ; *г* – графік огинаючої $WT(t)$ проєкції локального імпульсу на площину “ $WT - t$ ” та його апроксимуючої функції $WT_a(t)$ з коефіцієнтами апроксимації A, B, C, D для неї

Визначали домінуючі частотні діапазони АЕ сигналів за енергетичним критерієм дискретного вейвлет-перетворення на основі вейвлета db20 та трьох рівнів розкладу (D1 – 500–1000 кГц; D2 – 250–500 кГц; D3 – 125–250 кГц; A3 – 0–125 кГц) [57].

Оцінювали локальні особливості АЕ сигналів за таким алгоритмом:

1. Будували неперервне вейвлет-перетворення (НВП) сигналу АЕ (рис. 2.5, а) та визначали максимальне значення вейвлет-коефіцієнта $WT_{\max}$ локальної події та частоту $f_{\max}$, яка йому відповідає (рис. 2.5, б).

2. Будували проекцію НВП на площину “ $WT - f$ ” у момент досягнення максимального значення $WT_{\max}$ та визначали ширину смуги частот Δf локального імпульсу за рівнем $0,7WT_{\max}$ (рис. 2.5, в).

3. Будували проекцію НВП на площину “ $WT - t$ ” у момент досягнення максимального значення $WT_{\max}$ та визначали інтервал $[t_1; t_2]$ і тривалість Δt випромінювання імпульсу за рівнем $0,5WT_{\max}$ (рис. 2.5, г).

4. За допомогою графічного редактора Origin апроксимували огинаючу $WT(t)$ проекції локального імпульсу на площину “ $WT - t$ ” функцією $WT_a(t)$ та заходили коефіцієнти апроксимації A, B, C, D для неї (рис. 2.5, з).

5. Обчислювали енергію E_{WT} локального імпульсу сигналу АЕ за співвідношенням [179]

$$E_{WT} = \int_{t_1}^{t_2} |WT_a(t)|^2 dt, \quad (2.2)$$

де $WT_a(t) = A + B \cdot e^{-0,5 \left(\frac{t-C}{D} \right)^2}$ – функція апроксимації локального імпульсу.

6. За значеннями параметра E_{WT} локальних імпульсів ідентифікували тип руйнування матеріалу згідно з енергетичним критерієм [179]

$$E_{WT} \leq 0,01 \text{ – пластична деформація;}$$

$0,01 < E_{WT} \leq 0,1$ – мікротріщиноутворення;

$E_{WT} > 0,1$ – крихке руйнування (ріст макротріщини).

2.5 Методика оцінювання зародження руйнування матеріалів конструкцій зуб-ендокоронка за циклічного навантаження

Досліджували чотири типи стоматологічних матеріалів, які використовують для виготовлення енокоронок та їх фіксації у зубі: прескераміка (IPS e.max Press), металокераміка (GC Initial MC), композит (Tetric N-Ceram), фіксаційний цемент (RelyX™ U200). У таблиці 2.2 подано їх назви, типи, хімічний склад та виробники.

Таблиця 2.2.

Назви, типи, хімічний склад та виробники досліджуваних матеріалів

Назва	Тип	Хімічний склад	Виробник
IPS e.max Press	Літій дисилікатна склокераміка	97% SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ , K ₂ O, Na ₂ O, CaO, F, 3% TiO ₂ , пігменти, вода, алкоголь	Ivoclar Vivadent
1) GC Initial MC (кераміка)	1) Кераміка	1) 55–65 % SiO ₂ , 10–15% Al ₂ O ₃ , 10–15% K ₂ O, 5–8% Na ₂ O, LiO ₂ <1%, MgO<1%, 1–2% CaO, 0–2% BaO, 0,5–2% B ₂ O ₃ , TiO ₂ <1%, ZrO ₂ <1%, P ₂ O ₅ <1%, (CeO ₂ , CeF ₃)<1%	1) GC EUROPE N.V.
2) Nicrallium N2 BCS (метал)	2) Нікель-хромовий сплав	2) 62% Ni, 24% Cr, 10% Mo, 2% Si, 1% Ce, 1% Fe, C max 0,03%	2) BERNARD CERVOS SOCIETE

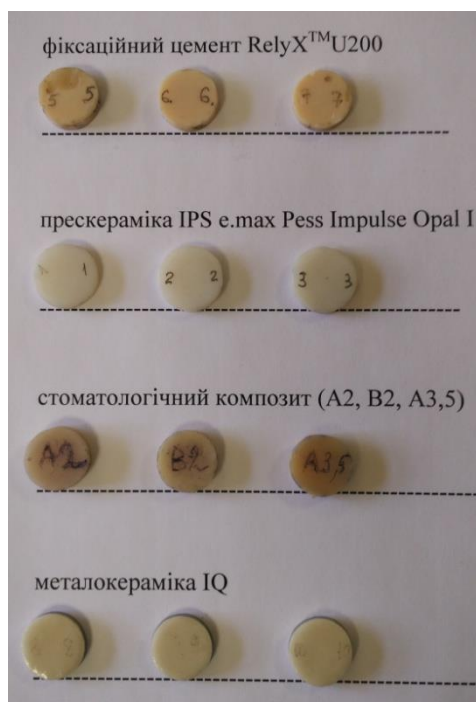
Продовження Таблиці 2.2

Tetric N-Ceram	Фотополімеризований полімер	Уретан диметакрилат (Bis-GMA) 15%, етоксильований Bis-ЕМА 3,8%, загальний вміст наповнювача 63,5 % (барієве скло, іттербій трифторид, змішаний оксид, діоксид кремнію), преполімери 17%, добавки, стабілізатори, каталізатори, пігменти 0,7%; розмір частинок неорганічних наповнювачів 40 нм...3000нм	Ivoclar Vivadent
RelyX™ U200	Двічі полімеризований полімерний цемент	Містить двофункціональний метакрилат. Частка неорганічних наповнювачів складає близько 43% об'єму; розмір зерна (D 90%) становить приблизно 12,5 мкм	3М ESPE

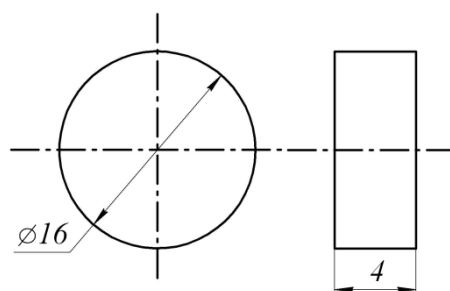
Зразки виготовляли за технологіями виробника по 3 штуки кожного виду (рис. 2.6, а). Вони мали форму дисків товщиною 4 мм та діаметром 16 мм (рис. 2.6, б).

Експериментальна установка ВУСМ-500. Для дослідження втомної міцності стоматологічних матеріалів розроблена та виготовлена оригінальна

експериментальна установка, кінематична схема якої наведена на рис. 2.7, а загальний вигляд на рис. 2.8.



a



Б

Рис. 2.6. Зразки матеріалів (а) та їх геометричні розміри (б).

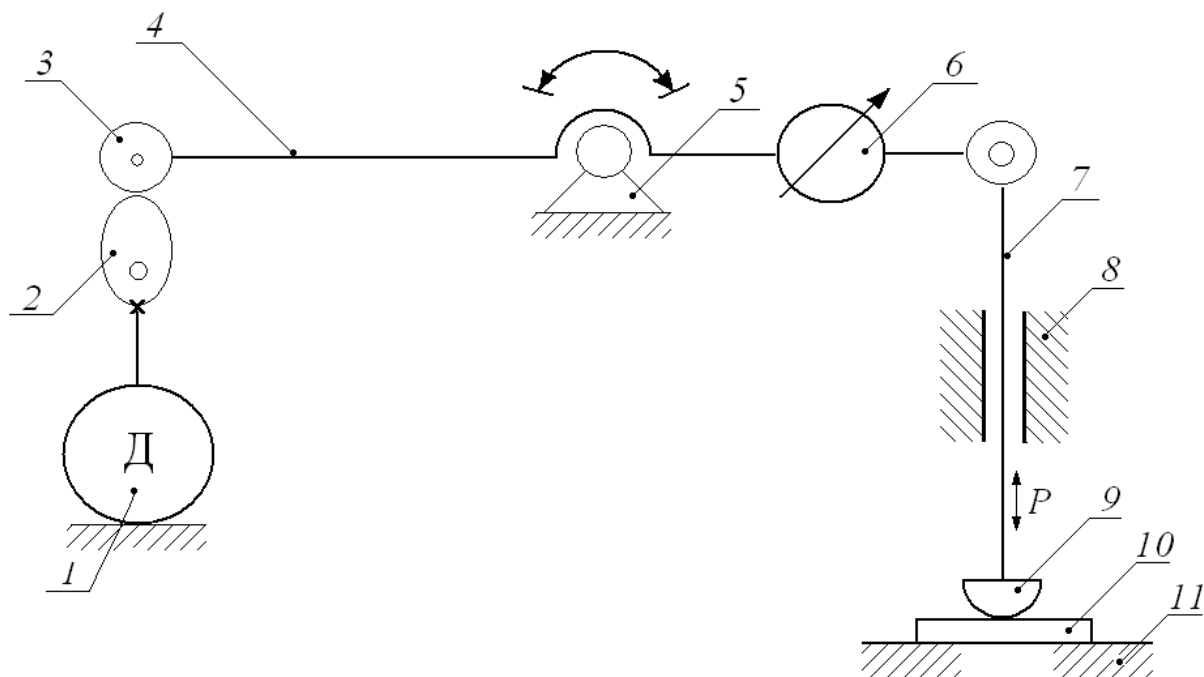


Рис. 2.7. Кінематична схема випробувальної установки ВУСМ-500:

1 – покровокий електричний двигун; 2 – ексцентрик; 3 – ролик; 4 – коромисло; 5 – опора; 6 – динамометр; 7 – шток; 8 – направляюча штока; 9 – індентор; 10 – зразок; 11 – опора зразка

Електродвигун 1 типу ДШИ-200 (швидкість обертів у діапазоні 0,15...3 об/с), який обертається зі швидкістю 2 об/с, за допомогою ексцентрика 2 з ексцентриситетом 1,5 мм через підшипник 3 приводить у коливальний рух коромисло 4 з віссю обертання на опорі 5. Коливальний рух коромисла приводить у зворотно-поступальний рух шток 7 у направляючій 8. На кінці штока закріплений індентор 9 з кулькою діаметром 4 мм для навантаження зразка 10, зафіксованого на опорі 11. Установка використовує побутову мережу живлення з напругою 220 В.

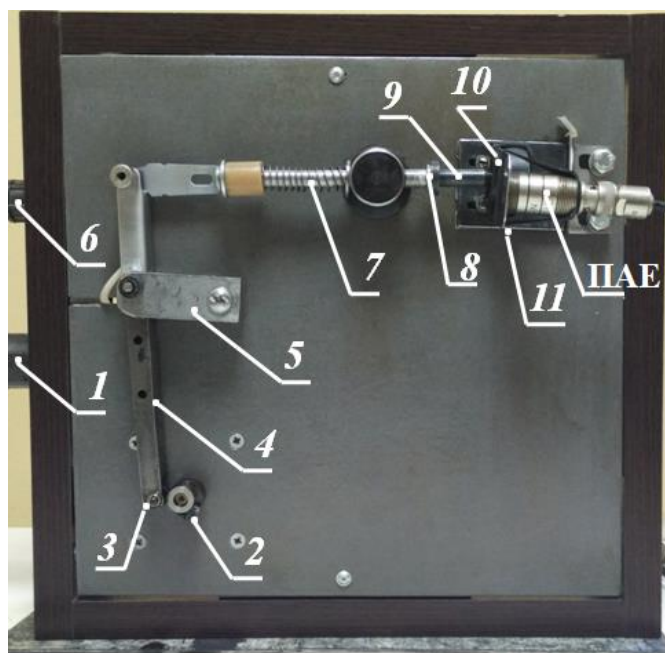


Рис. 2.8. Експериментальна установка циклічного навантаження стоматологічних матеріалів

На рис. 2.9 показано структурну схему випробувань.

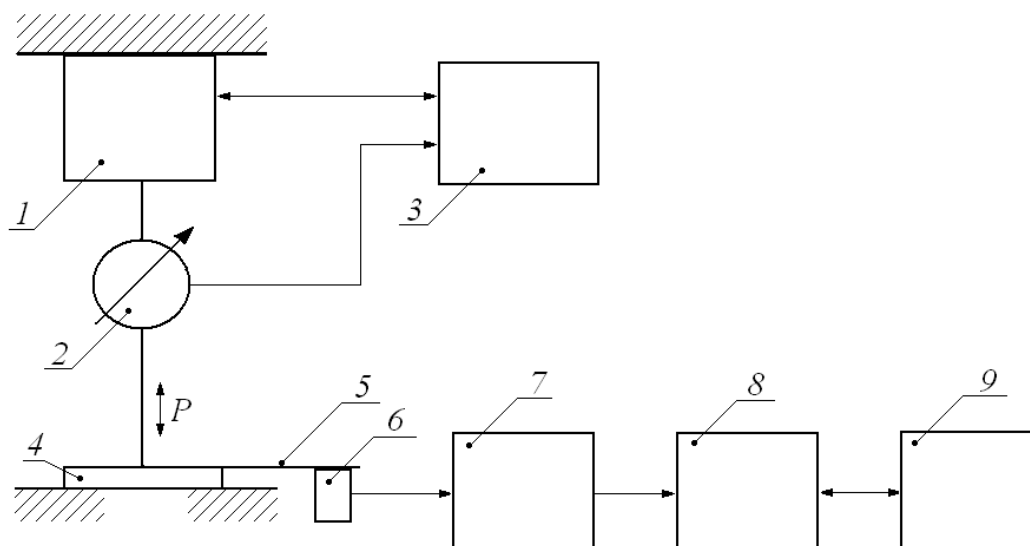


Рис. 2.9. Структурна схема випробування зразків стоматологічних реставраційних матеріалів триточковим циклічним навантаженням:

1 – навантажувальна установка ВУСМ-500; 2 – динамометр; 3 – блок управління; 4 – зразок; 5 – хвилевід; 6 – ПАЕ; 7 – ПП; 8 – портативна 8-ми канална АЕ-вимірювальна система SKOP-8М; 9 – персональний комп'ютер

За допомогою блока управління 3 вимірюють максимальне навантаження на кожному циклі. Блок управління має декілька режимів роботи:

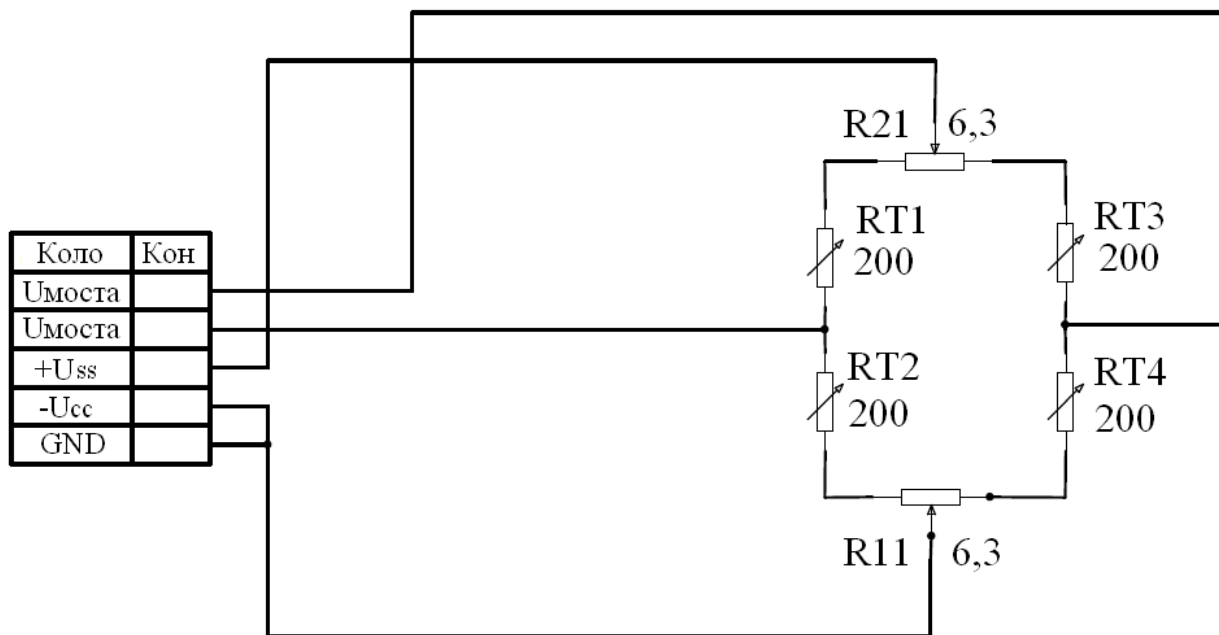
- налаштування швидкості обертання крокового двигуна (в обертах за секунду, що відповідає циклам навантаження за секунду);
- компенсація нульового навантаження (за потреби запису є режим калібрування);
- тарування чутливості під час навантаження (перерахований коефіцієнт можна записувати в режимі калібрування) ;
- режими, якими керують за допомогою кнопок “СТАРТ” і “СТОП”, “+”, “–”, “КАЛІБР”, “ВСТАН” (рис. 2.10).

Для вимірювання навантаження, з яким індентор тисне на дослідний матеріал, застосовували тензометричний міст (рис. 2.11). Міст складається з чотирьох тензочутливих резисторів, які наклеєні попарно на плече коромисла. У мостову схему вони ввімкнені так, що однаково деформовані резистори розташовані на протилежних плечах моста. Така схема забезпечує найвищу

тензочутливість. Для початкового балансування мостової схеми живлення на міст надходить через низькоомні змінні резистори 6,8 Ом. За допомогою цих резисторів усувається напруга в вимірювальній діагоналі моста, яка виникає через недосконалості тензорезисторів під час виготовлення. Через роз'єм тензометричний міст з'єднаний із блоком управління.



Рис. 2.10. Загальний вигляд передньої панелі блоку управління



RT1...RT4 тензорезистори з опором 200 Ом

RT1 - деформація розтягу

RT2 - деформація стиску

RT3 - деформація стиску

RT4 - деформація розтягу

Рис. 2.11. Схема тензометричного моста

У блоці управління напруга з вимірювальної діагоналі моста надходить послідовно на два операційні підсилювачі (рис. 2.12): на першому підсилювачі напруга підсилюється в 15 разів, а другий підсилювач за підсилення у 2 рази забезпечує зміщення рівня вихідної напруги на 2,5 В. Таким чином, напруга на виході підсилювача пропорційна навантаженню. Ця напруга надходить на вхід аналого-цифрового перетворювача (АЦП) сигнального мікропроцесора типу MSP430F419. Код із виходу АЦП, після низки перетворень виводиться на табло блока управління і індидується в ньютонах. Перед встановленням коромисла на навантажувальний пристрій здійснювали його тарування за допомогою стандартних тягарців. Дані тарування враховуються в програмі і записуються в постійну пам'ять мікропроцесора блока управління. У режимі калібрування на табло виводиться величина навантаження на інденторі у поточний момент часу, а під час роботи установки – максимальне навантаження у даному циклі.

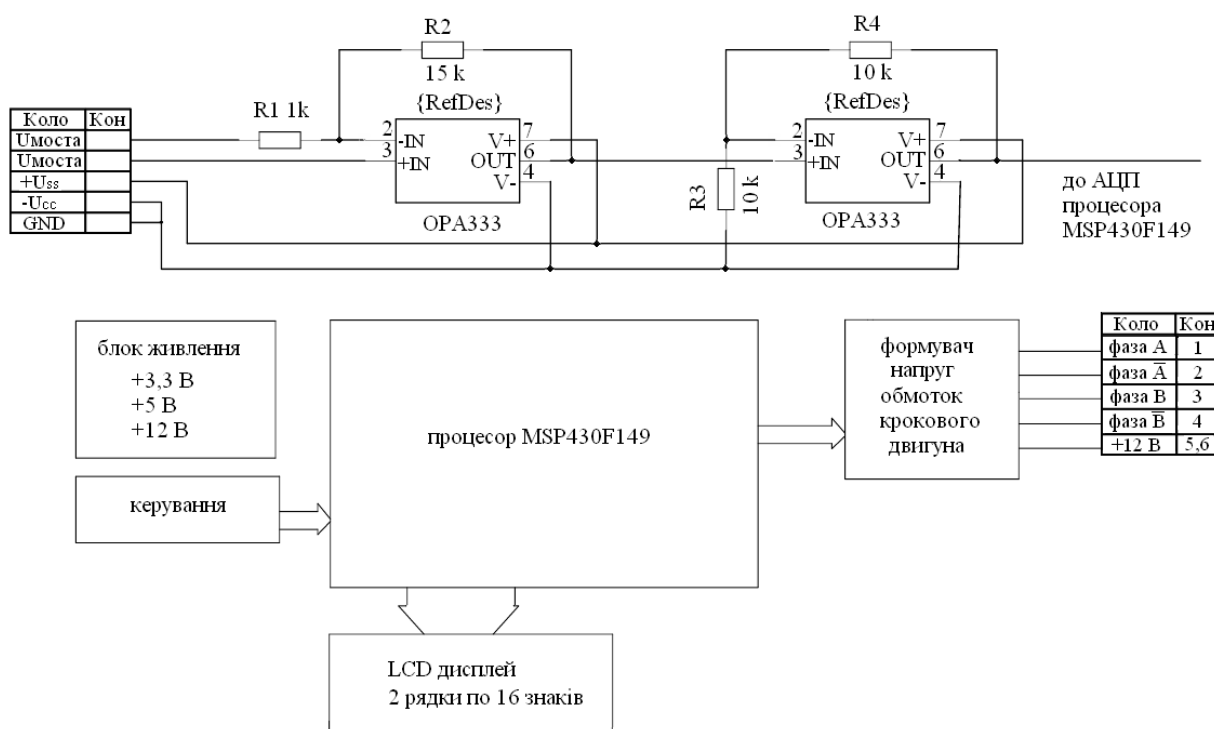


Рис. 2.12. Електрична схема блоку управління

Для створення циклічного змінного навантаження використали важіль, який переміщається ексцентрик на валу крокового двигуна. Застосування крокового

двигуна дає змогу керувати швидкістю обертання зміною частоти послідовності напруг на обмотках крокового двигуна. Такий двигун робить один оберт за двісті кроків напруги на обмотках. Виводи обмоток крокового двигуна з'єднані з блоком управління роз'ємом.

Блок управління дає можливість встановлювати швидкість обертання крокового двигуна в межах від 0,3 до 3,0 обертів за секунду. Сигнали керування роботою двигуна формуються схемою таймера сигнального мікропроцесора типу MSP430F419. Швидкість обертання задається перед роботою індикуються на табло в об/с. Момент кожного кроку двигуна ініціює вимірювання навантаження, яке порівнюється з попереднім для визначення максимального на даному оберті (рис. 2.13). Кожних 200 кроків інкрементується лічильник обертів, значення якого виводиться на табло.

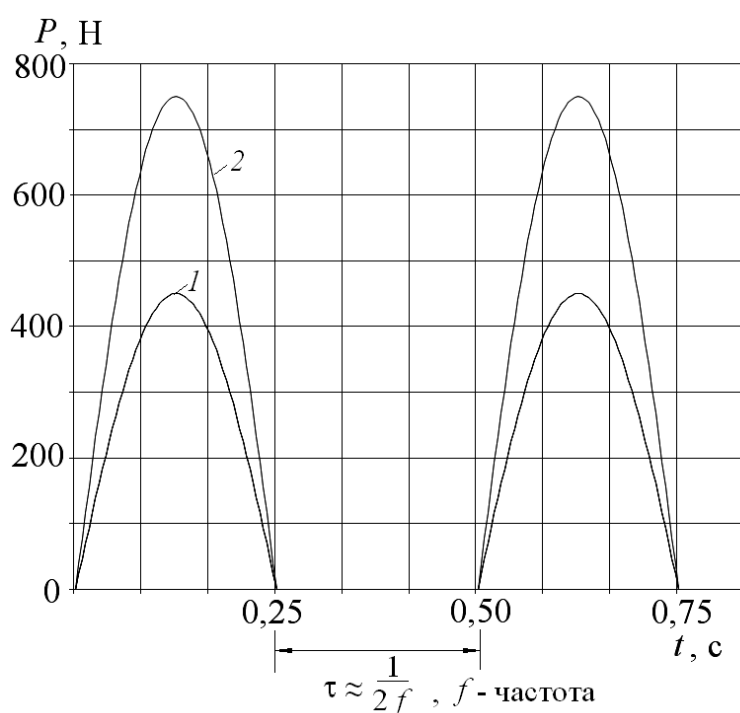


Рис. 2.13. Характер зміни циклу навантаження
(1 – навантаження 450 Н; 2 – 750 Н).

Для запису акустичної емісії (АЕ), яка супроводжує зародження та розвиток дефектів, на хвилевід 5 встановлювали первинний перетворювач (ПАЕ) 6, приєднаний через попередній підсилювач (ПП) 7 до АЕ-вимірювальної системи

SKOP-8M 8 (рис. 2.14). Сигнали АЕ записували в персональний комп'ютер типу ноутбук 9 для подальшого опрацювання та аналізу. Із метою уникнення конусного розтріскування у зразку та усунення хибних сигналів під час запису АЕ-інформації між зразком та кулькою індентора використовували тефлонову прокладку товщиною 0,125 мм.

Основні налаштування АЕ-системи: тривалість вибірки 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу 0,5 мкс; частота зрізу фільтра низьких частот 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %. Коефіцієнт підсилення АЕ-тракту при цьому становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач). Смуго частот вимірювального АЕ-тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ і вона дорівнювала 0,2...0,6 МГц.

Дослідження проводили у два етапи: (1) – за циклічного навантаження силою жувального тиску 450 Н; (2) – за циклічного навантаження силою 750 Н. Максимальна кількість циклів 500000, кількість циклів початку руйнування реєстрували за параметрами АЕ.

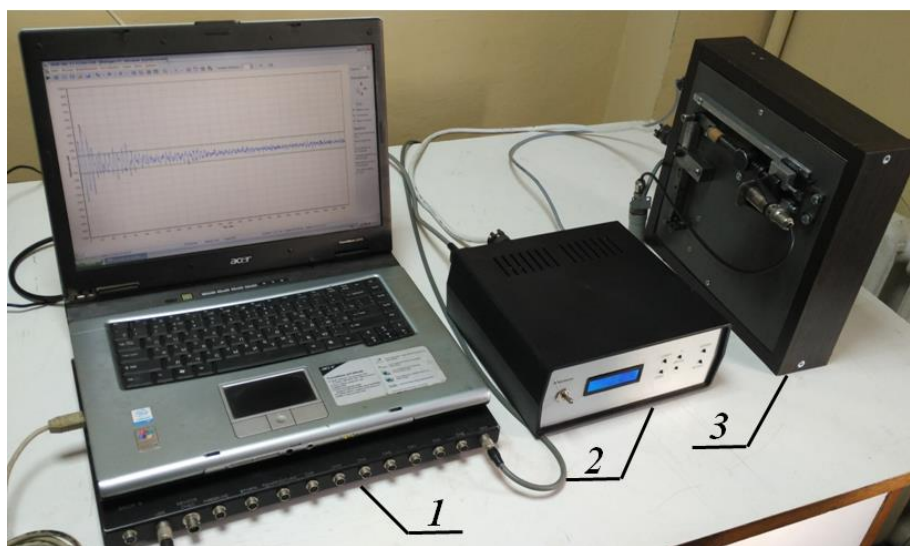


Рис. 2.14. Загальний вигляд схеми випробувань:

1 – АЕ-вимірювальна система; 2 – блок управління;

3 – навантажувальна установка

2.6 Методика електронної мікроскопії

Електронномікроскопічні дослідження матеріалів виконували за допомогою сканівного електронного мікроскопа (SEM) ZEISS EVO 40XVP (рис. 2.15).

Електронний мікроскоп Carl Zeiss містить базовий блок EVO 40XVP, який забезпечує роботу у режимах високого, низького та наднизького вакууму. Блок укомплектований:

- повністю безмасляною системою відкачування вакууму на базі форвакуумної та турбомолекулярної pomp високої продуктивності без масляних ущільнень і підшипників. Швидкість відкачування камери на стандартному зразку – 3 хвилини;
- електронно-оптичною колоною для вольфрамового катоду;
- детекторами: вторинних електронів Евернхарта-Торнлі (SE); чотирисегментним детектором відбитих електронів (BSD) із кріпленням на полюсному наконечнику (не потребує налаштування та юстування, не скорочує робочу відстань мікроскопа і постійно готовий до роботи, не займає окремого порту в камері мікроскопа); вторинних електронів для низького вакууму (VPSE); детектором поглинутого струму; інфрачервоною камерою для спостереження за положенням зразка у камері мікроскопа;
- робочою камерою розміром 365x220 мм;
- столиком із повною моторизацією вздовж п'яти осей із точністю переміщення і повторюваністю позиції 1,5 мкм;
- програмним забезпеченням SmartSEM;
- комп'ютером.

На SEM можна досліджувати як електропровідні, так і непровідні матеріали – діелектрики, до яких належать досліджувані стоматологічні матеріали.

Розміри зразків для SEM визначають габарити камери мікроскопа. Для забезпечення доброго електричного контакту зразків із предметним столиком і для їх фіксації під час нахилу столика використовують спеціальні струмопровідні клеї або струмопровідну двохсторонню самоклеючу плівку (скотч).



Рис. 2.15. Електронний мікроскоп ZEISS EVO 40XVP

Необхідною умовою отримання надійної інформації про морфологію матеріалів, зокрема діелектриків, є підготовка поверхні зразків. Перед дослідженнями зразки потрібно ретельно очистити, щоб не утворювалися газоподібні продукти, які утруднюють отримання необхідного вакууму під час відкачування мікроскопа і забруднюють його колону. Для підготовки поверхні діелектриків зазвичай застосовують хімічне травлення (травлення розчинником, агресивними середовищами). Під час проведення топографічних досліджень не можна допускати окислення поверхонь.

Для мікроскопічного дослідження таких матеріалів на їх поверхню напилюють тонку плівку електропровідників – золото, графіт тощо. Працюючи з органічними матеріалами необхідно врахувати, що через тривалий контакт зонда зі зразком може спричинити його термічне руйнування.

2.7 Статистичні методи оцінки отриманих результатів

Виконання статистичної обробки отриманих даних було проведено із використанням програмного забезпечення RStudio v. 1.1.442 та передбачало використання наступних методів:

- аналіз варіаційних рядів– розрахунок середнього арифметичного та його

середньої похибки ($M \pm m$) – оскільки розрахунок критерію Шапіро-Франсія засвідчив гаусівський характер розподілу отриманих варіаційних рядів;

- розрахунок екстенсивних відносних величин (часток) та їх похибок;
- проведення оцінки вірогідності різниці отриманих результатів у порівнюваних групах. При порівнянні середніх величин використано непарний критерій Стюдента (оскільки порівнювались лише дві групи з нормальним розподілом), а при порівнянні часток нами було побудовано таблиці 2*2 та застосовано метод χ^2 -квадрат. Різницю вважали достовірною при $p < 0,05$;
- визначення взаємозв'язку поміж досліджуваними параметрами – за допомогою розрахунку коефіцієнтів парної кореляції Пірсона.

РОЗДІЛ 3

СТАН ПЕРИАПІКАЛЬНИХ ТКАНИН ЗУБІВ ЗАЛЕЖНО ВІД ТИПУ ЗАСТОСОВАНИХ ШТИФТОВИХ КОНСТРУКЦІЙ З ВІДНОВЛЕННЯМ АБО БЕЗ ВІДНОВЛЕННЯ КОРОНКОВОЇ ЧАСТИНИ ШТУЧНИМИ КОРОНКАМИ

Мета цієї частини досліджень полягає у наступному. На основі віддалених клінічних спостережень виявити існування залежності розвитку навколоверхівкових змін від типу відновлення коронкової частини зубів що були або не були покриті штучними коронками.

На основі 50 панорамних рентген знімків первинних стоматологічних хворих (30 жінок та 20 чоловіків), що звернулися з метою проведення панорамної рентгенографії та консультації стосовно ортопедичного лікування, здійснений аналіз периапікального стану 344 зубів, з яких 291 були ендодонтично ліковані і підлягали покриттю коронками за медичними показами, а 53 покриті коронками зі збереженою пульпою зуба (табл. 3.1). Термін спостереження після ендодонтичного лікування склав від 4 до 7 років. Панорамні знімки виконані на апараті Planmeca ProOne з однаковою витримкою. Для оцінки застосовували програму “Planmeca Romexis Viewer”.

Рентгенологічно обстежені зуби розподілено на наступні групи: перша група – не покриті коронкою, друга група – покриті коронкою. Перша група включала підгрупу ендодонтично лікованих зубів без штифтових конструкцій та підгрупу ендодонтично лікованих зубів із застосуванням штифтової конструкції. У підгрупі в якій використовувалися штифтові конструкції окремо виділені групи зубів зі застосуванням стандартних металевих штифтів та із застосуванням стандартних еластичних штифтів.

Друга група зубів покритих штучними коронками розподілена на три підгрупи: підгрупа ендодонтично лікованих зубів без застосування штифтових конструкцій, підгрупа ендодонтично лікованих зубів з застосуванням штифтових конструкцій в якій є три підгрупи (литі, стандартні металеві та стандартні

Таблиця 3.1.

Розподіл обстежених зубів за їх групами

	Не покриті коронками						Σ	Покриті коронками												Σ
	Ендодонтично ліковані зуби без штифтових конструкцій		Ендодонтично ліковані зуби + штифтові конструкції					Ендодонтично ліковані зуби без штифтів		Ендодонтично ліковані зуби + штифтові конструкції						Без депульпації				
			Стандартні металеві		Стандартні еластичні					Литі		Стандартні металеві		Стандартні еластичні						
	п	%	п	%	п	%	п	%	п	%	п	%	п	%	п	%	п	%	п	%
Чоловіки	43	38,39	6	5,36	0	-	49	43,75	15	6,47	14	6,03	7	3,02	1	0,43	22	9,48	59	25,43
Жінки	55	49,10	5	4,46	3	2,68	63	56,25	62	26,72	33	14,22	39	16,81	8	3,45	31	13,36	173	74,57
Разом	98	87,50	11	9,82	3	2,68	112	100,0	77	33,19	47	20,26	46	19,83	9	3,88	53	22,84	232	100,0
%	32,6								67,4											

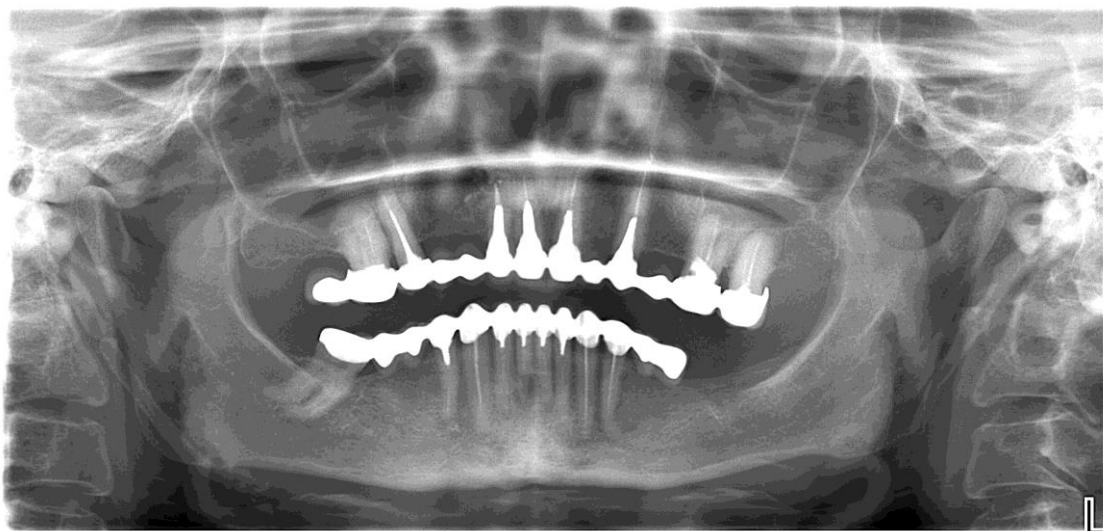
Таблиця 3.2

Розподіл обстежених зубів за їх групами з врахуванням форми хронічного періодонтиту

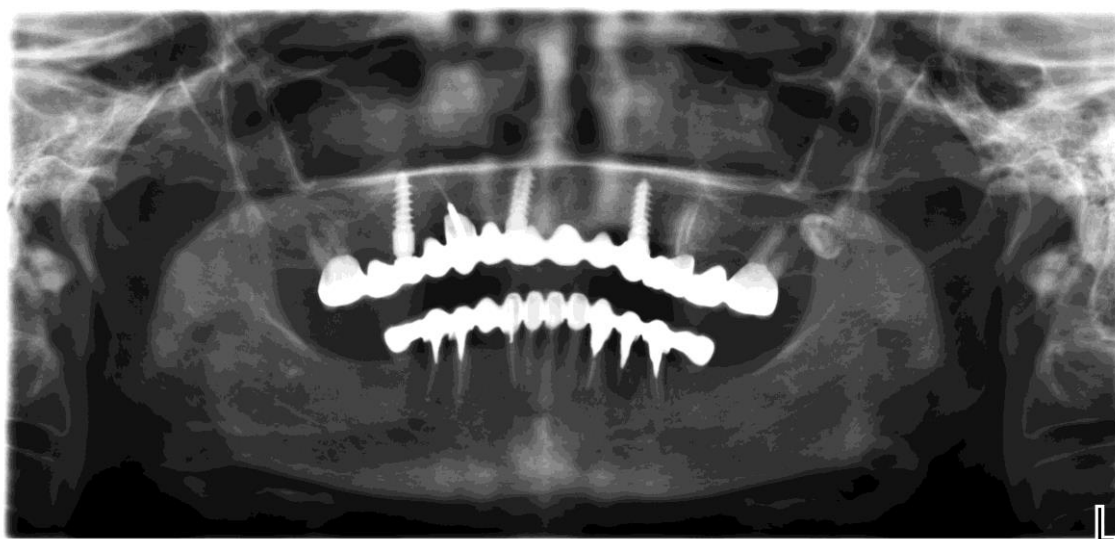
	Не покриті коронками						Разом		Покриті коронками										Разом	
	Ендодонтично ліковані зуби без штифтів		Ендодонтично ліковані зуби + штифтові конструкції						Ендодонтично ліковані зуби без штифтів		Ендодонтично ліковані зуби + штифтові конструкції						Без депульпації			
			Стандартні металеві		Стандартні еластичні						Литі		Стандартні металеві		Стандартні еластичні					
n	%	n	%	n	%	n	%	N	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	
1.Усього обстежено зубів	98	100,0	11	100,0	3	100,0	112	100,0	77	100,0	47	100,0	46	100,0	9	100,0	53	100,0	232	100
2. Фіброзний	11	11,2	3	27,3	1	33,3	15	13,3	8	10,4	7	14,9	4	8,7	2	22,2	0	-	21	9,05
3.Гранулюючий	4	4,08	2	18,2	1	33,3	7	6,2	8	10,4	3	6,4	2	4.3	1	11,1	1	1,9	15	6,46
4.Гранулематозний	7	7,1	0	-	0	-	7	6,2	4	5,2	0	-	3	6,5	0	-	1	1,9	4	1,72
5.Киста/кісто-гранульома	8	8,1	1	9,1	0	-	8	7,1	2	2,6	2	4,3	4	8,7	0	-	0	-	8	3,44
6.Усього виявлених патологічних змін	30	30,6	6	54,5	2	66,6	37	33,0	22	28,5	12	25,5	13	28,3	3	33,3	2	3,8	48	20,68

еластичні штифтові конструкції), та підгрупа зубів покритих коронками без їх депульпації.

Наводимо приклади хворих обстежених за панорамними знімками на наявність змін в периапікальних тканинах зубів (рис 3.1. а, б).



а



б

Рис.3.1. Приклади панорамних знімків обстежених хворих: а – хворий В. 52 роки – покрито коронками 4 різних варіанти відбудови опорного зуба (вкладка, металевий штифт, композитна пломба, вітальний зуб); б – Хворий Л. 49 років – вертикальний злам кореня 34 зуба литим металевим штифтом.

Рентгенологічна оцінка патологічних змін на верхівці кореня зуба здійснена у порівнянні з типом obturaції кореня та типом відновлення куксової частини (реставрація або коронка) зі статистичним опрацюванням дослідження.

У результаті проведеного дослідження (табл. 3.2) виявлено що з 112 ендодонтично лікованих зубів не покритих коронками тільки в 14 зубах застосовані штифтові системи, тоді як у зубах покритих коронками з 232 зубів в, 107 застосовані армовані штифтові конструкції. Перевагу стандартним еластичним штифтам при відбудові надано лише у 2,68% та 3,88% випадків, що відповідно вказує на недостатню поширеність сучасної методики як методу вибору.

Таблиця 3.3.

Ендодонтично ліковані зуби без штифтових конструкцій

	Не покриті коронками		Покриті коронками		t-критерій	P
	N	%	N	%		
1	98	100	77	100		
2	11	11,2±3,19	8	10,4±3,48	0,17	>0,05
3	4	4,1±2,00	8	10,4±3,48	1,58	>0,05
4	7	7,1±2,60	4	5,2±2,53	0,53	>0,05
5	8	8,2±0,77	2	2,6±1,81	2,82	<0,05
6	30	30,6±4,66	22	28,5±5,14	0,30	>0,05

Примітка: рентгенологічна оцінка наявності рентгенологічних змін на верхівці кореня зуба здійснювалася за наступними ознаками (номер-умовне позначення для перегляду в таблицях):

- Усього обстежених зубів, із них №1;
- Фіброзний періодонтит №2;
- Гранулюючий періодонтит №3;
- Гранулематозний періодонтит 4№;
- Киста або кистогранульома №5;
- Усього виявлених патологічних змін №6.

Встановлено (табл. 3.3), що на зубах, які не були покриті коронками, киста або кистогранульома виявлялась у $8,2 \pm 0,77\%$, що було достовірно ($p < 0,05$) частіше порівняно з покритими зубами коронками, де вказана патологія зустрічалась у $2,6 \pm 1,81\%$. Щодо поширеності інших патологічних станів (патологій) достовірної різниці не встановлено.

При порівнянні двох груп покритих та непокритих коронками ендодонтично лікованих зубів, у яких не застосовувалися штифтові конструкції виявлено, що наявність хронічних періодонтитів є статистично не значимим, окрім підгрупи киста/кисто-гранульома.

При порівнянні двох груп ендодонтично лікованих зубів зі стандартними металевими штифтами група покритих коронками демонструє статистично значимі нижчі загальні показники наявності периапікальних змін порівняно з групою непокритих коронками. Статистично значимі вони у підгрупах з фіброзним та гранулюючим періодонтитами.

Таблиця 3.4.

Ендодонтично ліковані зуби зі стандартними металевими штифтами

	Не покриті коронками		Покриті коронками		t-критерій	P
	N	%	N	%		
1	11	100	46	100		
2	3	$27,3 \pm 7,64$	4	$8,7 \pm 4,16$	2,14	$< 0,05$
3	2	$18,2 \pm 4,45$	2	$4,3 \pm 2,99$	2,59	$< 0,05$
4	0	0	3	$6,5 \pm 3,63$	1,79	$> 0,05$
5	1	$9,1 \pm 3,67$	4	$8,7 \pm 4,16$	0,07	$> 0,05$
6	6	$54,5 \pm 5,01$	13	$28,3 \pm 6,64$	3,15	$< 0,01$

Встановлено (табл. 3.4), що на зубах, які не були покриті коронками, фіброзний періодонтит виявлявся у $27,3 \pm 7,64\%$, що було достовірно ($p < 0,05$) частіше порівняно з покритими зубами коронками, де вказана патологія зустрічалась у $8,7 \pm 4,16\%$. Також у групі пацієнтів з непокритими коронками відмічалась більша поширеність гранулюючого періодонтиту ($18,2 \pm 4,45\%$ порівняно з $4,3 \pm 2,99\%$) та усього виявлених патологічних змін ($54,5 \pm 5,01\%$ порівняно з $28,3 \pm 6,64\%$ у групі з покритими коронками).

Таблиця 3.5.

Ендодонтично ліковані зуби покриті коронками
з штифтовими конструкціями

	Литі		Стандартні металеві		t-критерій	Р
	N	%	N	%		
1	47	100	46	100		
2	7	14,9±5,19	4	8,7±4,16	0,93	>0,05
3	3	6,4±3,57	2	4,3±2,09	0,51	>0,05
4	0	0	3	6,5±2,63	2,47	<0,05
5	2	4,3±2,96	4	8,7±4,16	0,86	>0,05
6	12	25,5±6,36	13	28,3±6,64	0,30	>0,05

Встановлено (табл. 3.5), що на зубах, в яких були фіксовані стандартні металеві штифти гранулематозний періодонтит виявлявся у 6,5±2,63%, що було достовірно ($p<0,05$) частіше порівняно з зубами де фіксувалися литі коронково-кореневі вкладки, де вказана патологія не зустрічалась. Щодо поширеності інших станів (патологій) достовірної різниці не встановлено.

Статистично значимі результати для даних двох груп були отримані лише у підгрупі з гранулематозним періодонтитом, який частіше виникає в зубах зі стандартними металевими штифтовими конструкціями, що могло бути пов'язане з включенням даних зубів під опори мостоподібного протезу та прискорену внаслідок цього втрату коронкової цілісності [102].

Зуби з інтактною пульпою становлять 22,8% серед покритих коронками і їх відсоток периапікальних патологічних змін був найнижчим серед усіх груп – 3,8% (табл.3.2), що так само підтверджено результатами інших досліджень [9].

Отже, ендодонтично ліковані зуби, які були покриті коронками, мали кращі віддалені результати лікування у порівнянні з зубами не покритими коронками. Штифтові конструкції зменшують ймовірність розгерметизації під дією оклюзійних сил кореневої системи і в такий спосіб підвищують прогноз конструкції. Литі штифтові конструкції статистично ефективніші у порівнянні до стандартних металевих штифтів. Зуби з інтактною пульпою покриті коронками мали найнижчий показник периапікальних змін серед усіх груп, що вказує на

необхідність застосування даного методу, якщо дозволяють умови клінічної ситуації. Дослідження підтвердило необхідність високоякісного як коронкового так і кореневого герметизму для досягнення високого рівня успішності віддалених клінічних результатів.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Кордіяк А. Ю. Дослідження стану периапікальних тканин зубів залежно від типу застосованих штифтових конструкцій із відновленням або без відновлення коронкової частини штучними коронками / А. Ю. Кордіяк, Н. М. Дидик, **Р. Р. Павличко**. // Український стоматологічний альманах. – 2016. – №3. – С. 55–58. *Здобувачем проведено аналіз панорамних рентген знімків, проведено статистичне опрацювання даних, спільно з науковим керівником проведено аналіз та узагальнення результатів, сформовано висновки, підготовка до друку матеріалів.*
2. Павличко Р. Р. Причини виникнення ускладнень після армування зубів штифтовими конструкціями за результатами віддалених клінічних спостережень / Р. Р. Павличко, Н. М. Дидик. // Клінічна стоматологія, матеріали VII НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ «Інноваційні технології в стоматології. – 2015. – №3. – С. 138–139. *Здобувачем проведено огляд літератури, формування висновків, підготовка до друку матеріалів.*
3. Павличко Р. Р. Оцінка наявності периапікальної патології ендодонтично лікованих зубів в аспекті подальшого включення у ортопедичну конструкцію / Роман Романович Павличко. // Журнал «Хист» матеріали III Міжнародного медико-фармацевтичного конгресу студентів і молодих вчених «Актуальні питання медицини та фармації». – 2016. – №18. – С. 518.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ВИЗНАЧЕННЯ РУЙНІВНИХ ПРОЦЕСІВ ПІД ДІЄЮ НАВАНТАЖЕННЯ У ЗРАЗКАХ МАТЕРІАЛІВ, ЩО ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ЯК КОНСТРУКТИВНІ У ВИГОТОВЛЕННІ ЕНДОКОРОНОК

4.1 Особливості руйнування зуба під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів

За спектральним розподілом сигналів АЕ, які отримали під час руйнування зразків зубів, можна виділити два їх типи:

І тип – із одним частотним піком у смузі 120–130 кГц (рис. 4.1, *а, б*);

ІІ тип – із двома частотним піками: у смугах 120–130 кГц та 240–350 кГц (рис. 4.1, *в, г*).

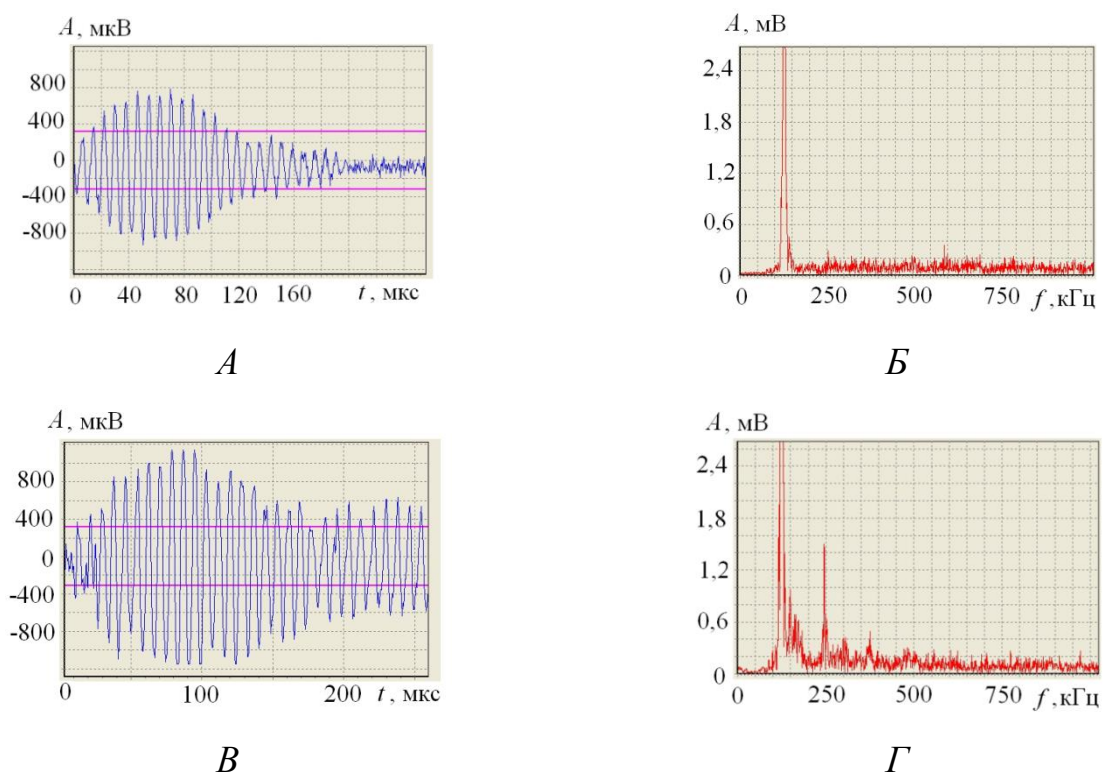


Рис. 4.1. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, г*) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування зуба:

а, б – сигнал типу І; *в, г* – сигнал типу ІІ

Для визначення домінуючих частотних діапазонів сигналів АЕ будували розподіл енергії сигналів за вейвлет-рівнями. Із рис. 4.2 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу А3 – близько 60 %, який відповідає частотному діапазону 0–125 кГц. А загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 0–250 кГц (об'єднані рівні А3 та D3), на якій зосереджено понад 88 % енергії.

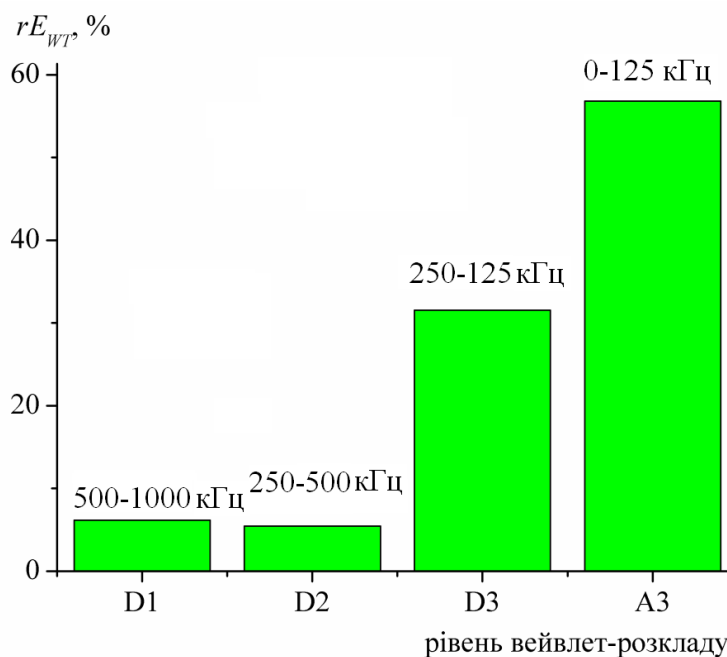


Рис. 4.2. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

Вивчали локальні особливості АЕ сигналів. На рис. 4.3 представлено 3D-зображення НВП характерних під час руйнування дентину сигналів АЕ. Як і в спектральному розподілі виділено два типи сигналів АЕ: І тип – із локальними максимумами у смузі частот 100–155 кГц (рис. 4.3, а), II тип – із локальними максимумами у двох частотних смугах 100–155 кГц та 160–300 кГц (рис. 4.3, б).

На рис. 4.4 представлено часову зміну навантаження та напружень за час експерименту. Рисунок 4.4, б демонструє, що зародження руйнування зуба відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 12$ МПа, а остаточне руйнування – за $\sigma_M = 59$ МПа.

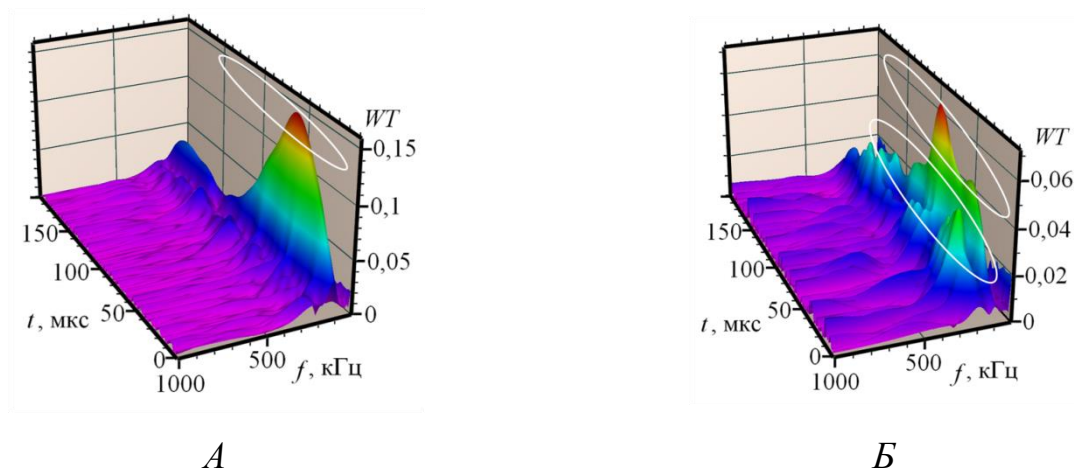


Рис. 4.3. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування дентину: *а* – тип І; *б* – тип ІІ

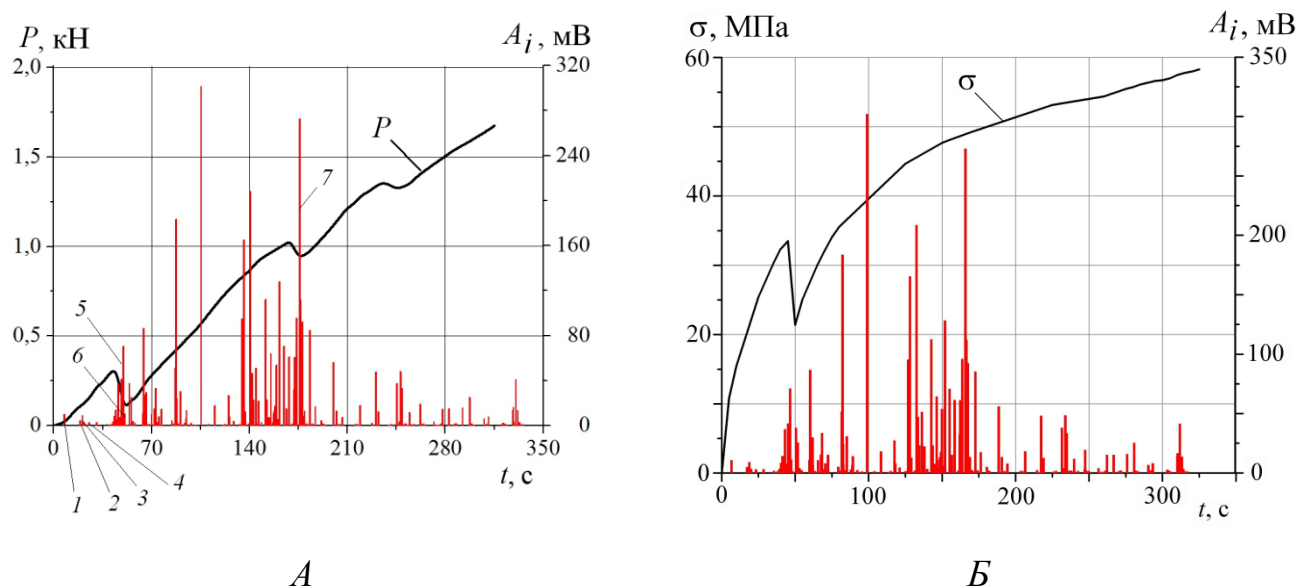


Рис. 4.4. Залежність зміни навантаження P (*а*), напружень σ (*б*) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів, визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ, позначені цифрами 1 – 7, які згенерувались у різні моменти часу (див. рис. 4.4, *а*). Результати розрахунків представлено у табл. 4.1.

Таблиця 4.1.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 4.4) під час руйнування зуба

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування [113]
1	0,08	130	50	36	0,155	крихке руйнування
2	0,071	130	50	22	0,083	мікротріщиноутворення
3	0,045	280	300	10	0,013	мікротріщиноутворення
	0,055	120	40	24	0,057	
4	0,125	120	40	40	0,465	крихке руйнування
5	0,17	120	45	70	1,276	крихке руйнування
6	0,049	140	50	21	0,066	мікротріщиноутворення
	0,023	230	135	15	0,0053	пластична деформація
7	0,059	240	99	16	0,038	мікротріщиноутворення
	0,1	130	75	27	0,195	крихке руйнування

Бачимо, що під час навантаження, активно відбувається руйнування дентину – сигнали типу І чергуються з сигналами типу ІІ. Згідно з запропонованим нами енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування [113] сигнали типу І характеризують крихке руйнування (тобто супроводжують утворення нових поверхонь руйнування великої площі), а типу ІІ – в'язко-крихке руйнування (супроводжують утворення та подальше підростання мікротріщин). Локальні імпульси НВП сигналів АЕ, які характеризують крихке руйнування, мають вузьку смугу частот Δf (діапазон зміни значень 40...75 кГц), значну тривалість випромінювання Δt (27...70 мкс) та велику енергію E_{WT} (0,155...1,276) порівняно з локальними імпульсами, які характеризують мікротріщиноутворення. Діапазон зміни значень цих параметрів становить Δf – 50...300 кГц, Δt – 10...24 мкс, E_{WT} – 0,013...0,083, відповідно.

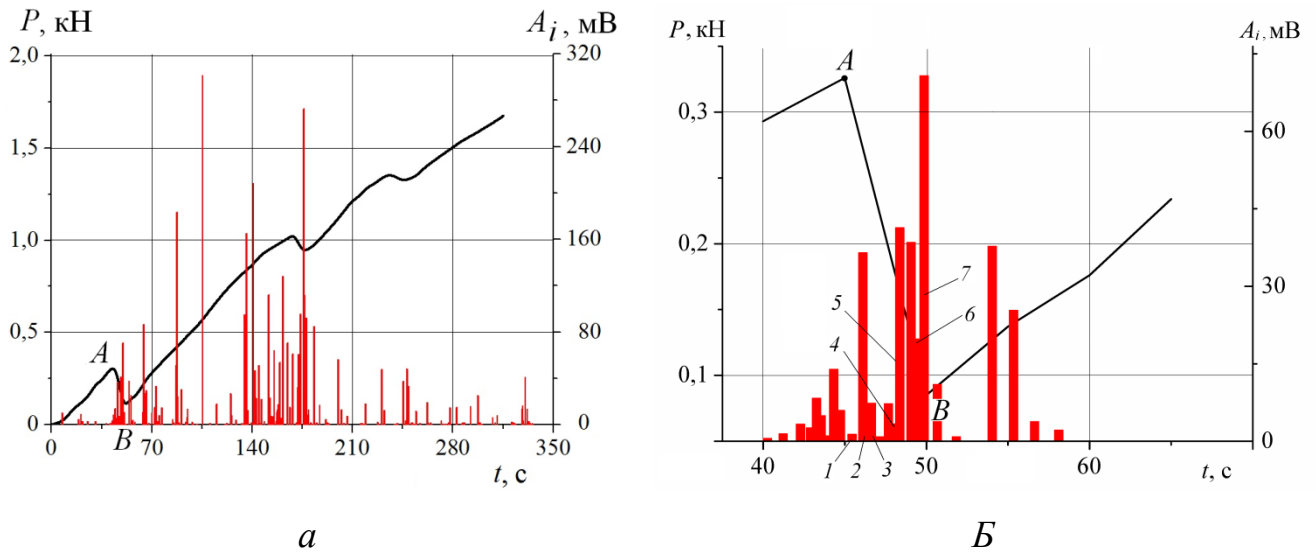


Рис. 4.5. Зміна навантаження протягом всього експерименту (а) та в інтервалі [А, В] (40...50 с від початку експерименту) (б)

На рис. 4.6 показано хвильове відображення та спектральний розподіл сигналів АЕ 1, 2, 3, що показані на рис. 4.5, б.

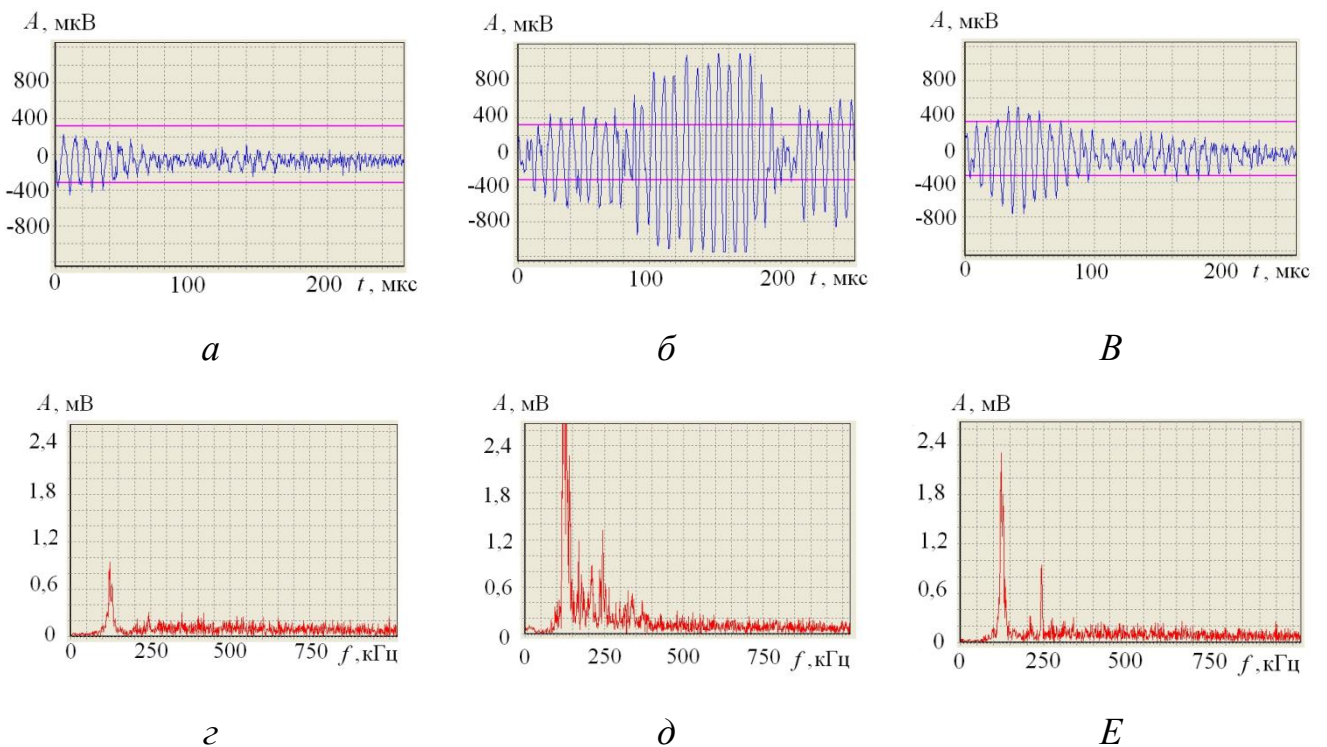


Рис. 4.6. Хвильове відображення (а, б, в) та спектральний розподіл (г, д, е) сигналів АЕ 1, 2, 3 (рис. 3.5, б): а, в – сигнал 1; б, д – сигнал 2; в, е – сигнал 3

Із рис. 4.4, *а* бачимо, що в інтервалі часу 40...50 с від початку експерименту відбувається різке падіння навантаження, що відповідає інтенсивному розвитку руйнування зразка. Для детального аналізу цього часового інтервалу виконали аналогічні розрахунки для відповідних сигналів АЕ з інтервалу між точками А та В – 1 – 7 (рис. 4.5).

У табл. 4.2 представлено визначені параметри локальних імпульсів сигналів АЕ 1 – 7 (рис. 4.5, *б*).

Таблиця 4.2.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 4.5, *б*) під час руйнування зуба

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,074	120	40	56	0,199	крихке руйнування
2	0,13	120	40	40	0,436	
3	0,16	120	60	70	1,146	
4	0,093	120	50	38	0,208	
5	0,08	250	110	10	0,043	мікротріщиноутворення
	0,15	120	40	30	0,479	крихке руйнування
6	0,15	120	50	30	0,497	крихке руйнування
	0,05	250	150	6	0,012	мікротріщиноутворення
7	0,08	250	100	18	0,065	мікротріщиноутворення
	0,135	130	50	35	0,364	крихке руйнування

Отже, домінуючим механізмом руйнування зуба під дією стиску є поширення тріщин – крихке руйнування.

4.2 Особливості руйнування зразків із прескераміки за даними акустично-емісійних сигналів

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування зразків із прескераміки, можна виділити два їх типи:

І тип – із частотним піком у смузі 135–140 кГц (рис. 4.7, *а*, *б*);

II тип – із розподілом частотних піків у смугах 135–140 кГц та 250–260 кГц (рис. 4.7, в, з).

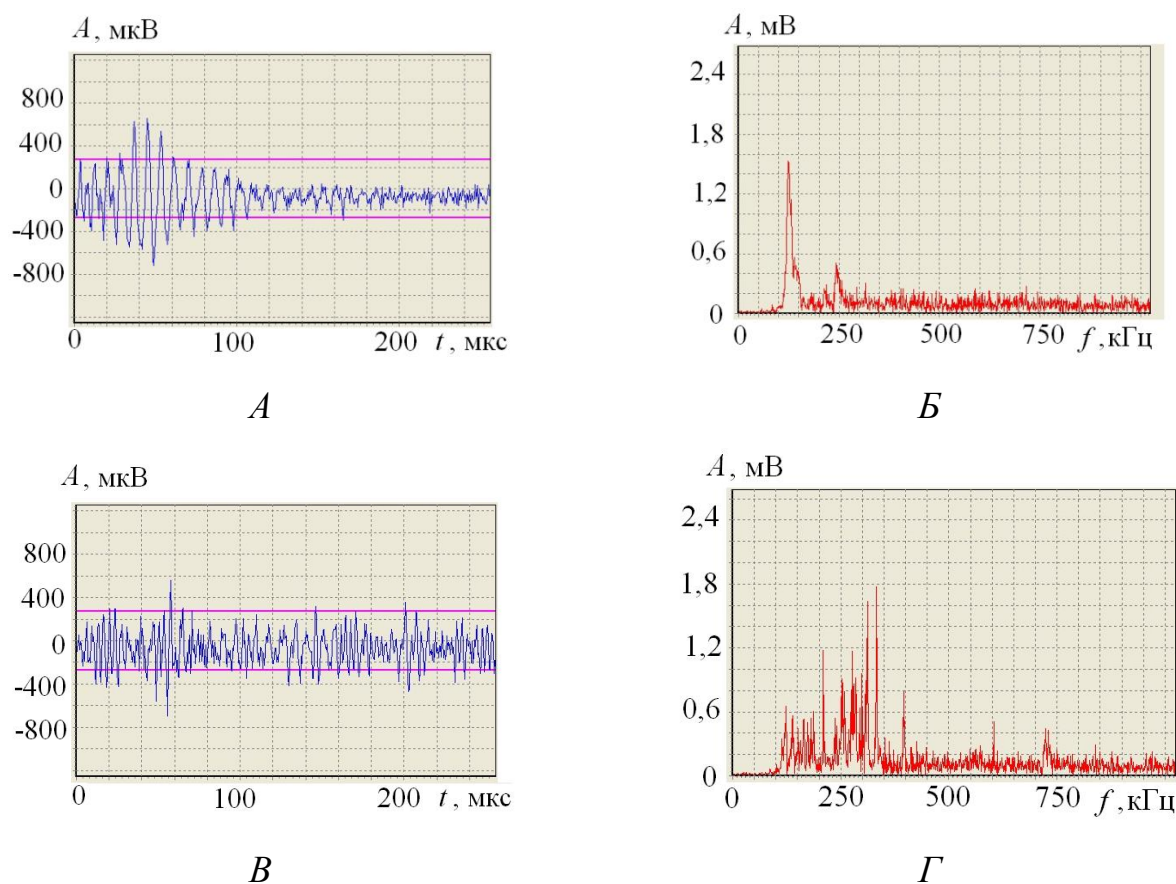


Рис. 4.7. Хвильове відображення (а, в) та спектральний розподіл (б, з) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування зразків із прескераміки:
а, б – сигнал типу I; в, з – типу II

Будували розподіл енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями. Із рис. 4.8 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу D3 – більше 50 %, який відповідає частотному діапазону 125–250 кГц. А загалом у сигналах АЕ переважають смуги частот 0–125 кГц та 250–500 кГц (рівні A3 та D2, відповідно), на яких сукупно зосереджено понад 80 % енергії сигналів.

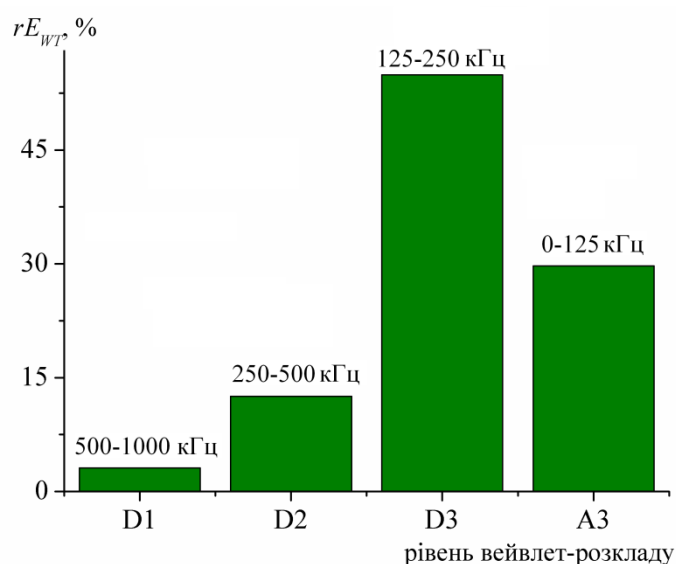


Рис. 4.8. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

На рис. 4.9 представлено 3D-зображення НВП характерних під час руйнування зразків із прескераміки сигналів АЕ.

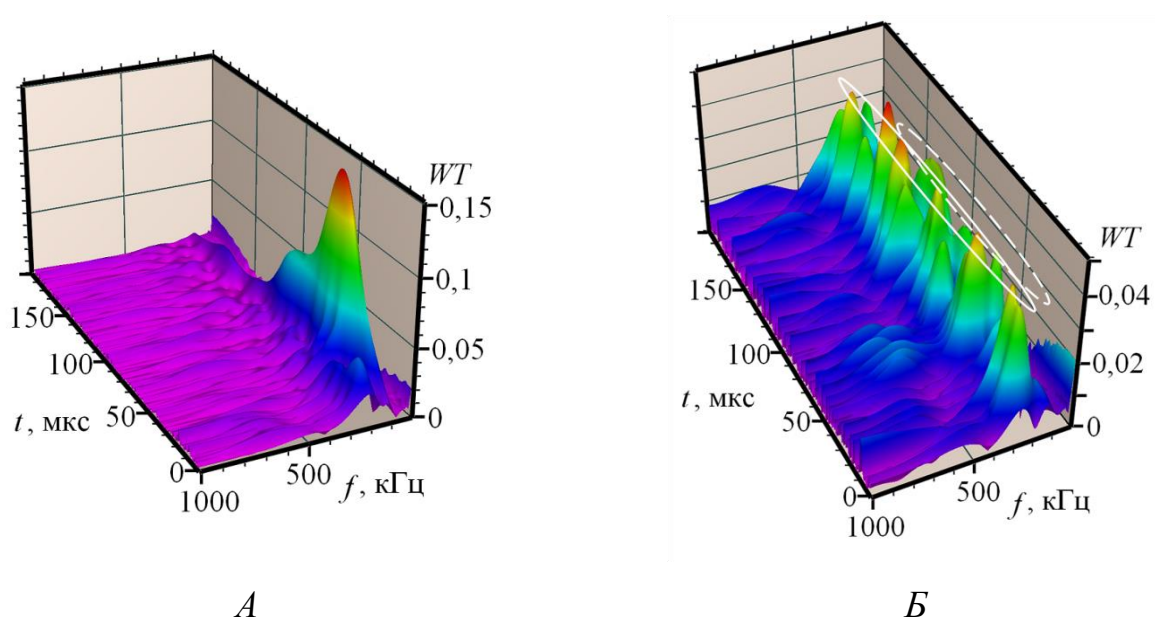


Рис. 4.9. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування зразків із прескераміки: *а* – тип I; *б* – тип II

Як і в спектральному розподілі, виділено два типи сигналів АЕ: I тип – із локальними максимумами у смузі частот 100–155 кГц (рис. 4.9, *а*), II тип – із

локальними максимумами у частотних смугах 100–155 кГц (рис. 4.9, *б* – пунктирна лінія) та 200–270 кГц (рис. 4.9, *б* – суцільна лінія).

На рис. 4.10 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 4.10, *б* зародження руйнування у прескераміці відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 35$ МПа, а остаточне руйнування зразка – за $\sigma_M = 100$ МПа.

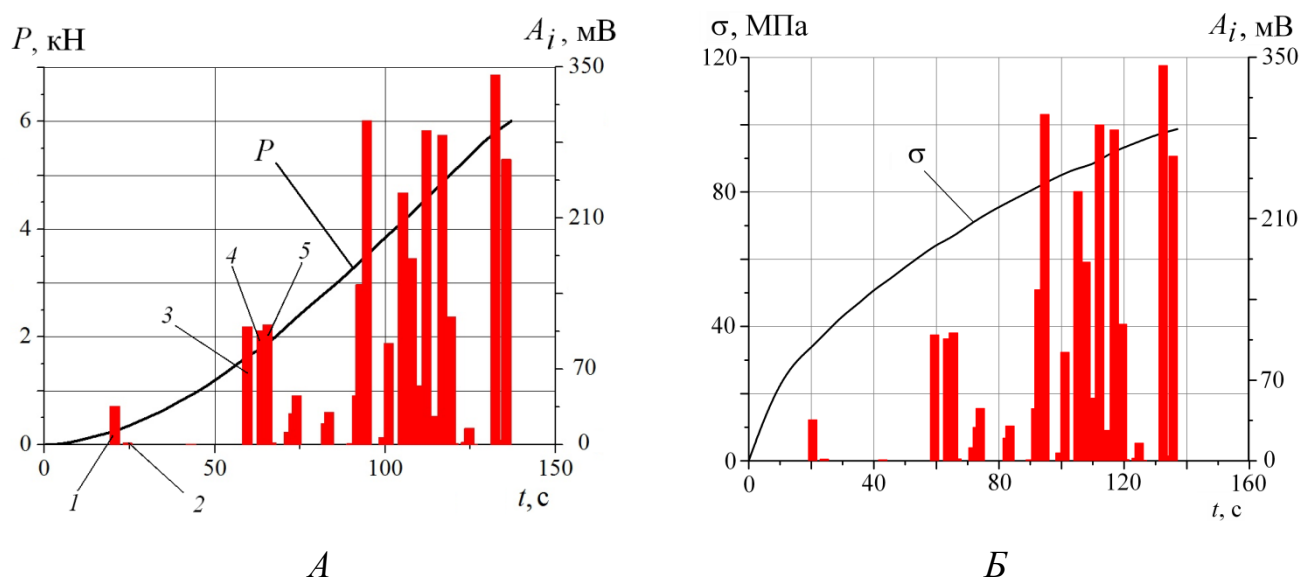


Рис. 4.10. Залежність зміни навантаження P (*а*), напружень σ (*б*) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 5, які згенерувались у різні моменти часу (див. рис. 4.10). Результати представлено у табл. 4.3.

За енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування всі сигнали АЕ на початку руйнування зразків із прескераміки характеризують крихке руйнування, тобто зі зростанням напруження у зразку відбувається утворення нових дефектів площею, співмірною за розміром із розміром макротріщини. У цьому випадку діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

$$\Delta f - 50 \dots 80 \text{ кГц}, \Delta t - 18 \dots 60 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,14 \dots 1,548.$$

Таблиця 4.3.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 4.10) під час руйнування зразків із прескераміки

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,187	230	80	26	0,636	крихке руйнування
	0,137	130	50	26	0,347	
2	0,126	130	50	53	0,6	
3	0,17	130	50	60	0,797	
4	0,081	130	60	30	0,14	
5	0,198	240	70	18	0,5	
	0,264	130	50	32	1,548	

4.3 Особливості руйнування зразків із металокераміки під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування зразків із металокераміки, можна виділити три їх типи:

I тип – із одним частотним піком у смузі 120–125 кГц (рис. 4.11, а, б);

II тип – із двома частотним піками: у смугах 120–125 кГц та 240–250 кГц (рис. 4.11, в, г);

III тип – із розподілом частотним піків у смугах 120–125 кГц та 420–500 кГц (рис. 4.11, д, е).

Для визначення домінуючих частотних діапазонів АЕ сигналів будували розподіл енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями (рис. 4.12).

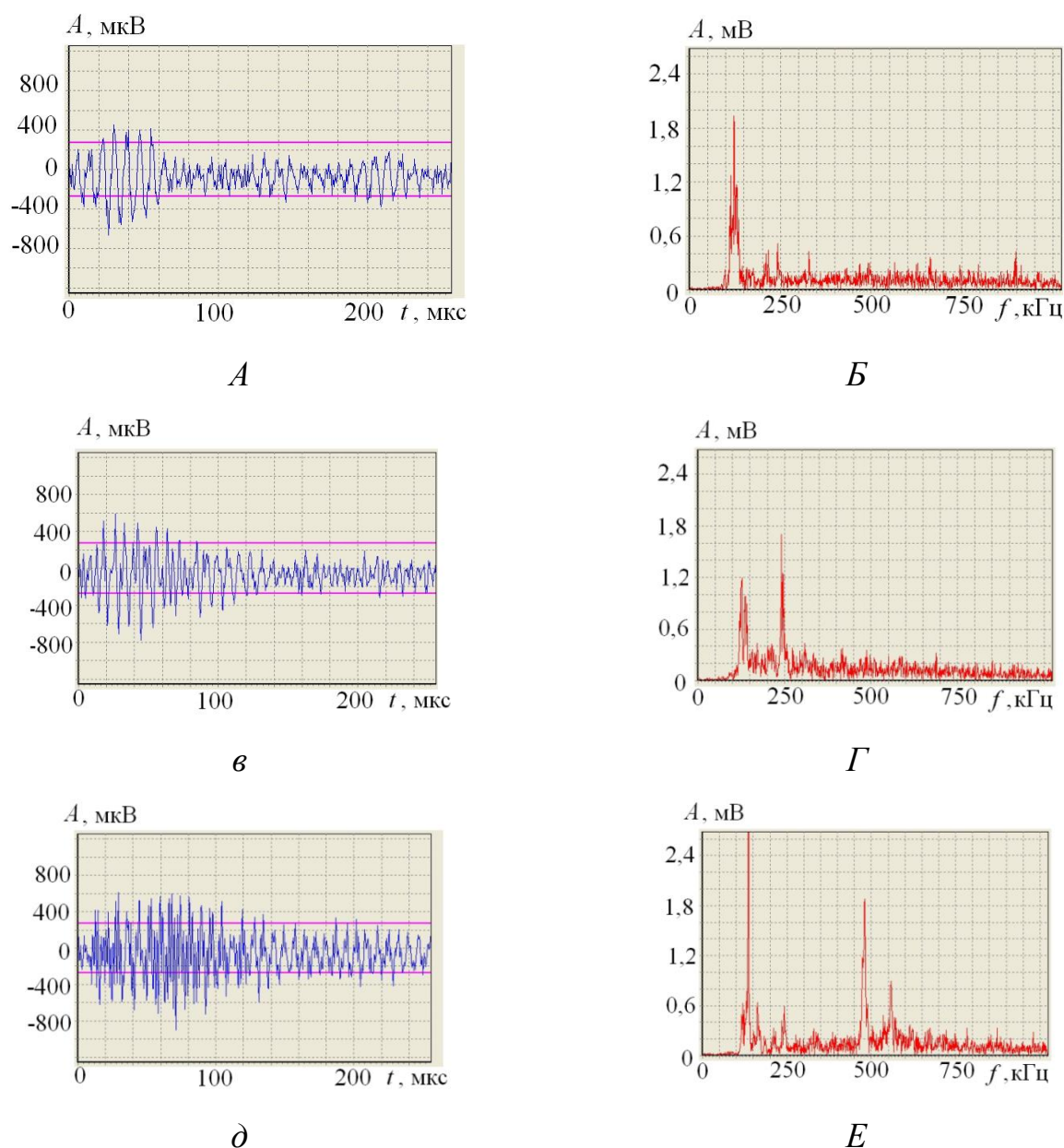
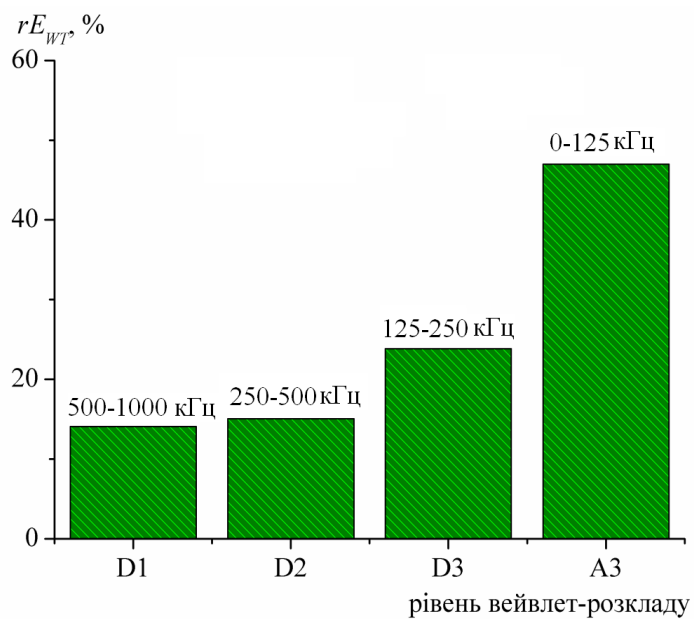


Рис. 4.11. Хвильове відображення (*а, в, д*) та спектральний розподіл (*б, г, е*) характерних сигналів АЕ трьох типів під час руйнування зразків із металокераміки: *а, б* – сигнал типу І; *в, г* – сигнал типу ІІ; *д, е* – сигнал типу ІІІ

Із рис. 4.12 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу АЗ – близько 50 %, який відповідає частотному діапазону 0–125 кГц. Загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 0–250 кГц (об’єднані рівні АЗ та D3), на якій зосереджено понад 70 % енергії сигналів.



Ри. 4.12. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

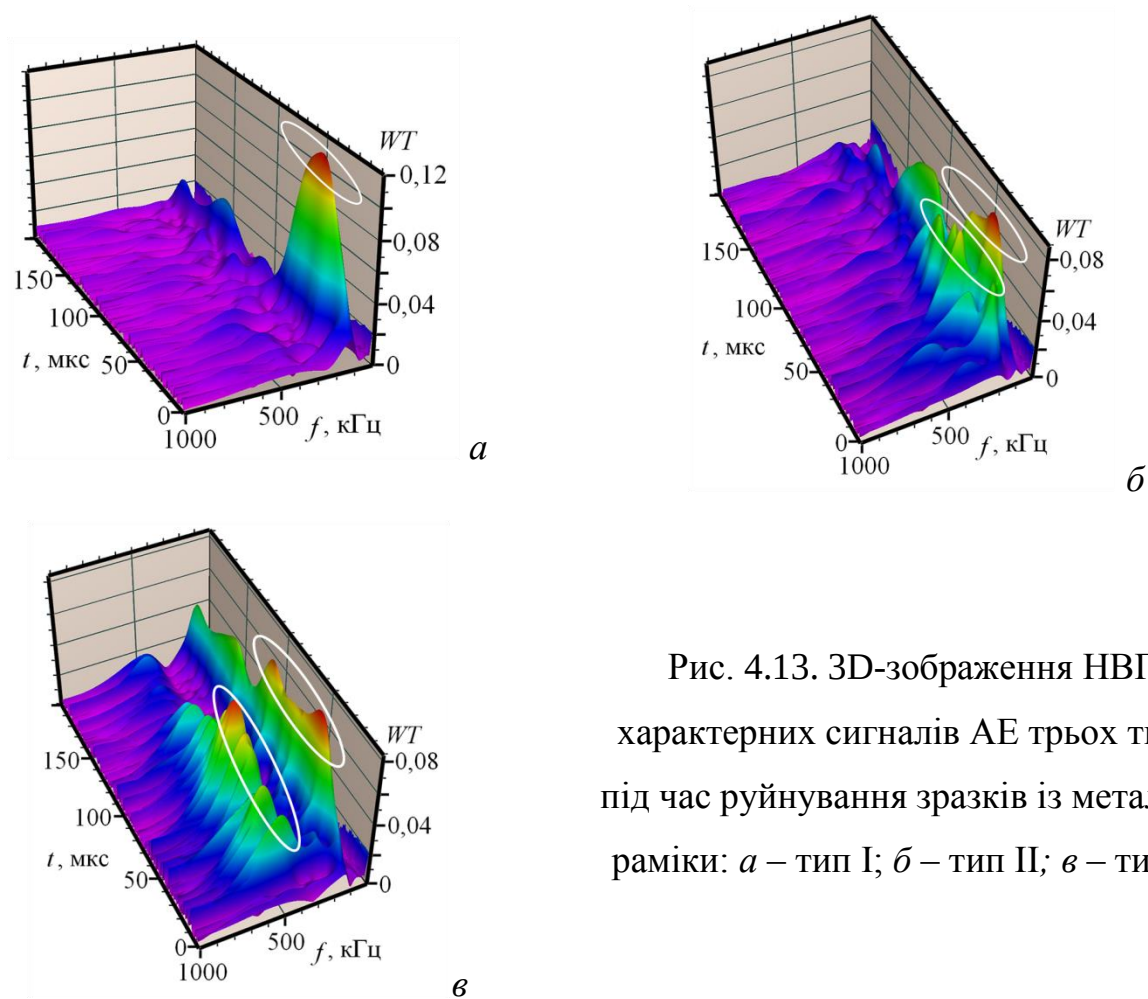


Рис. 4.13. 3D-зображення НВП
характерних сигналів АЕ трьох типів
під час руйнування зразків із металоке-
раміки: а – тип І; б – тип ІІ; в – тип ІІІ

На рис. 4.13 представлено 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ під час руйнування зразків із металокераміки. Як і в спектральному розподілі виділено три типи сигналів АЕ: I тип – із одним частотним піком у смузі 95–165 кГц (рис. 4.13, *а*); II тип – із двома частотними піками: у смугах 95–165 кГц та 200–330 кГц (рис. 4.13, *б*); III тип – із розподілом частотних піків у смугах 95–165 кГц та 420–600 кГц (рис. 4.13, *в*).

На рис. 4.14 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 4.14, *б* зародження руйнування у зразку металокераміки відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 20$ МПа, а остаточне його руйнування – за $\sigma_M = 82$ МПа.

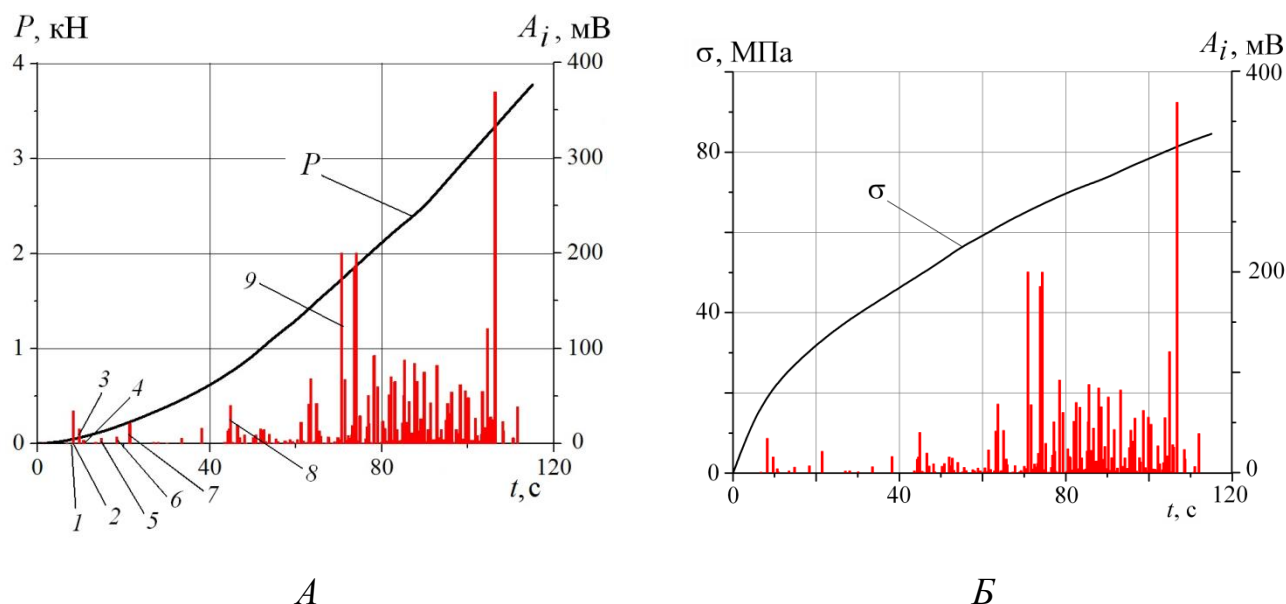


Рис. 4.14. Залежність зміни навантаження P (*а*), напружень σ (*б*) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ, позначені цифрами 1 – 9, які згенерувались у різні моменти часу (див. рис. 4.14). Результати представлено у табл. 4.4.

Таблиця 4.4.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно рис. 4.14) під час руйнування зразків із металокераміки

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,08	260	140	10	0,043	мікротріщиноутворення
	0,029	120	90	31,5	0,018	
2	0,13	250	110	9	0,132	крихке руйнування
	0,15	120	50	40	0,68	
3	0,12	270	100	13	0,122	крихке руйнування
	0,051	120	40	40,5	0,191	
4	0,058	270	110	13	0,029	мікротріщиноутворення
	0,043	130	50	41	0,054	
5	0,042	230	100	10	0,013	мікротріщиноутворення
	0,077	280	100	12	0,048	
	0,05	120	45	46	0,076	
6	0,057	260	120	12	0,025	мікротріщиноутворення
	0,124	120	50	50	0,564	крихке руйнування
7	0,031	300	120	9	0,0057	пластична деформація
	0,067	140	55	32	0,095	мікротріщиноутворення
8	0,085	120	40	52,5	0,269	крихке руйнування
9	0,097	510	170	12	0,07	мікротріщиноутворення
	0,136	130	50	28	0,352	крихке руйнування

За результатами, представленими у табл. 4.4, можна стверджувати, що під час навантаження стиском зразків із металокераміки механізми руйнування чергуються – мікротріщиноутворення та крихке руйнування, а також можлива незначна пластична деформація (ймовірно через наявність дефектів структури під час виготовлення зразків). Під час руйнування зразків із металокераміки діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

за крихкого руйнування (поширення макротріщини):

$$\Delta f - 40 \dots 50 \text{ кГц}, \Delta t - 28 \dots 52,5 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,122 \dots 0,68;$$

за мікротріщиноутворення:

$$\Delta f - 120 \dots 170 \text{ кГц}, \Delta t - 12 \dots 46 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,013 \dots 0,076.$$

4.4 Особливості руйнування зразків зі стоматологічного композиту за даними акустично-емісійних сигналів

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування зразків зі стоматологічного композиту, відзначимо, що характерною їх особливістю є розподіл частотних піків у смугах 150–160 кГц та 240–250 кГц (рис. 4.15).

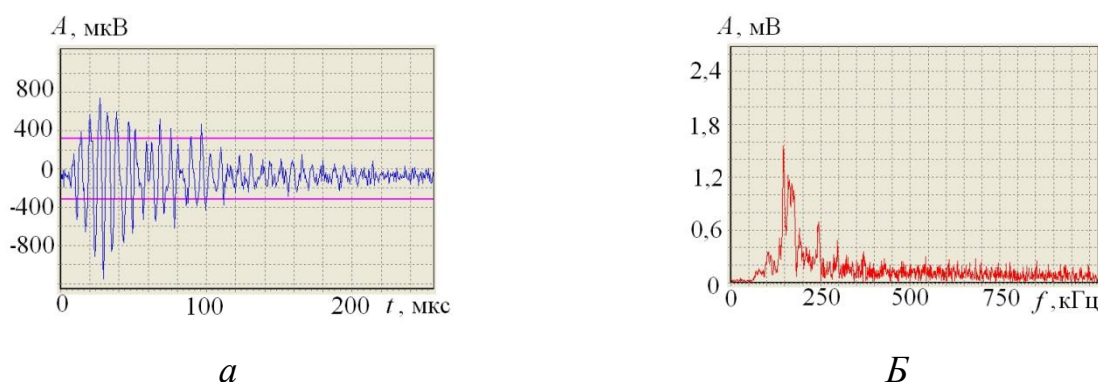


Рис. 4.15. Хвильове відображення (а) та спектральний розподіл (б) характерного сигналу АЕ під час руйнування зразків із стоматологічного композиту

Для визначення домінуючих частотних діапазонів сигналів АЕ будували розподіл їх енергії за вейвлет-рівнями. Із рис. 4.16 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу D3 – близько 48 %, який відповідає частотному діапазону 125–250 кГц. Загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 0–250 кГц (об'єднані рівні A3 та D3), на якій зосереджено понад 82 % енергії.

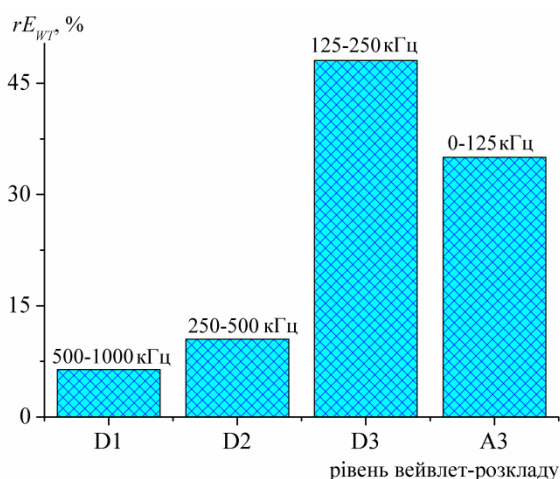


Рис. 4.16. Діаграма розподілу енергії сигналу АЕ за вейвлет-рівнями

На рис. 4.17 представлено 3D-зображення НВП характерного сигналу АЕ під час руйнування зразків зі стоматологічного композиту. Як і за спектральним розподілом, його особливістю є наявність локальних максимумів у смугах частот 135–175 кГц та 200–300 кГц.

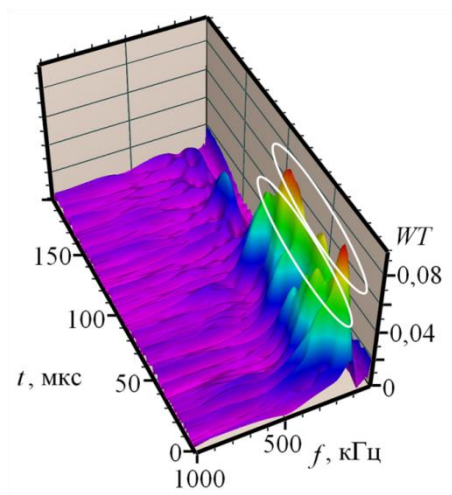


Рис. 4.17. 3D-зображення НВП характерного сигналу АЕ під час руйнування зразків зі стоматологічного композиту

На рис. 4.18 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 4.18, б бачимо, що зародження руйнування у зразку стоматологічного композиту відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 2,5$ МПа, а остаточне його руйнування – за $\sigma_M = 25$ МПа.

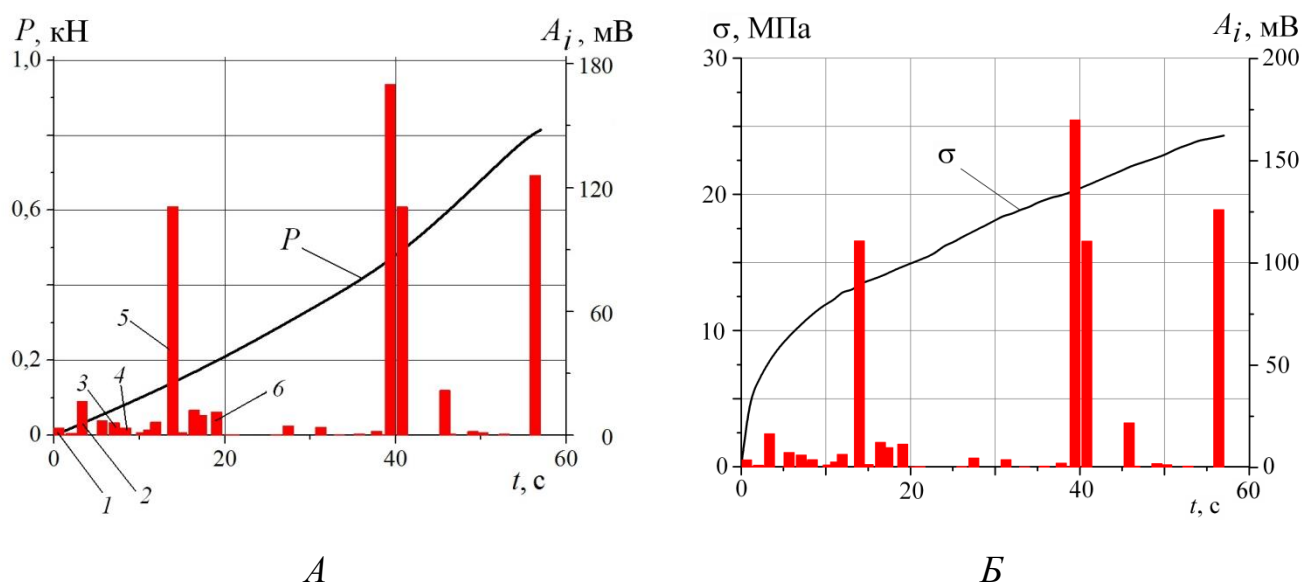


Рис. 4.18. Залежність зміни навантаження P (а), напружень σ (б) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Таблиця 4.5.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів
НВП сигналів АЕ (згідно рис. 4.18) під час руйнування зразків
зі стоматологічного композиту

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,093	160	45	26	0,155	крихке руйнування
	0,067	140	50	23	0,071	мікротріщиноутворення
2	0,11	160	70	22	0,2	крихке руйнування
	0,063	140	55	26	0,13	
3	0,26	140	50	32	1,506	крихке руйнування
4	0,116	250	100	10	0,092	мікротріщиноутворення
	0,126	160	50	34	0,351	крихке руйнування
5	0,257	160	50	20	1,013	крихке руйнування
	0,186	230	120	12	0,285	
6	0,075	210	80	15	0,055	мікротріщиноутворення
	0,088	300	200	7	0,037	мікротріщиноутворення
	0,168	190	70	15	0,295	крихке руйнування

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 6, які згенерувались у різні моменти часу (рис. 4.18). Результати представлено у табл. 3.5. Бачимо, що руйнування стоматологічного композиту розпочинається майже відразу після прикладення навантаження і характеризується чергуванням механізмів мікротріщиноутворення та крихкого руйнування.

Діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

за крихкого руйнування (поширення макротріщини):

$$\Delta f - 45 \dots 70 \text{ кГц}, \Delta t - 20 \dots 34 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,13 \dots 1,013;$$

за мікротріщиноутворення:

$$\Delta f - 100 \dots 200 \text{ кГц}, \Delta t - 7 \dots 15 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,037 \dots 0,092.$$

4.5 Особливості руйнування зразків із фіксаційного цементу під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів

За спектральним розподілом сигналів АЕ, які отримали під час руйнування зразків із фіксаційного цементу, можна виділити два їх типи:

I тип – із одним частотним піком у смузі 120–130 кГц (рис. 4.19, а, б);

II тип – із двома частотним піками: у смугах 120–130 кГц та 240–250 кГц (рис. 4.19, в, г).

Для визначення домінуючих частотних діапазонів сигналів АЕ будували розподіл енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями (рис. 4.20).

Із рис. 4.20 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу A3 – близько 43 %, який відповідає частотному діапазону 0–125 кГц. Загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 0–250 кГц (об'єднані рівні A3 та D3), на якій зосереджено понад 75 % енергії сигналів.

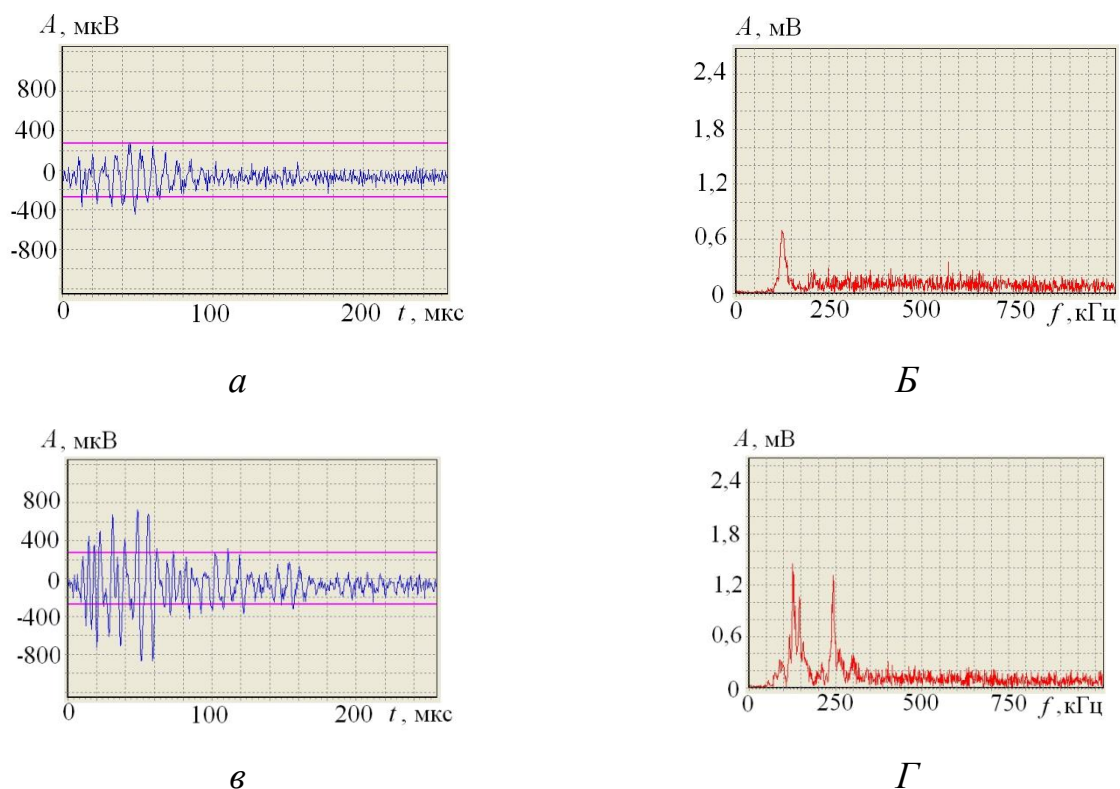


Рис. 4.19. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, г*) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування зразків із фіксаційного цементу: *а, б* – сигнал типу І; *в, г* – сигнал типу ІІ

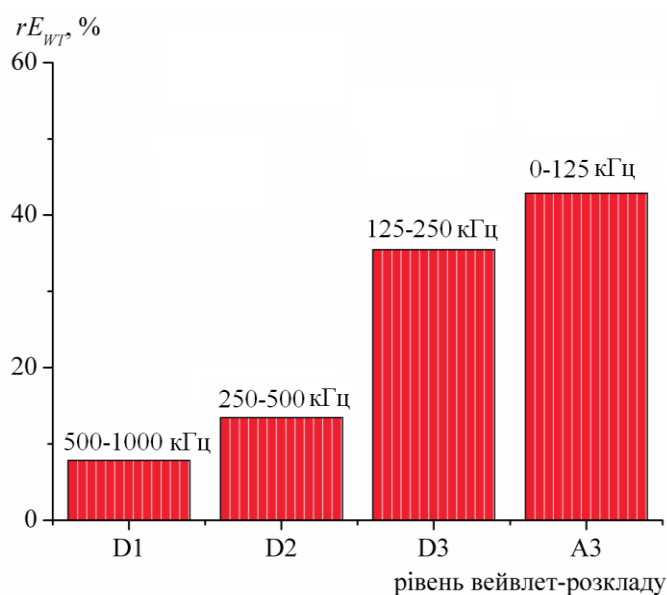


Рис. 4.20. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

На рис. 4.21 представлено 3D-зображення НВП характерних під час руйнування зразків із фіксаційного цементу сигналів АЕ. Як і в спектральному розподілі, виділено два типи сигналів АЕ: І тип – із локальними максимумами у смузі частот 95–145 кГц (рис. 4.21, *а*), ІІ тип – із локальними максимумами у двох частотних смугах 95–145 кГц та 220–340 кГц (рис. 4.21, *б*).

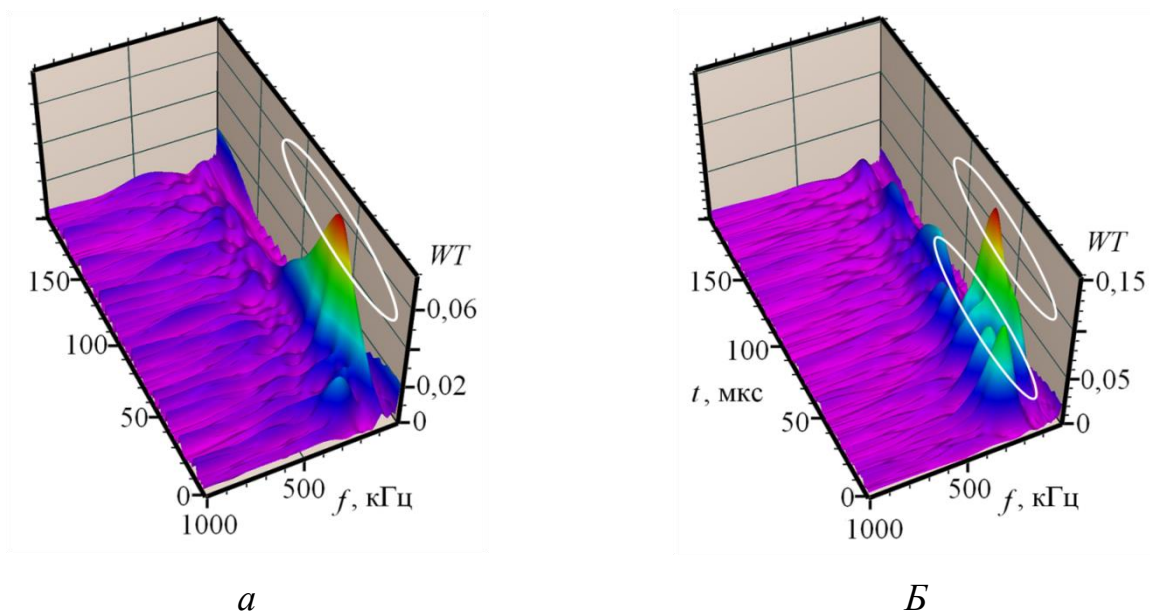


Рис. 4.21. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування зразків із фіксаційного цементу: *а* – тип І; *б* – тип ІІ

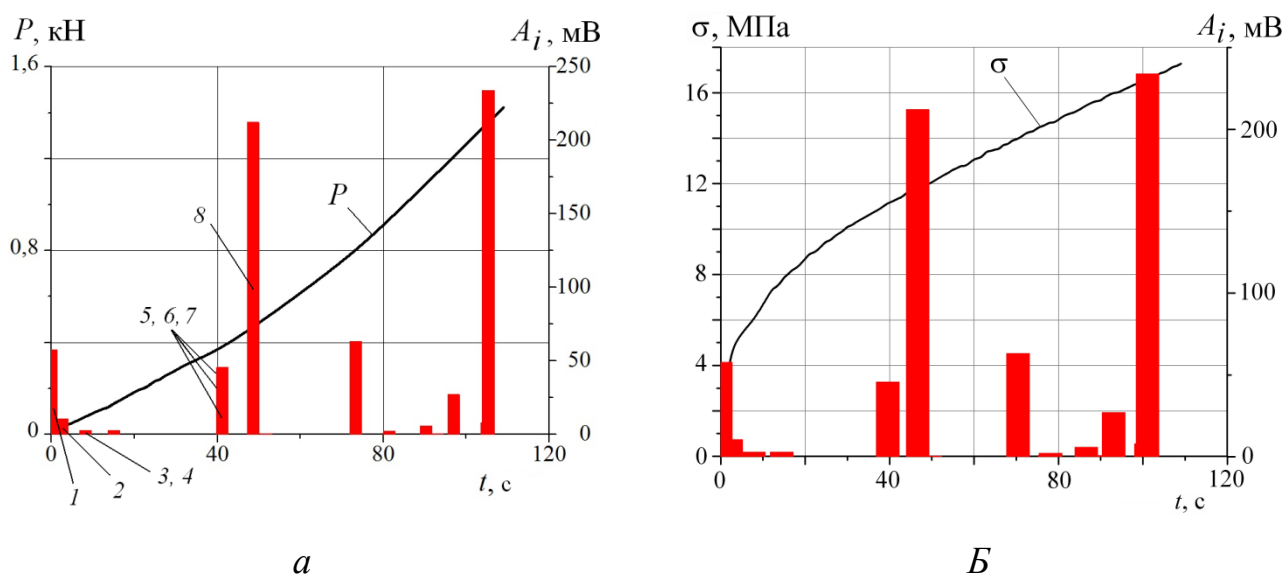


Рис. 4.22. Залежність зміни навантаження P (*а*), напружень σ (*б*) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

На рис. 4.22 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 4.22, б видно, що зародження руйнування фіксаційного цементу відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 3$ МПа, а остаточне руйнування зразка – за $\sigma_{AE} = 17$ МПа.

Таблиця 4.6.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 4.22) під час руйнування зразків із фіксаційного цементу

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,11	240	90	14	0,111	крихке руйнування
	0,13	130	60	25	0,297	
2	0,1	220	100	14	0,102	крихке руйнування
	0,17	120	50	45	0,687	
3	0,075	280	120	10	0,039	мікротріщиноутворення
	0,04	120	50	30	0,036	
4	0,11	120	45	35	0,327	крихке руйнування
5	0,065	130	50	24	0,068	мікротріщиноутворення
6	0,65	130	50	38	0,102	крихке руйнування
7	0,11	250	110	14	0,109	крихке руйнування
	0,23	130	50	30	1,019	
8	0,11	240	100	14	0,11	крихке руйнування
	0,13	130	52	25	0,297	

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 8, які згенерувались у різні моменти часу (рис. 4.22). Результати представлено у табл. 4.6. Бачимо, що руйнування фіксаційного цементу розпочинається відразу після прикладення навантаження і переважаючим його механізмом є крихке руйнування.

Діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

за крихкого руйнування (поширення макротріщини):

$$\Delta f - 45 \dots 60 \text{ кГц}, \Delta t - 25 \dots 45 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,102 \dots 1,019;$$

за мікротріщиноутворення:

$$\Delta f - 90 \dots 120 \text{ кГц}, \Delta t - 10 \dots 14 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,036 \dots 0,068.$$

4.6 Особливості руйнування зразків із діоксиду цирконію під дією навантаження за даними акустично-емісійних сигналів

Під час навантаження стиску зразка з діоксиду цирконію за значення $P=13380$ Н стався злам кульки (наконечника) індентора (рис. 4.23), тому провести вимірювання АЕ не було технічної можливості. Із рис. 4.23 видно, як внаслідок навантаження в наконечнику індентора виникла лунка від викришування матеріалу, з якої поширилась діаметральна макротріщина, що призвело до його виходу з ладу.

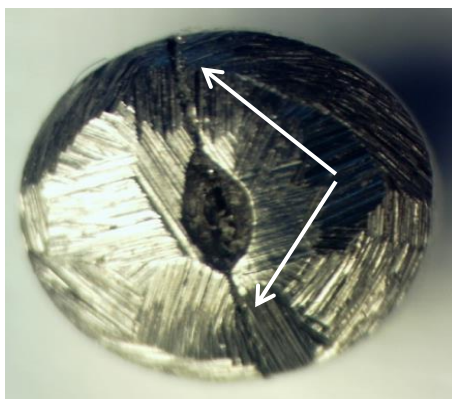


Рис. 4.23. Кулька індентора з викришеним місцем зародження руйнування (діаметральною тріщиною – показано стрілками)

Щоб знайти значення напружень руйнування кульки індентора, використали дані із літератури: для діоксиду цирконію модуль пружності $E_2 = 250$ ГПа та коефіцієнт Пуассона $\nu_2 = 0,3$ [80, 87]; для сталі ШХ15 кульки індентора – $E_1 = 211$ ГПа та $\nu_1 = 0,25$ [143, 169]. За формулою (2.1) отримали $\sigma_M = 214,7$ МПа.

4.7 Узагальнення результатів досліджень

На рис. 4.24 зображено узагальнену діаграму смуг домінуючих частот сигналів АЕ, які супроводжували руйнування стоматологічних матеріалів. Із рис. 4.24 бачимо, що смуги домінуючих частот сигналів АЕ, отримані за їх спектральним розподілом, відрізняються між собою. Найвужчу смугу частот мали сигнали АЕ, які супроводжували руйнування зразків із металокераміки. Хоча смуги частот під час руйнування зуба, металокераміки та фіксаційного цементу частково накладаються, їх можна відрізнити за усередненими значеннями максимальних вейвлет-коефіцієнтів НВП відповідних сигналів АЕ. У випадку руйнування прескераміки та стоматологічного композиту у сигналах АЕ домінують дещо вищі частоти, порівняно із руйнуванням дентину, металокераміки та фіксаційного цементу.

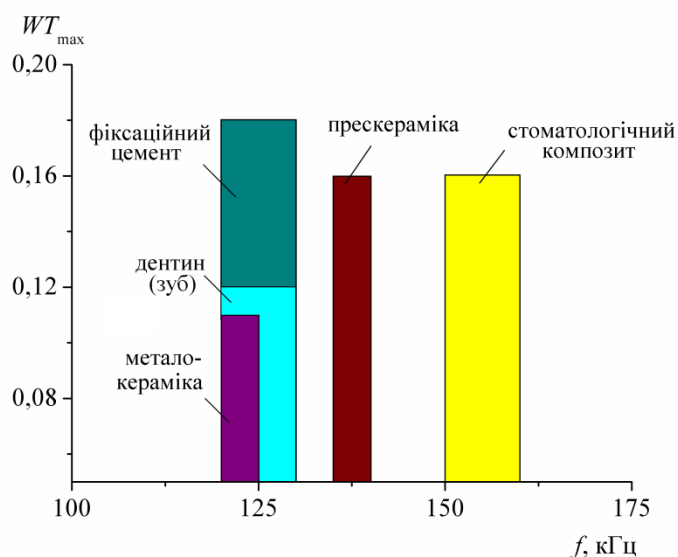


Рис. 4.24. Діаграма смуг домінуючих частот сигналів АЕ, які супроводжували руйнування стоматологічних матеріалів

На рис. 4.25 показано діаграму діапазонів значень ширини смуг частот Δf локальних максимумів НВП сигналів АЕ, які генерувались під час крихкого руйнування стоматологічних матеріалів.

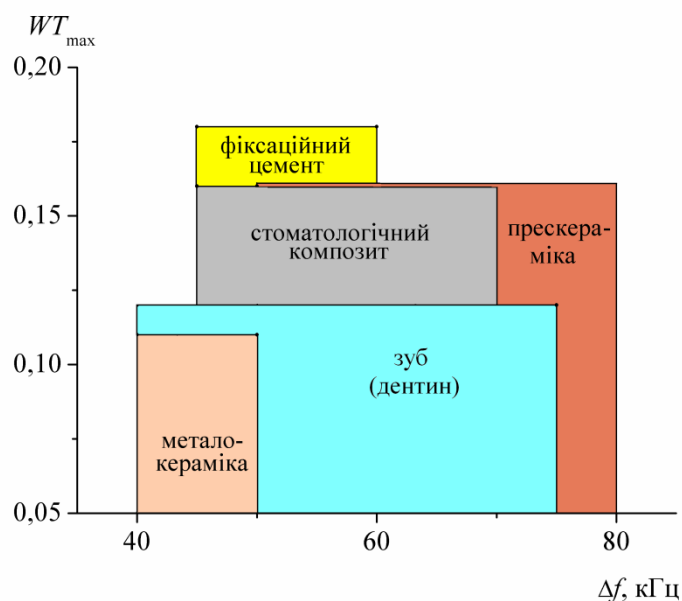


Рис. 4.25. Діаграма діапазонів значень ширини смуг частот Δf локальних максимумів НВП сигналів АЕ, які генерувались під час крихкого руйнування стоматологічних матеріалів

Із рис. 4.25 бачимо, що найбільший діапазон значень ширини смуг локальних максимумів НВП мали сигнали АЕ, які генерувались під час крихкого руйнування зуба (дентину). Це свідчить про поширення у ньому під навантаженням стиску тріщин різного розміру від мікро- до макровеличин. Адже відомо, що ширина смуги частот залежить від розміру новоутвореного дефекту [184]. Найменший діапазон значень ширини смуг локальних максимумів НВП мали сигнали АЕ, які генерувались під час стиску металокераміки, тобто крихке руйнування у ній поширювалось утворенням дрібніших (порівняно з іншими матеріалами) тріщин приблизно однакового розміру.

У табл. 4.7 зведено усереднені значення напружень σ_{AE} початку розвитку руйнування, визначені за сигналами АЕ, та максимальних значень σ_M міцності в стоматологічних матеріалах, а на рис. 4.26 зображено відповідну діаграму.

Таблиця 4.7.

Значення напружень σ_{AE} та σ_M в стоматологічних матеріалах
під час їх квазістатичного стиску

Матеріал	σ_{AE} , МПа	σ_M , МПа
Дентин (зуб)	12,5	58
Прескераміка	36	100
Металокераміка	20	83
Стоматологічний композит	2,5	25,5
Фіксаційний цемент	3	18

Із рис. 4.26 бачимо, що у всіх зразках під час їх стиску руйнування розпочалося за напружень σ_{AE} значно нижчих, ніж напруження руйнування σ_M . Найвищу міцність серед досліджених зразків стоматологічних матеріалів, які руйнувалися під навантаженням стиску, мала прескераміка, а найнижчу – фіксаційний цемент.

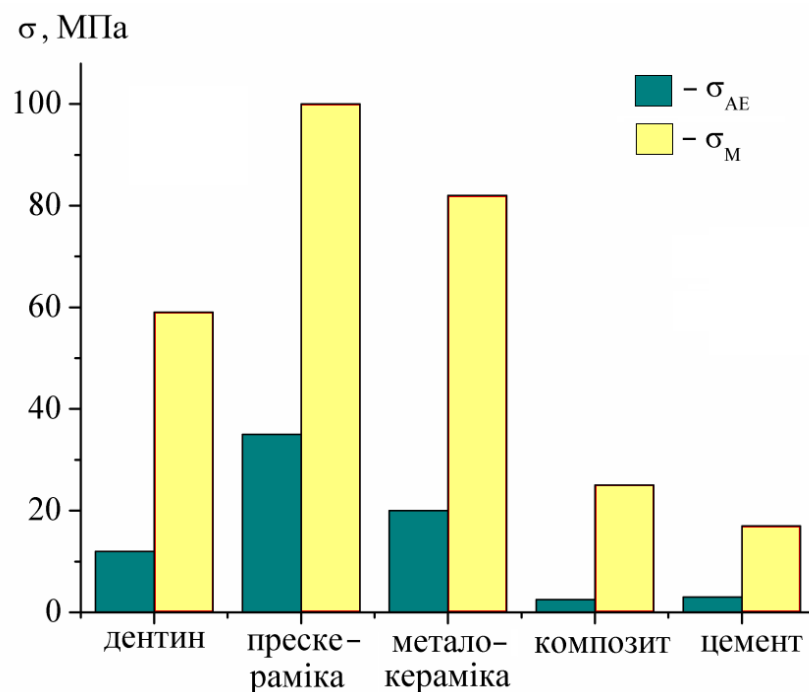


Рис. 4.26. Діаграма напружень початку руйнування σ_{AE} та міцності σ_M стоматологічних матеріалів

Ураховуючи те, що зразок із діоксиду цирконію не зазнав тріщиноутворення за напружень, які сягали майже 215 МПа, то серед названих стоматологічних матеріалів за показниками міцності він знаходиться на абсолютному першому місці за наведеною вище схемою випробувань. За ним ідуть: прескераміка, металокераміка, зуб (дентин), стоматологічний композит та фіксаційний цемент.

4.8 Руйнування матеріалів ортопедичних конструкцій за циклічного навантаження силою жувального тиску

Відомо, що під дією великої кількості циклічних навантажень на стоматологічні матеріали у них відбувається руйнування від втоми. Мікроскопічні дослідження зразків, які піддавали багатократному змінному навантаженню, показали, що в зернах матеріалів після деякої кількості навантажень з'являються низка рисочок, які свідчать про наявність зсувів частин зерна. Із часом під дією навантаження рисочки перетворюються у тоненькі тріщинки, які зливаються в тріщину, яка стає концентратором напружень. Навколо неї відбувається подальше руйнування. Дуже часто причинами втоми і зламів стають різкі зміни форми деталей (різкі переходи за товщиною, тріщини на поверхні, пори тощо), які викликають концентрацію напружень. Втомні тріщини з'являються, як правило, довкола таких ділянок. Тому боротьба з втомою, окрім вибору міцніших матеріалів, полягає у зміцненні поверхні виробу. Із цією метою матеріали піддають хіміко-термічній, механічній обробці (шліфування, полірування), загартовують струмами високої частоти, що дає можливість підвищити межу втоми на декілька десятків відсотків. Також важливо, що під час розрахунків необхідних розмірів деталей конструкції за попередньо відомого навантаження, завжди притримуватися правила, що матеріал не повинен не лише руйнуватись, але й деформуватись. Тому завжди виходять із чотирикратного запасу міцності.

Прескераміка. Прескераміка IPS e.max Press належить до склокераміки на основі дисилікату літію (до 70% об'єму матеріалу) [139]. Дисилікат літію відрізняється незвичайною мікроструктурою, що складається з безлічі довільно

орієнтованих зчеплених один з одним найдрібніших голчастих кристалів плоскої форми. Така форма є ідеальною з точки зору міцності, оскільки присутність у структурі матеріалу дрібних голчастих кристалів призводить до відхилення напрямку, розгалуження або припинення росту виникаючих мікротріщин. Таким чином, кристали дисилікату літію блокують розвиток мікротріщин у структурі склокераміки, що призводить до суттєвого підвищення міцності матеріалу під час згину. Окрім того, у структурі склокераміки є інший компонент, значно більший за обсягом, кристалічна фаза, що складається з ортофосфату літію. Завдяки такій будові склокераміка на основі дисилікату літію значно перевищує за механічною міцністю звичайну склокераміку.

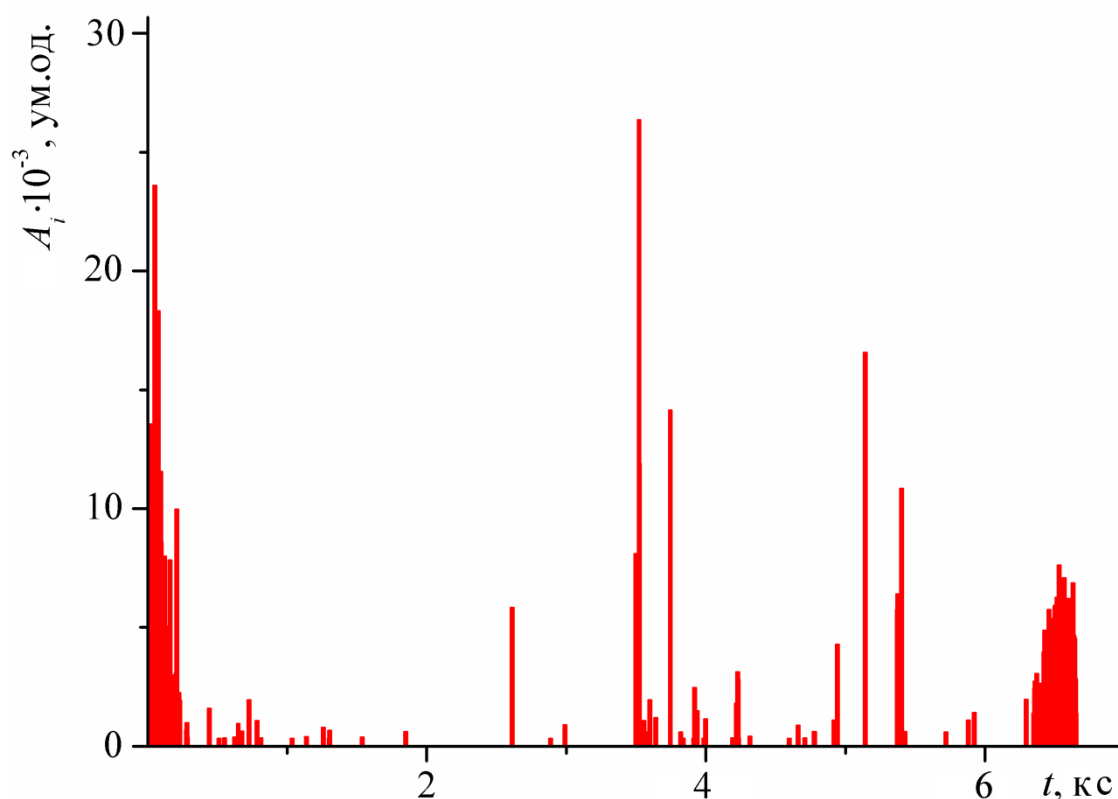


Рис. 4.27. Фрагмент акустограми руйнування зразка прескераміки під дією циклічного навантаження

На рис. 4.27 зображено фрагмент акустограми, що відображає інтенсивний розвиток руйнування прескераміки. Сигнали АЕ, поява яких свідчить про зародження руйнування, зареєстровані у діапазоні 360...415 тис. циклів

навантаження. На рис. 4.28 подано хвильове відображення та спектральний розподіл характерного сигналу АЕ, що генерувався під час розвитку руйнування. Під час руйнування сигнали АЕ мали різні амплітуди та тривалість, за аналізом їх спектральних розподілів домінуюча смуга частот у більшості з них була у межах 220...250 кГц (рис. 4.28, б). Водночас присутні сигнали з домінуючою смугою 130...150 кГц, що можуть відповідати росту макротріщини.

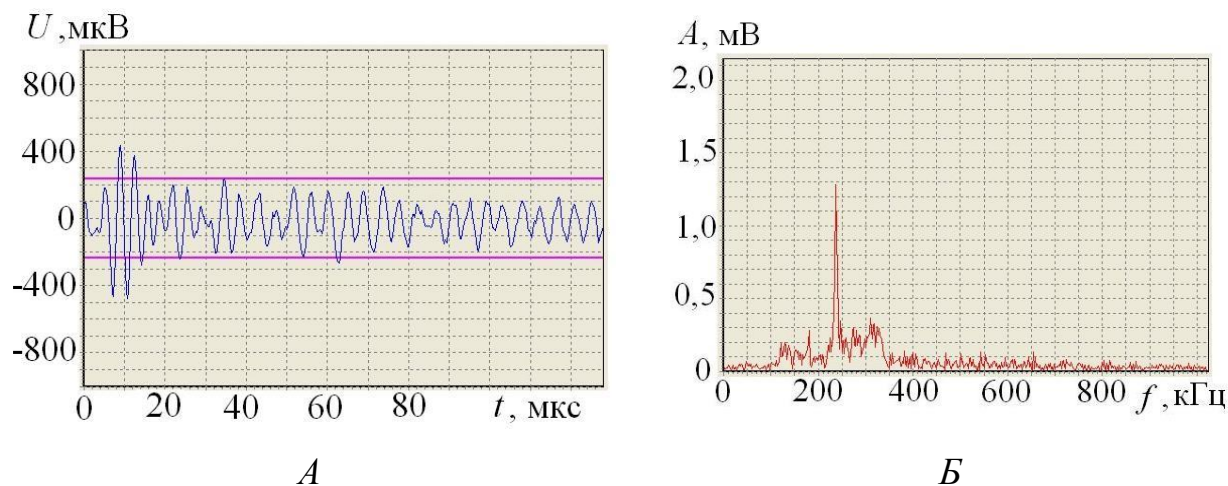


Рис. 4.28. Хвильове відображення (*а*) та спектральний розподіл (*б*) характерного сигналу АЕ під час руйнування прескераміки

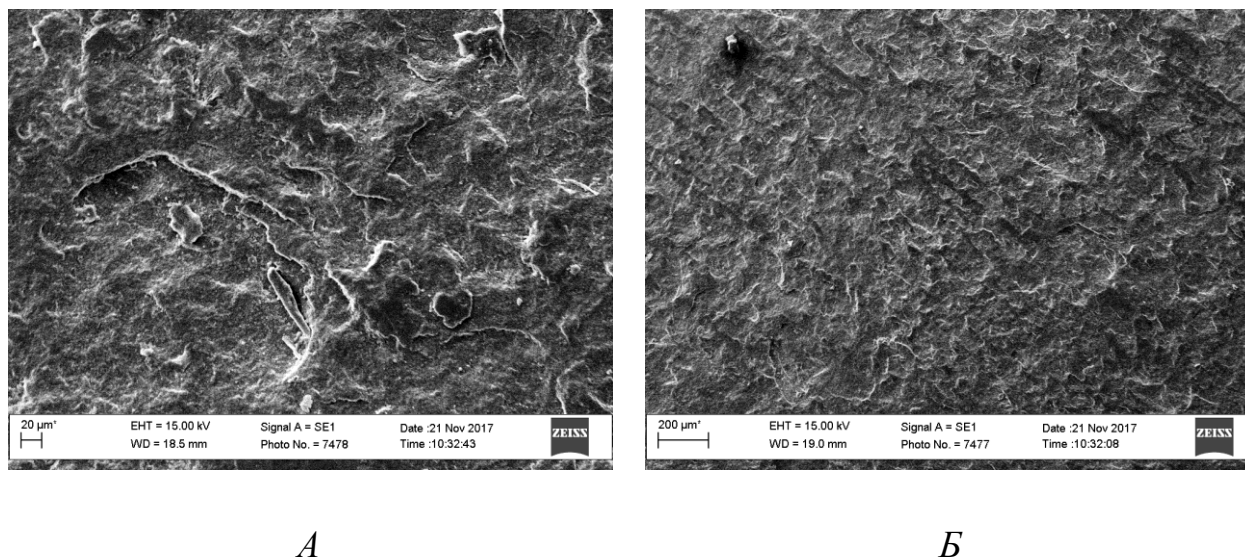


Рис. 4.29. Структура поверхні зразка прескераміки: *а* – $\times 50$; *б* – $\times 200$

На рис. 4.29 наведено цифрові зображення недеформованої поверхні зразка прескераміки за збільшення у 50 (рис. 4.29, *а*) та 200 (рис. 4.29, *б*) раз, відповідно.

Як бачимо із рисунків, морфологія поверхні досить розвинена. Рельєф має неоднорідну хвилеподібну структуру, характерна наявність гребенів та подовгастих заглибини у вигляді мікротріщин шириною 5...20 мкм та довжиною до 200 мкм.

На рис. 4.30 подано вигляд мікрократера руйнування розміром 885,0×924,9 мкм за 20-ти кратного збільшення. Як видно з рисунка, руйнування відбувалося поетапно вглибину матеріалу. Мікрократер має вигляд перевернутої зрізаної трикутної піраміди з основою на поверхні зразка. Грані мають гладку поверхню з окремими, дрібними, у вигляді заглиблень та виступів, пошкодженнями різних розмірів (рис. 4.31 а, б, в, г, і). Поява цих мікропошкоджень пов'язана з локальним руйнуванням окремих шарів прескераміки, в яких могли бути дефекти порушення структури (включення, оптичні мікронеоднорідності тощо).

Отримані результати особливостей руйнування прескераміки корелюють із такими ж для оптичних матеріалів [30], що підтверджує його крихку природу.

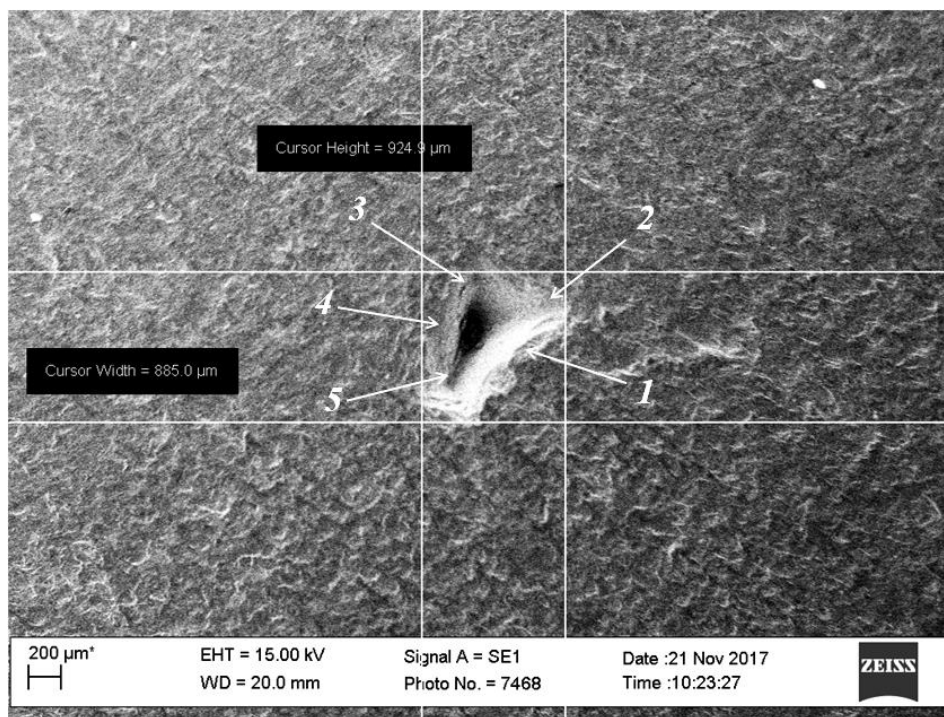


Рис. 4.30. Вигляд кратера руйнування зразка прескераміки (×20)

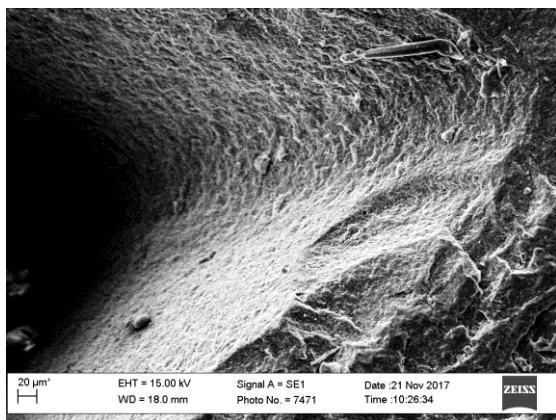
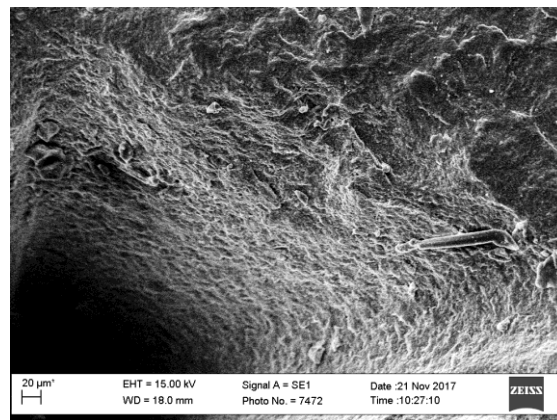
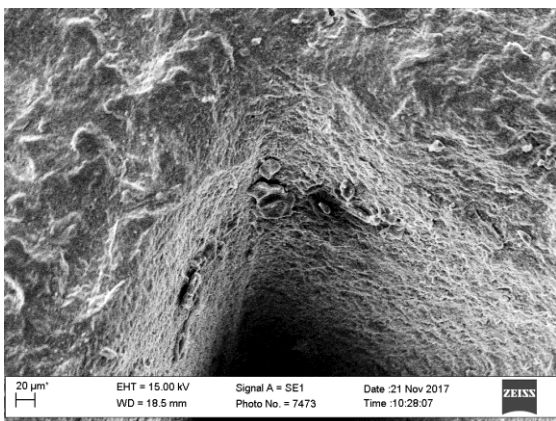
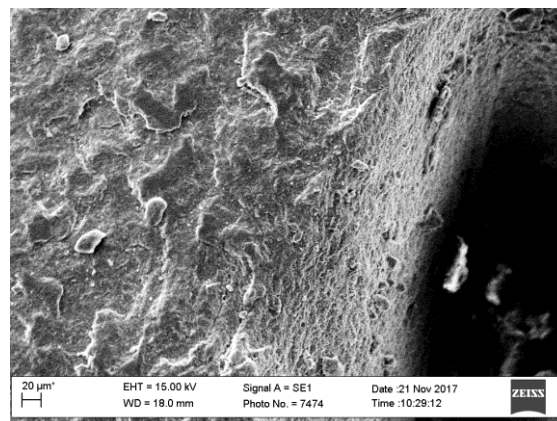
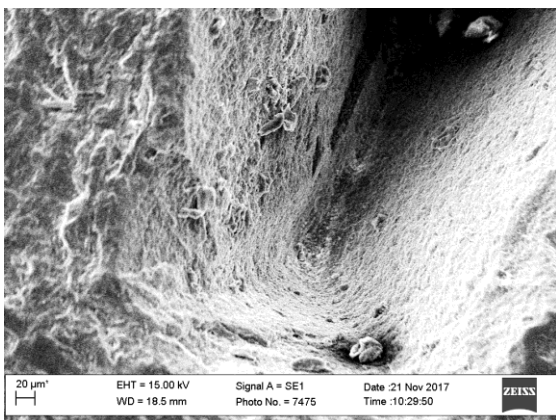
*б**а**в**г**д*

Рис. 4.31. Вигляд стінок мікрократера руйнування зразка прескераміки у різних точках ($\times 200$): *а* – для т. 1 на рис. 4.30; *б* – т. 2; *в* – т. 3; *г* – т. 4; *д* – т. 5

Металокераміка. Матеріал GC Initial MC належить до кераміки для конструкцій на металевих каркасах [122]. Єдиним підходом до розроблення міцнішої кераміки є уникнення поверхневих мікротріщин. Відомо [61], що для

суцільнокерамічних реставрацій множинні мікротріщини на внутрішній контактній поверхні є основною причиною слабкості матеріалу, і можливість позбутися від них може значно поліпшити якість протезування. Це стало основною передумовою до розроблення систем металокераміки. Ендокоронки складаються з литого металевго каркаса, на який нанесено з відпалом керамічне покриття. За достатньо міцного зв'язку між металом і керамікою шкідливий вплив мікротріщин на внутрішній поверхні кераміки усувається, оскільки завдяки своїй високій міцності метал стає бар'єром для розвитку тріщин. Найчастіше руйнування металокераміки виникає через відокремлення кераміки від металевго каркаса, що, як правило, відбувається внаслідок руйнування зв'язку на поверхні розділу між металом і керамікою. Таким чином, якість металокерамічного протеза та ефективність відновлення в клініці металокерамікою залежить від якості цього зв'язку.

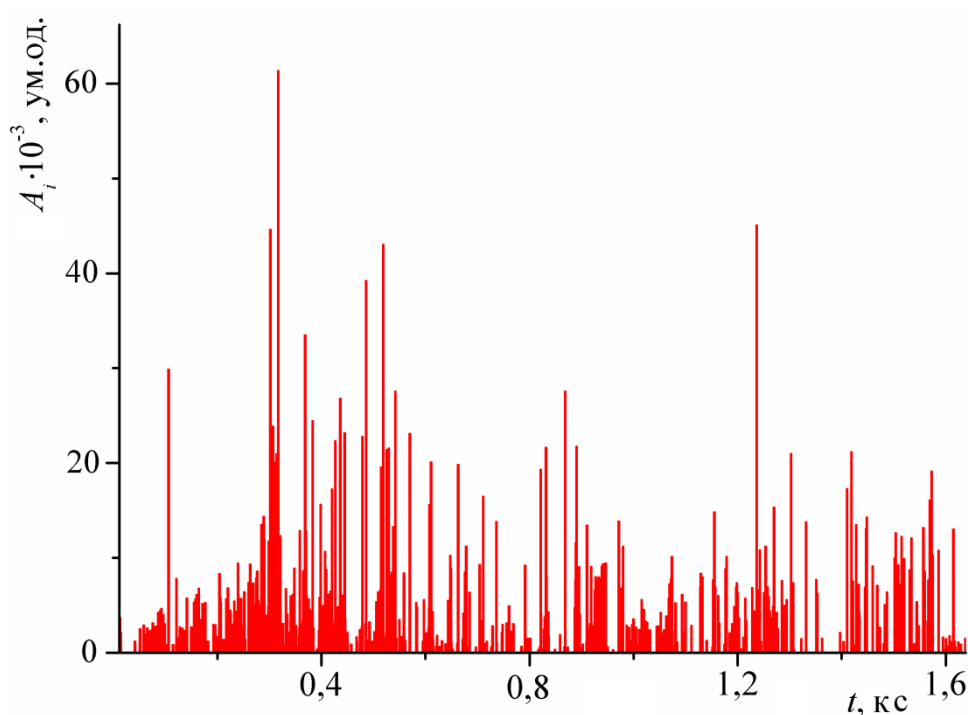


Рис. 4.32. Фрагмент акустограми руйнування зразка металокераміки під дією циклічного навантаження

На рис. 4.32 зображено фрагмент акустограми, що відображає інтенсивний розвиток руйнування металокераміки. Сигнали АЕ, поява яких свідчить про зародження руйнування, зареєстровані у діапазоні 125...190 тис. циклів

навантаження. На рис. 4.33 подано хвильові відображення та спектральний розподіл характерних сигналів АЕ, що генерувався під час розвитку руйнування. Із рисунків бачимо, що під час руйнування сигнали АЕ мали різні амплітуди та тривалість. За аналізом їх спектральних розподілів у більшості з них було дві смуги домінуючих частот 120...140 та 230...240 кГц (рис. 4.33, *а*), що можуть відповідати мікротріщиноутворення та росту макротріщини в малому інтервалі часу. Водночас присутні сигнали з однією домінуючою смугою 120...140 кГц, що можуть відповідати росту макротріщини.

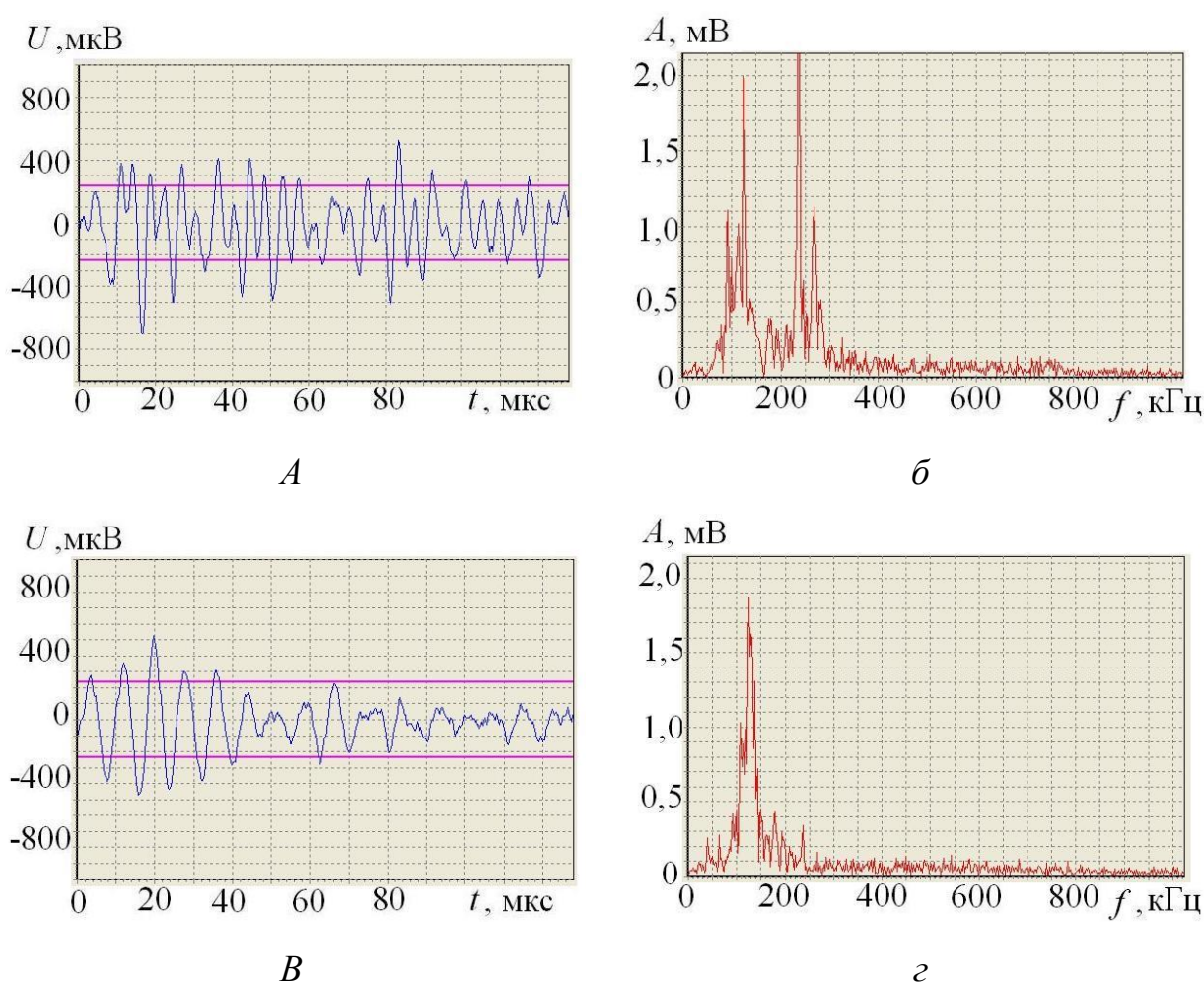


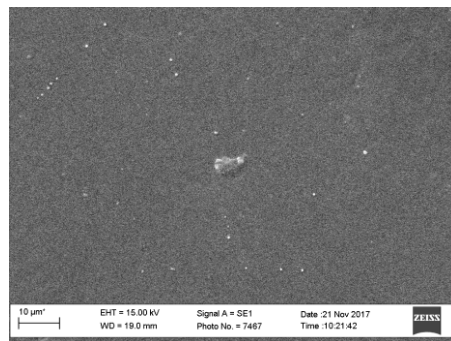
Рис. 4.33. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, г*) характерних сигналів АЕ під час руйнування металокераміки

На рис. 4.34 наведено цифрові зображення недеформованої поверхні зразка металокераміки за збільшення у 200 (рис. 4.34, *а*) та 1000 (рис. 4.34, *б*) раз,

відповідно. Як бачимо із рисунків, морфологія поверхні нерозвинена. Рельєф має однорідну структуру з незначною кількістю крупних макроклубків до 50 мкм та дрібних включень розмірами 0,1...0,5 мкм.



A

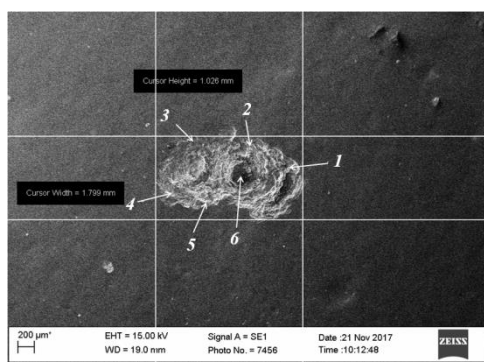


Б

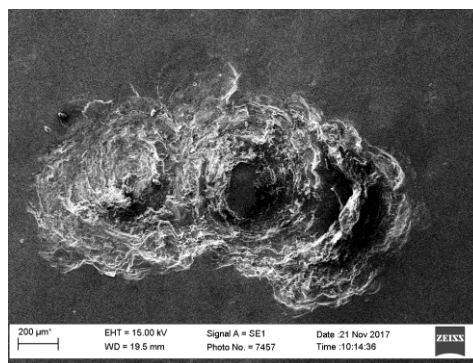
Рис. 4.34. Структура поверхні зразка металокераміки:

$a - \times 200$; $б - \times 1000$

На рис. 4.35 подано вигляд мікрократера руйнування розміром 1,799×1,026 мм за 20-ти кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось радіально від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з заглибленням усередину в центрі. Мікрократер має вигляд еліпсоїда з заглибленням у центрі всередину матеріалу та дугоподібними мікротріщинами в зонах його фокусів.



A

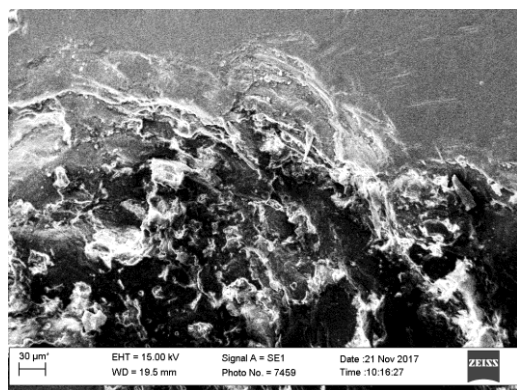


Б

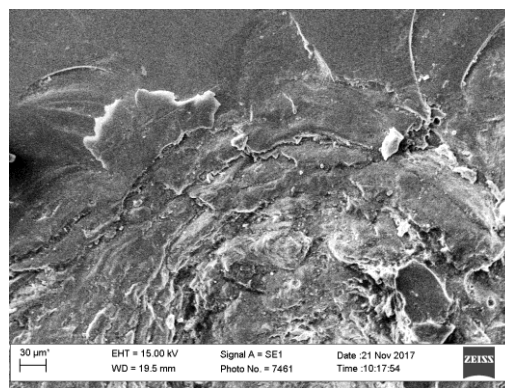
Рис. 4.35. Вигляд кратера руйнування зразка металокераміки:

$a - \times 20$; $б - \times 200$

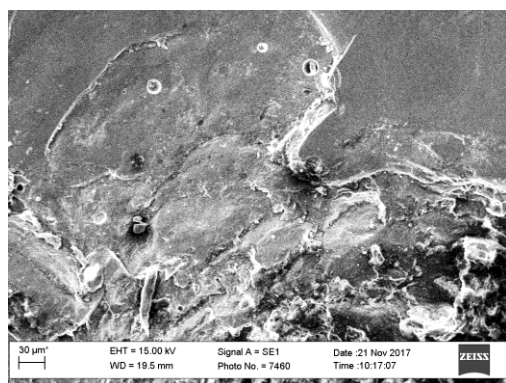
Відомо, що технологія виготовлення металокерамічних конструкцій передбачає поетапне багат шарове нанесення керамічної маси на металеву основу з відпалом кожного шару [62].



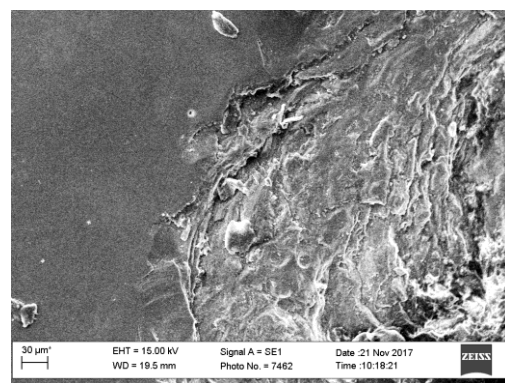
A



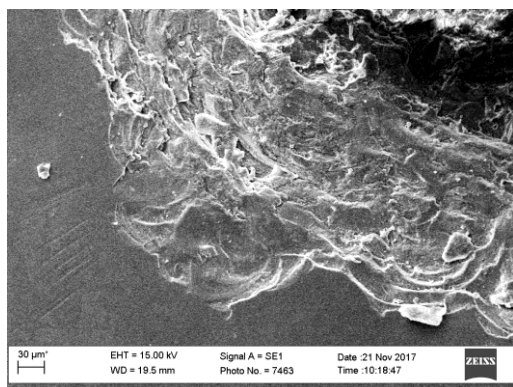
Б



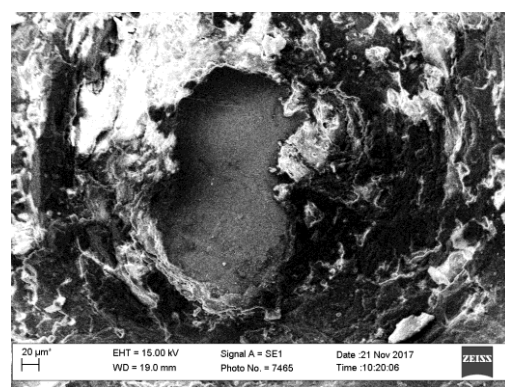
B



Г



Г



Д

Рис. 4.36. Вигляд поверхні мікрократера руйнування зразка металокераміки

($\times 200$): *a* – для т. 1 на рис. 4.35, *б* – т. 2; *в* – т. 3;

г – т. 4; *г* – т. 5; *д* – т. 6

Із рис. 4.36 бачимо, що розвиток руйнування відбувався внаслідок поступового вилашування окремих прошарків керамічного покриття (фасетки відколу) та локального утворення мікротріщин у місцях ймовірного розташування мікродефектів виготовлення під час пошарового спікання керамічної маси (пор, раковин тощо). У центрі прикладання циклічного навантаження утворилась заглибина еліпсоподібної форми (дно мікрократера).

Стоматологічний композит. Стоматологічний композит Tetric N-Ceram належить до самотвердних гібридних нанонаповнених композитів, має незначну полімеризаційну усадку. Високонановненість Tetric N-Ceram (80,5% за вагою неорганічного наповнювача) надає йому надзвичайно високу поверхневу міцність та міцність на згин, а також крайову стабільність та чітко виражену абразивну стійкість [183].

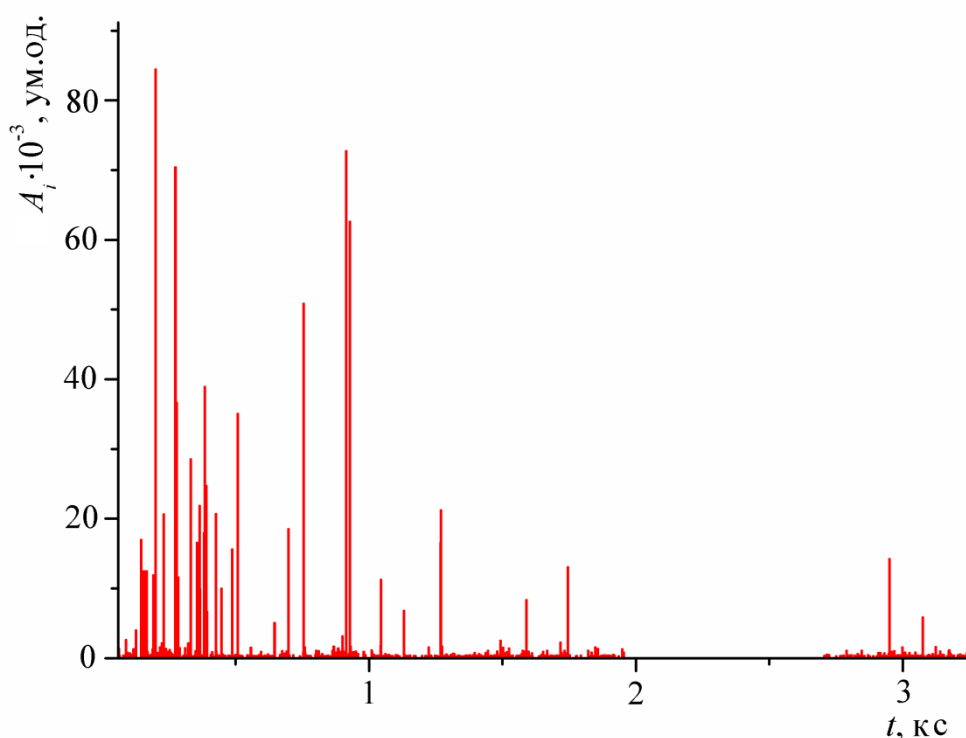


Рис. 4.37. Фрагмент акустограми руйнування зразка композита під дією циклічного навантаження

На рис. 4.37 зображено фрагмент акустограми, що відображає інтенсивний розвиток руйнування композита. Сигнали АЕ, поява яких свідчить про зародження руйнування, зареєстровані у діапазоні 53...60 тис. циклів

навантаження. На рис. 4.38 подано хвильове відображення та спектральний розподіл характерного сигналу АЕ, що генерувався під час розвитку руйнування. Із рисунків бачимо, що під час руйнування сигнали АЕ мали різні амплітуди та тривалість. За аналізом їх спектральних розподілів у більшості з них було дві смуги домінуючих частот 120...180 та 200...240 кГц (рис. 4.38, б), що можуть відповідати мікротріщиноутворення та росту макротріщини.

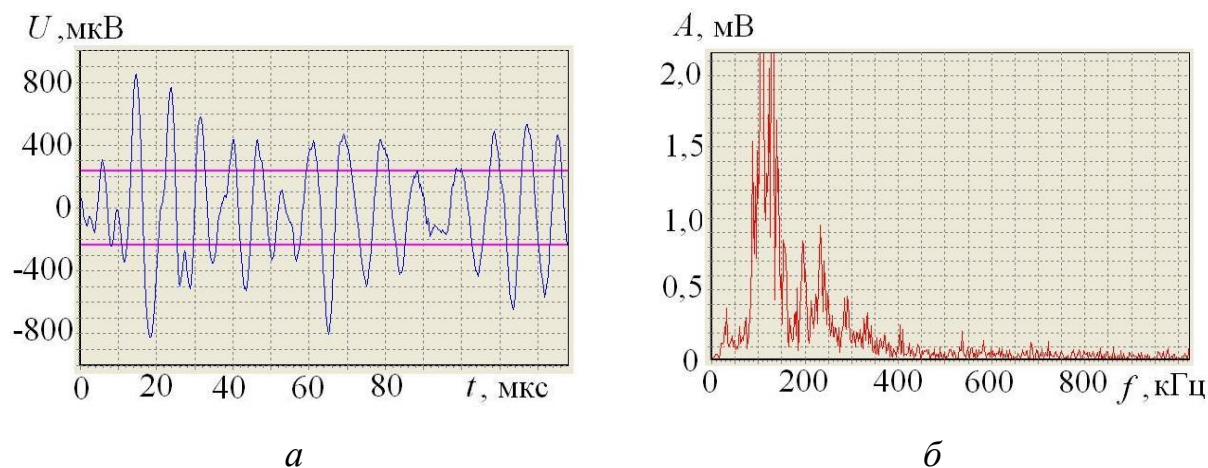


Рис. 4.38. Хвильове відображення (*a*) та спектральний розподіл (*б*) характерного сигналу АЕ під час руйнування композита

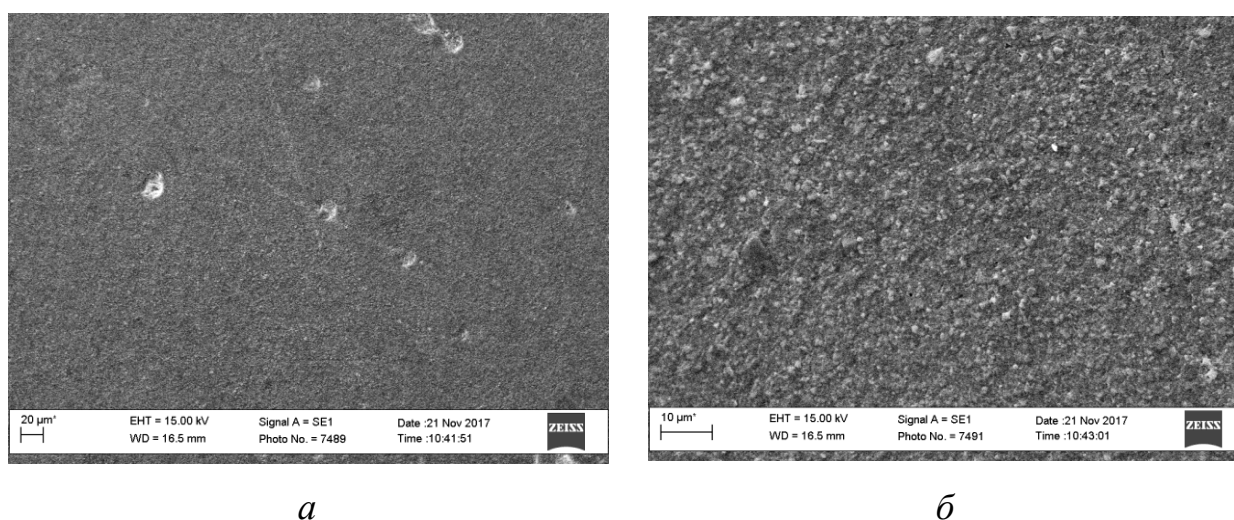


Рис. 4.39. Структура поверхні зразка композита: *a* – $\times 200$
б – $\times 1000$

На рис. 4.39 наведено цифрові зображення недеформованої поверхні зразка композита за збільшення у 200 (рис. 4.39, *a*) та 1000 (рис. 4.39, *б*) раз, відповідно. Як бачимо із рисунків, морфологія поверхні нерозвинена. Загалом рельєф має гомогенну дрібнодисперсну структуру (часточки 1...2 мкм) з незначною кількістю крупних макроклубків до 20 мкм. Водночас на поверхні наявні локальні смуги нашарування та заглиблення матеріалу шириною до 200 мкм та довжиною до 2 мм і більше.

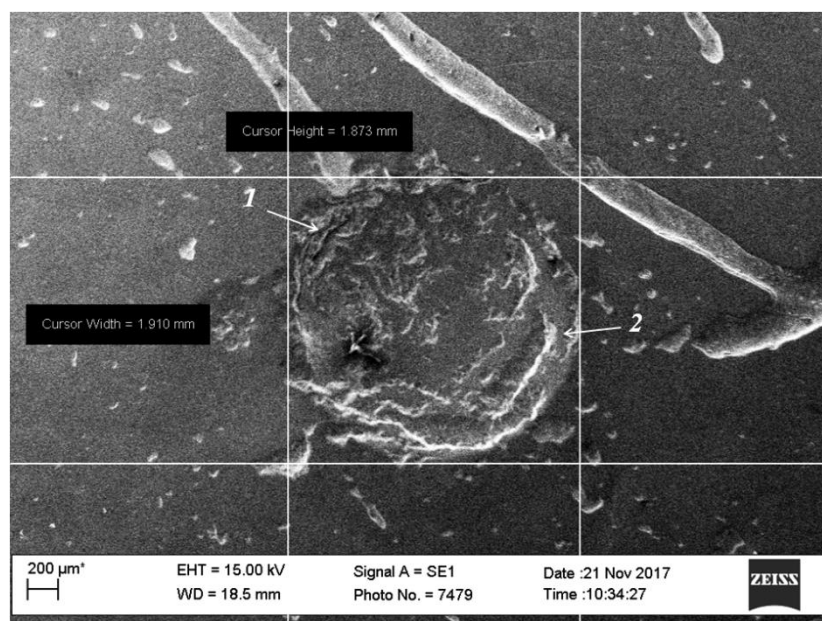


Рис. 4.40. Вигляд кратера руйнування зразка композита ($\times 20$)

На рис. 4.40 подано вигляд мікрократера руйнування розміром $1,910 \times 1,87$ мм за 20-ти кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось радіально від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з незначним заглибленням у центрі. Утворений під індентором мікрократер має круглу форму з дугоподібними гребенями та мікротріщиннами, розташованими від центра до його країв.

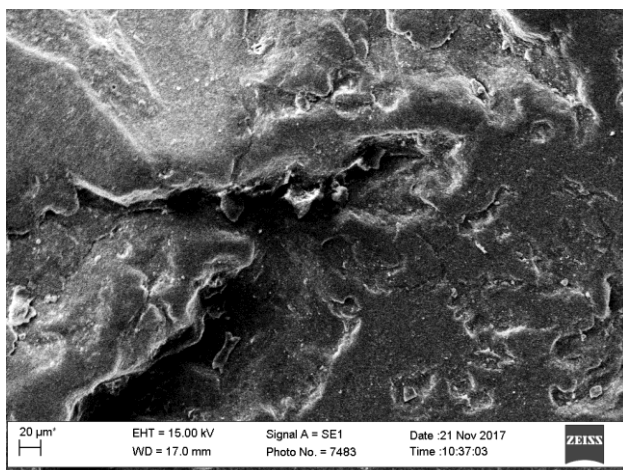
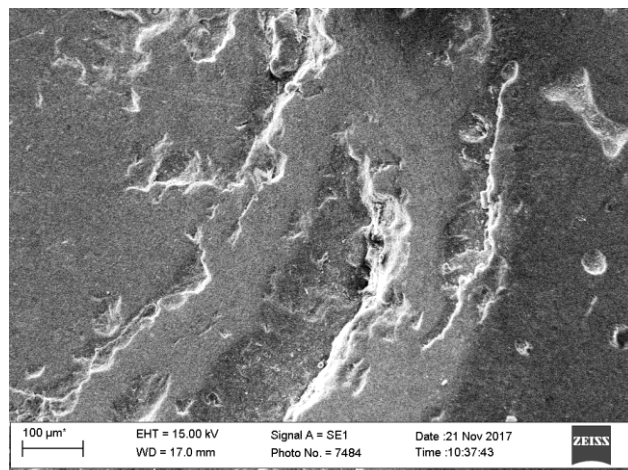
*a**б*

Рис. 4.41. Вигляд поверхні мікрократера руйнування зразка композита ($\times 200$):

a – для т. 1 на рис. 4.40, *а*; *б* – т. 2

Фіксаційний цемент. Фіксаційний цемент Relyx™ U200 – універсальний самоадгезивний композитний цемент подвійного тверднення для фіксації ортопедичних конструкцій. Час фотополімеризації однієї поверхні 20 с, початок полімеризації від початку змішування 2 хв.

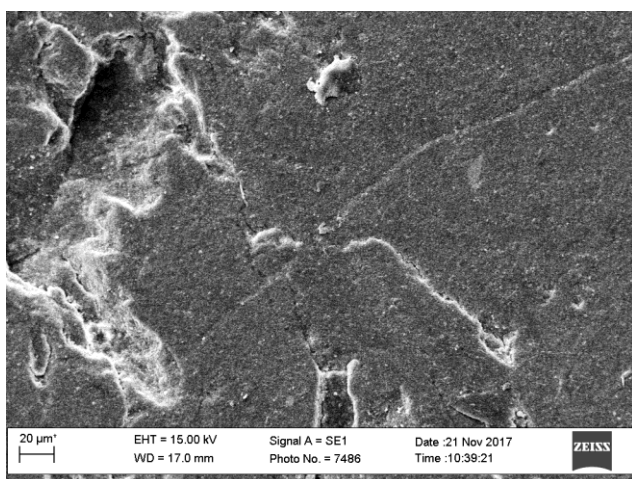
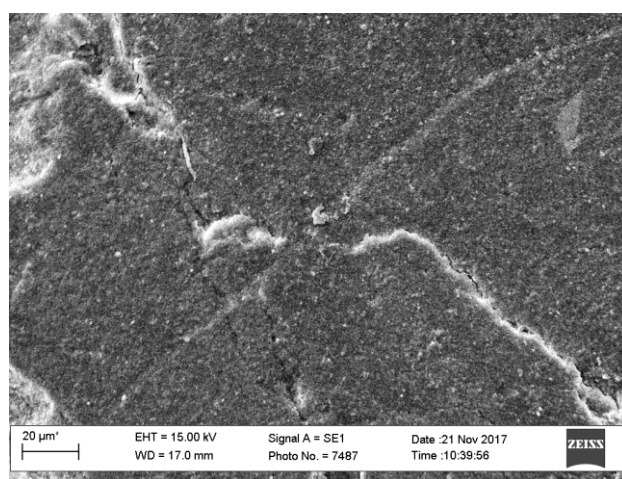
*A**Б*

Рис. 4.42. Вигляд поверхні зразка композита на межі мікрократера руйнування та недеформованого матеріалу:

a – $\times 300$; *б* – $\times 500$

На рис. 4.43 зображено фрагмент акустограми, що відображає інтенсивний розвиток руйнування цементу. Сигнали АЕ, поява яких свідчить про зародження руйнування, зареєстровані у діапазоні 10...20 тис. циклів навантаження.

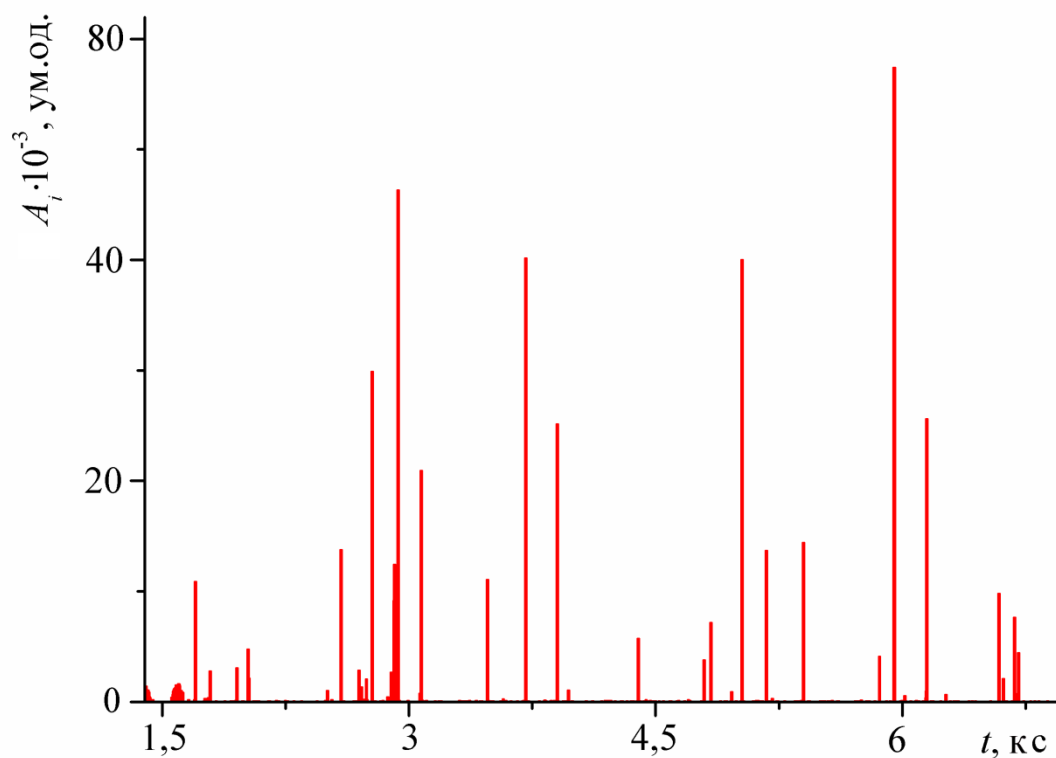


Рис. 4.43. Фрагмент акустограми руйнування зразка цементу під дією циклічного навантаження

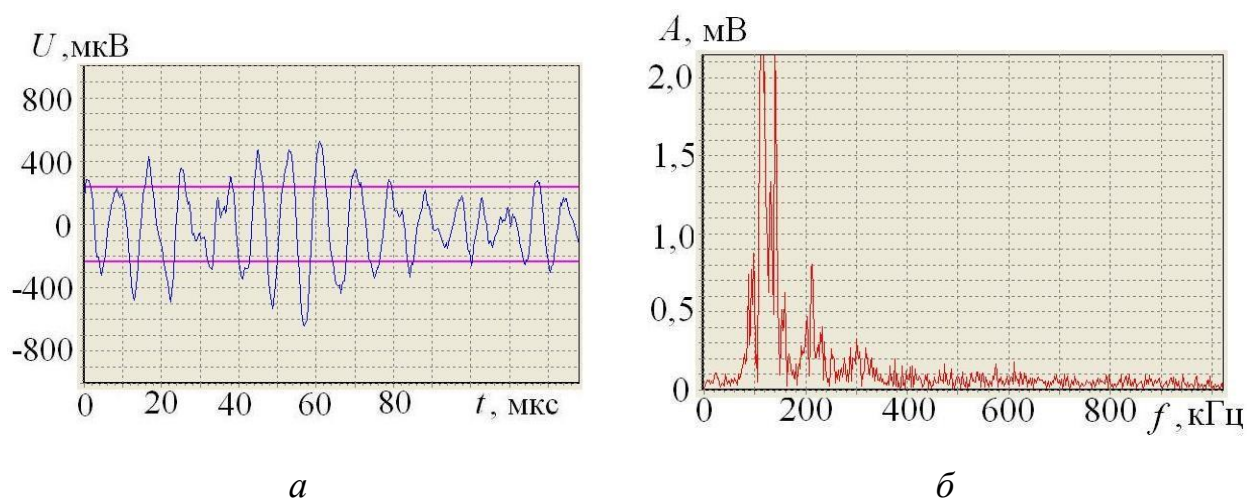
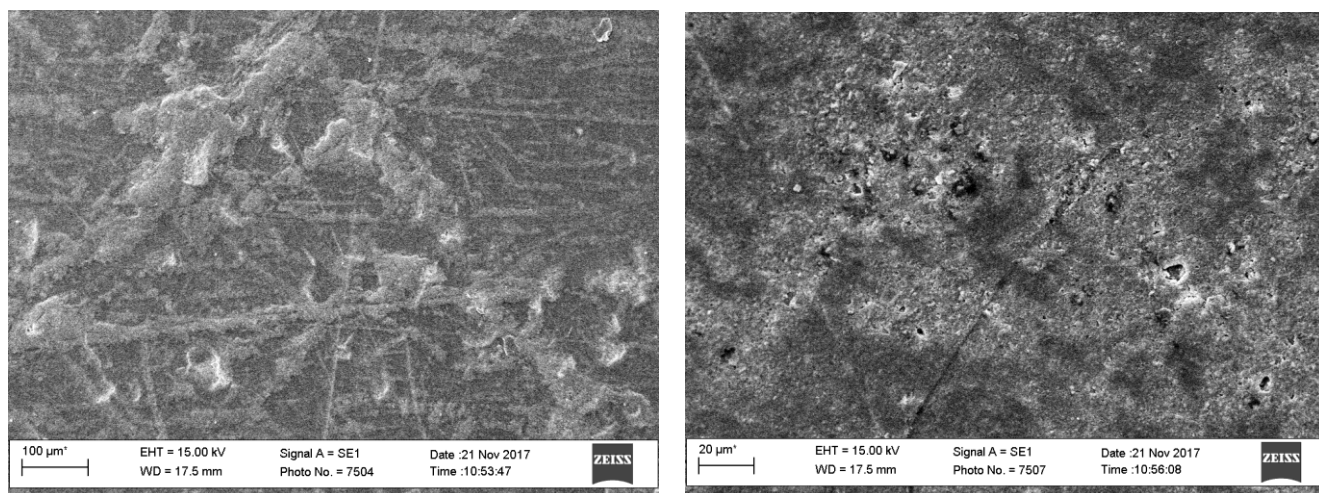


Рис. 4.4. Хвильове відображення (а) та спектральний розподіл (б) характерного сигналу АЕ під час руйнування цементу

На рис. 4.44 подано хвильове відображення та спектральний розподіл характерного сигналу АЕ, що генерувався під час розвитку руйнування. Із рисунків бачимо, що в цей період сигнали АЕ мали різні амплітуди та тривалість. За аналізом їх спектральних розподілів у більшості з них було дві смуги домінуючих частот 110...120 та 200...210 кГц (рис. 4.44, б), що можуть відповідати мікротріщиноутворенню та росту макротріщини.

На рис. 4.45 наведено цифрові зображення недеформованої поверхні зразка цементу за збільшення у 200 та 500 раз. Як бачимо з рисунків, морфологія поверхні розвинена. Загалом рельєф має неоднорідну дрібнодисперсну структуру зі значною кількістю нашарувань матеріалу у вигляді смуг шириною до 200 мкм та різної довжини. У структурі наявні пори 2...10 мкм та мікротріщини, які можна побачити за збільшення в 500 разів (рис. 4.45, б).



А

Б

Рис. 4.45. Зображення недеформованої поверхні зразка цементу:

а – $\times 100$; *б* – $\times 500$

На рис. 4.46 подано вигляд мікрократера руйнування розміром 1,562 $\times$ 1,760 мм за 20-ти кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось радіально від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з незначним заглибленням у центрі. Мікрократер має форму півсфери з мікротріщинами, розташованими на дні, та макротріщиною на контурі. Мікротріщини на дні кратера поширювались радіально вглибину матеріалу

(рис. 4.47 а, б), а макротріщина на контурі – вздовж контуру паралельно до його поверхні (рис. 4.48 а, б).

На рис. 4.49 (а, б), подано зображення поверхні стінки кратера руйнування за збільшення у 200 та 500 раз. Відомо, що малий час полімеризації стоматологічного цементу може сприяти підвищеній пористості матеріалу, яку можна спостерігати на зображеннях стінок кратера руйнування. Отже, руйнування поверхні цементу відбувалось внаслідок викришування дрібних часток матеріалу та утворення мікротріщин, які поширювались вглибину зразка.

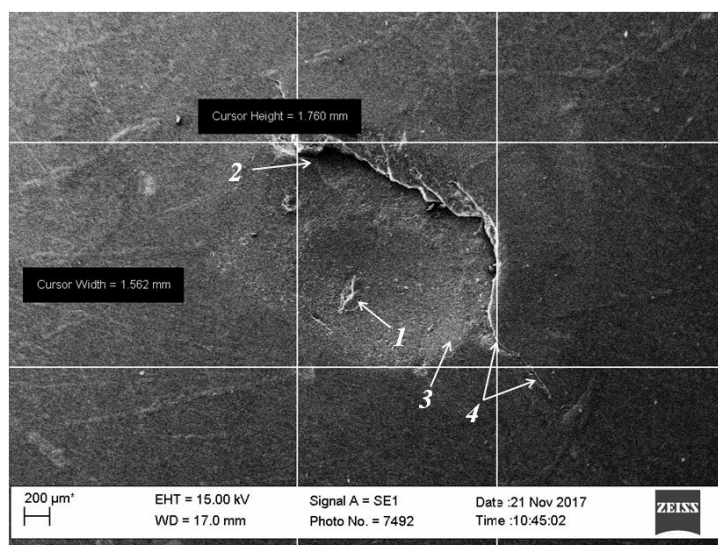
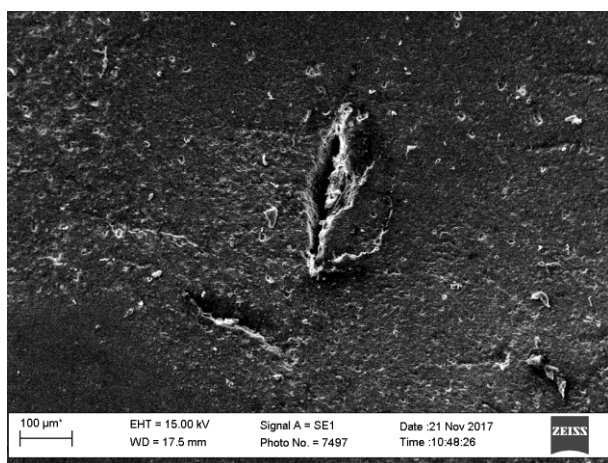
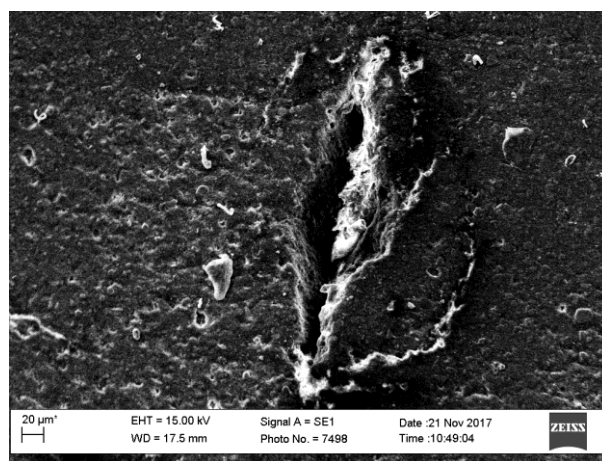


Рис. 4.46. Вигляд кратера руйнування зразка цементу ($\times 20$)



а



б

Рис. 4.47. Вигляд мікротріщини на дні мікрократера руйнування

(т. 1 на рис. 5.20): а – $\times 100$; б – $\times 200$

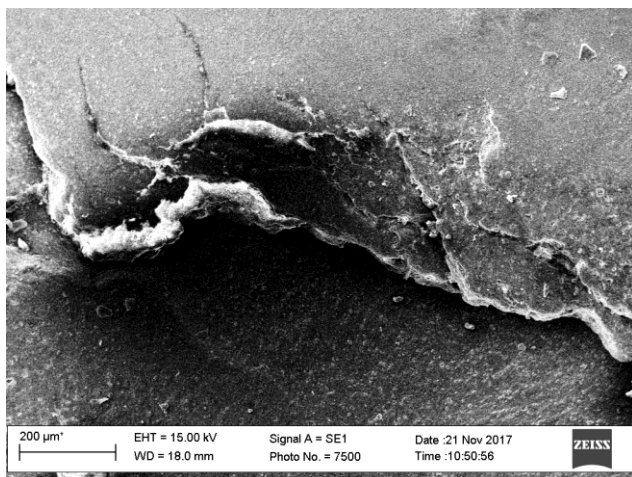
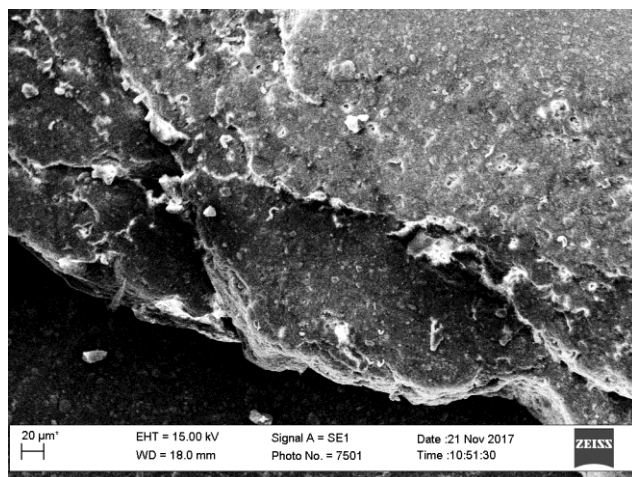
*a**б*

Рис. 4.48. Вигляд макротріщини на контурі кратера руйнування
(т. 2 на рис. 5.20): *a* – $\times 100$; *б* – $\times 200$

На рис. 4.50 (а, б) подано морфологію макротріщини вздовж контуру кратера руйнування цементу. Бачимо, що гострокінцева без розгалужень тріщина, поширилась поверхнею матеріалу та вглиб паралельно до неї.

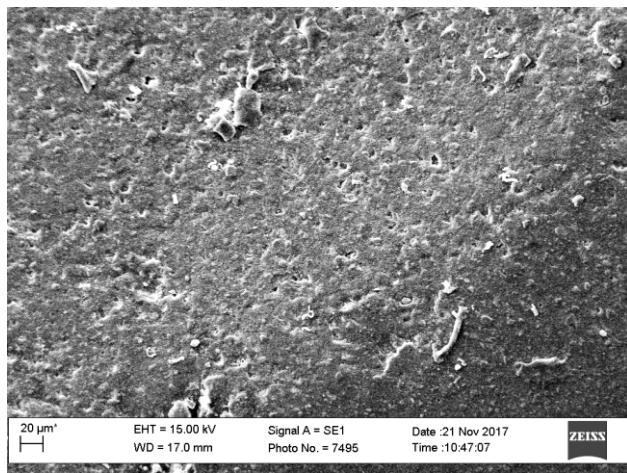
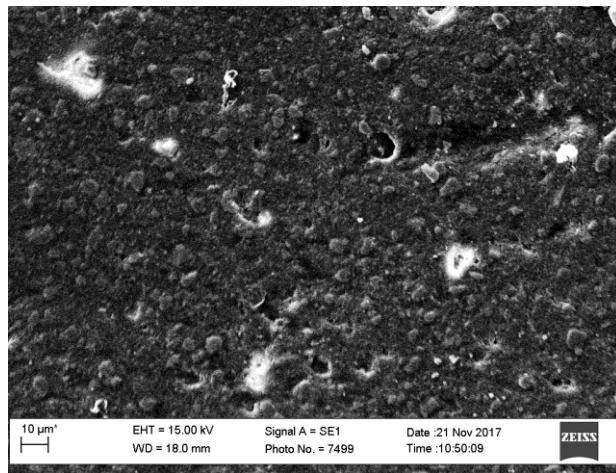
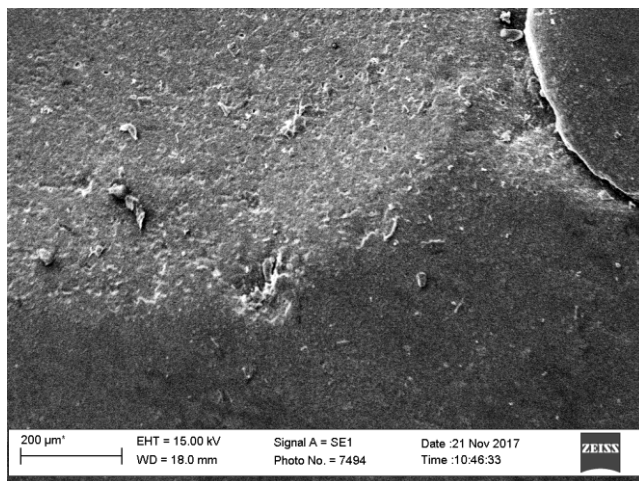
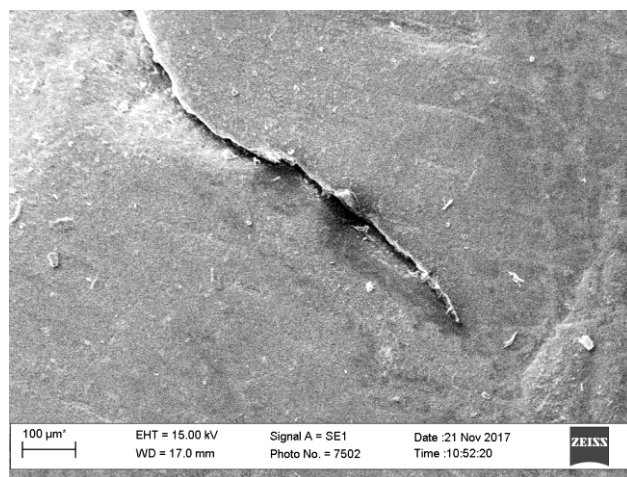
*a**б*

Рис. 4.49. Вигляд поверхні дна мікрократера руйнування цементу
(т. 3 на рис. 5.20): *a* – $\times 200$; *б* – $\times 500$



а



б

Рис. 4.50. Вигляд макротріщини вздовж контуру кратера руйнування цементу (т. 4 на рис. 5.46): ($\times 100$)

Отже, за виконаними дослідженнями появи сигналів АЕ під час циклічного навантаження стоматологічних матеріалів встановили, що найкращі показники втомної міцності має прескераміка, далі ідуть металокераміка, стоматологічний композит та фіксаційний цемент (рис. 4.51).



Рис. 4.51. Ранжування стоматологічних матеріалів за втомною міцністю

4.9 Руйнування матеріалів ортопедичних конструкцій за більшого навантаження

Прескераміка. На рис. 4.52 подано вигляд мікрократера руйнування розміром $820,3 \times 875,3$ мкм за 20-ти (рис. 4.52, *а*) та 50-ти (рис. 4.52, *б*) кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось радіально від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з одночасним заглибленням усередину в центрі. Мікрократер має округлу форму.

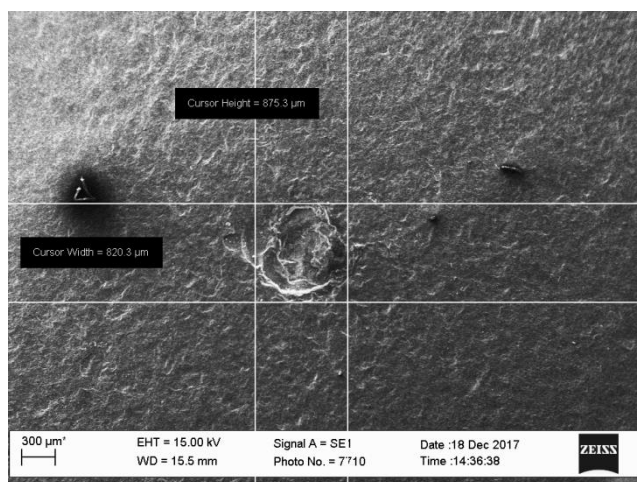
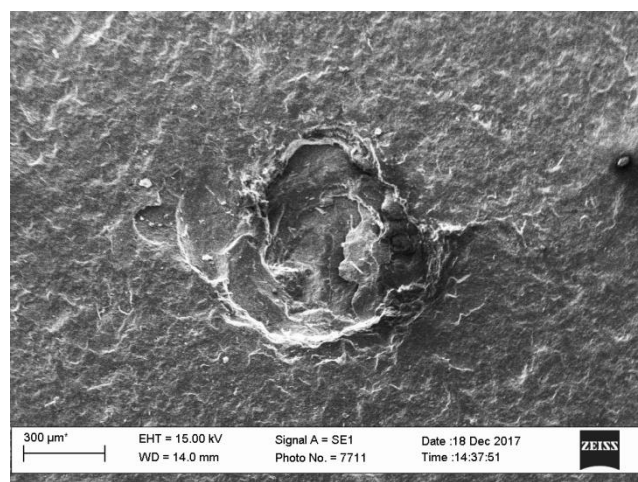
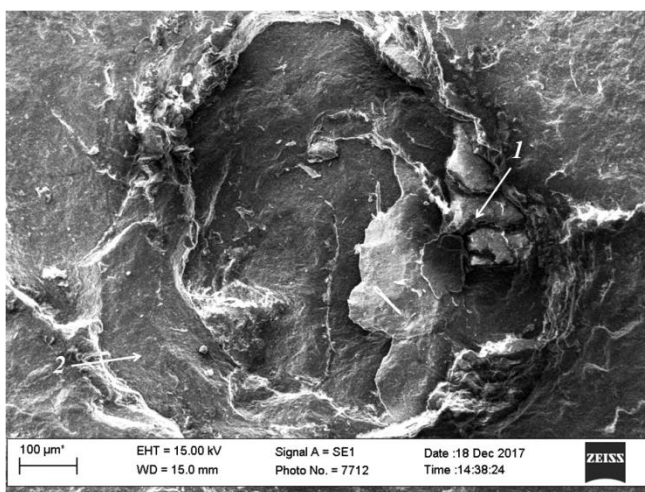
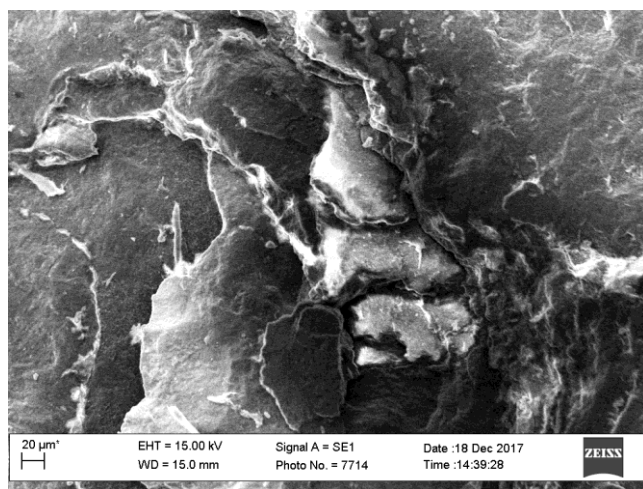
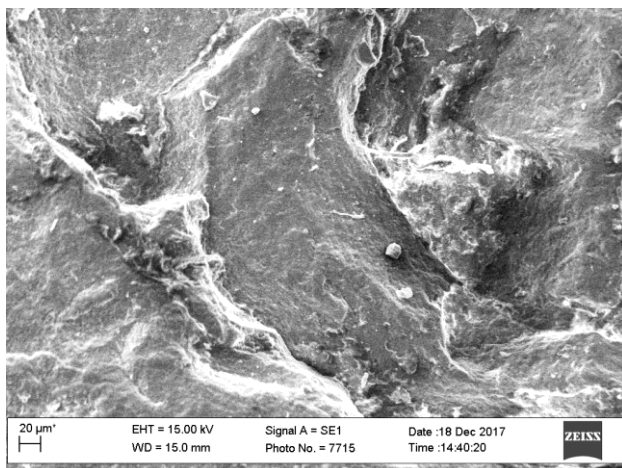
*а**б*

Рисунок 4.52 – Вигляд кратера руйнування зразка прескераміки:

а – $\times 20$; *б* – $\times 50$

*а**б*



б

Рис. 4.53. Вигляд поверхні мікрократера (*а*, $\times 100$)
руйнування зразка прескераміки ($\times 200$): *б* – для т. 1; *в* – т. 2

Із рис. 4.53 бачимо, що розвиток руйнування відбувався внаслідок поступового вилущування окремих шарів кераміки (фасетки відколу) та локального утворення мікротріщин у місцях ймовірного розташування мікроефектів виготовлення під час спікання керамічної маси (пор, раковин тощо). У центрі прикладання циклічного навантаження утворилась заглибина еліпсоподібної форми (дно мікрократера).

Металокераміка. На рис. 4.54 подано вигляд мікрократера руйнування розміром $1,256 \times 1,244$ мм за 20-ти (рис. 4.54, *а*) та 50-ти (рис. 4.54, *б*) кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось радіально від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з локальним заглибленням усередину. Мікрократер має округлу форму.

Із рис. 4.55 бачимо, що розвиток руйнування відбувався внаслідок поступового відколювання окремих прошарків металокераміки (фасетки відколу) та локального утворення мікротріщин, що сприяло поширенню руйнування вглиб матеріалу.

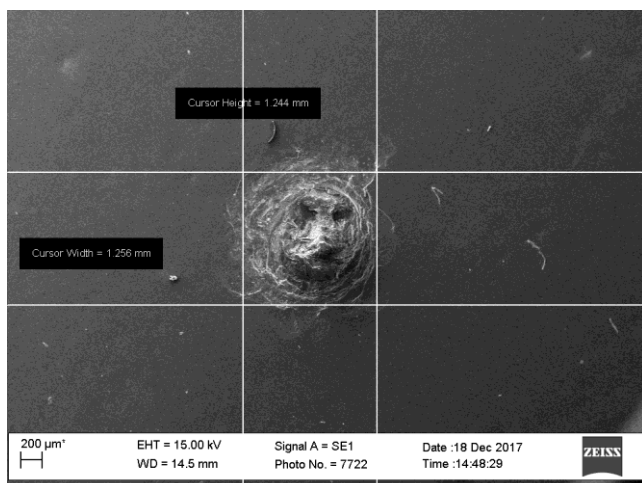
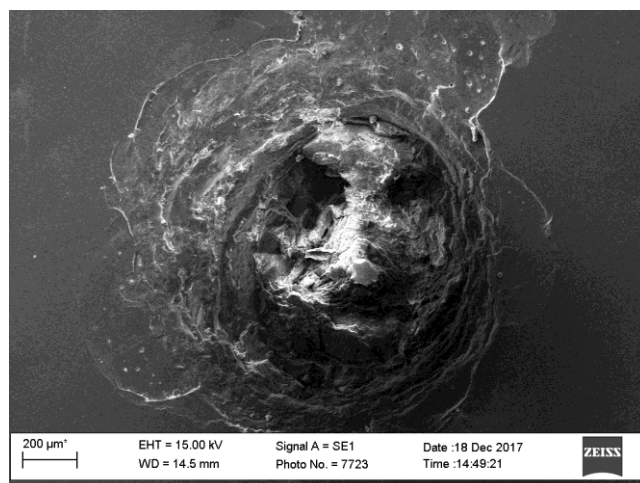
*a**б*

Рис. 4.54. Вигляд кратера руйнування зразка металокераміки:

a – $\times 20$; *б* – $\times 50$

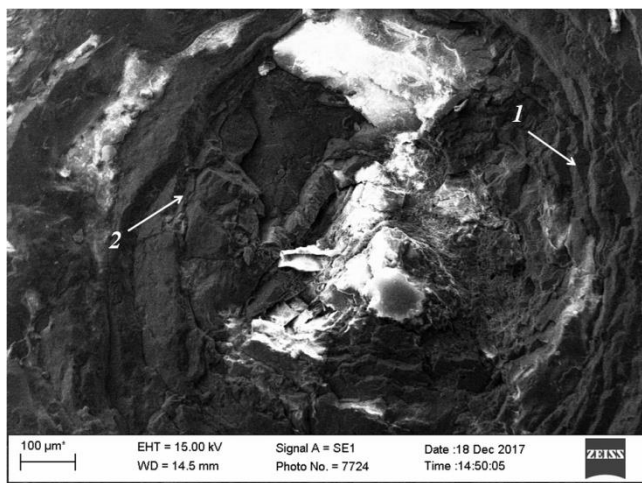
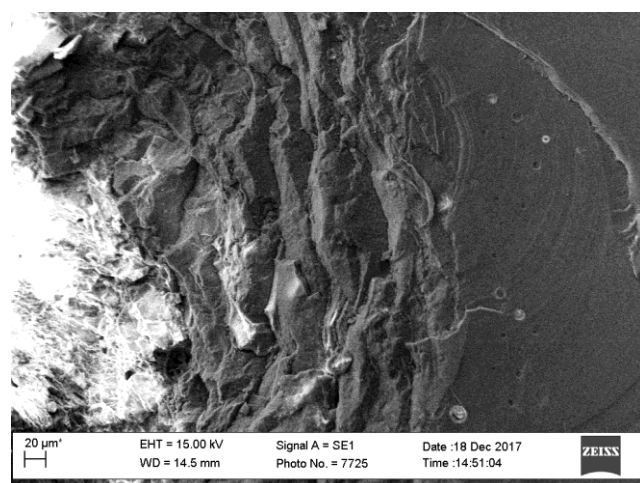
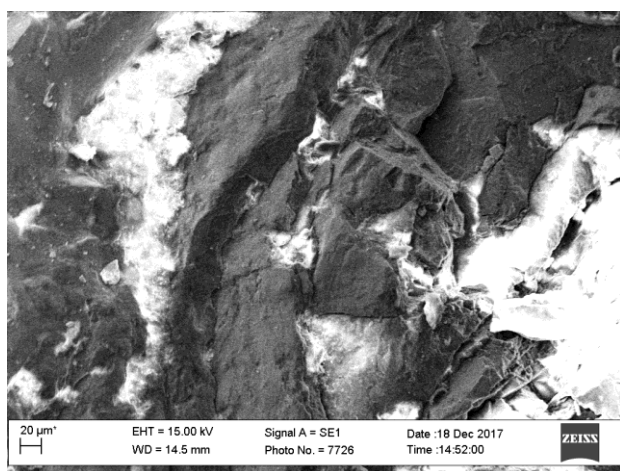
*a**б**в*

Рис. 4.55. Вигляд поверхні мікрократера
(*a*, $\times 100$) руйнування зразка
прескераміки ($\times 200$): *б* – для т. 1; *в* – т. 2

Стоматологічний композит. На рис. 4.56 подано вигляд мікрократера руйнування зразка стоматологічного композиту розміром $1,359 \times 1,393$ мм за 20-ти (рис. 4.56, *а*) та 50-ти (рис. 4.56, *б*) кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось рівномірно від центра прикладання навантаження з незначним заглибленням у матеріал. Утворений під індентором мікрократер має круглу форму майже однорідної структури з незначною кількістю гребенів та заглибин, розташованих на його дні. Краї кратера вздовж всього периметра практично рівні, а його стінки гладкі.

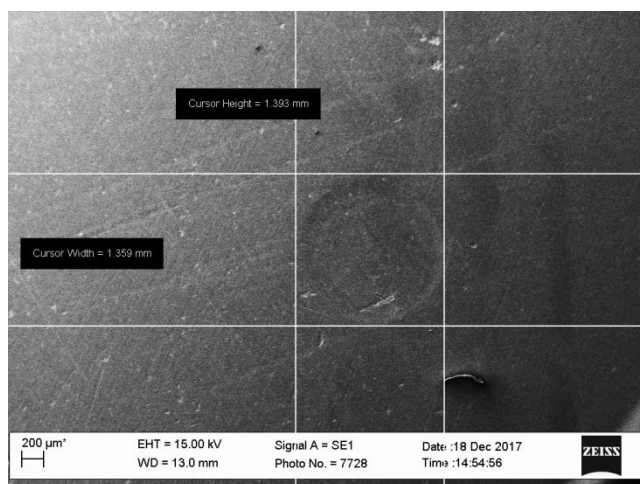
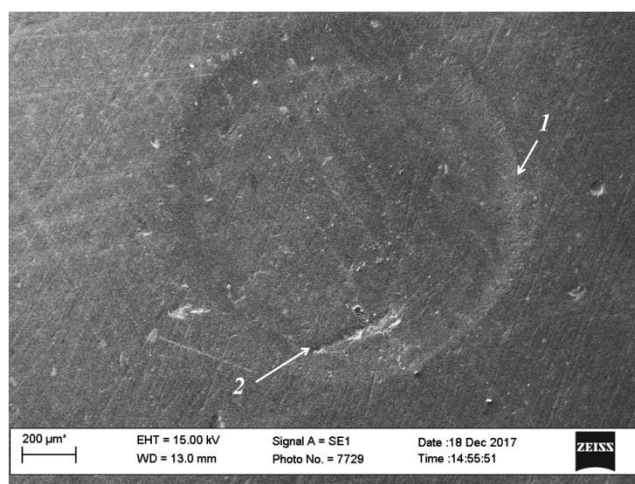
*а**б*

Рис. 4.56. Вигляд кратера руйнування зразка стоматологічного композита:

а – $\times 20$; *б* – $\times 50$

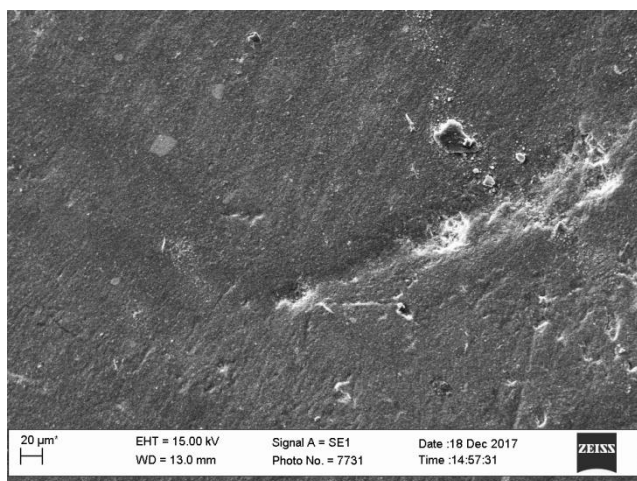
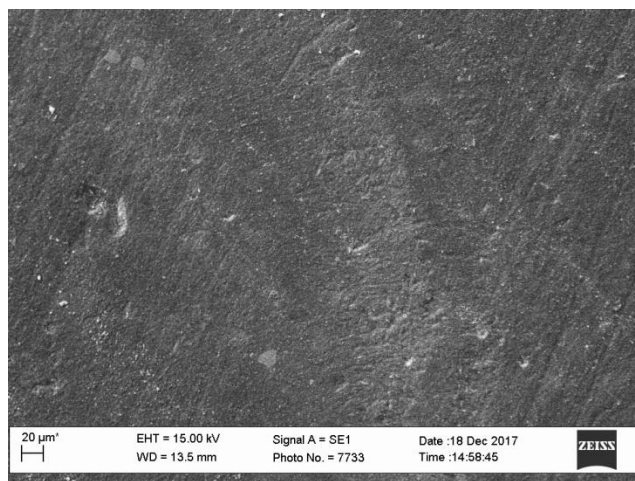
*а**б*

Рис. 4.57. Вигляд поверхні мікрократера руйнування зразка стоматологічного композита ($\times 200$): *а* – для т. 1; *б* – т. 2 із рис. 4.56, *б*

Із рис. 4.57 бачимо, руйнування відбувалось внаслідок витиснення зі структури дрібних часток матеріалу та його ущільнення. Очевидно, що таку особливість мікрократера руйнування зумовлює високонаповнена структура матеріалу.

Для порівняння на рис. 4.58 подано цифрові зображення недеформованої поверхні зразків стоматологічного композита за різних значень циклічного навантаження. Бачимо, що структура поверхні матеріалу двох зразків незначно відрізняється. Якщо у першому випадку (рис. 4.58, *а*) рельєф має гомогенну дрібнодисперсну структуру з незначною кількістю крупних макроклубків (див. підрозділ 4.8), то у другому випадку (рис. 4.58, *б*) він більше однорідний без чітко виражених структурних компонент, проте присутня значна кількість дрібних пор, візуалізуються також мікротріщини.

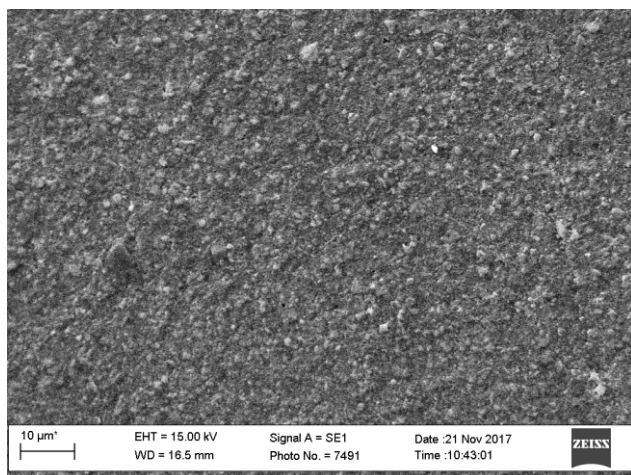
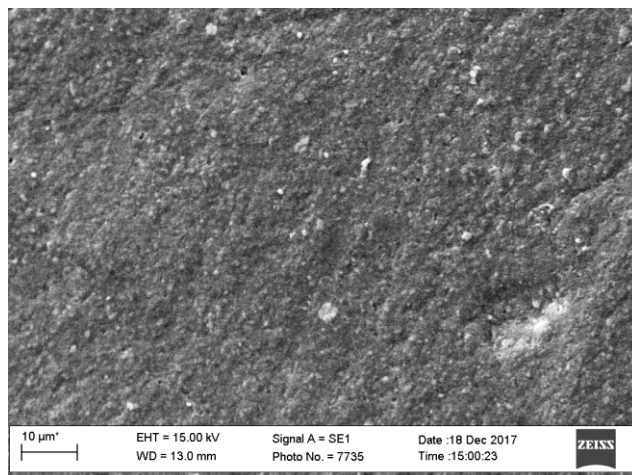
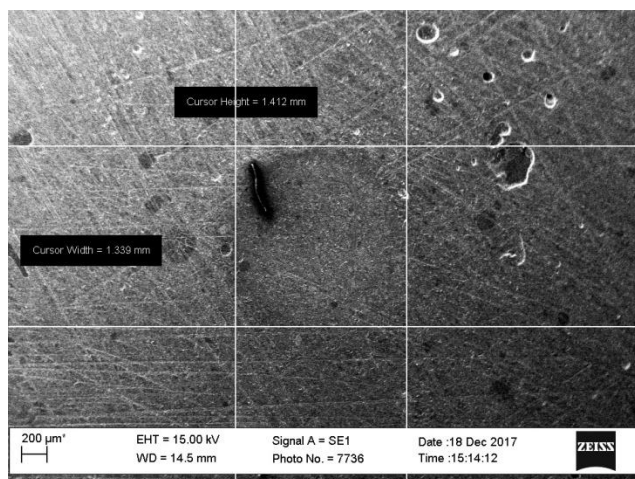
*а**б*

Рис. 4.58. Структура недеформованої поверхні стоматологічного композита ($\times 1000$) за циклічного навантаження 450 Н (*а*) та 750 (*б*)

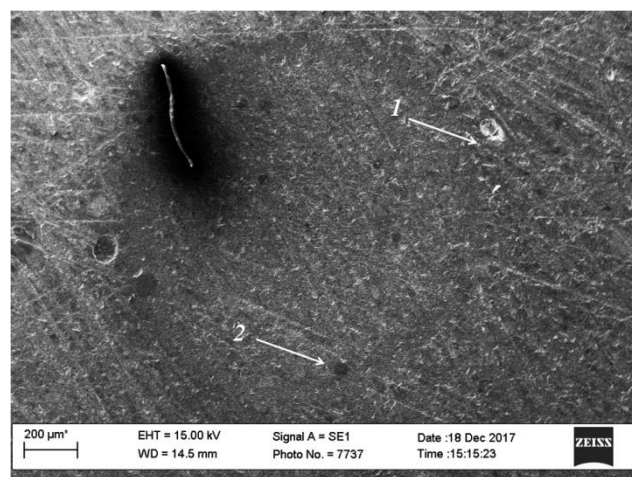
Фіксаційний цемент. На рис. 4.59 подано вигляд мікрократера руйнування розміром $1,339 \times 1,412$ мм за 20-ти (рис. 4.59, *а*) та 50-ти (рис. 4.59, *б*) кратного збільшення. Як бачимо з рисунка, руйнування поширювалось рівномірно від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з незначним заглибленням у центрі. Мікрократер має круглу форму майже однорідної

структури. Краї кратера вздовж всього периметра чітко виражені, а його стінки гладкі.

На рис. 4.60 подано зображення поверхні стінки кратера руйнування за збільшення у 200 та 500 раз. Відомо, що малий час полімеризації стоматологічного цементу може сприяти підвищеній пористості матеріалу, що можна спостерігати на зображеннях стінок кратера руйнування.



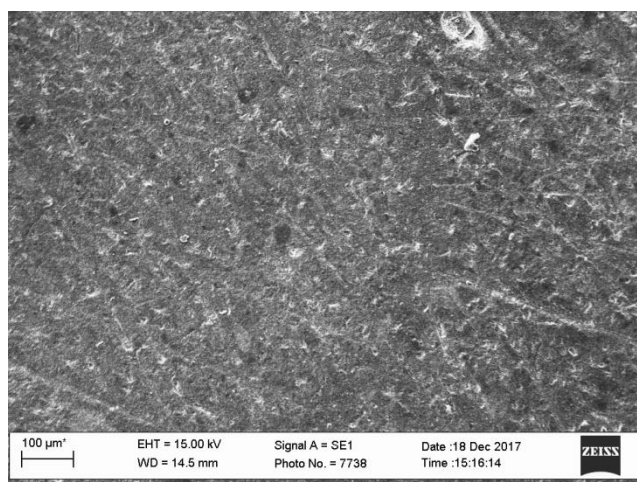
а



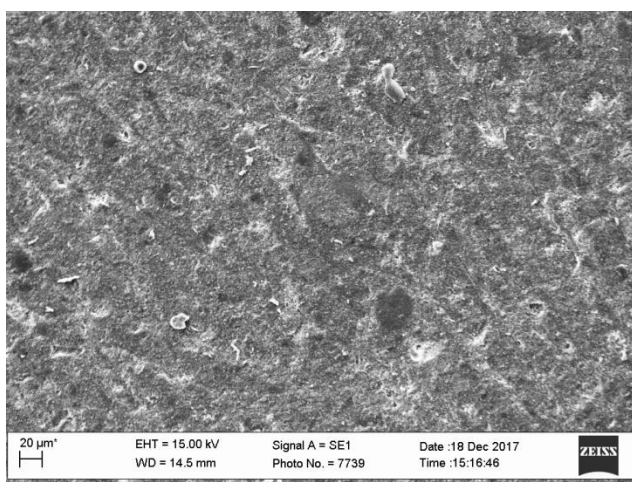
б

Рис. 4.60. Вигляд кратера руйнування зразка стоматологічного композита:

а – $\times 20$; б – $\times 50$



а



б

Рис. 4.61. Вигляд поверхні мікрократера руйнування зразка фіксаційного цементу:

а – для т. 1 ($\times 100$); б – т. 2 ($\times 200$) із рис. 4.60, б

Отже, руйнування поверхні цементу відбувалось внаслідок викришування дрібних часток матеріалу та утворення мікротріщин, які поширювались вглибину зразка.

Для порівняння на рис. 4.62 подано цифрові зображення недеформованої поверхні зразків фіксаційного цементу за різних значень циклічного навантаження. Бачимо, що структура поверхні матеріалу двох зразків незначно відрізняється. В обох випадках рельєф має неоднорідну дрібнодисперсну структуру зі значною кількістю пор та мікротріщини. Проте в першому випадку мікротріщини мають більшу довжину (рис. 4.62, *а*), які під дією циклічного навантаження поширювались в матеріалі у різних напрямках (див. підрозділ 4.8). У другому ж випадку (рис. 4.62, *б*) руйнування відбувалось внаслідок витиснення зі структури дрібних часток матеріалу та його ущільнення.

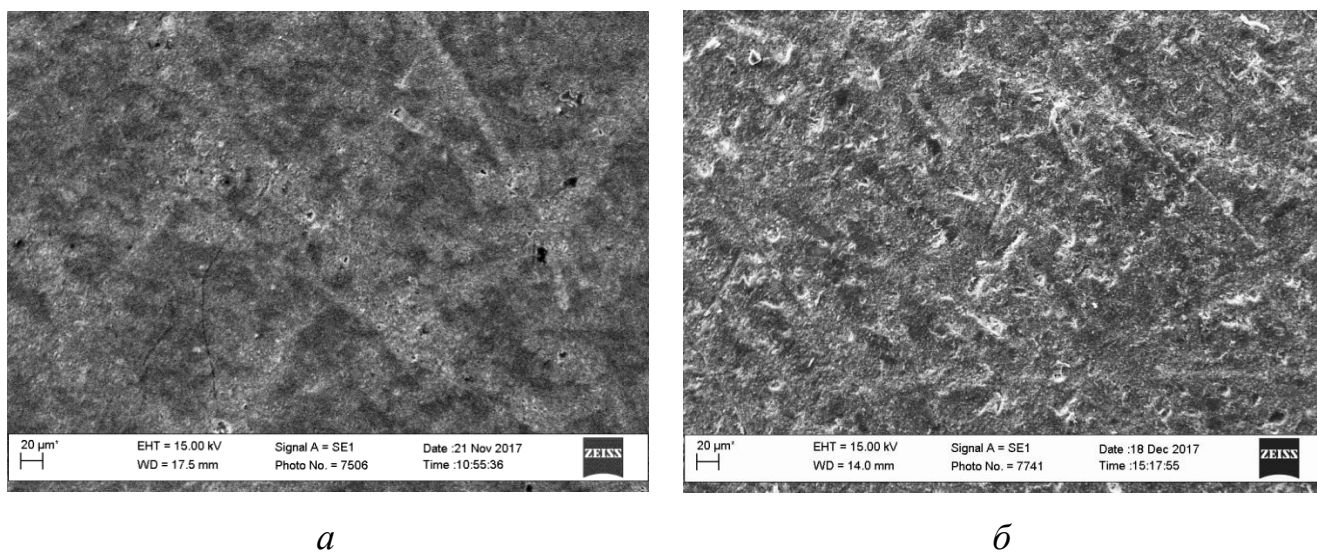


Рис. 4.62. Структура недеформованої поверхні фіксаційного цементу ($\times 200$) за циклічного навантаження 450 Н (*а*) та 750 (*б*)

У результаті проведеного дослідження встановлено що:

— під дією циклічного навантаження (500 тис. циклів) у всіх стоматологічних матеріалах відбувалось втомне руйнування. За результатами мікроскопічних досліджень матеріали мають різну морфологію поверхні та

мікроструктуру, що зумовило особливості поширення втомного руйнування у них.

— у прескераміці, яка належить до крихких матеріалів, втомне руйнування відбувалось поетапно вглибину матеріалу з утворенням мікрократера з гладкими гранями, на яких присутні дрібні пошкодження, ймовірно зумовлені дефектами порушення структури, що виникли під час виготовлення зразка. За аналізом акустограм руйнування розвивалось активно після 360 тис. циклів навантаження.

— розвиток руйнування у металокераміці відбувався внаслідок поступового вилашування окремих прошарків керамічного покриття (фасетки відколу) та локального утворення мікротріщин у місцях ймовірного розташування мікрodefektів виготовлення під час шарового спікання керамічної маси (пор, раковин тощо). У центрі прикладання циклічного навантаження утворилась заглибина еліпсоподібної форми (дно мікрократера). За аналізом акустограм руйнування розвивалось активно після 125 тис. циклів навантаження.

— руйнування композита відбувалось внаслідок витиснення зі структури дрібних часток матеріалу та росту мікротріщин вглиб матеріалу. Утворений під індентором мікрократер мав круглу форму з дугоподібними гребенями та мікротріщиннами, розташованими від центра до його країв. Очевидно, що таку особливість мікрократера руйнування зумовлює високонаповнена структура матеріалу. За аналізом акустограм руйнування розвивалось активно після 53 тис. циклів навантаження.

— руйнування фіксаційного цементу поширювалось радіально від центра прикладання навантаження по поверхні матеріалу з незначним заглибленням в епіцентрі. Через підвищену пористість матеріалу, ймовірно спричинену незначним часом його полімеризації, руйнування поверхні відбувалось через викришування дрібних часток матеріалу та утворення мікротріщин, які поширювались вглибину зразка. Тріщини поширювались як перпендикулярно, так і паралельно до поверхні. За аналізом акустограм руйнування розвивалось активно після 10 тис. циклів навантаження.

— за показником циклічної міцності досліджувані стоматологічні матеріали розташувались у такому порядку (від найміцнішого): прескераміка, металокераміка, стоматологічний композит та фіксаційний цемент.

Таким чином, під час виготовлення ортопедичних конструкцій зуб-ендокоронка окрім характеристик статичної міцності матеріалів необхідно враховувати їх міцність під дією циклічних навантажень. Найкращі показники втомної міцності показав матеріал прескераміка IPS e.max Press, далі металокераміка GC Initial MC, композит Tetric N-Ceram та фіксаційний цемент RelyX™ U200. Остаточне рішення про застосування тих чи інших матеріалів лікар повинен приймати з урахуванням особливостей конкретної клінічної ситуації.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Макєєв В. Ф. Порівняльна оцінка міцнісних характеристик матеріалів, використовуваних для виготовлення ендокоронки / В. Ф. Макєєв, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Науково-практичний журнал «Новини стоматології». – 2017. – №3. – С. 59–64. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*

2. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis / V. R. Skalskyi, V. F. Makeev, O. M. Stankevych, R. R. Pavlychko. // Dental Materials. – 2018. – №34. – С. 46–55. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*

3. Макєєв В. Ф. Вплив циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою на поверхню металокерамічних і прескерамічних ендокоронки / В. Ф. Макєєв, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Современная стоматология. – 2018. – №2. – С. 76–79. *Здобувачем узагальнені результати експериментальних досліджень, опрацьовані висновки за їх результатами, підготовлені матеріали до друку.*

4. Макєєв В. Ф. Дослідження взаємодії циклічного навантаження силою жувального тиску й більшою поверхнею композитних ендокоронки і фіксувального цементу / В. Ф. Макєєв, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Современная стоматология. – 2018. – №3. – С. 72–75. *Здобувачем узагальнені результати експериментальних досліджень, опрацьовані висновки за їх результатами, підготовлені матеріали до друку.*

5. Павличко Р. Р. Оцінювання зародження руйнування прескераміки та композиту для конструкцій зуб-ендокоронки за циклічного навантаження / Р. Р. Павличко, В. Ф. Макєєв. // Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю "Інноваційні технології в сучасній стоматології". – 2018. – С. 69–70. *Здобувачем узагальнені результати експериментальних досліджень, опрацьовані висновки за їх результатами, підготовлені матеріали до друку.*

6. Макєєв В. Ф. Оцінювання зародження руйнування матеріалів металокераміка та композит, що застосовуються в конструкціях зуб-ендокоронки за циклічного навантаження / В. Ф. Макєєв, Р. Р. Павличко. // Матеріали науково-практичної конференції "Сучасні підходи до профілактики, діагностики та лікування захворювань тканин пародонта і слизової оболонки порожнини рота" Тернопіль. – 2018. – С. 65–66. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці матеріалів до друку*

РОЗДІЛ 5

РЕЗУЛЬТАТИ ВИЗНАЧЕННЯ РУЙНІВНИХ ПРОЦЕСІВ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ «ЗУБ-ЕНДОКРОНКА»

5.1 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції «зуб-цемент-ендокоронка» з діоксиду цирконію

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування конструкцій з ендокоронкою з діоксиду цирконію, можна виділити два їх типи:

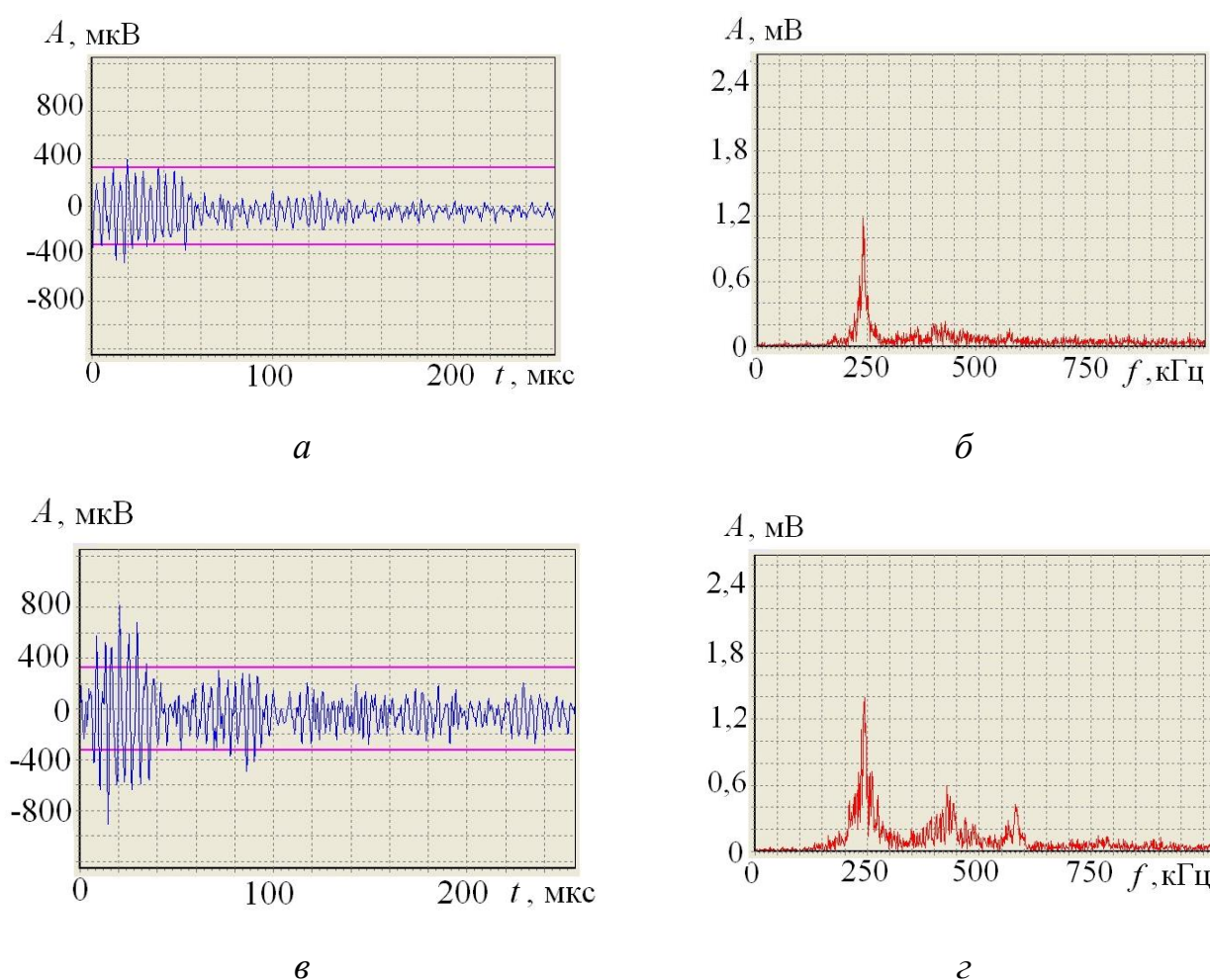


Рис. 5.1. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, г*) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою з діоксиду цирконію: *а, б* – сигнал типу І; *в, г* – сигнал типу ІІ

І тип – із двома частотним піками: смуги 240–250 кГц (рис. 5.1, *а, б*);

II тип – із розподілом частотних піків у смугах 240–250 кГц та 400–450 кГц (рис. 5.1, в, з).

Для визначення домінуючих частотних діапазонів АЕ сигналів будували розподіл енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями. Із рис. 5.2 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу D3 – близько 45 %, який відповідає частотному діапазону 125–250 кГц. А загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 250–500 кГц (об'єднані рівні D3 та D4), на якій зосереджено понад 75 % енергії. Отже, у даному випадку у сигналах АЕ домінують вищі частоти, ніж під час стиску окремих елементів ортопедичних конструкцій. Це свідчить про те, що крихке руйнування йде шляхом утворення, здебільшого, мікротріщин незначних розмірів.

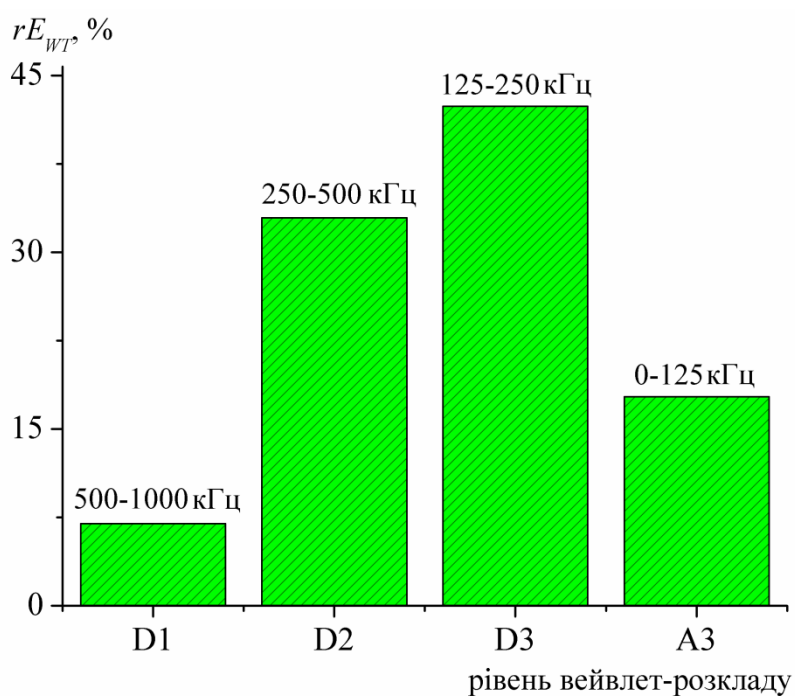


Рис. 5.2. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

Оцінювали локальні особливості АЕ сигналів. Як і в спектральному розподілі, виділено два їх типи: I тип – із локальними максимумами у смугах частот 180–290 кГц (рис. 5.3, а, б), II тип – із локальними максимумами у частотних смугах 180–290 кГц та 350–600 кГц (рис. 5.3, в, з).

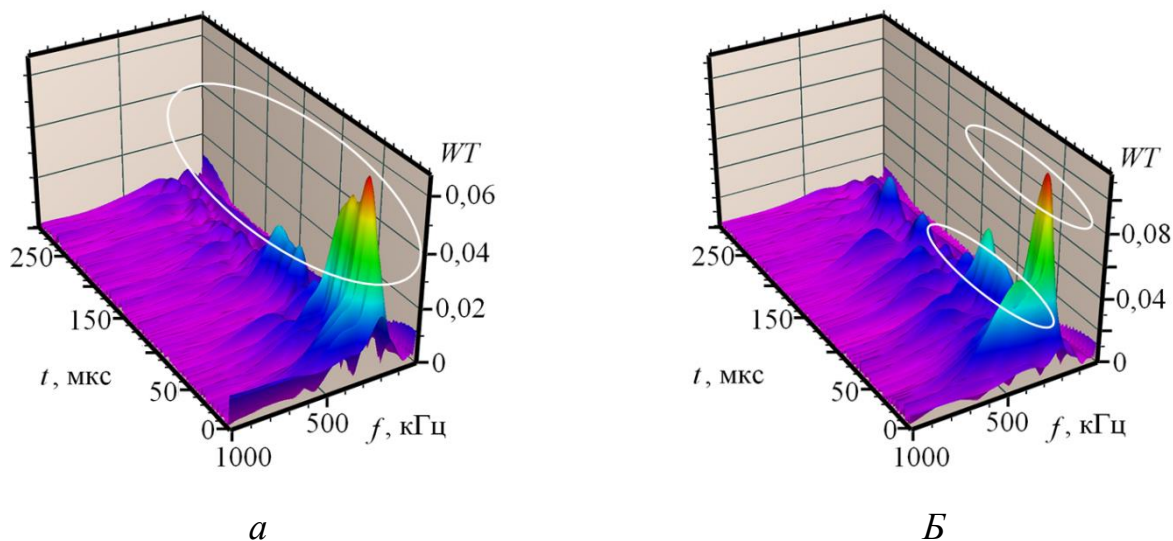


Рис. 5.3. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою з діоксиду цирконію: *а* – тип I; *б* – тип II

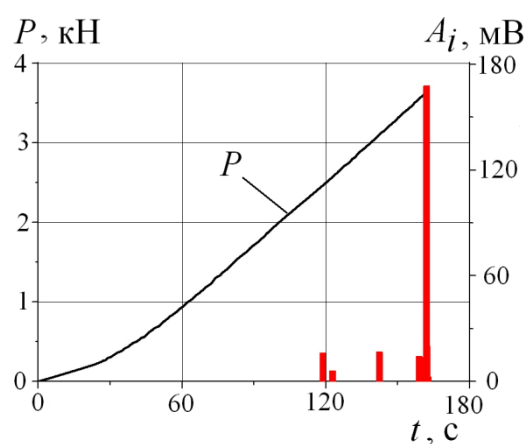
На рис. 5.4 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 5.4, *б* зародження руйнування у такій ортопедичній конструкції відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 58$ МПа, а остаточне її руйнування – за $\sigma_M = 63$ МПа.

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 6, які згенерувались у різні моменти часу (див. рис. 5.4). Результати представлено у табл. 5.1.

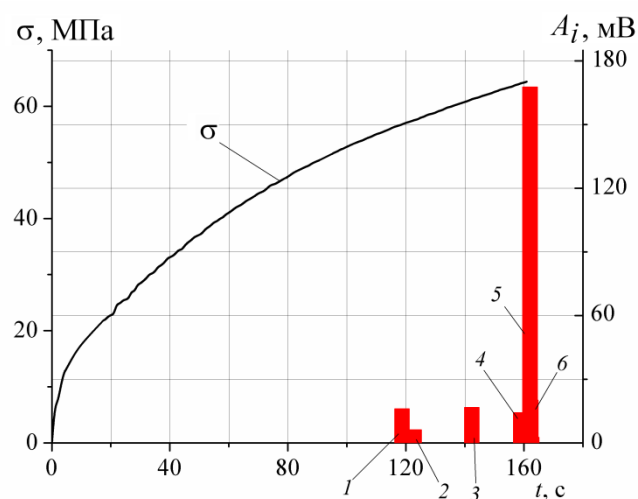
Із табл. 5.1 бачимо, що під час стиску ортопедичної конструкції «зуб-цемент-ендокоронка» з діоксиду цирконію переважаючими механізмами руйнування є мікротріщиноутворення та крихке руйнування, які чергуються між собою. Діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

під час крихкого руйнування (ріст макротріщини):

$$\Delta f - 75 \dots 90 \text{ кГц}, \Delta t - 10 \dots 24 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,12 \dots 0,436;$$



А



Б

Рис. 5.4. Залежність зміни навантаження P (а), напруження σ (б) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Таблиця 5.1.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів
НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 5.4) під час руйнування конструкції
з ендокоронкою з діоксидом цирконію

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Типи руйнування
1	0,12	230	80	24	0,274	крихке руйнування
2	0,032	470	175	10	0,0052	пластична деформація
	0,059	240	90	20	0,049	мікротріщиноутворення
3	0,055	530	220	10	0,016	мікротріщиноутворення
	0,15	240	100	30	0,436	крихке руйнування
4	0,09	510	200	8	0,039	мікротріщиноутворення
	0,049	206	120	16	0,024	мікротріщиноутворення
	0,089	230	75	20	0,12	крихке руйнування
5	0,05	490	200	10	0,018	мікротріщиноутворення
	0,11	230	100	22	0,193	крихке руйнування
6	0,16	230	135	10	0,167	крихке руйнування
	0,16	460	200	8	0,112	крихке руйнування

під час мікротріщиноутворення:

$$\Delta f - 200 \dots 220 \text{ кГц}, \Delta t - 8 \dots 10 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,018 \dots 0,05.$$

Водночас, присутні також локальні імпульси АЕ з максимумами у частотній смузі 380...560 кГц, які супроводжують пластичну деформацію в конструкції під час її стиску.

На рис. 5.4, *а* зображено фото зруйнованого зразка, а на рис. 5.5, *б*, *г* стрілками вказано утворення глибоких тріщин у зубі та на межі ендокоронки та зуба (рис. 5.5, *в*). Внаслідок поширення тріщин у зубі ендокоронка з діоксиду цирконію, втративши жорсткість основи, врешті зруйнувалась сама, що видно на рис. 5.5, *а*.

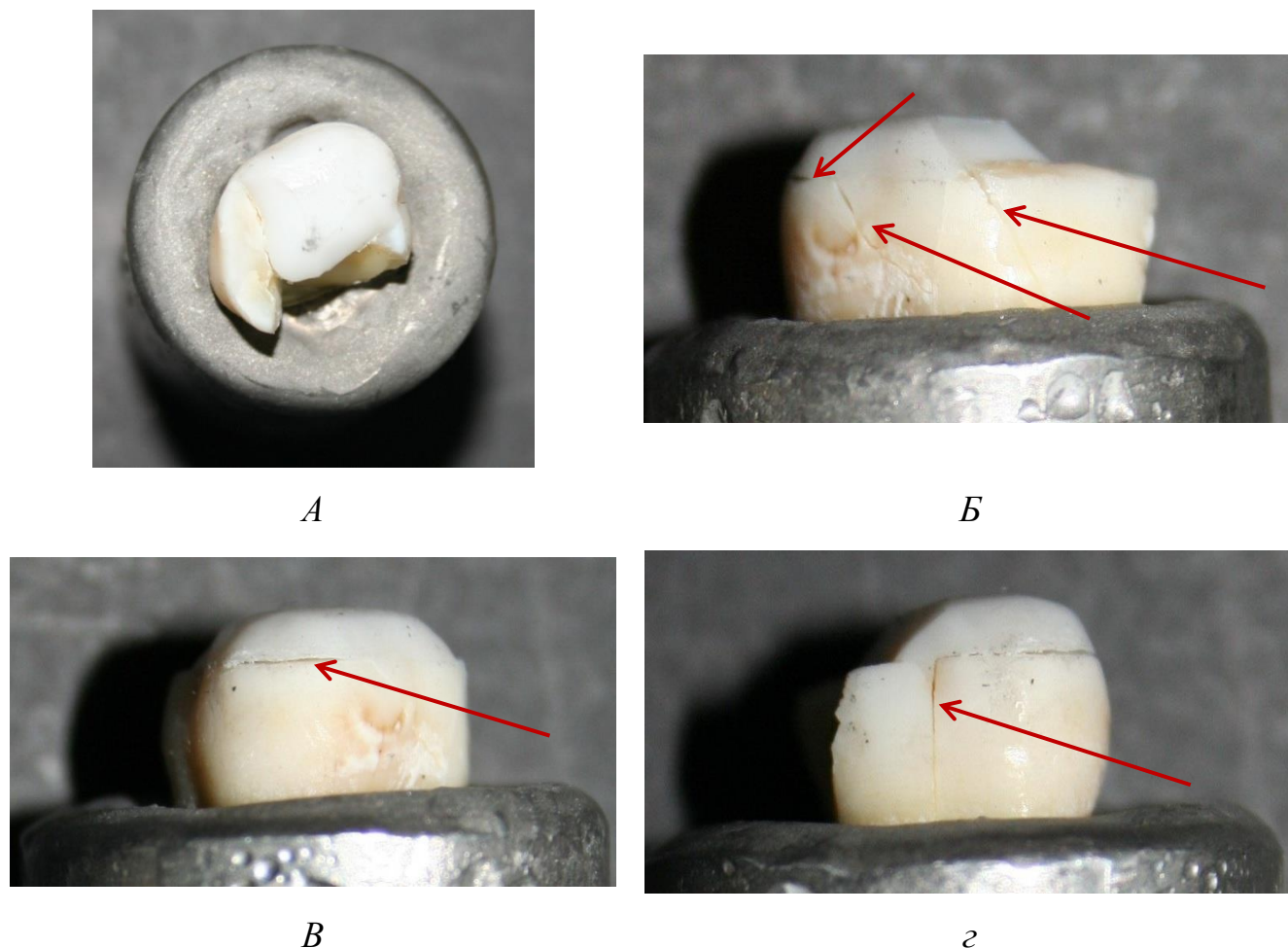


Рис. 5.5. Фото зруйнованої конструкції “зуб-цемент-ендокоронка з діоксиду цирконію”: *а* – загальний вигляд зверху, *б*, *г* – поширення тріщин у зубі та *в* – зародження руйнування на межі ендокоронки та зуба

5.2 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції «зуб-цемент-ендокоронка» з прескераміки

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування конструкцій з ендокоронкою з прескераміки, можна виділити два їх типи:

I тип – частотним піками у смузі 240–250 кГц (рис. 5.6, *а, б*);

II тип – із розподілом частотних піків у смугах 240–250 кГц та 400–450 кГц (рис. 5.6, *в, з*).

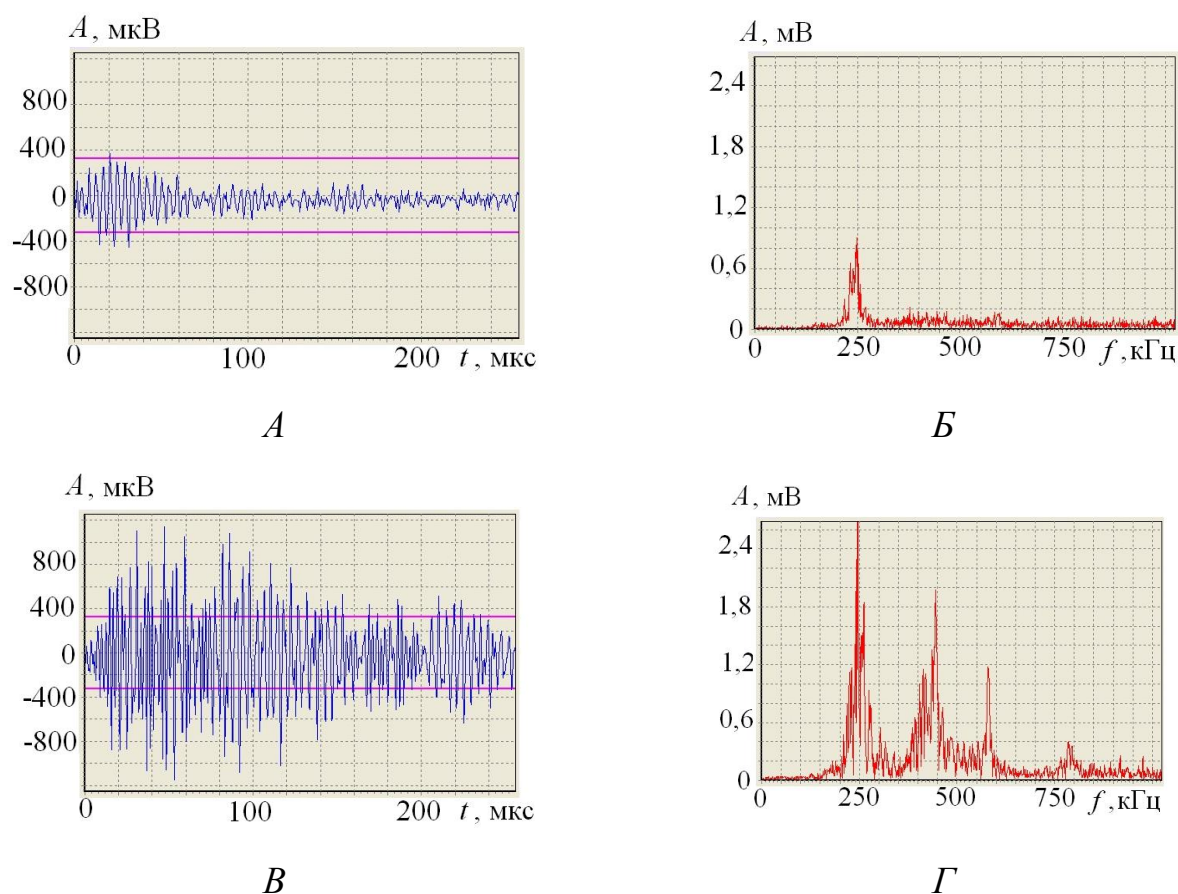


Рис. 5.6. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, з*) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою з прескераміки: *а, б* – сигнал типу I; *в, з* – сигнал типу II

Визначали домінуючі частотні діапазони сигналів АЕ. Для цього будували розподіл їх енергії за вейвлет-рівнями. Із рис. 5.7 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу D3 – понад 45 %, який відповідає частотному діапазону 125–250 кГц. А загалом у сигналах АЕ

переважають смуги частот 250–500 кГц та 125–250 кГц (рівні D2 та D3, відповідно), на яких сукупно зосереджено понад 75 % енергії сигналів.

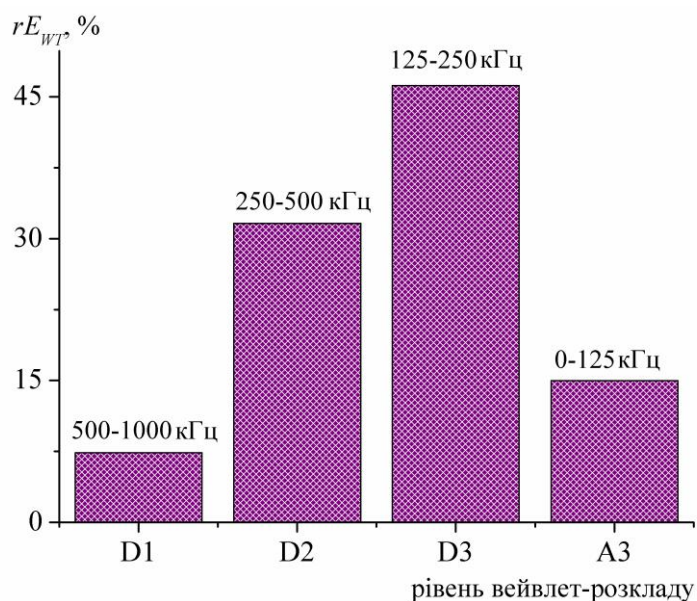


Рис. 5.7 – Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

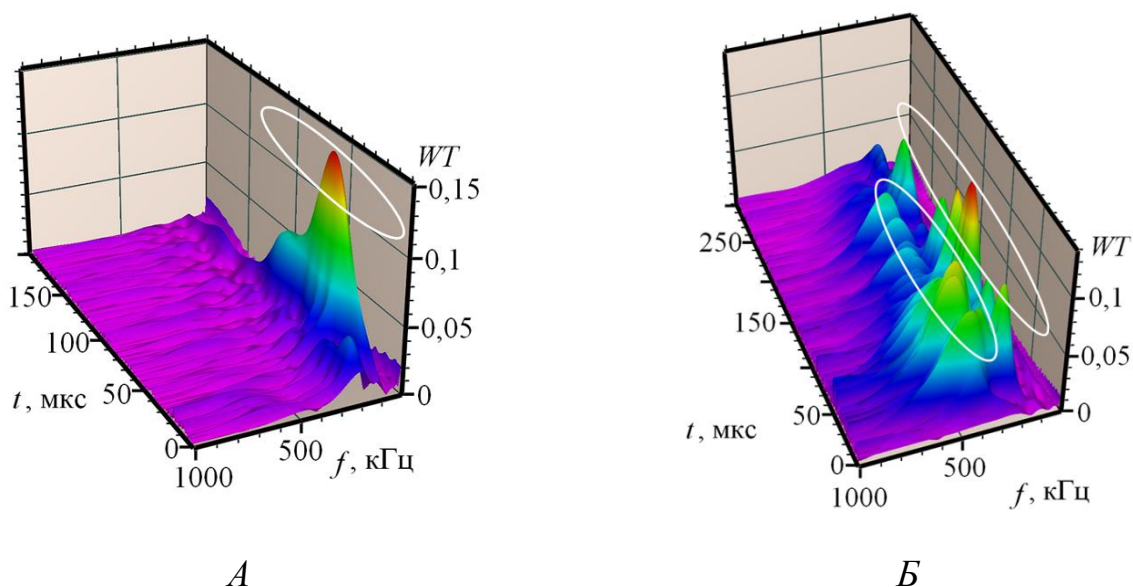


Рис. 5.8. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою з прескераміки: а – тип І; б – тип ІІ

На рис. 5.8 представлено 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ під час руйнування конструкції з ендокоронкою з прескераміки.

Як і в спектральному розподілі, виділено два типи сигналів АЕ: І тип – із локальними максимумами у смузі частот 190–300 кГц (рис. 5.8, а), ІІ тип – із

локальними максимумами у частотних смугах 190–300 кГц та 300–580 кГц (рис. 5.8, б).

На рис. 5.9 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 5.9, б бачимо, що зародження руйнування відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 26$ МПа, а остаточне руйнування конструкції – за $\sigma_M = 36$ МПа.

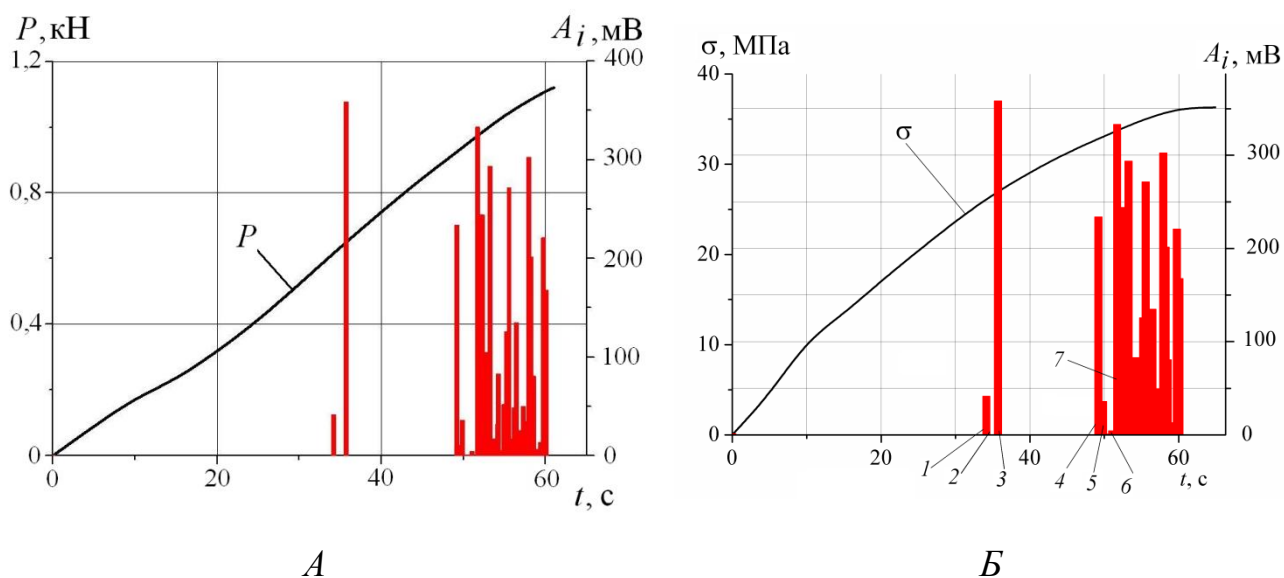


Рис. 5.9. Залежність зміни навантаження P (а), напруження σ (б) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 7, які згенерувались у різні моменти часу (рис. 5.9). Результати представлено у табл. 5.2.

Із табл. 5.2 бачимо, що під час стиску конструкції з ендокоронкою з прес-кераміки домінуючими механізмами руйнування є мікротріщиноутворення та поширення макротріщин.

Таблиця 5.2.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних
максимумів НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 5.9)
під час руйнування конструкції з ендокоронкою з прескераміки

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,067	230	75	33	0,102	крихке руйнування
2	0,095	440	180	12	0,063	мікротріщиноутворення
	0,1	250	100	14	0,103	крихке руйнування
	0,08	230	80	20	0,09	мікротріщиноутворення
	0,14	240	75	26	0,373	крихке руйнування
3	0,15	410	165	9	0,129	крихке руйнування
	0,14	300	180	10	0,115	крихке руйнування
	0,13	170	60	20	0,247	крихке руйнування
	0,18	220	100	9	0,244	крихке руйнування
	0,21	240	80	20	0,643	крихке руйнування
4	0,065	470	175	12	0,03	мікротріщиноутворення
	0,14	240	90	21	0,299	крихке руйнування
5	0,06	230	80	23	0,059	мікротріщиноутворення
	0,025	430	300	6	0,0024	пластична деформація
6	0,098	230	95	30	0,194	крихке руйнування
7	0,2	220	75	20	0,528	крихке руйнування

За результатами розрахунків діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

під час крихкого руйнування (ріст макротріщини):

$$\Delta f - 60 \dots 100 \text{ кГц}, \Delta t - 9 \dots 33 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,102 \dots 0,643;$$

під час мікротріщиноутворення:

$$\Delta f - 175 \dots 180 \text{ кГц}, \Delta t - 12 \dots 20 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,03 \dots 0,063.$$

Водночас, присутні також локальні імпульси АЕ з максимумами у частотній смузі 280...580 кГц, які супроводжують пластичну деформацію в конструкції під час її стиску.

На рис. 5.10, *а* зображено фото зруйнованого зразка, а на рис. 5.10, *б*, *в* стрілками вказано утворення глибоких тріщин у зубі (дентині). Внаслідок поширення тріщин у зубі ендокоронка з прескераміки, втративши жорсткість основи, врешті зруйнувалась сама, що видно на рис. 5.10, *а*.

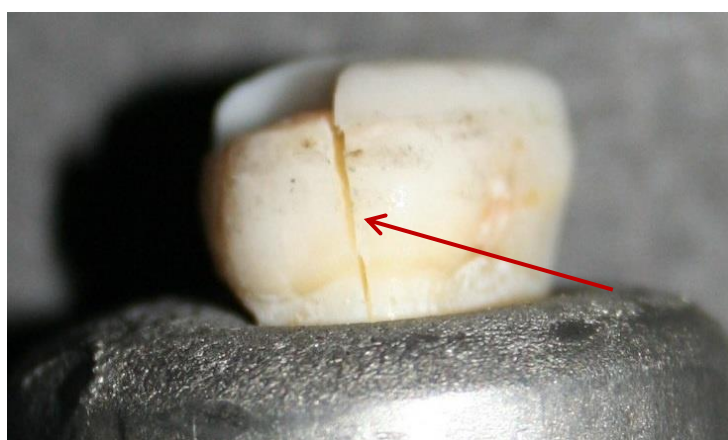
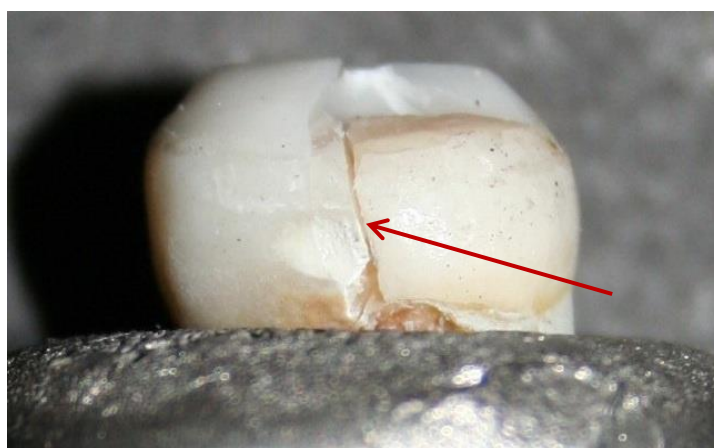
*А**Б**В*

Рис. 5.10. Фото зруйнованої конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” з прескераміки: *а* – загальний вигляд зверху, *б*, *в* – поширення тріщин від коронки у глибину зуба

5.3 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції «зуб-цемент-ендокоронка» з металокераміки

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування конструкцій з ендокоронкою з металокераміки, можна виділити два їх типи:

I тип – із частотним піками у смузі 240–250 кГц (рис. 5.11, *а, б*);

II тип – із розподілом частотним піків у смугах 240–250 кГц та 400–450 кГц (рис. 5.11, *в, г*).

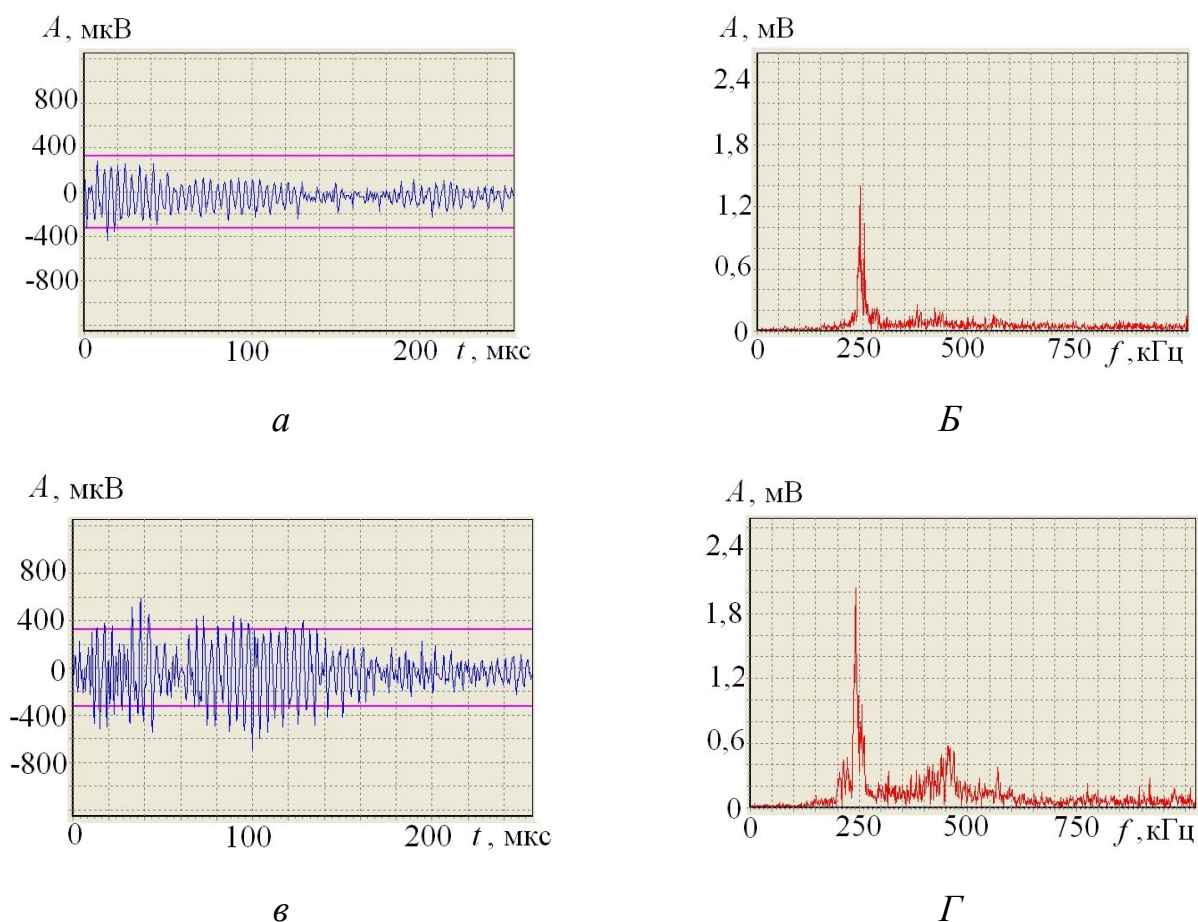


Рис. 5.11. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, г*) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою з металокераміки: *а, б* – сигнал типу I; *в, г* – сигнал типу II

Будували розподіл енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями. Із рис. 5.12 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу D3 – близько 40 %, який відповідає частотному діапазону 125–250 кГц.

Загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 250–500 кГц (об'єднані рівні D2 та D3), на якій зосереджено понад 70 % енергії сигналів.

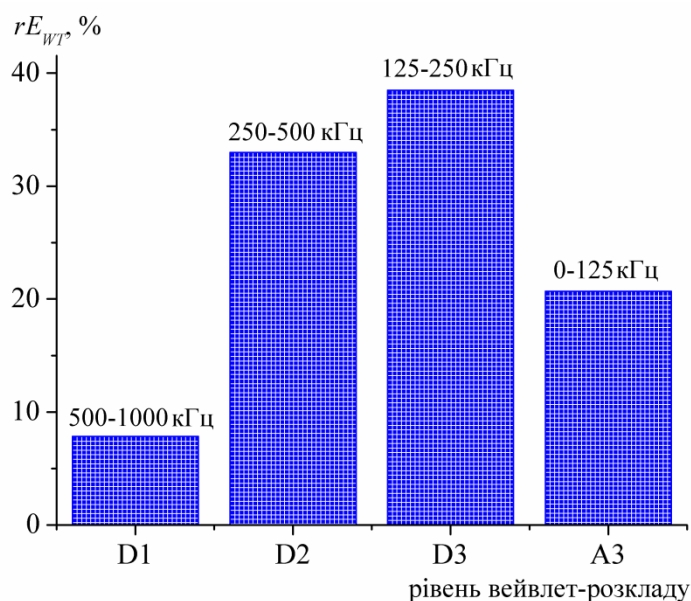


Рис. 5.12. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

На рис. 5.13 представлено 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ під час руйнування конструкції з ендокоронкою з металокераміки.

Як і в спектральному розподілі, виділено два типи сигналів АЕ: I тип – із частотним піками у смузі 190–290 кГц (рис. 5.13, а); II тип – із розподілом частотним піків у смугах 190–290 кГц та 400–560 кГц (рис. 5.13, б).

На рис. 5.14 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 5.14, б видно, що зародження руйнування відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 30$ МПа, а остаточне руйнування конструкції – за $\sigma_{AE} = 80$ МПа.

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 9, які згенерувались у різні моменти часу (рис. 5.14). Результати представлено у табл. 5.3.

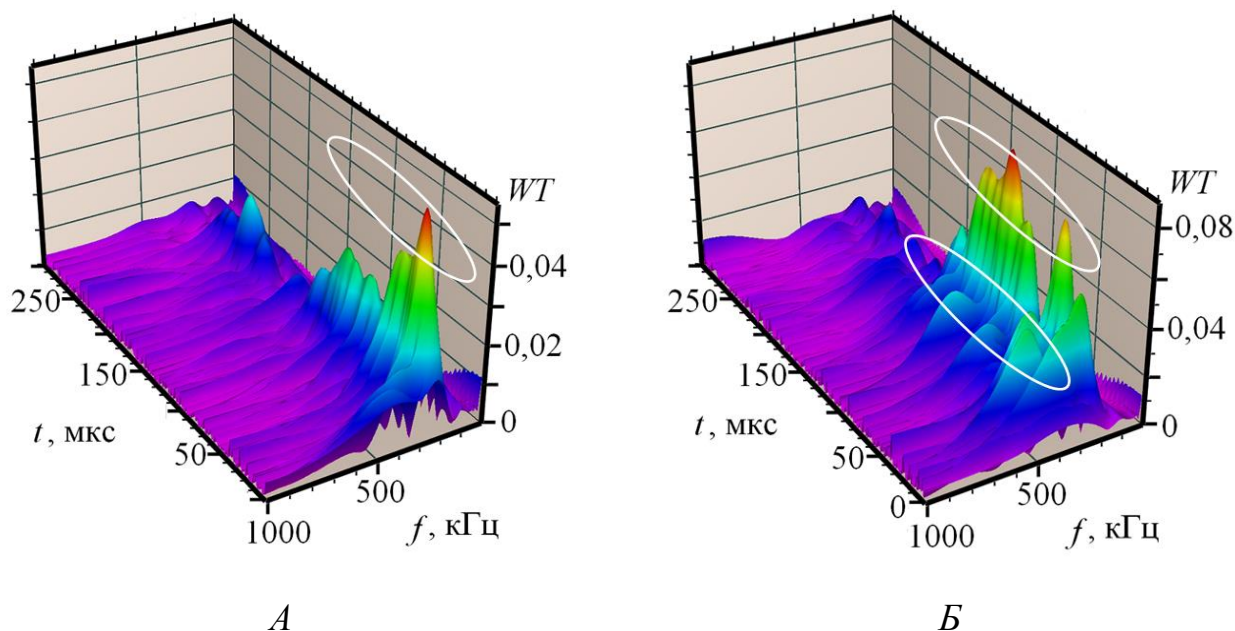


Рис. 5.13. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою з металокераміки: *а* – тип I; *б* – тип II

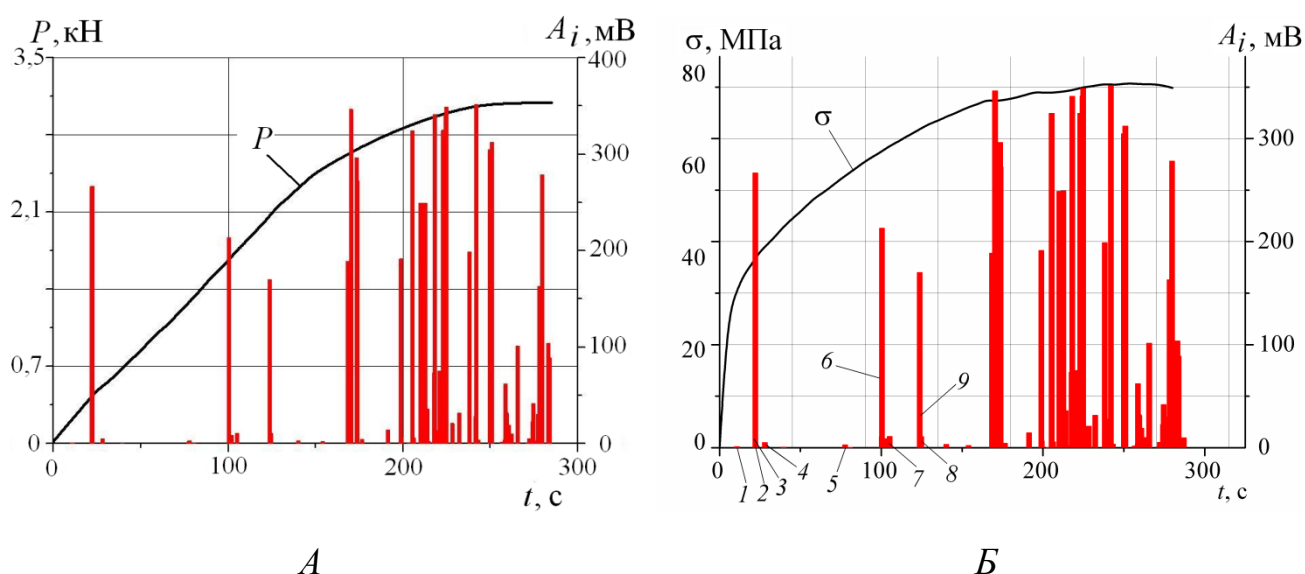


Рис. 5.14. Залежність зміни навантаження P (*а*), напруження σ (*б*) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Із табл. 5.3 бачимо, що під час стиску конструкції з ендокоронкою з металокераміки домінуючими механізмами руйнування є мікротріщиноутворення та поширення макротріщин, а також присутня незначна пластична деформація, яка супроводжується сигналами АЕ з локальними максимумами у смузі частот 310–530 кГц.

Діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

під час крихкого руйнування (ріст макротріщини):

$$\Delta f - 70 \dots 100 \text{ кГц}, \Delta t - 20 \dots 30 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,112 \dots 0,75;$$

під час мікротріщиноутворення:

$$\Delta f - 90 \dots 200 \text{ кГц}, \Delta t - 10 \dots 24 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,015 \dots 0,089.$$

Таблиця 5.3.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно рис. 5.14)

під час руйнування конструкції з ендокоронкою з металокераміки

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	тип руйнування
1	0,072	240	90	24	0,089	мікротріщиноутворення
2	0,22	180	70	24	0,75	крихке руйнування
	0,22	210	75	20	0,72	
	0,13	310	250	10	0,111	
3	0,077	240	80	29	0,114	крихке руйнування
4	0,038	420	220	10	0,0064	пластична деформація
5	0,079	230	75	25	0,112	крихке руйнування
6	0,054	240	90	26	0,054	мікротріщиноутворення
7	0,056	260	120	15	0,024	мікротріщиноутворення
	0,0465	480	160	10	0,015	мікротріщиноутворення
8	0,055	290	200	10	0,019	мікротріщиноутворення
	0,1	240	100	30	0,202	крихке руйнування
9	0,1	230	75	25	0,168	крихке руйнування

На рис. 5.15, а зображено фото зруйнованого зразка, утворення тріщин у дентині (зубі) позначено стрілками на рис. 5.15, б. Оскільки ендокоронка з металокераміки має металеву основу, то руйнування зуба суттєво не вплинуло на її цілісність, як видно на рис. 5.15, а.

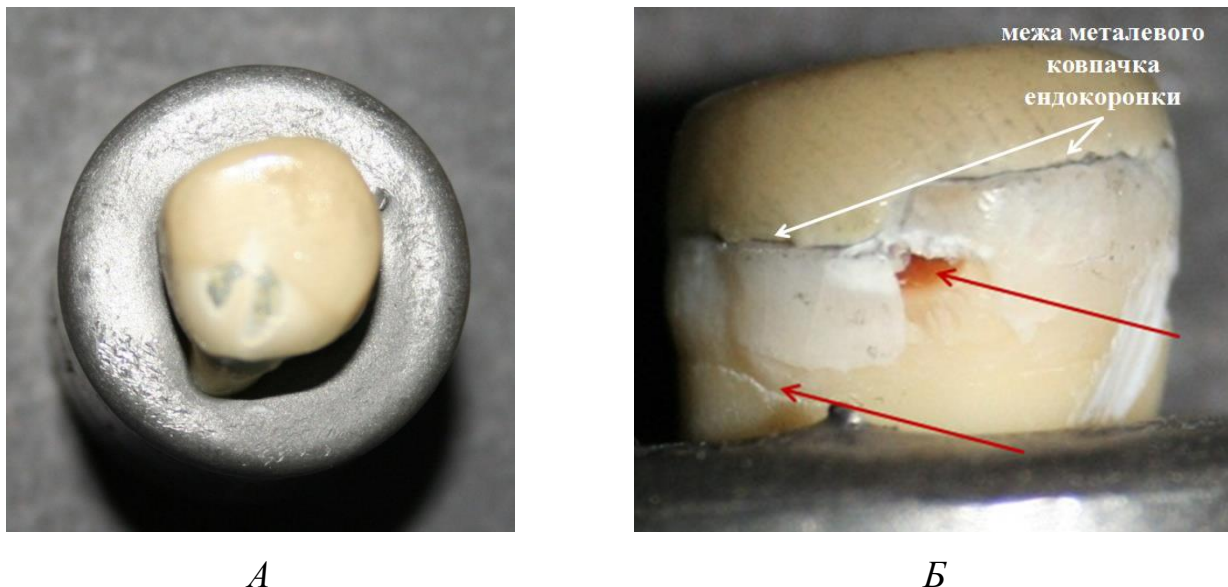


Рис. 5.15. Фото зруйнованої конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” з металокераміки: *а* – загальний вигляд зверху, *б* – поширення тріщин у різних місцях конструкції (вказано темними стрілками)

5.4 Аналіз сигналів АЕ під час руйнування конструкції «зуб-цемент-ендокоронка» зі стоматологічного композиту.

За спектральним розподілом сигналів АЕ, отриманих під час руйнування конструкцій з ендокоронкою зі стоматологічного композиту, можна виділити два їх типи:

І тип – частотним піками у смузі 240–250 кГц (рис. 5.16, *а, б*);

ІІ тип – із розподілом частотним піків у смугах 240–250 кГц та 400–450 кГц (рис. 5.16, *в, г*).

Будували розподіл енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями. Із рис. 5.17 бачимо, що найбільший відсоток енергії сигналів АЕ зосереджений на рівні розкладу D 3 – близько 50 %, який відповідає частотному діапазону 125–250 кГц. Загалом у сигналах АЕ переважає смуга частот 250–500 кГц (об’єднані рівні D2 та D3), на якій зосереджено близько 80 % енергії сигналів.

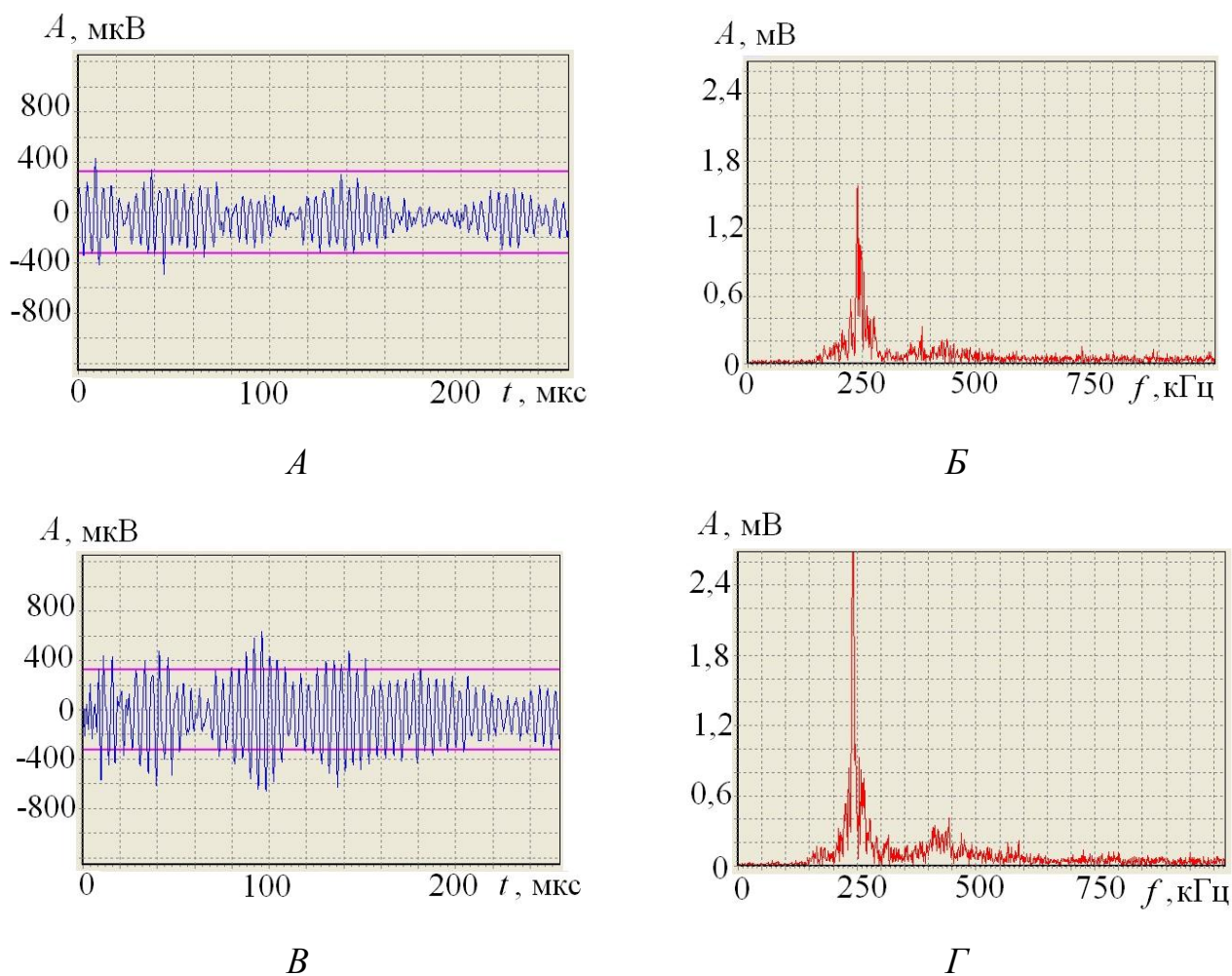


Рис. 5.16. Хвильове відображення (*а, в*) та спектральний розподіл (*б, г*) характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою зі стоматологічного композиту: *а, б* – сигнал тип І; *в, г* – сигнал типу ІІ

На рис. 5.18 представлено 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ під час руйнування конструкцій з ендокоронкою зі стоматологічного композиту. Як і в спектральному розподілі, виділено два типи сигналів АЕ: І тип – частотним піками у смузі 180–290 кГц (рис. 5.18, *а*); ІІ тип – із розподілом частотним піків у смугах 180–290 кГц та 310–510 кГц (рис. 5.18, *б*).

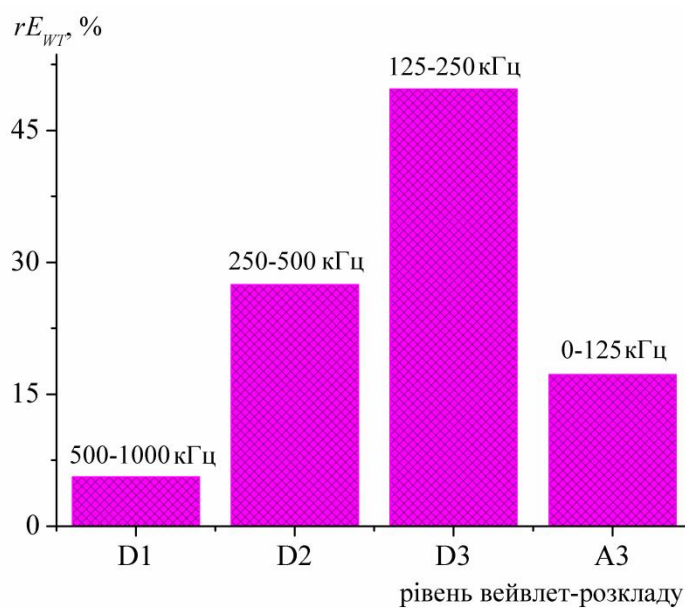


Рис. 5.17. Діаграма розподілу енергії сигналів АЕ за вейвлет-рівнями

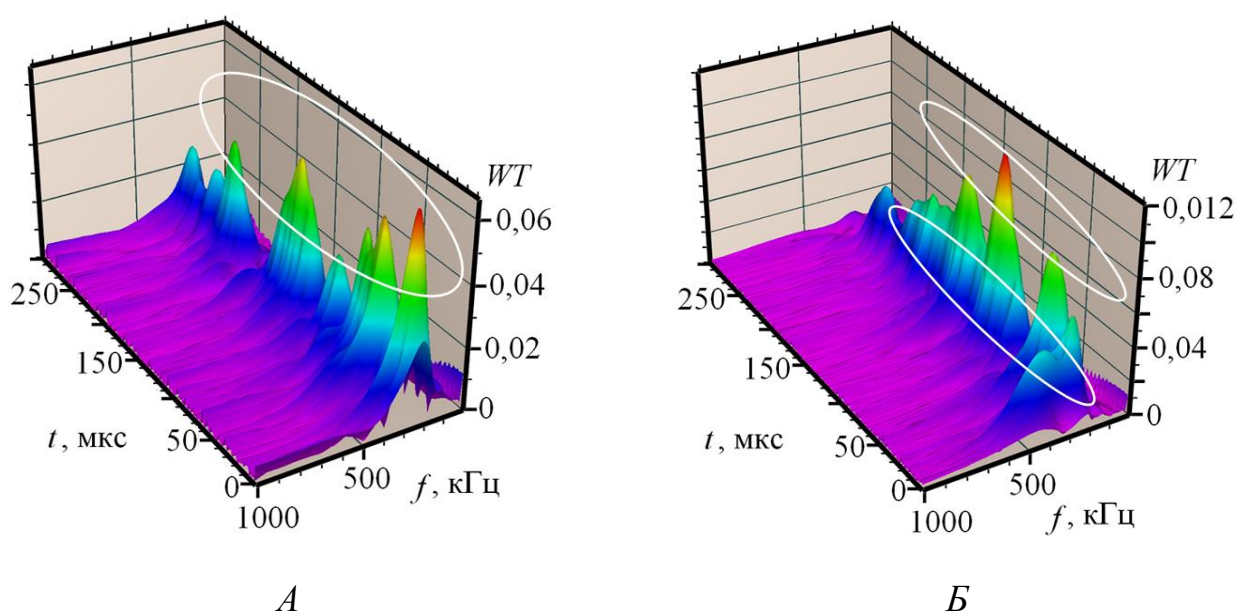


Рис. 5.18. 3D-зображення НВП характерних сигналів АЕ двох типів під час руйнування конструкції з ендокоронкою зі стоматологічного композиту:

a – тип I; *б* – тип II

На рис. 5.19 представлено часову зміну навантаження та напружень за час проведення експерименту. Із рис. 5.19, *б* випливає, що зародження руйнування

відбувається за напружень $\sigma_{AE} = 16$ МПа, а остаточне руйнування конструкції – за $\sigma_{AE} = 22,5$ МПа.

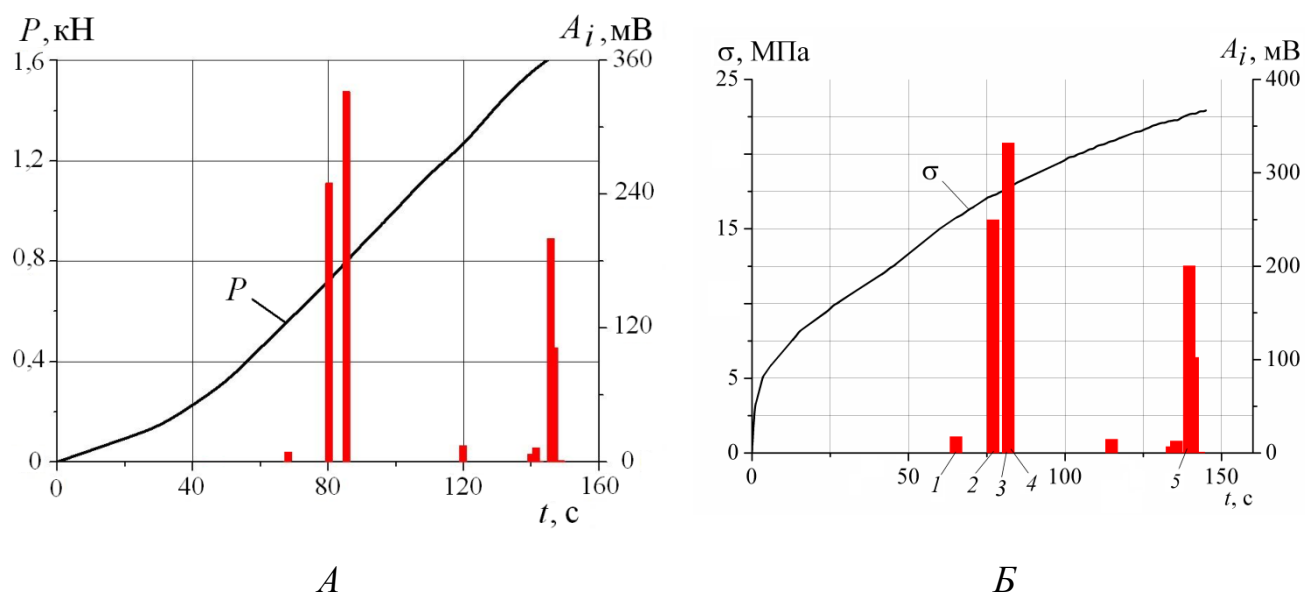


Рис. 5.19. Залежність зміни навантаження P (а), напруження σ (б) та АЕ-активності A_i від тривалості експерименту

Таблиця 5.4.

Значення амплітудно-частотних параметрів локальних максимумів НВП сигналів АЕ (згідно з рис. 5.19) під час руйнування конструкції з ендокоронкою зі стоматологічного композиту

№ з/п	$WT_{\max}$	$f_{\max}$, кГц	Δf , кГц	Δt , мкс	E_{WT}	Тип руйнування
1	0,065	240	100	20	0,057	мікротріщиноутворення
2	0,13	230	110	10	0,127	крихке руйнування
	0,12	350	170	5	0,056	мікротріщиноутворення
3	0,05	410	200	8	0,012	мікротріщиноутворення
	0,061	250	90	12	0,034	мікротріщиноутворення
4	0,052	410	200	8	0,012	мікротріщиноутворення
	0,065	250	90	12	0,034	мікротріщиноутворення
5	0,051	250	90	18	0,028	мікротріщиноутворення

Згідно з наведеним вище алгоритмом оцінювання локальних максимумів визначали їх параметри та встановлювали діапазон зміни значень. Розглядали сигнали АЕ 1 – 5, які згенерувались у різні моменти часу (рис. 5.19). Результати представлено у табл. 5.4.

Із табл. 5.4 бачимо, що під час стиску конструкції з ендокоронкою зі стоматологічного композиту домінуючими механізмами руйнування є мікротріщиноутворення. Діапазони зміни параметрів локальних імпульсів НВП сигналів АЕ такі:

під час мікротріщиноутворення:

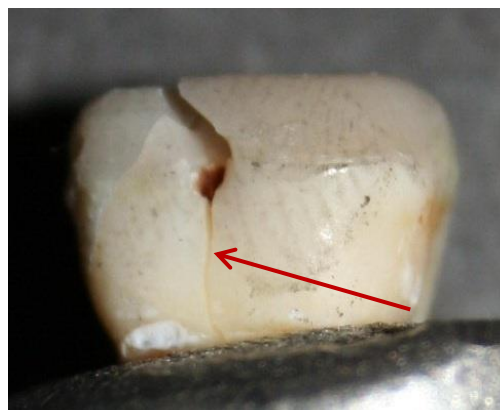
$$\Delta f - 80 \dots 200 \text{ кГц}, \Delta t - 5 \dots 26 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,012 \dots 0,057;$$

під час крихкого руйнування (ріст макротріщини):

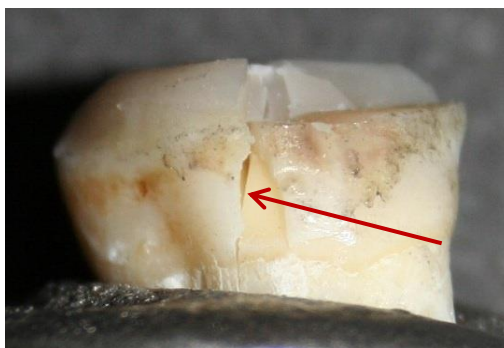
$$\Delta f - 100 \text{ кГц}, \Delta t - 10 \text{ мкс}, E_{WT} - 0,127.$$



A



Б



В

Рис. 5.20. Фото зруйнованої конструкції “зуб-цемент-ендокоронка” з композиту: *а* – загальний вигляд зверху; *б, в* – поширення тріщин у конструкції

На рис. 5.20, *а* зображено фото зруйнованого зразка, утворення тріщин у зубі (дентині) позначено стрілками на рис. 5.20, *б*. Внаслідок поширення тріщин у зубі ендокоронка зі стоматологічного композиту, втративши жорсткість основи, врешті зруйнувалась сама, що видно на рис. 5.20, *а*.

5.5 Узагальнення результатів досліджень руйнівних процесів ортопедичних конструкцій «зуб-цемент-ендокоронка»

Як показав аналіз спектрального розподілу сигналів АЕ, які генерувались під час руйнування ортопедичних конструкцій різних типів, смуги їх домінуючих частот були для всіх однакові – 240–250 кГц та 400–450 кГц. Діапазони значень ширини смуг частот локальних максимумів НВП сигналів АЕ під час крихкого руйнування (рис. 5.21) практично співпадали для всіх типів конструкцій, окрім випадку ендокоронки зі стоматологічного композиту (табл. 5.4). Це свідчить про те, що під час стиску конструкцій процес руйнування відбувався за одним і тим же механізмом крихкого руйнування, хоча, як показано у підрозділі 5.1 смуги домінуючих частот різних матеріалів відрізняються між собою. Аналіз динаміки розвитку руйнування в ортопедичних конструкціях під стиском та фото (рис. 5.10; 5.15; 5.20) зруйнованих зразків конструкцій показують, що зародження руйнування такої конструкції починається з руйнування зуба (дентину).

У табл. 5.5 зведено значення напружень σ_{AE} початку розвитку руйнування та міцності σ_M в конструкціях з ендокоронками з різних матеріалів, а на рис. 5.22 зображено відповідну діаграму.

Із рис. 5.22 бачимо, що у конструкціях з ендокоронкою з діоксиду цирконію зародження руйнування відбувається за найвищих напружень порівняно з іншими типами конструкцій, але найвищі напруження руйнування порівняно з іншими були зафіксовані в конструкціях з ендокоронкою з металокераміки.

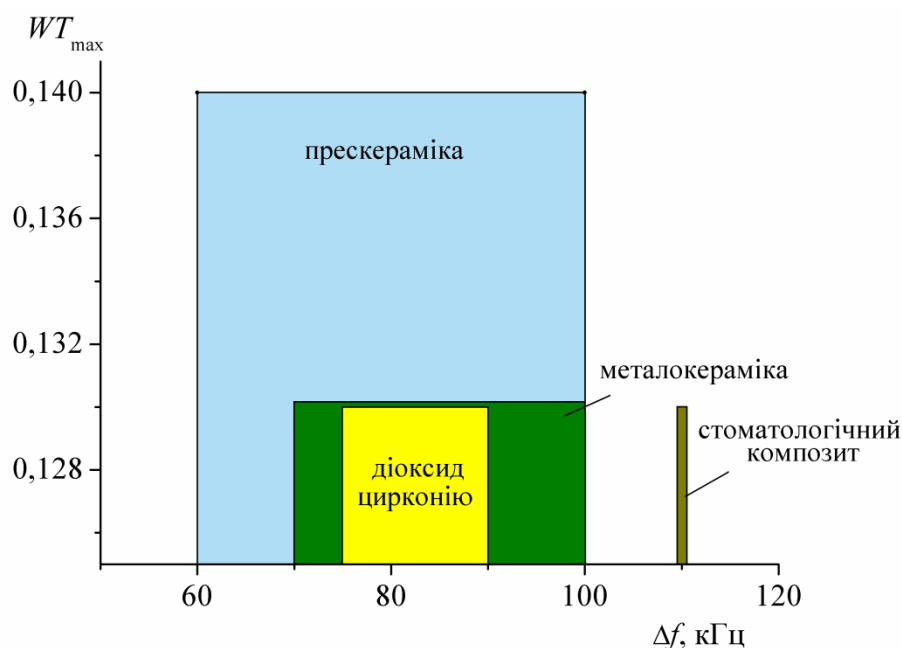


Рис. 5.21. Діаграма діапазонів значень ширини смуг частот Δf локальних максимумів НВП сигналів АЕ, які генерувались під час руйнування крихкого руйнування ортопедичних конструкцій різних типів

Таблиця 5.5.

Усереднені напруження σ_{AE} початку розвитку руйнування та σ_M міцності в конструкціях з ендокоронками з різних матеріалів

Матеріал ендокоронки	σ_{AE} , МПа	σ_M , МПа
Діоксид цирконію	58	63
Прескераміка	26	36
Металокераміка	30	80
Стоматологічний композит	16	22,5

У всіх зразках ортопедичних конструкцій під час їх стиску руйнування розпочинається за напружень нижчих, ніж їх міцність руйнування. Водночас, для конструкцій з ендокоронкою з металокераміки повне руйнування зразка відбувається за значно вищих напружень, ніж його зародження. Це можна пояснити такими міркуваннями. Руйнування, яке розпочинається і швидко поширюється в зубі, призводить до втрати для ендокоронки жорсткості основи. У результаті

подальшого деформування відбувається руйнування самої ендокоронки. Це підтверджують результати експериментів для конструкцій з ендокронками з діоксиду цирконію, прескераміки та стоматологічного композиту. У випадку ж конструкції з ендокоронкою з металокераміки, то очевидно її руйнування стримується пружним металевим ковпачком, який передбачений технологією виготовлення.

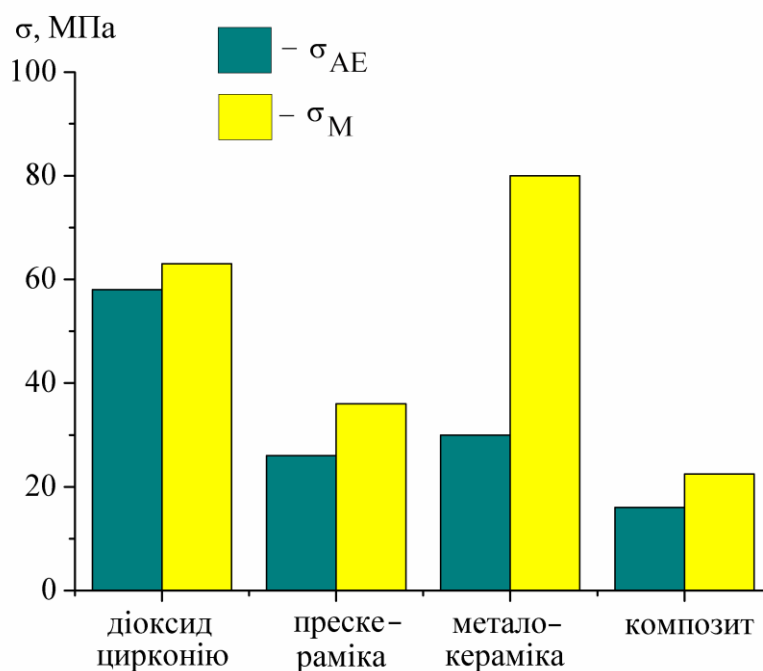


Рис. 5.22. Діаграма напружень початку руйнування σ_{AE} та міцності σ_M в конструкціях з ендокоронками з різних матеріалів

Таблиця 5.6.

Значення напружень σ_{AE} та σ_M в стоматологічних матеріалах під час їх стиску автономно та в конструкції з ендокоронкою

Стоматологічний матеріал	σ_{AE} , МПа		σ_M , МПа	
	автономно	в конструкції	автономно	в конструкції
Діоксид цирконію	—	58	—	63
Прескераміка	36	26	100	36
Металокераміка	20	30	83	80
Стоматологічний композит	2,5	16	25,5	22,5

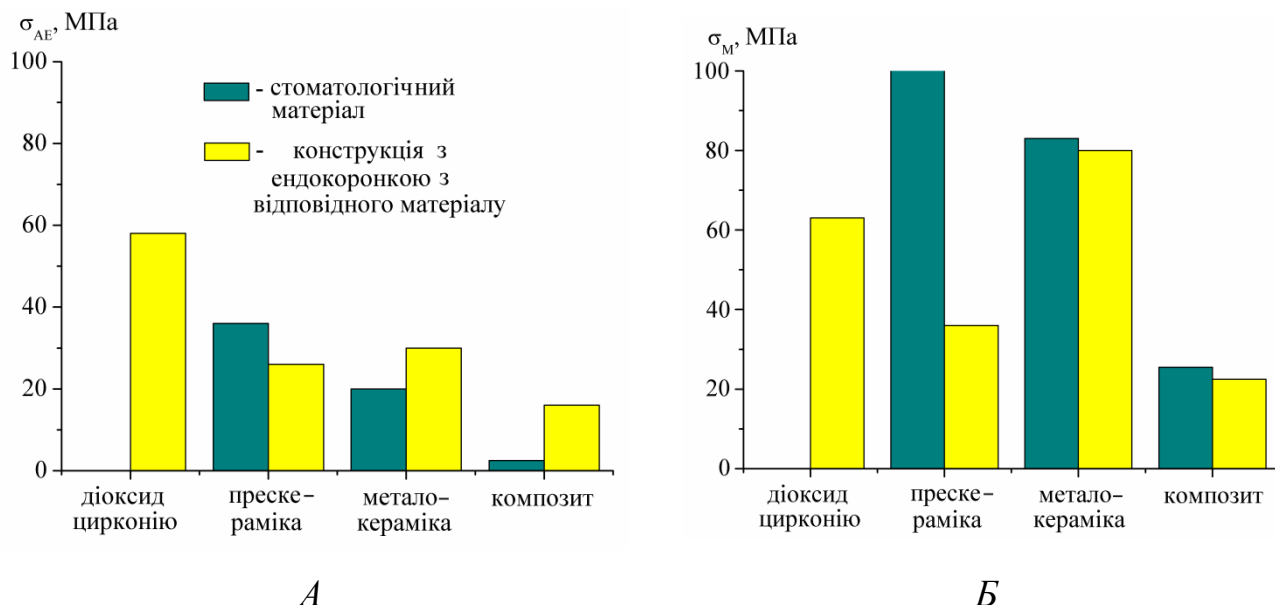


Рис. 5.23. Діаграми напружень початку руйнування σ_{AE} (а) та міцності σ_M (б) в стоматологічних матеріалах та конструкціях з ендокоронками із них

Щоб виявити особливості руйнування стоматологічних матеріалів порівняно з руйнуванням конструкцій з ендокронками із них, побудували зведену табл. 5.6 значень напружень σ_{AE} та σ_M в стоматологічних матеріалах під час їх стиску автономно та в ендокоронці й відповідні діаграми (рис. 5.23).

Із рис. 5.23, а бачимо, що під час стиску напруження σ_{AE} , за яких зароджується руйнування в зразках із прескераміки, дещо вищі, ніж у конструкціях з ендокоронкою з такого матеріалу. Водночас, для зразків із металокераміки та стоматологічного композиту ці напруження навпаки, дещо нижчі, ніж у випадку стиску конструкцій з ендокоронкою з цих матеріалів. Міцність руйнування зразків зі стоматологічних матеріалів σ_M (рис. 5.23, б) у всіх випадках вища, ніж міцність руйнування конструкцій із відповідними ендокоронками. Привертає увагу те, що у випадку конструкції з ендокоронкою з діоксиду цирконію та з прескераміки напруження руйнування (63 і 36 МПа, відповідно) суттєво менші напружень руйнування їх зразків (для прескераміки 100 МПа). Таке явище можна пояснити тим, що під час стиску конструкції з ендокоронкою з цих матеріалів інтенсивний розвиток деформацій і руйнування у зубі призводить до втрати жорсткості основи (зуба) для ендокоронки і зумовлює зменшення міцності, а

відтак і руйнування самої ендокоронки. Тобто на стійкість до руйнування конструкцій з ендокоронками визначальний вплив має прогин матеріалу ендокоронки, руйнування якого пришвидшує процес виходу з ладу ортопедичної конструкції. Цей процес у кінцевому результаті залежить від міцності самого зуба – основи конструкції.

Отже за результатами цієї частини дослідження визначено що:

Ортопедична конструкція “зуб-цемент-ендокоронка” є складною механічною системою, початок руйнування якої залежить від багатьох фізичних чинників, зокрема і від зміни геометрії основи (зуба), її біологічної природи та інших фізіологічних особливостей.

Виходячи з результатів експериментів, можна стверджувати, що зародження руйнування такої системи починається з руйнування зуба.

Сигнали АЕ, які супроводжують руйнування ортопедичних конструкцій на всіх його стадіях можна розділити на такі характерні два типи:

- із концентрацією локальних максимумів у частотній смузі 180–300 кГц ;
- із наявністю частотних смуг 180–300 кГц та 300–600 кГц.

Максимальну енергію мають локальні максимуми у смузі частот 180–300 кГц, що за енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування відповідає крихкому руйнуванню (поширенню макротріщини).

У всіх зразках ортопедичних конструкцій під час їх стиску руйнування розпочинається за напружень σ_{AE} нижчих, ніж їх максимальна міцність σ_M . Водночас для конструкцій з ендокоронкою з металокераміки різниця між напруженнями зародження руйнування σ_{AE} та максимальною міцністю σ_M значно більша порівняно з іншими. Це зумовлено, очевидно, наявністю металевго ковпачка, який робить конструкцію еластичнішою і стримує її повне руйнування за втрати жорсткості основи внаслідок руйнування зуба.

Міцність руйнування зразків зі стоматологічних матеріалів у всіх випадках вища, ніж міцність руйнування конструкцій із відповідними ендокоронками. Під час деформування за втрати жорсткості основи руйнування конструкцій настає за напружень σ_M , які нижчі від цього показника для даного матеріалу. Отож на

стійкість до руйнування конструкцій з ендокоронками визначальний вплив має міцність зуба, руйнування якого спричиняє передчасний вихід ортопедичної конструкції з ладу.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Макєєв В. Ф. Експериментальне вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок виготовлених із різних протетичних матеріалів, для відновлення зруйнованих коронок бічних зубів / В. Ф. Макєєв, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Новини стоматології. – 2018. – №1. – С. 76–81. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*

2. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis / V. R. Skalskyi, V. F. Makeev, O. M. Stankevych, R. R. Pavlychko. // Dental Materials. – 2018. – №34. – С. 46–55. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*

3. Руйнування стоматологічних конструкцій зуб-ендокоронка під квазістатичним стиском / Валентин Скальський, Олена Станкевич, Валентин Макєєв, Роман Павличко // 13-й Міжнародний симпозіум українських інженерів-механіків у Львові: матеріали симпозіуму. – Львів: КІНПАТРИ ЛТД, 2017. – С. 48–50. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці матеріалів до друку.*

4. Павличко Р. Р. Вивчення міцнісних характеристик композитних ендокоронок для ендодонтично лікованих зубів / Роман Романович Павличко. // матеріали науково-практичної конференції молодих вчених, присвяченої 25-річчю НАМН. – 2018. – С. 213.

РОЗДІЛ 6

КЛІНІЧНІ СПОСТЕРЕЖЕННЯ ПРИ ВІДНОВЛЕННІ ВТРАЧЕНИХ КОРОНОК БІЧНИХ ЗУБІВ ОРТОПЕДИЧНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ ЕНДОКОРОНОК

6.1 Загальна характеристика обстежених хворих у яких були застосовані ендокоронки.

У процесі виконання дослідження відновлення втрачених тканин коронок бічних зубів за різними методами застосовано у 47 хворих віком 20–50 років, із них -16 чоловіків, 31 жінка.

Таблиця 6.1.

Розподіл відновлених зубів у хворих за анатомічною приналежністю
за допомогою композитних реставрацій, ендокоронок
з прескераміки та металокераміки

Номер зуба		Композитні реставрації контр група.	Ендокоронки з прескераміки	Ендокоронки з металокераміки	Заг. кількість за анат. приналеж.
Верхня щелепа	17	1		2	3
	16	1	2	3	6
	15	3	1		4
	14		1		1
	24	1	1		2
	25	1	2		3
	26	7	2	3	12
	27	2		1	3
	28	1			1
Нижня щелепа	38	1			1
	37	2	1		3
	36	8	2	2	12
	35	1			1
	34				
	44				
	45	2			2
	46	9	5	5	19
	47	2	1	1	4
Разом		42	18	16	76

У хворих виготовлено – 16 металокерамічних і 18 прескерамічних ендокоронки. Розподіл виготовлених ендокоронки залежно від відновленого зуба наведений у таблиці 6.1. Термін спостереження за виготовленими ендокоронками становив від 1 до 3 років.

Для порівняння створено контрольну групу з 33 пацієнтів віком 20–50 років, у яких 42 жувальних зубів за показами підлягали відновленню ендокоронками, але за бажанням пацієнтів були відновлені прямим методом із застосуванням композитної реставрації. Термін спостереження від 1–3 років. Деякі з зубів були відновлені з застосуванням модифікованої методики оклюзійного штамп.

6.2 Методика ортопедичного лікування дефектів коронок ендодонтично лікованих бічних зубів ендокоронками на прикладі клінічних ситуацій

Клінічне спостереження №1. Пряма композитна реставрація зі застосуванням модифікованої методики оклюзійного штамп.

Пацієнтка М 32-роки, звернулася зі скаргами на різкі болі в ділянці 26 зуба, що посилювались в нічний період. Об'єктивно гострий глибокий карієс 26 зуба, холодова проба різко позитивна. На прицільному знімку каріозна порожнина в межах порожнини зуба. Діагноз: гострий пульпіт 26 зуба. Прийнято рішення про ендодонтичне лікування з наступною відбудовою із застосуванням методики оклюзійного штамп.

В перше відвідування проведено анестезію, установку матриці в проміжок між 26 і 27 зубами та виготовлення індивідуального оклюзійного штамп з текучого композитного матеріалу на 26 і 27 зуби, накладено девіталізуючу пасту на 26 зуб, 27 відреставрований за допомогою методики оклюзійного штамп композитним матеріалом.

У наступне відвідування проведена механіко-медикаментозна обробка та пломбування 4 каналів 26 зуба.

Під час третього відвідування проведено паралельно відбудову 24, 25, 26 – (модифікований оклюзійний штамп) зубів прямою методикою композитним

матеріалом. Емалевий гребінь що з'єднує щічну та піднебінну стінки був збережений, встановили металеві матриці та клинці, зуб відбудували на 2/3 об'єму композитним матеріалом після чого внесли порцію композитного матеріалу, яку не полімеризували, а покрили підготовленим шматком харчової плівки і притиснули оклюзійним штампом що був заготовлений під час першого візиту. Харчову плівку застосували через наявність глянцевої поверхні на відміну від матової тефлонової стрічки. Штмп притискали гладилкою, не збавляючи натиск на матеріал, світили полімеризаційною лампою. Медіальний гребінь відреставрували окремо, оскільки там знаходилася попередня незавершена композитна реставрація. 24 і 25 зуби теж відреставрували і провели оклюзійне пришліфовування та полірування усіх реставрацій. На контрольних оглядах через 8 місяців змін не виявлено, скарг немає. Результат лікування проілюстрований на рисунку 6.1.



а



б

Рис. 6.1. Композитна реставрація модифікованою методикою оклюзійного штампу: а – стан після пломбування корневих каналів; б – після завершення полімеризації композиту.

Клінічне спостереження № 2. Металокерамічні ендокоронки. Пацієнт І, 25 років, звернувся з метою відбудови 16 і 26 зубів після ендодонтичного перелікування. Скарги на часте застрягання їжі, сколи і випадіння композитних реставрацій даних зубів. ІРОПЗ становить близько 70–75%. Прийнято рішення про відбудову даних зубів за допомогою металокерамічних ендокоронок. У перше відвідування проведено підбір кольору згідно розколірки Vita, зняття попередніх

композитних реставрацій, некректомія каріозно змінених тканин, глибокі під'ясенневі дефекти на апроксимальних стінках відновлені композитом до над'ясенневого рівня із застосуванням металевих матриць, додатково ущільнених (окрім дерев'яного клина) тефлоновою стрічкою, оскільки посередині дистальних країв зуба були наявні інвагінації. Нависаючі краї стінок порожнини не спрепаровувалися, а були відновлені композитом для максимального збереження твердих тканин.



а



б



в



г



д

Рис. 6.2. Методика відбудови зуба металокерамічними ендокоронками:

- а – відбудований та відпрепарований зуб підготовлений для отримання відбитка;
- б – ендокороки на гіпсовій моделі;
- в – форма ендокоронки з внутрішнього боку;
- г – відношення до перекриття бічних стінок;
- д – вигляд в порожнині рота після фіксації.

Препарування під покриття ендокоронками здійснено як під екваторну коронку, яка на 2/3 перекривала бічні стінки та додатково створено прямокутну нішу в композиті за формою пульпарної порожнини для збільшення площі ретенції ендокоронки.

Горстрі кути та стінки згладжені за допомогою полірувальних гумок (рис. 6.2.а).

Отримано одноетапний відбиток С-силіконом, та прямим методом виготовлено тимчасові ендокоронки з пластмаси та рідкого кофердаму. Зовнішній вигляд ендодонтичних коронок на їх лабораторному етапі наведений на рис. 6.2

У наступний візит перевірили припасування металевого ковпачка, оклюзійні співвідношення, колір та передали роботу на глазурування (рис. 6.2. б, в, г). На третьому етапі роботу зафіксували на склоіономерний цемент підсилений композитом Fuji Plus з дотриманням всіх вимог фіксації металокерамічних коронок (рис. 6.2. д). Через рік часу провели контрольний огляд, під час якого змін не виявлено, скарги відсутні.

Клінічне спостереження № 3. Прескерамічні ендокоронки. Пацієнтка О., 26 років, звернулася для відбудови 25 і 26 зубів після ендодонтичного лікування.

В перше відвідування проведено визначення кольору згідно розколірки Ivoclar Vivadent, зняття попередніх композитних пломб, некректомія каріозно змінених тканин. Глибокі під'ясенневі дефекти на апроксимальних стінках відновлені композитом до над'ясенневого рівня. Нависаючі краї стінок не препарувалися, а відновлені композитом для максимального збереження твердих тканин. Препарування під покриття ендокоронками здійснено як під екваторну коронку, яка на 2/3 перекриває бічні стінки та додатково відпрепаровано нішу в композиті за формою пульпарної порожнини для збільшення площі ретенції ендокоронки. Горстрі кути та стінки згладжені за допомогою полірувальних гумок (рис. 6.3.а), отримано одноетапний відбиток С-силіконом, та прямим методом виготовлено тимчасові ендокоронки з рідкого кофердаму.

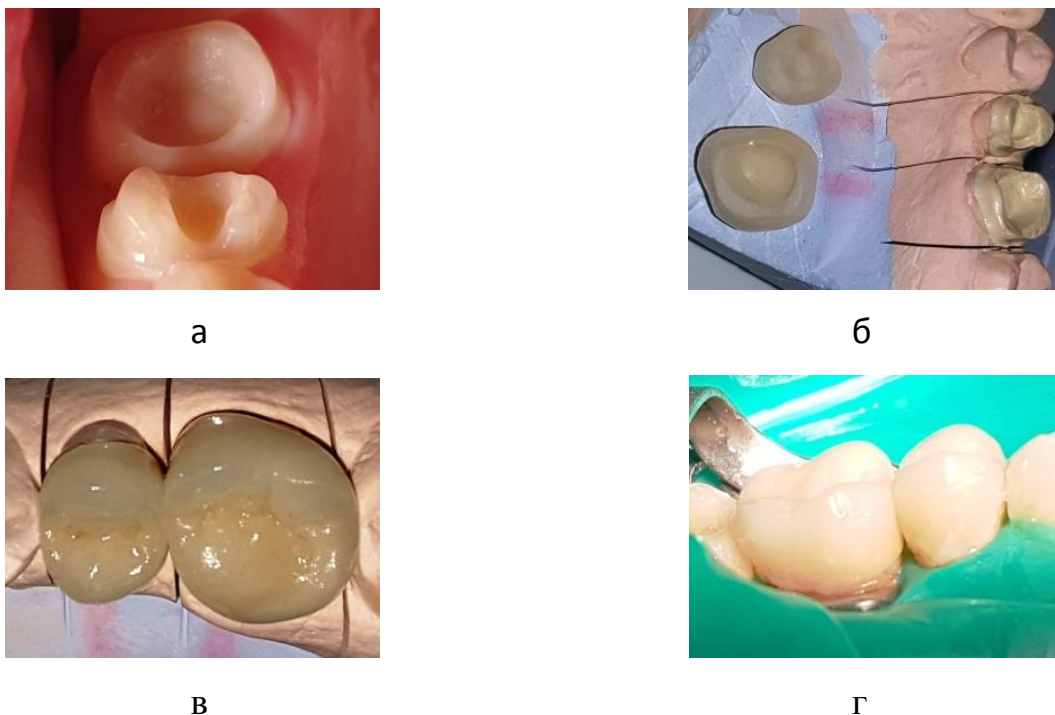


Рис. 6.3. Методика відбудови зуба прескерамічними ендокоронками:
 а – зуби перед зняттям відбитків; б – внутрішня поверхня ендокоронки;
 в – оклюзійний вид на моделі; г – ендокоронки після фіксації.

На наступне відвідування отримані прескерамічні ендокоронки, виготовлені методом розфарбовування без додаткового обнесення керамічними масами (рис. 6.3. б, в). Примірка за допомогою Try-in пасти, накладання кофердаму.

Фіксацію проводили згідно протоколів Паскаля Магне [19]. Ендокоронки очищували від органічних решток за допомогою етилового спирту, після чого провели протравлювання плавиковою кислотою IPS Ceramic Etching Gel (20 сек.) [140]. Після промивання частинки кераміки та ремінералізовані солі були видалені за допомогою занурення в ультразвукову ванну зі 70% спиртом на 4 хв. Після чого поверхню осушили струменем гарячого повітря та нанесли силан Monobond Plus (60 секунд) [140]. Поверхню осушили протягом 2 хвилини струменем гарячого повітря для ущільнення молекул силану та випаровування розчинника. На ендокоронки нанесли шар адгезиву Opti bond FL. Зуби протравили фосфорною кислотою протягом 30 секунд, після чого на ділянки дентину нанесли шар праймеру і висушили та покрили всі поверхні адгезивом без

полімеризації. В ендокоронки внесли цемент Variolink Estetic LC та зафіксували на зубах. Надлишки на 2 секунди дополімеризували після чого видалили за допомогою інструментів та зубної нитки. Межі ендокоронок покрили повітря-блокуючим агентом і провели повноцінну полімеризацію усіх поверхонь (рис. 6.3 г). Контрольний огляд через рік часу ускладнень не виявив.

6.3 Статистичний аналіз результатів клінічного дослідження

Через один рік після фіксації реставрацій здійснена їх клінічна оцінка за визначеними критеріями із їх статистичним опрацюванням (табл. 6.2)

Таблиця 6.2

Значення показників, що аналізуються у пацієнтів
з різними видами ендокоронок

	Композитні (n=42)	Прескераміка (n=18)	Металокераміка (n=16)
Горизонтальна стертість зубів, %	33,33±7,27	61,11±11,49*	37,5±12,1
Бруксизм, %	30,95±7,13	44,44±11,71	56,25±12,4
ІРОПЗ	0,72±0,02	0,72±0,03	0,78±0,02*
Ясенний індекс GI (LoeSilness)	0,53±0,04	0,46±0,05	0,63±0,09
Дебондинг, %	2,38±0,35	0	0
Частковий/повний скол стілки зуба, %	0	0	0
Тріщина реставрації, %	0	11,11±2,41	0
Скол реставрації, %	16,67±3,75	0*	6,25±1,05
Вторинний карієс, %	4,76±1,29	0	0

Примітка: * – наявна достовірна ($p < 0,05$) різниця порівняно з групою «композитні»

Проведений аналіз з-поміж усіх пацієнтів (табл. 6.2.) засвідчив, що горизонтальна стертість зубів найчастіше ($61,11 \pm 11,49\%$) зустрічалась у групі пацієнтів, які отримали прескерамічні ендокоронки. Це було достовірно ($p < 0,05$) частіше порівняно з групою пацієнтів, які отримали композитні ендокоронки, де аналізований показник склав $33,33 \pm 7,27\%$ (рис.6.4.).

Встановлено, що в середньому найвище значення ІРОПЗ спостерігалось в пацієнтів, які отримали металокерамічні ендокоронки ($0,78 \pm 0,02$), що було достовірно ($p < 0,05$) більше, ніж у пацієнтів з композитними ендокоронками, де даний показник був $0,72 \pm 0,02\%$. Також з'ясовано, що серед пацієнтів з композитними ендокоронками скол реставрації відмічався у $16,67 \pm 3,75\%$, що було достовірно частіше, ніж у пацієнтів з прескерамічними ендокоронками, де даний скол не траплявся (0%).

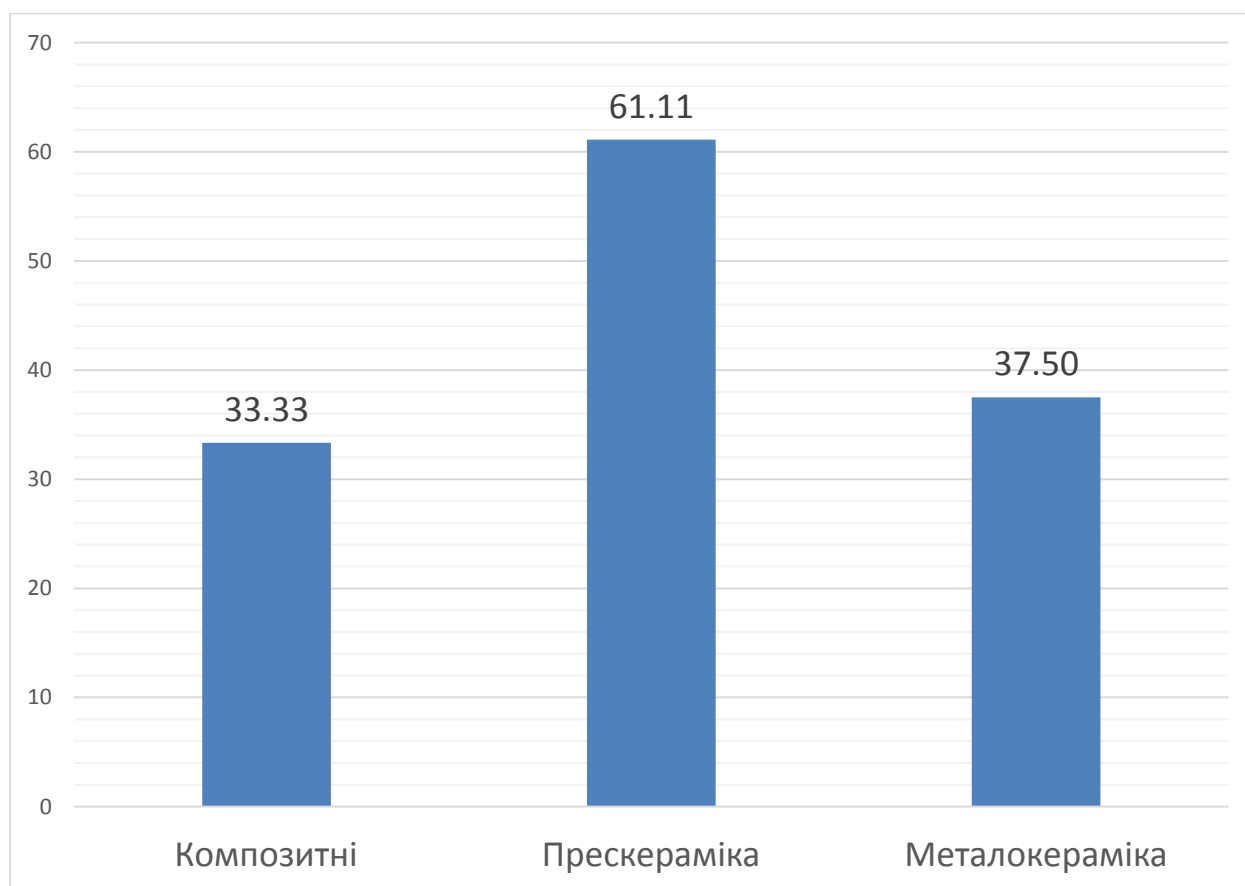


Рис. 6.4. Частка (%) пацієнтів, які мали горизонтальну стертість зубів при різних видах ендокоронки.

Аналіз взаємозв'язку поміж аналізованими параметрами встановив, що у групі пацієнтів, які отримали композитні ендокоронки існує достовірний ($p < 0,05$) зворотній середньої сили кореляційний зв'язок поміж віком та ІРОПЗ ($r = -0,31$) про що відображено на рис.6.5. Тобто у даної групи пацієнтів із збільшенням віку ІРОПЗ зменшується.

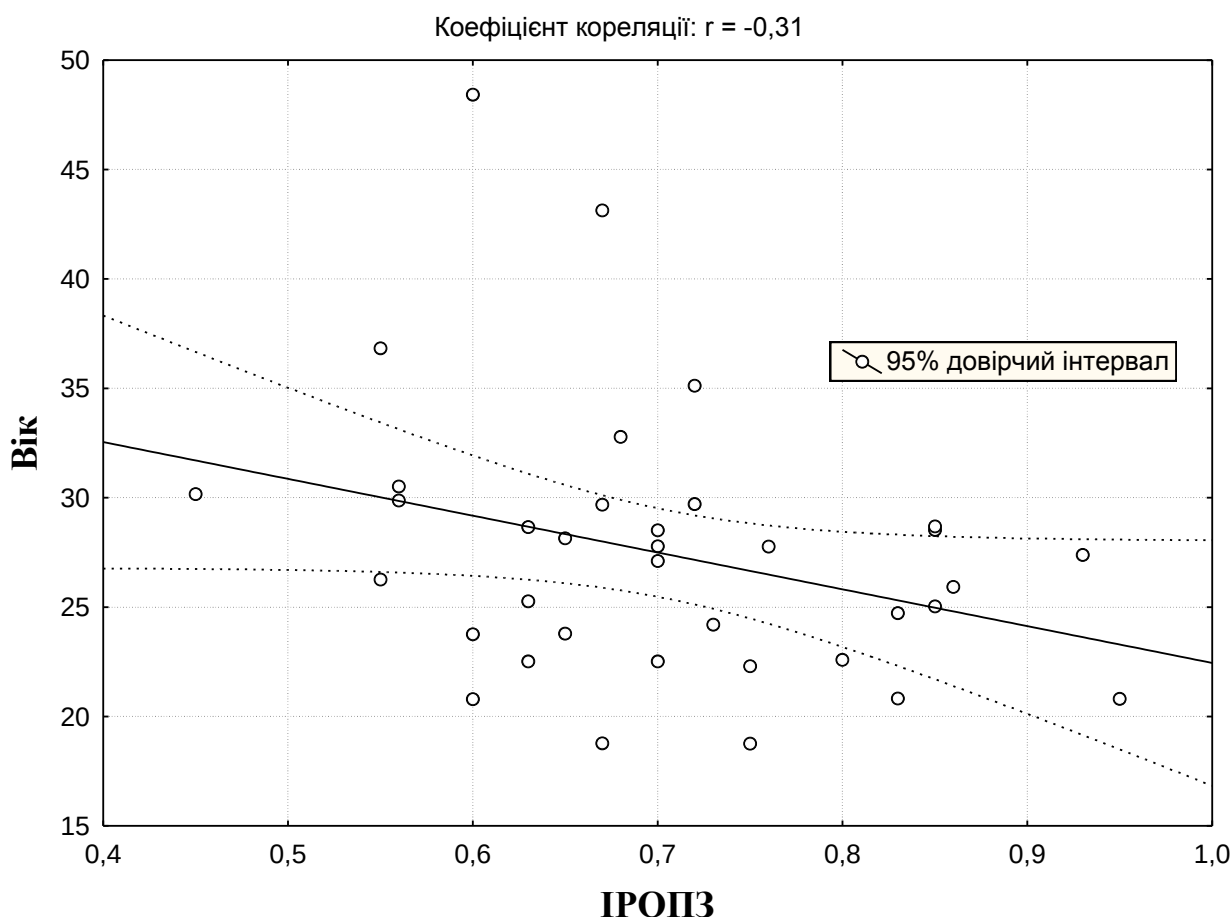


Рис. 6.5. Взаємозв'язок поміж віком та ІРОПЗ
у пацієнтів з композитними ендокоронками

У подальшому нами проведено аналіз з-поміж чоловіків (таблиця 6.3) та жінок. Встановлено, що більшість показників у чоловіків не відрізняються залежно від виду ендокоронок. Достовірна різниця виявлена лише щодо середнього значення ІРОПЗ (рис. 6.6): у чоловіків, які отримали металокерамічні ендокоронки значення даного показника становило $0,80 \pm 0,02\%$ та було

Таблиця 6.3

Значення аналізованих показників у чоловіків
з різними видами ендокоронки

	Композитні (n=10)	Прескераміка (n=7)	Металокераміка (n=11)
Горизонтальна стертість зубів, %	50,00±15,81	71,43±17,07	54,55±15,01
Бруксизм, %	50,00±15,81	42,86±8,7	54,55±15,01
ІРОПЗ	0,68±0,03	0,74±0,05	0,80±0,02*
Ясенний індекс GI (LoeSilness)	0,65±0,07	0,64±0,05	0,66±0,11
Дебондинг, %	0	0	0
Частковий/повний скол стілки зуба, %	0	0	0
Тріщина реставрації, %	0	0	0
Скол реставрації, %	10,00±2,49	0	9,09±2,67
Вторинний карієс, %	0	0	0

Примітка: * – наявна достовірна ($p<0,05$) різниця порівняно з групою «композитні»

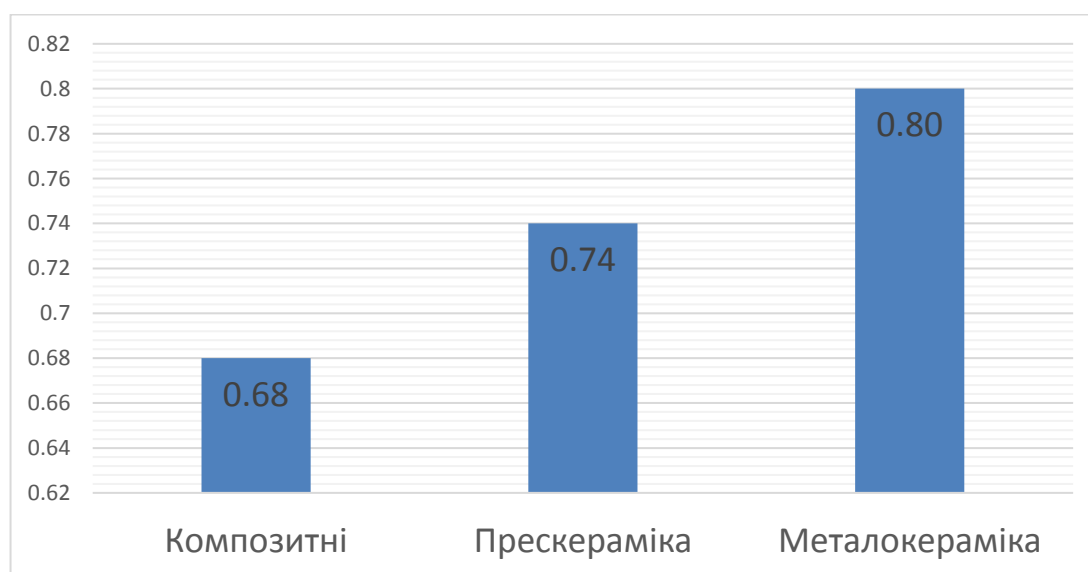


Рис. 6.6. Середні значення ІРОПЗ у чоловіків з різними видами ендокоронки.
достовірно ($p<0,05$) більшим ніж у групі чоловіків з композитними
ендокоронками, де ІРОПЗ становив $0,68\pm0,03\%$.

Аналогічний аналіз з-поміж жінок (таблиця 6.4) дозволив встановити, що у жінок, які отримали металокерамічні ендокоронки не було (0%) горизонтальної стертості зубів, що було достовірно менше порівняно з групою жінок із композитними ендокоронками (де даний показник становив $28,13 \pm 7,95\%$), та з прескерамічними – $54,55 \pm 15,01\%$. Поміж останніми двома групами теж встановлено достовірну ($p < 0,05$) різницю.

Таблиця 6.4.

Значення аналізованих показників у жінок з різними видами ендокоронок

	Композитні (n=32)	Прескераміка (n=11)	Металокераміка (n=5)
Горизонтальна стертість зубів, %	$28,13 \pm 7,95$	$54,55 \pm 15,01^*$	0*#
Бруксизм, %	$25,00 \pm 7,65$	$45,45 \pm 15,01$	$60,00 \pm 17,91$
ІРОПЗ	$0,73 \pm 0,02$	$0,70 \pm 0,05$	$0,73 \pm 0,05$
Ясенний індекс GI (LoeSilness)	$0,49 \pm 0,04$	$0,34 \pm 0,05^*$	$0,55 \pm 0,18$
Дебондинг, %	$3,13 \pm 0,98$	0	0
Частковий/повний скол стілки зуба, %	0	0	0
Тріщина реставрації, %	0	$18,18 \pm 5,63$	0
Скол реставрації, %	$18,75 \pm 4,90$	0*	0*
Вторинний карієс, %	$6,25 \pm 1,28$	0	0

Примітка: * – наявна достовірна ($p < 0,05$) різниця порівняно з групою «композитні»

– наявна достовірна ($p < 0,01$) різниця порівняно з групою «прескераміка»

Встановлено (рис. 6.7), що у жінок, які отримали прескерамічні ендокоронки середнє значення ясенного індексу GI (LoeSilness) становило $0,34 \pm 0,05\%$ та було достовірно ($p < 0,05$) менше порівняно з жінками, у яких були композитні ендокоронки (у них даний індекс в середньому становив $0,49 \pm 0,04\%$). Найбільше ж середнє значення аналізованого показника було у групі жінок з

металокерамічними ендокоронками, проте через велику дисперсію значень, достовірних відмінностей порівняно з іншими групами не було встановлено.

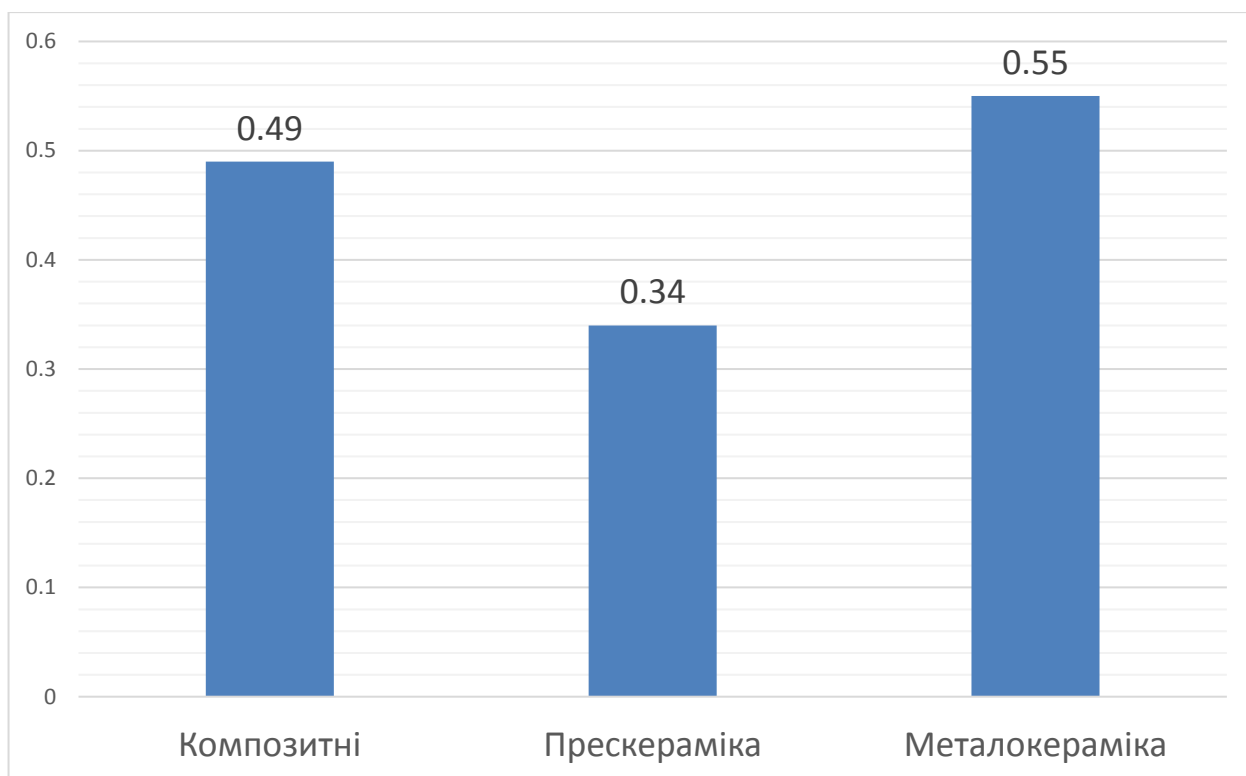


Рис. 6.7. Середні значення ясенного індексу GI (LoeSilness) у жінок з різними видами ендокоронки.

Отже, групи ендокоронки з металокераміки та прескераміки продемонстрували хороші результати функціонування та відсутність очікуваних ускладнень протягом терміну спостереження. Одиночний скол керамічного облицювання в групі металокерамічних ендокоронки може бути пов'язаний з помилкою на етапі оклюзійного пришліфовування, оскільки в пацієнта був обтяжений ортодонтичний статус відкритим прикусом з контактом на молярах. У групі прескерамічних ендокоронки спостерігаються дві поздовжніх тріщини на жувальній поверхні без сколів. Особливістю є те що дані дві ендокоронки розміщені на других молярах нижньої щелепи, а тріщини спостерігаються в ділянках дистально-язикових горбиків. Дане ускладнення пов'язане з низькою висотою клінічної коронки і товщиною ендокоронки в даних місцях. Додатково, другі моляри нижньої щелепи зазнають на 10% вище оклюзійне навантаження порівняно з першими молярами [28]. Два випадки вторинного карієсу кореня зуба

в контрольній групі композитних реставрацій призвели до необхідності заміни конструкції на армовану куксокореневою вкладкою та під'ясенно розміщеною повною коронкою. У п'яťох з семи зубів зі сколами частинок композиту з'явилися скарги на потрапляння їжі в міжзубний простір. З огляду на це, дані ситуації потребували повторного втручання за допомогою прямої методики. Поява вторинного карієсу спостерігалася у пацієнтів з низьким гігієнічним статусом порожнини рота. Композитну реставрацію з незначним дебондингом за бажанням пацієнтки залишили на спостереженні.

Аналізуючи дані результати можна зробити висновок, що при відбудові ендодонтично лікованих жувальних зубів зі зруйнованими двома апроксимальними стінками чи більш обширним руйнуванням твердих тканин, перевагу слід надавати виготовленню ендокоронки для подовження терміну функціонування конструкції та запобіганню появі найпоширеніших ускладнень.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Павличко Р. Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками / Роман Романович Павличко. // Новини стоматології. – 2018. – №4. – С. 57–61.

2. Макєєв В. Ф. Клінічна апробація ендокоронки у відновленні втраченої коронкової частини жувальних зубів / В. Ф. Макєєв, Р. Р. Павличко. // Стоматологічні новини. – 2016. – №15. – С. 55. *Спільно з науковим керівником проведено обстеження хворих, клінічну частину, проаналізовано та узагальнено результати та сформовано висновки, підготовку матеріалів до друку.*

3. Макєєв В. Ф. Методика вибору оптимальної геометричної форми порожнини в зубі для його лікування ендокоронкою / В. Ф. Макєєв, І. М. Заячук, Р. Р. Павличко. // «Інформаційні технології та комп'ютерне моделювання»; матеріали статей Міжнародної науково-практичної конференції, м. Івано-Франківськ. – 2017. – С. 399–402. *Здобувачем проведено огляд літератури, формування висновків, підготовка до друку матеріалів.*

4. Макєєв В. Ф. Статистичний аналіз впливу факторів ротової порожнини на появу ускладнень функціонування ендодонтично лікованих жувальних зубів відновлених різними методами / В. Ф. Макєєв, Р. Р. Павличко. // матеріали конференції "Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології". – 2019. – С. 45–48. *Спільно з науковим керівником проведено обстеження хворих, клінічну частину, проаналізовано та узагальнено результати та сформовано висновки, здобувач провів статистичне опрацювання даних, підготовку матеріалів до друку.*

АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

На теперішньому етапі розвитку стоматології розуміння необхідності формування непрямой відбудови ендодонтично лікованого жувального зуба вже на етапі завершення заповнення кореневих каналів є достатньо висвітленим. Це необхідно для якомога швидшого захисту твердих тканин зуба від оклюзійних сил, можливості відновити коронкову частину зуба матеріалом, що буде мати стабільний колір та структуру поверхні з плином часу, підтримання сталих оклюзійних контактів, як результат – стале функціонування порівняно із параметрами на момент фіксації. Дані принципи є загальноприйнятими в стоматології, зокрема в галузі ортопедичної стоматології, та визнані в галузі науки. Однак лікарі-практики не завжди реалізують їх в своїй діяльності [70].

В основному, причина полягає в тому що термін функціонування прямих композитних реставрацій представляється деяким лікарям значно довшим і майже аналогічним, в ендодонтично лікованих зубах, якщо їх прирівнювати до часу експлуатації непрямих реставрацій, тому вони не приділяють належну увагу відмінностям [28, 32]. Проте непрямі реставрації виконують ряд найважливіших функцій. З підвищенням площі ушкодження твердих тканин, прямо пропорційно збільшуються покази до їх застосування, а етап лікування терапевтичний заміщується ортопедичним. Добре виконані відбудови із застосуванням горбкового перекриття значно знижують ризик сколу стінок зуба залежно від того чи застосовується додатково скловолоконний штифт [118].

Головні функції непрямой реставрації – захисна, відновна, збереження жувального навантаження і запобігання компенсаційному зміщенню – ефект Попова-Годона, захист маргінального пародонту за рахунок правильної форми екватора вкладки чи коронки [54] та збереження сталого контактного пункту [17].

На даний час напівкоронки та вкладки не розглядаються як елементи, що призначені винятково для відбудови ендодонтично лікованих бічних зубів, але й можуть застосовуватися в специфічних ситуаціях на вітальних зубах. Напівкоронки, вкладки онлей і оверлей можуть застосовуватися за значного

каріозного ушкодження, що включає від двох до чотирьох поверхонь зуба, а також є ефективними для перебудови прикусу у разі патологічного стирання та ін.. [5].

Інформація щодо ендокоронок як різновиду вкладок та коронок для лікування одиночних бічних зубів є недостатньо вивчена в літературі, хоча даний напрямок є перспективним в умовах малоінвазивної стоматології майбутнього. Пацієнт теж вибере такий тип конструкції, якщо йому адекватно пояснити всі його переваги [31].

Якість виготовленої ендокоронки залежить від багатьох факторів, таких як кваліфікація лікаря, так і від фізико-хімічних і біологічних властивостей конструкційних матеріалів. Зазвичай ендокоронки виготовляються з цільнокерамічних матеріалів та інколи з композиту чи цільнометалеві.

Під час аналізу різних видів матеріалів для виготовлення ендокоронок, можна простежити, що жоден із них не є «ідеальним» для відбудови. Цільнокерамічні конструкції є більш естетичнішими порівняно з цирконієвими чи металевими ковпачками і мають більшу силу з'єднання до зуба, проте можуть зазнавати тріщин розламів і є відносно більш кошовними та складнішими у плані фіксації [11]. З іншого боку, діоксид цирконію та металокераміка забезпечують відносно середню естетику та хорошу стабільність але експериментальність адгезивного прикріплення ставить під питання довговічність фіксації даних ендокоронок на зубі [125].

Робота над покращенням незнімних постійних коронок довгий час йшла в галузі покращення матеріалів в плані функціональному та естетичному, а також спрощення та пришвидшення процесів виготовлення, зменшення кількості етапів.

На сьогоднішній день значну перспективу покладають на повноанатомічні фрезеровані конструкції CAD/CAM з кераміки чи цирконію [148].

Отже, постійне протезування ендокоронками чи вкладками у комплексі ендодонтичної та постендодонтичної реабілітації займає ключове місце. З моменту завершення терапевтичного лікування необхідно перекрити жувальні горбики зуба за допомогою даних конструкцій що мають високу міцність і

можуть захистити від перевантаження та бактеріальної інвазії. Винятки становлять зуби з повторним ендодонтичним лікуванням, де є значні периапікальні зміни, на загоєння яких потрібно очікувати тривалий період часу, щоб прийняти рішення про виготовлення вартісної покривної конструкції. В останні роки на стоматологічному ринку з'явилося багато підвидів основних груп матеріалів, що за деякими параметрами переважають основні [166, 155].

До недавнього часу протокол ведення бокових ендодонтично лікованих зубів був простим – малий дефект пломба, більший коронка /штифт. При цьому препарувалася значна кількість твердих тканин на повну коронку. Тому термін ендокоронка більш асоціюється з повною короною ніж з модифікованим оверлеєм. Проте сьогодні для успішного протезування термін оверлей чи непряма вкладка або ендокоронка більш підходять при застосуванні [141].

Кінцева відбудова має повністю відповідати вимогам пацієнта і максимально імітувати вигляд натурального зуба. Результат про те, чи буде певний матеріал відповідати клінічним вимогам, залежить від того що покажуть результати наукових досліджень його властивостей, по цій причині лікарі-стоматологи мають володіти знаннями про фізичні властивості всіх матеріалів, що доступні для виготовлення ендокоронки і мати можливість вибрати відповідний тип конструкції залежно від клінічної ситуації та вимог і можливостей пацієнта [169].

Однією з важливих особливостей цільнокерамічних матеріалів, що може викликати низку клінічних проблем, є можливість появи тріщин під час експлуатації, яка може бути спричинена порушенням чи спрощенням протоколу фіксації чи жувальними парафункціями м'язів. В результаті мікротріщини можуть спричинити проникнення мікрофлори в зуб, чи поширення самого дефекту вглиб тканин, що може призводити до відколу стінки зуба, порушення його цілісності [106]. Тому за даних обставин можна дослідити в даному ракурсі матеріали з більш міцнішим ковпачком такі як металокераміка та діоксид цирконію.

Незважаючи на значний прогрес у розвитку нових матеріалів для ендокоронки, якість ортопедичного лікування багато в чому визначається

комплексом факторів, серед яких стан організму пацієнта, кваліфікація лікаря, так і суб'єктивним ставленням лікаря і пацієнта до застосовуваних матеріалів. Паралельно з вдосконаленням ортопедичних матеріалів відбувається перегляд протоколів протезування ендокоронками, коронками, вкладками в сторону збільшення цифрових технологій не тільки на лабораторному але і клінічному етапах [79].

Саме тому, актуальними залишаються дослідження щодо вивчення факторів, які впливають на властивості сучасних матеріалів для виготовлення коронок і відповідно – ендокоронок на якість ортопедичного протезування жувальних зубів.

Отже, для забезпечення високої ефективності ортопедичного протезування ендокоронками необхідно ретельно вивчити механічні властивості матеріалів для них, розвиток процесів руйнування у вже готових конструкціях тощо. За аналізом літературних джерел дослідниками виділено дві основні групи, згідно вибраних методик для розв'язання окреслених вище завдань: 1 – випробування руйнуванням та 2 – розрахунок міцності незнімних ортопедичних конструкцій методом скінченних елементів (МСЕ).

Для отримання параметрів міцності різних типів конструкцій “зуб-ендокоронка” за квазістатичного навантаження у дослідженнях використано досвід останніх десятиліть що засвідчив високі потенційні можливості методу акустичної емісії (АЕ), який характеризується високою чутливістю до зародження і розвитку руйнування матеріалу в його малому об'ємі.

Для досягнення запланованої мети розв'язано наступні завдання: порівняно стан периапікальних тканин ендодонтично лікованих зубів із застосуванням коронок та зубів зі штифтовими конструкціями після лікування; вивчено міцнісні характеристики таких матеріалів для ендокоронок як прескераміка, діоксид цирконію, металокераміка та преполімеризований композит на предмет статичного та циклічного навантаження із різною силою; досліджено в експерименті міцність конструкції зуб-ендокоронка, виготовлених з різних матеріалів; проведено клінічні дослідження для оцінки ефективності

використання розробленої конструкції ендокоронки виготовлених з прескераміки, діоксиду цирконію, металокераміки та преполімеризованого композиту.

Лабораторні методи дослідження зреалізовані з використанням таких стоматологічних матеріалів як прескераміка (IPS e.max Press), діоксид цирконію (Prettau Zirkon), металокераміка (GC Initial MC), стоматологічний композит (Tetric N Ceram), а також фіксаційного цементу (RelyxU200) та зафіксованих у мелоті зубів.

Отже, досліджено один класичний матеріал для виготовлення ендокоронки – прес кераміка, два матеріали з яких частіше виготовляють повні коронки чи мостоподібні протези – діоксид цирконію та металокераміка та матеріал, який придатний в більшості випадків для прямих реставрацій – наногібридний композит.

Метод акустичної емісії був обраний як один з провідних для оцінки фізико-механічних властивостей матеріалів стоматологічного призначення для незнімних конструкцій.

Раптова перебудова у структурі матеріалу провокує появу пружних хвиль реєстрацію яких відносять до акустичної емісії. Зазвичай джерелами даного явища є тріщини чи ділянки пластичного деформування, динамічний розвиток яких і формує АЕ. Перетворювач може зафіксувати рух взірця через поширення пружних хвиль в структурі матеріалу. При збільшенні навантаження до сигналу можуть приєднуватися і інші наявні джерела емісії взірця. Пружні коливання на поверхні трансформуються встановленими перетворювачами у електричні, які необхідно ще підсилити і тоді можна реєструвати вимірювальним приладом. Отримані дані можна аналізувати та інтерпретувати.

Метод дає можливість у реальному часі реєструючи сигнали емісії досліджувати динаміку руйнування під час статичного та циклічного навантаження, вивчити процеси деформації.

Серед параметрів, що отримуються під час руйнування, є інформація про зміну структури матеріалу, дані про фізичні процеси, енергію руйнування,

швидкість деформації та ін.. Деформація як процес включає в себе перелік стадій, в кожній із яких є свої механізми, що в сумі перетворюється в загальний процес.

За допомогою спектрального аналізу можна опрацювати сигнали і дати характеристику їх частотному складу. Перетворення Фур'є є математичним засобом інтерпретації просторового сигналу в частотний графік.

Дослідженням підтверджено стадійність розвитку руйнування в крихких та в'язких матеріалах незалежно від структури, а параметри АЕ корелюють з аналогічними для кінетики розвитку дефектів та руйнування матеріалів.

За допомогою портативної восьмиканальної вимірювальної системи SKOP-8M сигнали зародження та розвитку руйнування були записані для подальшої обробки.

Експериментальні дослідження втомної міцності стоматологічних матеріалів проводилися в розроблених та виготовлених оригінальній експериментальній установці установці *BVCM-500*, а випробування на статичну тріщиностійкість і міцність проводили в установці СВР-5. Обидві розроблені у ФМІ ім. Г. В. Карпенка НАН України для лабораторних досліджень. Завдяки конструюванню під дослідження твердих матеріалів їх ефективно застосовувати для виконання акустико-емісійного (АЕ) контролю при проведенні дослідів.

Електронномікроскопічні дослідження матеріалів виконували за допомогою сканівного електронного мікроскопа (СЕМ) ZEISS EVO 40XVP.

Для дослідження за темою роботи використали 3 типи зразків. В першому типі зразки були пластинчасті прямокутні, їх використовували для визначення характеристик міцності і пластичності, а також статичної тріщиностійкості. В другому типі зразки теж пластинчасті прямокутні, їх застосовували для оцінки за умов циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою. Третю групу складали зуби у мелоті із зафіксованими ендокоронками виготовленими із чотирьох матеріалів у яких визначали характеристики руйнування конструкції «зуб-цемент-ендокоронка».

Для експериментальних досліджень були відібрані 22 моляри верхньої та нижньої щелеп, видалені за медичними показами. Зразки конструкцій “зуб-ендокоронка” виготовлялися за спланованою схемою.

Зразки навантажували стиском на установці СВР-5 за допомогою кулькового індентора (діаметр кульки – 4 мм) зі швидкістю його переміщення 0,002 мм/с. Під час експериментів на квазістатичний стиск одночасно записували акустико-емісійну інформацію за допомогою вимірювальної системи SKOP-8 [34]. Основні її налаштування: тривалість вибірки 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу 0,5 мкс; частота зрізу фільтра низьких частот 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %. Коефіцієнт підсилення АЕ тракту при цьому становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач). Смугу частот вимірювального АЕ тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ і вона дорівнювала 0,2...0,6 МГц. Для визначення напружень, які виникають у місці контакту кульки індентора з матеріалом зразка, використовували розв’язок задачі Герца.

Для циклічного навантаження зразки виготовляли за технологіями виробника по 3 штуки кожного виду. Вони мали форму дисків товщиною 4 мм та діаметром 16 мм. Дослідження проводили у два етапи: (1) – за циклічного навантаження силою жувального тиску 450 Н; (2) – за циклічного навантаження силою 750 Н. Максимальна кількість циклів 500000, кількість циклів початку руйнування реєстрували за параметрами АЕ. Електродвигун 1 типу ДШИ-200 (швидкість обертів у діапазоні 0,15...3 об/с), який обертається зі швидкістю 2 об/с, за допомогою ексцентрика через коромисло веде до зворотно-поступального руху штока на кінці якого закріплений індентор з кулькою діаметром 4 мм для навантаження зразка, зафіксованого на опорі.

Для мікроскопічного дослідження на поверхню досліджуваних взірців напилювали тонку плівку електропровідника.

Виявлено, що досліджувані матеріали за здатністю чинити опір тріщиноутворенню по різному проходять стадії руйнування, а за першим виникненням сигналів акустичної емісії (АЕ), їх можна розставити від найвищих

показників до найнижчих в наступному порядку: Prettau Zirconia (Zirkonzahn GmbH, Німеччина), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Ліхтенштейн), GC Initial MC (GC Corporation, Японія), Дентин зуба, Relyx U200 (3M ESPE, США), Fine Nano Q (Ardenia, Німеччина), а за величинами при яких з'являються макротріщини послідовність була наступна: Prettau Zirconia, IPS e.max Press, GC Initial MC, Дентин зуба, Fine Nano Q, Relyx U200. В результаті зроблено висновок, що у всіх зразках, під час їх стиску, руйнування розпочиналося за напружень σ_{AE} значно нижчих, ніж напруження руйнування σ_M , а за показниками міцності діоксид цирконію знаходився на першому місці оскільки не зазнав тріщиноутворення за напружень, які сягали 215 МПа. Найнижча міцність була притаманна фіксаційному цементу.

Проте набагато показовішими були експерименти із взірцями «зуб-ендокоронка» за здатністю чинити опір тріщиноутворенню, оскільки тут приймали додатково участь зуб в мелоті та фіксаційний цемент, що значно вплинуло на результати і було більш наближеним до умов ротової порожнини. Отож за першим виникненням сигналів акустичної емісії (АЕ), було виявлено та розставлено зафіксовані на зубі ендокоронки в порядку від найміцнішого до найслабшого: Prettau Zirconia (Zirkonzahn GmbH, Німеччина), GC Initial MC (GC Corporation, Японія), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Ліхтенштейн), Fine Nano Q (Ardenia, Німеччина), а за макропоказником в'язкості руйнування: GC Initial MC, Prettau Zirconia, IPS e.max Press, Fine Nano Q. Ендокоронки з Діоксиду цирконію за появою мікротріщин знаходилися на першому місці (58 МПа) а за появою макротріщин – металокераміка (80 МПа), а найнижча міцність у стоматологічного композиту (16/22,5 МПа), відповідно. У всіх зразках, під час їх стиску, руйнування розпочиналося за напружень σ_{AE} значно нижчих, ніж напруження руйнування σ_M , проте металокераміка і діоксид цирконію проявили себе значно краще з позиції захисту зуба при порівнянні двох етапів дослідження.

Під дією циклічного навантаження (500 тис. циклів) у всіх стоматологічних матеріалах відбувалось втомне руйнування. У прес кераміці втомне руйнування

відбувалось поетапно вглибину матеріалу з утворенням мікрократера з гладкими гранями, активно розвивалось після 360 тис. циклів навантаження. У металокераміці поступово вилущувалися окремі прошарки керамічного покриття (фасетки відколу) та локально з'являлися мікротріщини у місцях ймовірного розташування мікродефектів після 125 тис. циклів навантаження. У композиті втомне руйнування відбувалось з утворенням мікрократера округлої форми з дугоподібними гребенями та мікротріщинами, розташованими від центра до його країв, активно розвивалось після 53–60 тис. циклів навантаження. У адгезивному цементі мікрократер має форму півсфери з мікротріщинами, розташованими на дні, та макротріщиною на контурі після 10–20 тис. циклів навантаження. Кращі показники продемонструвала прескераміка. Тому даний вид матеріалу без додаткового напікання керамічних мас можна рекомендувати для застосування при виготовленні ендокоронки за умов патологічного стирання зубів. Також значно вищими показниками щодо циклічної зношуваності володіє діоксин цирконію і через це його не включали в другий етап експерименту, оскільки дослідження тривали надто довго без результату. Проте ведуться дискусії чи доцільно застосовувати повноанатомічний цирконій в умовах ротової порожнини. Композитний фіксаційний цемент внаслідок пористості, спричиненої нижчим показником наповнення, продемонстрував досить слабкі показники зношування. З огляду на це границі ендокоронки та вкладок на ендодонтично лікованих зубах не рекомендовано розташовувати на оклюзійній поверхні, особливо в точках оклюзійних чи міжзубних контактів.

Після ендодонтичної підготовки зубів під ендокоронки та композитні реставрації всім 47 пацієнтам було виготовлено 34 ендокоронки з яких 18 прескерамічні та 16 металокерамічні, а також відновлено композитними реставраціями 42 зуба тим, хто входив у контрольну групу через відмову від лікування ендокороною чи коронкою.

Клінічна оцінка результатів здійснювалася протягом терміну від 6-ти місяців до 2-х років за критеріями: вторинний карієс, дебондінг, профарбовування

межі фіксації, мікросколи відбудови, повна втрата реставрації, частковий скол стінки зуба.

Результати віддалених спостережень в обох групах ендокоронки не виявили значних ускладнень згідно критеріїв дослідження, окрім одного випадку сколу керамічного облицювання в групі металокерамічних ендокоронки, що спостерігався у пацієнта з відкритим прикусом і обтяженим ортодонтичним статусом та двох випадків появи тріщин без сколу на нижніх сьомих зубах, що пов'язано з малою товщиною прес кераміки у ділянці дистально-язикового горба. В контрольній групі композитних реставрацій кількість ускладнень статистично переважала. Серед них за кількістю: вторинний карієс – 2 випадки, дебондінг – 1, мікросколи відбудови – 7, повна втрата реставрації – 0, частковий скол стінки зуба – 0.

Опрацювавши результати досліджень, зробили висновок, що металокерамічні ендокоронки можуть мати аналогічну ефективність при відбудові ендодонтично лікованих жувальних зубів зі зруйнованими двома апроксимальними стінками чи більш обширним руйнуванням твердих тканин як і ендокоронки із прескераміки. Цим двом варіантам слід надавати перевагу якщо пацієнт очікує на довготривалий термін функціонування протезної роботи. Теоретично ендокоронки з діоксиду цирконію можуть бути ефективними у пацієнтів з бруксизмом та патологічною стертістю, якщо вирішити питання їх прикріплення (пошук адгезивних варіантів, створення шорохуватої поверхні тощо).

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведено теоретичне узагальнення та нове вирішення науково-практичного завдання покращення ефективності ортопедичного лікування хворих зі значними дефектами твердих тканин зубів, у яких проведено ендодонтичне лікування, шляхом визначення порівняльної оцінки стійкості і міцності ендокоронки виготовлених із різних конструкційних матеріалів.

1. Встановлено, що ендодонтично ліковані зуби зі стандартними металевими штифтами, які були покриті коронками мали меншу кількість патологічних змін у порівнянні з зубами, не покритими коронками ($8,7 \pm 4,16\%$ до $27,3 \pm 7,64\%$). Особливістю штифтових конструкцій є зменшення ймовірності розгерметизації під дією оклюзійних сил кореневої системи зуба. Виявлено що литі штифтові конструкції статистично ефективніші у порівнянні до стандартних металевих штифтів. Проведений аналіз показав, що зуби з інтактною пульпою покриті коронками мали найнижчий показник периапікальних змін серед усіх груп, що вказує на застосування даного методу як методу вибору при покритті вітальних зубів штучними коронками. Підтверджено необхідність високоякісного як коронкового так і кореневого герметизму для запобігання появи периапікальних змін.

2. Виявлено що за схемою випробувань зразків стоматологічних матеріалів, які руйнувалися під навантаженням стиску, зразок із діоксиду цирконію не зазнав тріщиноутворення за напружень, які сягали 215 МПа. Серед досліджуваних стоматологічних матеріалів за показниками міцності він перебуває на першому місці. За ним ідуть у порядку спадання: прескераміка 99 МПа, металокераміка 82 МПа, зуб (дентин), стоматологічний композит 24 МПа та фіксаційний цемент 17 МПа.

3. Доведено, що під дією циклічного навантаження (500 тис. циклів) у всіх стоматологічних матеріалах відбувалось втомне руйнування. У прескераміці, яка належить до крихких матеріалів, втомне руйнування відбувалось поетапно

вглибину матеріалу з утворенням мікрократера з гладкими гранями. За аналізом акустограм руйнування розвивалось активно після 360 тис. циклів навантаження. Розвиток руйнування у металокераміці відбувався унаслідок поступового вилущування окремих прошарків керамічного покриття (фасетки відколу). Акустограми показують, що руйнування розвивалось активно після 125 тис. циклів навантаження. Руйнування композиту відбувалося унаслідок витиснення зі структури дрібних часток матеріалу та росту мікротріщин вглиб матеріалу. За аналізом акустограм руйнування розвивалось активно після 53 тис. циклів навантаження. Руйнування фіксаційного цементу поширювалось радіально від центра прикладання навантаження за поверхнею матеріалу з незначним заглибленням в епіцентрі. Відповідно до акустограм руйнування розвивалось активно після 10 тис. циклів навантаження.

4. Встановлено, що згідно з результатами експериментів зародження руйнування системи «зуб-цемент-ендокоронка» починається з руйнування тканин зуба і залежить від багатьох фізичних чинників, зокрема від зміни геометрії основи (зуба), її біологічної природи та інших фізіологічних особливостей. У всіх зразках ортопедичних конструкцій, під час їх стиску, руйнування розпочинається за напружень σ_{AE} нижчих, ніж їх максимальна міцність σ_M . Водночас для конструкцій ендокоронки з металокераміки різниця між напруженнями зародження руйнування σ_{AE} та максимальною міцністю σ_M значно більша порівняно з іншими. Це зумовлено, очевидно, наявністю металевої основи, яка робить конструкцію еластичнішою і стримує її повне руйнування за втрати жорсткості основи внаслідок руйнування зуба. Міцність руйнування зразків зі стоматологічних матеріалів у всіх випадках вища, ніж міцність руйнування конструкцій із відповідними ендокоронками. Під час деформування за втрати жорсткості основи, руйнування конструкцій настає за напружень σ_M , які нижчі від цього показника для даного матеріалу. Отже, на стійкість до руйнування конструкцій з ендокоронками визначальний вплив має міцність зуба, руйнування якого спричиняє передчасний вихід ортопедичної конструкції з ладу.

5. Виявлено що ендокороники з металокераміки та прескераміки продемонстрували найкращі результати функціонування та відсутність очікуваних випадків ускладнень ($11,11 \pm 2,41\%$ тріщини прескерамічних ендокоронок та $6,25 \pm 1,05\%$ сколів кераміки металокерамічних ендокоронок ускладнень) протягом всього терміну спостереження у порівнянні з композитними онлей, інлей реставраціями ($16,67 \pm 3,75\%$ сколів реставрацій, $4,76 \pm 1,29\%$ вторинний карієс, $2,38 \pm 0,35\%$ дебондинг). Аналіз лабораторних і клінічних порівняльних результатів дослідження щодо ендокоронок і композитних реставрацій показує, що під час відбудови ендодонтично лікованих бічних зубів зі зруйнованими двома апроксимальними стінками чи більш обширним руйнуванням твердих тканин, перевагу слід надавати виготовленню ендокоронок для подовження терміну функціонування конструкції та запобіганню появі найпоширеніших ускладнень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Богданов В. Л. Осесиметрична задача про приповерхневу тріщину нормального відриву в композитному матеріалі з залишковими напруженнями // Математичні методи та фізико-механічні поля. 2007. № 2 (50). С. 45–54.
2. Вессел Э., Кларк У., Пройл У. Расчеты стальных конструкций с крупными сечениями методами механики разрушения // Новые методы оценки сопротивления металлов хрупкому разрушению / пер. с англ. под ред. Ю. Н. Работнова. Москва: Мир, 1974. С. 213–244.
3. Романив О. Н., Ткач А. Н., Ленец Ю. Н., Попов А. А. Влияние закрытия трещин усталости на припороговую трещиностойкость конструкционных сталей // Физико-химическая механика материалов. 1986. № 2. С. 43–50.
4. Прокопенко А. В., Торгов В. Н., Ежов В. Н., Герцов Л. Б. Влияние режима нагружения на скорость роста усталостных трещин в нержавеющей сталях на воздухе и в растворе морской соли // Проблемы прочности. 1983. № 12. С. 41–45.
5. Гарбер Д. А., Голдштейн Р. Э. Эстетическая реставрация боковых зубов. Вкладки и накладки. Москва: МЕДпресс-информ, 2009. 152 с.
6. Георгиев М. Г. Догадушкин В. Ю., Межов Н. Я. Зависимость скорости роста усталостной трещины в Ст3 от размеров и ориентации образца // Физико-химическая механика материалов. 1981. № 3. С. 18–24.
7. Германчук С. М. Патологічні зміни твердих тканин зубів, обумовлені застосуванням незнімних зубних протезів, та їх профілактика: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Нац. мед. акад. післядиплом. освіти ім. П. Л. Шупика. Київ, 2013. 16 с.
8. Годованый В. О., Судова О. Я., Піх А. З. Штифтові конструкції в ортопедичній стоматології // Новини стоматології. 2001. № 3. С. 49–54.
9. Дидик Н. М. Планування, клінічне обґрунтування та прогностична оцінка результатів незнімного протезування з опорними ендодонтично

лікованими зубами: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Львів. нац. мед. ун-т ім. Данила Галицького. Львів, 2008. 20 с.

10. Жаров М., Д'арканжело К. ЭндоПрактика. Восстановление зубов после эндодонтического лечения. Львів: ГалДент, 2014. 336 с.

11. Жолудев Д. С., Медведев А. Н., Жолудев С. Е. Обоснование применения керамических вкладок при лечении кариозных поражений II класса по блэку жевательной группы зубов // Ортопедическая стоматология. Проблемы стоматологии. 2013. № 3. С. 40–45.

12. Романив О. Н., Никифорчин Г. Н., Зима Ю. В., Вольдемаров А. В. Кинетика и механизм роста коррозионно-усталостных трещин в сталях ферритно-перлитного класса // Физико-химическая механика материалов. 1983. № 1. С. 29–39.

13. Кордіяк А. Ю., Дидик Н. М., Павличко Р. Р. Дослідження стану периапікальних тканин зубів залежно від типу застосованих штифтових конструкцій із відновленням або без відновлення коронкової частини штучними коронками // Український стоматологічний альманах. 2016. № 3. С. 55–58.

14. Костенко Є. Я. Клініко-експериментальне обґрунтування застосування вдосконаленої методики ортопедичного лікування зубів, зруйнованих нижче рівня ясен: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Нац. мед. академія післядип. освіти ім. П. Л. Шупика. Київ, 2009. 21 с.

15. Лабунец В. А., Диева Т. В., Лепский В. В. Методическое обоснование и организационные основы преемственности работы врачей стоматологов-ортопедов и зубных техников, при различных медикотехнологических способах изготовления зубных протезов // Вісник Стоматології. 2014. № 4. С. 81–85.

16. Лебедев А. А., Чаусов Н. Г. Феноменологические основы оценки трещиностойкости материалов по параметрам спадающих участков диаграмм деформаций // Проблемы прочности. 1983. № 2. С. 6–10.

17. Лещук Л. С. Зносостійкість стоматологічних матеріалів при динамічному контакті з твердими тканинами зуба. Експериментальне дослідження // Новини стоматології. 2014. № 1. С. 105–110.

18. Лурье А. И. Теория упругости. Москва: Наука, 1970. 940 с.
19. Магне П., Бельсер Ю. Адгезивные керамические реставрации передних зубов. Москва: МЕДпресс-информ, 2012. 408 с
20. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., Павличко Р. Р. Вплив циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою на поверхню металокерамічних і прескерамічних ендокоронки // Современная стоматология. 2018. № 2. С. 76–79.
21. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., Павличко Р. Р. Дослідження взаємодії циклічного навантаження силою жувального тиску й більшою поверхнею композитних ендокоронки і фіксувального цементу // Современная стоматология. 2018. № 3. С. 72–75.
22. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., Поташник І. Р., Плахтій Р. М. Експериментальна оцінка міцності штифтових конструкцій // Український стоматологічний альманах. 2012. № 1. С. 70–74.
23. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., Павличко Р. Р. Експериментальне вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок виготовлених із різних протетичних матеріалів, для відновлення зруйнованих коронок бічних зубів // Новини стоматології. 2018. № 1. С. 76–81
24. Макєєв В. Ф., Павличко Р. Р. Клінічна апробація ендокоронки у відновленні втраченої коронкової частини жувальних зубів // Стоматологічні новини. 2016. № 15. С. 55.
25. Макєєв В. Ф., Павличко Р. Р. Оцінювання зародження руйнування матеріалів металокераміка та композит, що застосовуються в конструкціях зуб-ендокоронки за циклічного навантаження // Сучасні підходи до профілактики, діагностики та лікування захворювань тканин пародонта і слизової оболонки порожнини рота: матеріали наук.-практ. конф. (м. Тернопіль, 19–21 квіт., 2018 р.). Тернопіль, 2018. С. 65–66
26. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., Павличко Р. Р. Порівняльна оцінка міцнісних характеристик матеріалів, використовуваних для виготовлення ендокоронки // Новини стоматології: наук.-практ. журн. 2017. № 3. С. 59–64.
27. Макєєв В. Ф., Павличко Р. Р. Статистичний аналіз впливу факторів

ротової порожнини на появу ускладнень функціонування ендодонтично лікованих жувальних зубів відновлених різними методами // Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології: матеріали конф. (м. Вінниця, 10–11 трав., 2019 р.). Вінниця, 2019. С. 45–48.

28. Маланыин И. В. Влияние реставрации на прогноз эндодонтического лечения // Проблемы стоматологии. 2007. № 4. С. 10–14.

29. Малашенков С. П., Вовнянов А. Г., Бенгус Г. Ю. Влияние ширины и толщины образца на вязкость разрушения и параметры диаграммы усталостного разрушения полу фабрикатов из алюминиевых сплавов // Трещиностойкость материалов и элементов конструкций. Киев: Наук. думка, 1980. С. 269–273.

30. Масс-зарядовые спектры многозарядных ионов и морфология разрушения оптических материалов, образованные при многократном воздействии излучения лазера / М. Р. Бедилов и др. // Оптические методы в современной физике: матер. конф. Ташкент, 1985. С. 117–118.

31. Махкамов Т. Ю. Протетическая реставрация зубов комбинированными вкладками // Стоматология. 2007. № 4. С. 40–46.

32. Машту П. Важность апикальной и коронковой герметизации // Эндодонтическая практика. 2006. № 4. С. 17–23.

33. Модуль упругости и коэффициенты Пуассона для некоторых материалов // ЧНТУ Кафедра технологій зварювання та будівництва. URL: http://www.sopromat.org.ua/sopromat_files/sprav/mod_pr.htm (Дата звернення: 05.09.2016).

34. Назарчук З. Т., Скальський В. Р. Акустико-емісійне діагностування елементів конструкцій: у 3 т. Київ: Наук. думка, 2009. Т. 3. Засоби та застосування методу акустичної емісії. 328 с.

35. Трощенко В. Т., Ясний, П. В. Покровский В. В., Подколызин В. Ю. О природе разброса вязкости разрушения при статическом нагружении // Проблемы прочности. 1990. № 2. С. 10–16.

36. Ожоган І. А., Герелюк В. І., Ожоган З. Р. Аналіз експертної оцінки реставрацій бічних зубів // Український стоматологічний альманах. 2014. № 4.

С. 29–33.

37. Осташ О. П. Исследование кинетики низкотемпературного усталостного разрушения конструкционных сталей и алюминиевых сплавов: автореф. дис. ... канд. техн. наук: 05.16.01 / Физ-мех. ин-т им. Г. В. Карпенка. Львов, 1978. 21 с.

38. Павленко А. В., Тимофеев А. А. Неспецифическая общая резистентность организма при использовании металлических конструкций несъемных зубных протезов // Современная стоматология. 2004. № 1. С. 122–124.

39. Павленко М. О., Павленко В. М., Арендарюк В. Н., Ступницкая Е. Н. Підготовка зубів пацієнтів при протезуванні незнімними протезами // Современная стоматология. 2003. № 1. С. 97–99.

40. Павличко Р. Р. Вивчення міцнісних характеристик композитних ендокоронки для ендодонтично лікованих зубів // Матеріали наук.-практ. конф. молодих вчених, присвяченої 25-річчю НАМН (м. Київ, 23 бер., 2018 р.). Київ, 2018. С. 213.

41. Павличко Р. Р. Оцінка наявності периапікальної патології ендодонтичнолікованих зубів в аспекті подальшого включення у ортопедичну конструкцію // Хист: журн.: матеріали III Міжнар. медико-фармацевтичного конгресу студентів і молодих вчених «Актуальні питання медицини та фармації» (м. Чернівці, 6–8 квіт., 2016 р.). Чернівці, 2016. № 18. С. 518.

42. Павличко Р. Р., Макєєв В. Ф. Оцінювання зародження руйнування прескераміки та композиту для конструкцій зуб-ендокоронка за циклічного навантаження // Інноваційні технології в сучасній стоматології: матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю (м. Івано-Франківськ, 22–24 бер., 2018 р.). Івано-Франківськ, 2018. С. 69–70.

43. Павличко Р. Р., Дидик Н. М. Причини виникнення ускладнень після армування зубів штифтовими конструкціями за результатами віддалених клінічних спостережень // Клінічна стоматологія: матеріали VII наук.-практ. конф. «Інноваційні технології в стоматології» (м. Тернопіль, 25 вер., 2015 р.). Тернопіль, 2015. № 3. С. 138–139.

44. Павличко Р. Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками // Новини стоматології. 2018. № 4. С. 57–61.
45. Панасюк В. В. Механика квазіхрупкого руйнування матеріалів. Київ: Наук. думка, 1991. 416 с.
46. Панасюк В. В., Андрейків О. Є., Партон. В. З. Основи механіки руйнування. Київ: Наук. думка, 1988. 488 с.
47. Персань В. С. Підсумки роботи стоматологічної служби Івано-Франківської області за 2006–2009 роки // Дентальні технології. 2010. Спец. вип. С. 58–73.
48. Покровский В. В. Исследование влияния низких температур на закономерности развития усталостных трещин в стали 10ГН2МФА / В. В. Покровский // Проблемы прочности. 1978. № 5. С. 39–44.
49. Похмурский В. И. Гнып И. П. Влияние циклического нагружения и водных сред на скорость роста трещины в сталях // Физико-химическая механика материалов. 1982. № 3. С. 28–37.
50. Прохоров С. Л. Экспериментальное исследование функциональных свойств литых коронково-корневых вкладок // Современная стоматология. 2006. № 4. С. 125–130.
51. Риттер Р. Г. Выбор штифтовой конструкции для эстетического восстановления фронтальной группы зубов // Панорама ортопедической стоматологии. 2007. № 3. С. 12–13.
52. Романив О. Н., Никифорчин Г. Н. Механика коррозионного разрушения конструкционных сплавов. Москва: Металлургия, 1986. 294 с.
53. Романив О. Н., Никифорчин Г. Н., Козак Л. Ю. Циклическая трещиностойкость конструкционных сталей в газообразном водороде // Физико-химическая механика материалов. 1986. № 5. С. 3–15.
54. Ронь Г. И., Дуброва Н. А. Оценка возможности прогнозирования результатов эндодонтического лечения // Уральский медицинский журнал. 2008. № 10. С. 98–100.

55. Скальський В., Станкевич О., Макєєв В., Павличко Р. Руйнування стоматологічних конструкцій зуб-ендокоронка під квазістатичним стиском // Матеріали 13-ого Міжнар. симпозіуму українських інженерів-механіків у Львові (м. Львів, 18–19 трав., 2017 р.). Львів: КІНПАТРИ ЛТД, 2017. С. 48–50.

56. Симинькович В. Н. Гладкий Я. Н., Деев Н. А. Построение кинетических диаграмм усталости по результатам испытаний на машине с жёстким нагружением образцов разной толщины // Методы и средства оценки трещиностойкости конструкционных материалов. Киев: Наук. думка, 1981. С. 228–231.

57. Скальський В. Р., Божидарнік В. В., Станкевич О. М. Акустико-емісійне діагностування макроруйнування конструкційних матеріалів. Київ: Наук. думка, 2014. 262 с.

58. Скальський В. Р., Андрейків О. Є. Оцінка об'ємної пошкодженості матеріалів методом акустичної емісії. Львів: ВЦ ЛНУ ім. Івана Франка, 2006. 330 с.

59. Слепян Л. И. Механика трещин. Ленинград: Судостроение, 1981. 296 с.

60. Сталь марки ШХ15 // Центральный металлический портал РФ. URL: http://metallcheckiy-portal.ru/marki_metallov/stk/SHX15 (Дата звернення: 05.09.2016).

61. Стоматологічна кераміка // Ukr Bukva. URL: <http://ukrbukva.net/page,10,107547-Stomatologicheskaya-keramika.html> (Дата звернення: 10.11.2017).

62. Технология изготовления металлокерамических конструкций // Neo Stom. Актуальная информация о современной стоматологии. URL: <http://neostom.ru/metallokeramicheskie-zubnie-protezi/technologiya-izgotovleniya-metallokeramicheskikh-konstruktsiy.html> (Дата звернення: 15.11.2017).

63. Трощенко В. Т., Прокопенко А. В., Торго В. Н. Влияние раствора морской соли на скорость роста усталостных трещин в нержавеющей сталях и сплаве ВТЗ-1 // Проблемы прочности. 1981. № 4. С. 69–73.

64. Трощенко В. Т., Покровский В. В., Ясний П. В. Влияние температуры и асимметрии цикла нагружения на характеристики трещиностойкости теплоустойчивых сталей // Проблемы прочности. 1983. № 8. С. 6–15.
65. Трощенко В. Т. Деформирование и разрушение металлов при малоцикловом нагружении. Київ: Наук. думка, 1981. 343 с.
66. Туати Б., Миара П., Нетенсон Д. Эстетическая стоматология и керамические реставрации. Москва: Высш. образование и наук., 2004. 448 с.
67. Удод А. А., Хачатурова К. М. Пути оптимизации качества апроксимальных реставраций жевательных зубов // Український стоматологічний альманах. 2010. № 5. С. 14–17.
68. Усталость и циклическая трещиностойкость конструкционных материалов / О. Н. Романив и др. Киев: Наук. думка, 1990. 680 с.
69. Фридман Д. Эстетическое лечение с использованием методики восстановления на штифте // Клиническая стоматология. 2007. № 2. С. 20–21.
70. Хватова М. Д. Восстановление депульпированных зубов различными методами // Врач-аспирант. 2015. № 68. С. 211–215.
71. Цирконієві коронки на зуби – з оксиду і діоксиду цирконію // Лікування хвороб. URL: <http://momandkids.net.ua/likyvana-xvorobs/2041-zirkonievi-koronki-na-zyby.html> (Дата звернення: 25.10.2016).
72. Черепанов Г. П. Механика хрупкого разрушения. Москва: Наука, 1974. 640 с.
73. Ярема С. Я., Остап О. П. О применении кинетического уравнения для описания температурной зависимости скорости роста усталостной трещины // Физико-химическая механика материалов. 1976. № 5. С. 48–51.
74. Ярема С. Я. Полутранко И. Б. Рост усталостной трещины в вакууме и газовых средах // Физико-химическая механика материалов. 1983. № 4. С. 37–47.
75. Ясний П. В. Методика и некоторые результаты исследования закономерностей развития усталостных трещин при плоском изгибе в условиях низких и высоких температур // Проблемы прочности. 1980. № 5. С. 78–81.
76. Ясний П. В. Пластично деформовані матеріали: в тома і

тріщинотривкість. Львів: Світ, 1998. 292 с.

77. Naik R. A. , Lanning D. B., Nicholas T., Kolemeyer A. R. A critical plane gradient approach for prediction of notched HCF life // International Journal of Fatigue. 2005. № 5 (27). P. 481–492.

78. A four to six years follow-up of indirect resin composite inlays/onlays / Leirskar J. et al. // Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica. 2003. № 61. P. 247–251.

79. Patz S. B., Bishti S., Stampf S., Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data // JADA. 2014. № 145. P. 1133–1140.

80. Alghazzawi T. F., Janowski G.M. Correlation of flexural strength of coupons versus strength of crowns fabricated with different zirconia materials with and without aging // The Journal of the American Dental Association. 2015. № 146 (12). P. 904–912.

81. All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue / C. F. Stappert et al. // American Journal of Dentistry. 2005. № 4 (18). P. 275–280.

82. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance / C. F. Stappert et al. // American Journal of Dentistry. 2007. № 1 (20). P. 21–26.

83. Arola D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces // Dental Materials: Journal. 2017. № 4 (33). P. 367–381.

84. Asmussen E., Peutzfeldt A., Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth // The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005. № 94. P. 321–329.

85. Asmussen E. Peutzfeldt A., Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts // Dental Materials: Journal. 1999. № 27. P. 275–278.

86. Assif D., Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth // The Journal of Prosthetic Dentistry. 1994. № 71.

P. 565–567.

87. Biacchi G. R. Basting R. T. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns // Oper Dent. 2013. № 2 (37). P. 130–136.

88. Biacchi G. R., Basting R. T. Comparison of Fracture Strength of Endocrowns and Glass Fiber Post-Retained Conventional Crowns // Operative Dentistry. 2012. № 2 (37). P. 130–136.

89. Bindl A., Mormann W. H. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years – preliminary results // The Journal of Adhesive Dentistry. 1999. № 1 (3). P. 255–265.

90. Bindl A., Luthy H., Mormann W. H. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns // Dental Materials. 2006. № 1 (22). P. 29–36.

91. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II: evaluation of fatigue behaviour, interfaces, and in vivo studies / Dietschi D. et al. // Quintessence International. 2008. № 39. P. 117–129.

92. Bogdanov V. L. Influence of initial stresses on fracture of composite materials containing interacting cracks // Математичні методи та фізико-механічні поля: журнал. 2008. № 3 (51). С. 176–185.

93. Brown M. W., Miller K. J. A theory for fatigue failure under multiaxial stress-strain conditions // Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. 1973. Vol. 187. P. 745–755.

94. Brown M. W., Miller K. J. Biaxial cyclic deformation behavior of steels // Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures. 1979. № 1. P. 93–106.

95. CAD/CAM системи в стоматології // Мастер Дент. URL: <http://masterdent.kiev.ua/ru/cadcam-sistemy-v-stomatologii.html> (Дата звернення: 24.11.2016).

96. Can Fiber Posts Increase Root Stresses and Reduce Fracture? / F. V. Santos et al. // Journal of Dental Research. 2010. № 6 (89). P. 587–591.

97. Capturing motions and forces of the human masticatory system to replicate chewing and to perform dental wear experiments / D. Raabe et al. // Proceedings of the 24th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems (Bristol, 27–30 June 2011). Bristol, United Kingdom, 2011. P. 1–6.
98. Carpinteri A. Handbook of Fatigue Crack Propagation in Metallic Structures. 1st ed. Amsterdam; New York: Elsevier, 1994. 952 p.
99. Lin Ch.-K. Mean Ch.-Ch. Ch. Stress effects an low-cycle fatigue for a precipitation-hardening marten-sitic stainless steel in different tempers // Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures. 2000. Vol. 23. P. 545–553.
100. Christensen G. J. Posts and cores: state of the art // Journal of the American Dental Association. 1998. № 129. P. 96–97.
101. Clausen J. O., Abou T. M., Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design // Dental Materials: Journal. 2010. № 6 (26). P. 533–538.
102. Clinical evaluation of root filled teeth restored with or without post-and-core systems in a specialist practice setting / G. E. Salvi et al. // International Endodontic Journal. 2007. № 40 P. 209–215.
103. Nejatidanesh F., Amjadi M., Akouchekian M., Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years – A retrospective study // Journal of Dentistry. 2015. № 9 (43). P. 1076–1082.
104. Comparison of apical microleakage of dual-curing resin cements with fluid-filtration and dye extraction techniques / K. Sadullah et al. // Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research. 2015. № 21. P. 937–944.
105. Compressive fatigue limit of four types of dental restorative materials / S. Chen et al. // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2016. № 61. P. 283–289.
106. Sindel J., Frankenberger R., Kr?mer N., Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials // Journal

of Dentistry. 1999. № 27. P. 175–181.

107. Crark W. G., Trout H. E. Influence of temperature and section size on fatigue crack growth behaviour in Ni-Mo-V alloy steel // Engineering Fracture Mechanics. 1970. № 2. P. 103–127.

108. Drummond J. L., Toepke T. R., King T. J. Thermal and cyclic loading of endodontic posts // European Journal of Oral Sciences. 1999. № 107. P. 220–224.

109. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer generated crowns / W. H. Mormann et al. // The International Journal of Prosthodontics. 1998. № 11. P. 333–339.

110. Lina Ch.-L., Chang Ye.-H., Pai Ch.-A. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation // Dental Materials. 2011. № 27. P. 431–438.

111. Fatemi A., Socie D. F. A critical plane approach to multiaxial fatigue damage including out of phase loading // Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures. 1988. № 3 (11). P. 149–165.

112. Fatigue behaviour of dental composite materials / J. L. Drummond et al. // Journal of Dentistry. 2009. № 5 (37). P. 321–330.

113. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns / A. F. Shembish et al. // Dental Materials. 2016. № 4 (32). P. 499–509.

114. Skalskyi V. R., Makeev V. F., Stankevych O. M., Pavlychko R. R. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis // Dental Materials. 2018. № 34. P. 46–55.

115. Fernandes A. S., Dessai G. S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review // The International Journal of Prosthodontics. 2001. № 4 (14). P. 355–363.

116. Ferrari M., Scotti R. Fiber Posts – Characteristics and Clinical Applications. Milano: Mason, 2004. 132 p.

117. Finite element analysis of adhesive endo-crowns of molars at different height levels of buccally applied load / I. Hasan et al. // Journal of Dental Biomechanics. 2012. № 3. P. 1–11.

118. Fracture resistance of root filled premolar teeth restored with direct composite resin with or without cusp coverage / K. X. Xie et al // International Endodontic Journal. 2012. № 45. P. 524–529.

119. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology / M. Zahran et al. // The International Journal of Prosthodontics. 2008. № 5 (17). P. 370–377.

120. Fracture-resistant monolithic dental crowns / Yu Zhang et al. // Dental Materials. 2016. № 3 (32). P. 442–449.

121. GC Initial Metal Based // GC Europe. URL: <http://www.gceurope.com/products/detail.php?id=64> (Last accessed: 10.10.2016).

122. GC-Initial MC // Kraft Way Pharma. URL: <http://www.kraftwaydental.ru/Home/Products/1385> (Last accessed: 10.11.2017).

123. Glinka G., Plumtree A. A multiaxial fatigue strain energy density parameter related to the fracture plane // Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures. 1995. Vol. 18. P. 37–96.

124. Gohring T. N., Peters O. A. Restoration of endodontically treated teeth without posts // American Journal of Dentistry. 2003. № 16. P. 313–317.

125. Greenberg J. R. Металлокерамические адгезивные мостовидные протезы // Новое в стоматологии. 2008. № 2. С. 66–71.

126. Gutmann J. L. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth // The Journal of Prosthetic Dentistry. 1992. № 67. P. 458–467.

127. Guz A. N., Nazarenko V. M., Bogdanov V. L. Fracture under initial stresses acting along cracks: Approach, concept and results // Theoretical and Applied Fracture Mechanics. 2007. № 48. P. 285–303.

128. Guzy G. E., Nicholls J. I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement // The Journal of Prosthetic Dentistry. 1979. № 42. P. 39–44.

129. Helfer A. R., Melnick S., Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth // Oral surgery, Oral Medicine and Oral Pathology.

1972. № 34. P. 661–670.

130. Heydecke G., Butz F., Strub J. R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study // *Journal of Dentistry*. 2001. № 29. P. 427–433.

131. Hirschfeld Z., Stern N. Post and core-the biomechanical aspect // *Australian Dental Journal*. 1972. № 17. P. 467–468.

132. Hood J. A. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications // *International Dental Journal*. 1991. № 41. P. 25–32.

133. Huang T. J., Schilder H., Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin // *Journal of Endodontics*. 1992. № 18. P. 209–215.

134. Influence of Adhesive Core Buildup Designs on the Resistance of Endodontically Treated Molars Restored With Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns / A. O. Carvalho et al. // *Operative Dentistry*. 2016. № 41. P. 76–82.

135. Influence of restorative technique on the biomechanical behaviour of endodontically treated maxillary premolars, part I: fracture resistance and fracture mode / P. V. Soares et al. // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008. № 99. P. 30–37.

136. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. / C. J. Soares et al. // *Journal of Endodontics*. 2007. № 33. P. 603–606.

137. Ioannidis A., Bindl A. Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results. 2016. № 47. P. 80–85.

138. IPS e.max Press // Ivoclar Vivadent: Passion – Vision – Innovation. URL: <http://www.ivoclarvivadent.ru/ru/ips-emax/ips-emax-press> (Last accessed: 08.11.2016).

139. IPS e.max Press. Инструкция по применению // Ivoclar Vivadent: Passion – Vision – Innovation. URL: https://dinamed.by/media/brands/IvoclarVivadent-AG/e.max_Press_ru_Instr.pdf (Last accessed: 18.11.2017).

140. IPS e.max – Цементировка и профессиональный уход // Ivoclar Vivadent: Passion – Vision – Innovation. URL: <https://www.ivoclarvivadent.ru/ru/p/dental->

professional/products/all-ceramics/ips-emax-system-dentists/cementation-and-professional-care (Last accessed: 22.12.2016).

141. Lander E., Dietschi D. Endocrowns: A clinical report // Quintessence International. 2008. № 2. P. 99–106

142. Ma P. S., Nicholls J. I., Junge T., Phillips K. M. Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores, and all-ceramic crowns // The Journal of Prosthetic Dentistry. 2009. № 102. P. 229–234.

143. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns / T. Sun et al. // Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials. 2014. № 35. P. 93–101.

144. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data // Dental Materials. 2007. № 23. P. 539–548.

145. Manson S. S. Inversion of the strain-life and strain-stress relationships for use in metal fatigue analysis // Fatigue of Engineering Materials and Structures. 1979. № 1. P. 37–57.

146. Meclaflin D., Fatemi A. Torsional deformation and fatigue of hardened steel in eluding mean stress and stress gradient effects // International Journal of Fatigue. 2004. № 7 (26) P. 773–784.

147. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts / W. S. Bachicha et al. // Journal of Endodontics. 1998. № 11. P. 703–708.

148. Miyazaki T., Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations // Australian Dental Journal. 2011. № 56. C. 97–106.

149. Moody N. R., Gerberich W. W. Influence of frequency and microstructure on fatigue crack growth in Ti-6Al-6V-3Sn // Metal Science. 1980. № 3 (14). P. 95–100.

150. Morrow J. Fatigue properties in metal // Fatigue Design Handbook, Advances in Engineering / Society of Automotive Engineers, Warren dale. PA, USA, 1968. Vol. 4. P. 21–29.

151. Mrazek W. R. Laboratory procedures for fabricating pressable all-ceramic restorations // Journal of Dental Technology. 1997. № 3 (14). P. 21–31.

152. Mrazek W. R. Laboratory procedures for fabricating pressable all-ceramic

restorations // Journal of Dental Technology. 1997. № 4 (14). P. 10–16.

153. Nagasiri R. S. Chitmongkolsuk Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study // The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005. № 2 (93). P. 164–170.

154. Nano Q // GDF. URL: <http://www.gdfmbh.com/wp/nano-q> (Last accessed: 08.11.2016).

155. Ng J. Ruse D., Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods // The Journal of Prosthetic Dentistry. 2014. № 112. P 555–560.

156. Nicrallium N2 BCS // Henry Schein. URL: <https://www.henryschein.fr/fr-fr/Shopping/ProductDetails.aspx?productid=882-6250&cdivId=corp&CatalogName=GENCORP&name=Nicrallium+N2+BCS+1+kg&did=corp&FullPageMode=true> (Last accessed: 10.10.2016).

157. Noack H. G., Seifert K. Frequency effect of crack propagation // Proceedings International Conference Analization. and Exploration in. Fracture Mechanic. (Rome, 23–27 June 1980). Rickville (Md.); Alphen aan den Rijn, 1981. P. 365–374.

158. Opti bond FL –Bonding Agents// Kerr dental. URL: <https://www.kerrdental.com/kerr-restoratives/optibond-fl-filled-light-cure-total-etch-dental-adhesive> (Last accessed (22.12.2016).

159. Ozcan N. Sahin E. In vitro evaluation of the fracture strength of all-ceramic ore materials on zirconium posts // European Journal of Dentistry. 2013. № 7. P. 455–460.

160. Papa J., Cain C. , Messer H. H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth // Endod Dent Traumatol. 1994. № 10. P. 91–93.

161. Papadopoulos I. V. Panoskaltsis V. P. Gradient – dependent multiaxial high – cycle fatigue criterion // Multiaxial Fatigue and Design.ESIS Pap lication 21. Mep. London, 1996. P. 349–364.

162. Pilkey W. D. Formulas for Stress, Strain and Structural Matrices. 2-nd ed. New York, United States: John Wiley&Sons, 2005. 1513 p.

163. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique // PPAD: Practical periodontics and Aesthetic Dentistry. 1995. № 7. P. 83–94.

164. Slangen P., Corn S., Fages M., Cuisinier F. J. Prosthodontic crown mechanical integrity study using Speckle Interferometrie // Fringe 2009: 6th International Workshop on Advanced Optical Metrology / ed. W. Osten, M. Kujawinska. Berlin Heidelberg: Springer. 2009. P. 734–738.

165. Punia S., Nadig P., Punia V. An in vitro assessment of apical microleakage in root canals obturated with gutta-flow, resilon, thermafil and lateral condensation: a stereomicroscopic study // Journal of Conservative Dentistry. 2011. № 14 P. 173–177

166. Quante K., Ludwig K., Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology // Dental Materials. 2008. № 24. P. 1311–1315.

167. Ree M., Schwartz R. S. The endo-restorative interface: current concepts // Dental Clinics of North America. 2010. № 54. P. 345–374.

168. Reeh E. S., Messer H. H., Douglas W. H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic restorative procedures // Journal of Endodontics. 1989. № 15. P. 512–516.

169. Rekow D., Zhang Y., Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? // Compendium of Continuing Education in Dentistry. 1995. № 28. P. 362–368.

170. RelyXTM U200. 3M ESPE // Dent market. URL: <http://dentmarket.com.ua/products/materialy/materialy-dlja-fiksacii/relyx-u200-kliker-11-g-3m-espe/> (Last accessed: 08.11.2016).

171. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols / L. V. Zogheib et al. // Journal of Applied Oral Science. 2011. № 19 (6). P. 648–654.

172. Riera M. Study of the risk of fracture and debonding in a tooth restored by a post and a composite core and another by an endocrown methodology using FEA. Louvain-la-Neuve: Universite Catholique de Louvain, 2014. 93 p.

173. Rivera E. M. Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth // Archives of Oral Biology. 1993. № 38. P. 541–546.
174. Robin C., Louagh M., Pluvinaud G. Influence of overload on the fatigue crack growth in steels // Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures. 1983. № 1 (6). P. 1–13.
175. Ross I. F. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth // Journal of Endodontics. 1980. № 6. P. 560–565.
176. Roulet J. F. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam // Journal of Dentistry. 1997. № 25 P. 459–473.
177. Smith K. N. Watson P., Topper T. N. A stress-strain function for the fatigue of metals // Journal of Materials Science. 1970. Vol. 5. P. 767–778.
178. Sociew D. F. Critical plane approaches for multiaxial fatigue damage assessment // ASTM STP 1191 / eds. by D.L. McDowell and R. Ellis. Philadelphia. P. 7–36.
179. Stankevych O. Skalsky V. Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis // Engineering Fracture Mechanics. 2016. № 164. P. 24–34.
180. Stern N. Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations // Journal of Prosthetic Dentistry. 1973. № 30. P. 162–165.
181. Zaslansky P., Friesem A. A., Weiner S. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function // Journal of Structural Biology. 2006. № 2 (153). P. 188–199.
182. Sullivan A. M. Crooker T. W. The effect of specimen thickness upon the fatigue crack growth rate of A516-60 pressure vessel steel // Journal of Pressure Vessel Technology, Transactions of. ASME. 1977. № 2 (99). P. 248–252.
183. Tetric N-Ceram // Ivoclar Vivadent: Passion – Vision – Innovation. URL: <http://www.ivoclarvivadent.ru/ru/p/dental-professional/products/restorative-materials/composites/tetric-n-ceram> (Last accessed: 08.11.2016).

184. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns / K. Nakamura et al. // *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*. 2015. № 47. P. 49–56.

185. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time / C. E. Dorfer et al. // *European journal of oral sciences*. 2000. № 108. P. 346–351.

186. The zirconia for restorations without veneering // *Zirkonzahn*. URL: <http://www.zirkonzahn.com/ru/prettau-zirconia/prettau-zirkon> (Last accessed: 25.09.2016).

187. Tipton S. M., Nelson D. V. Advances in multiaxial fatigue prediction for components with stress concentrations // *International Journal of Fatigue*. 1997. № 6 (19). P. 503–515.

188. Tommaso Rocca G. Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns // *The European Journal of Esthetic Dentistry*. 2013. № 8. P. 154–177.

189. Tysowsky G. W. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative // *Dentistry Today*. 2009. № 28. P. 112–113.

190. Vire D. E. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation // *Journal of Endodontics*. 1991. № 17. P. 338–342.

191. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness / W. H. Mornmann et al. // *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*. 2013. № 20. P. 113–125.

192. Wiskott H. W., Nicholls J. I., Belser U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications // *The International Journal of Prosthodontics*. 1995. № 2 (8). P. 105–116.

193. Yokobori T. A. Kinetic theory of fatigue crack propagation / T. A. Yokobori // *Reports of Research Institute for Strength and Fracture of Materials, Tohoku University*. 1969. № 5 (6). P. 19–24.

194. Zarow M. Devoto W., Saracinelli M. Reconstruction of endodontically

treated posterior teeth with or without post? Guidelines for the dental practitioner // The European journal of esthetic dentistry: official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry. 2009. № 4. P. 312–327.

ДОДАТКИ

Додаток А

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. Кордіяк А. Ю., Дидик Н. М., **Павличко Р. Р.** Дослідження стану периапікальних тканин зубів залежно від типу застосованих штифтових конструкцій із відновленням або без відновлення коронкової частини штучними // Український стоматологічний альманах. 2016. № 3. С. 55–58. *Здобувачем проведено аналіз панорамних рентген знімків, проведено статистичне опрацювання даних, спільно з науковим керівником проведено аналіз та узагальнення результатів, сформовано висновки, підготовка до друку матеріалів.*
2. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Порівняльна оцінка міцнісних характеристик матеріалів, використовуваних для виготовлення ендокоронки // Новини стоматології. 2017. № 3. С. 59–64. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*
3. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Експериментальне вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок виготовлених із різних протетичних матеріалів, для відновлення зруйнованих коронок бічних зубів // Новини стоматології. 2018. № 1. С. 76–81. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*
4. Skalskyi V. R., Makeev V. F., Stankevych O. M., **Pavlychko R. R.** Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis // Dental Materials. 2018. № 34. С. 46–55. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці статті до друку.*

5. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Вплив циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою на поверхню металокерамічних і прескерамічних ендокоронки // Современная стоматология. 2018. № 2. С. 76–79. *Здобувачем узагальнені результати експериментальних досліджень, опрацьовані висновки за їх результатами, підготовлені матеріали до друку.*

6. Макєєв В. Ф., Скальський В. Р., **Павличко Р. Р.** Дослідження взаємодії циклічного навантаження силою жувального тиску й більшою поверхнею композитних ендокоронки і фіксувального цементу // Современная стоматология. 2018. № 3. С. 72–75. *Здобувачем узагальнені результати експериментальних досліджень, опрацьовані висновки за їх результатами, підготовлені матеріали до друку.*

7. Павличко Р. Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками // Новини стоматології. 2018. № 4. С. 57–61.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

8. Павличко Р. Р., Дидик Н. М. Причини виникнення ускладнень після армування зубів штифтовими конструкціями за результатами віддалених клінічних спостережень // Клінічна стоматологія: матеріали VII наук.-практ. конф. «Інноваційні технології в стоматології» (м. Тернопіль, 25 вер., 2015 р.). 2015. № 3. С. 138–139. *Здобувачем проведено огляд літератури, формування висновків, підготовка до друку матеріалів.*

9. Павличко Р. Р. Оцінка наявності периапікальної патології ендодонтичнолікованих зубів в аспекті подальшого включення у ортопедичну конструкцію // журнал «Хист»: матеріали III Міжнародного медико-фармацевтичного конгресу студентів і молодих вчених «Актуальні питання медицини та фармації» (м. Чернівці, 6–8 квіт., 2016 р.). 2016. № 18. С. 518.

10. Макєєв В. Ф., **Павличко Р. Р.** Клінічна апробація ендокоронки у відновленні втраченої коронкової частини жувальних зубів // Стоматологічні новини. 2016. № 15. С. 55. *Спільно з науковим керівником проведено обстеження*

хворих, клінічну частину, проаналізовано та узагальнено результати та сформовано висновки, підготовку матеріалів до друку.

11. Макєєв В. Ф., Заячук І. М., **Павличко Р. Р.** Методика вибору оптимальної геометричної форми порожнини в зубі для його лікування ендокоронкою // Інформаційні технології та комп'ютерне моделювання: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. (м. Івано-Франківськ, 15–20 трав., 2017 р.). 2017. С. 399–402. *Здобувачем проведено огляд літератури, формування висновків, підготовка до друку матеріалів.*

12. Скальський В., Станкевич О., Макєєв В., **Павличко Р.** Руйнування стоматологічних конструкцій зуб-ендокоронка під квазістатичним стиском // Матеріали 13-ого Міжнар. симпозіуму українських інженерів-механіків у Львові (м. Львів, 18–19 трав., 2017 р.). Львів: КІНПАТРИ ЛТД, 2017. С. 48–50. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці матеріалів до друку.*

13. Павличко Р. Р., Макєєв В. Ф. Оцінювання зародження руйнування прескераміки та композиту для конструкцій зуб-ендокоронка за циклічного навантаження // Інноваційні технології в сучасній стоматології: матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю (м. Івано-Франківськ, 22–24 бер., 2018 р.). 2018. С. 69–70. *Здобувачем узагальнені результати експериментальних досліджень, опрацьовані висновки за їх результатами, підготовлені матеріали до друку.*

14. Павличко Р. Р. Вивчення міцнісних характеристик композитних ендокоронки для ендодонтично лікованих зубів // Матеріали наук.-практ. конф. молодих вчених, присвяченої 25-річчю НАМН (м. Київ, 23 бер., 2018 р.). 2018. С. 213.

15. Макєєв В. Ф., **Павличко Р. Р.** Оцінювання зародження руйнування матеріалів металокераміка та композит, що застосовуються в конструкціях зуб-ендокоронка за циклічного навантаження // Сучасні підходи до профілактики, діагностики та лікування захворювань тканин пародонта і слизової оболонки порожнини рота: матеріали наук.-практ. конф. (м. Тернопіль, 19–21 квіт., 2018 р.).

2018. С. 65–66. *Здобувач забезпечив підготовку дослідних матеріалів до експериментів, прийняв участь у їх фізико-механічних випробуваннях та у підготовці матеріалів до друку.*

16. **Макєєв В. Ф., Павличко Р. Р.** Статистичний аналіз впливу факторів ротової порожнини на появу ускладнень функціонування ендодонтично лікованих жувальних зубів відновлених різними методами // Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології: матеріали конф. (м. Вінниця, 10–11 трав., 2019 р.). 2019. С. 45–48. *Спільно з науковим керівником проведено обстеження хворих, клінічну частину, проаналізовано та узагальнено результати та сформовано висновки, здобувач провів статистичне опрацювання даних, підготовку матеріалів до друку.*

ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

1. VII науково-практичній конференції «Інноваційні технології в стоматології» (м. Тернопіль, 2015) – усна доповідь, публікація, форма участі очна.

2. III Міжнародному медико-фармацевтичному конгресі студентів і молодих вчених «Актуальні питання медицини та фармації». (м. Чернівці, 2016) – публікація, форма участі заочна.

3. Науково-практичній конференції за участі міжнародних спеціалістів «Комплексний підхід до реабілітації стоматологічних хворих у сучасних умовах», присвяченій 80-річчю з дня народження професора В.В. Рубаненка (м. Полтава, 2016) – усна доповідь, публікація, форма участі очна.

4. Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Львівська школа ортопедичної стоматології: Традиції, здобутки та перспективи» з нагоди 55-річчя кафедри ортопедичної стоматології та на честь 75-річчя професора В.Ф. Макєєва, (м. Львів, 2016) – усна доповідь, публікація, форма участі очна.

5. Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології та комп'ютерне моделювання» (м. Івано-Франківськ, 2017); 13-ому

Міжнародному симпозиумі українських інженерів-механіків у Львові (м. Львів, 2017) – публікація, форма участі заочна.

6. Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології» VII стоматологічному форумі «Медвін: стоматологія, 2018» (м. Івано-Франківськ, 2018) – публікація, форма участі заочна.

7. Міжнародній науково-практичній конференції молодих вчених, присвяченій 25-річчю від дня заснування НАМН України (м. Київ, 2018) – публікація, форма участі заочна.

8. Всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні підходи до профілактики, діагностики та лікування захворювань тканин пародонта і слизової оболонки порожнини рота» (м. Тернопіль, 2018) – усна доповідь, публікація, форма участі очна.

9. Всеукраїнській науково – практичній конференції «Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології, присвячена пам'яті Л.М. Мунтяна» (м. Вінниця, 2019) – публікація, форма участі очна.

Інформована добровільна згода пацієнта на участь у науковому дослідженні

Я, _____, _____,
(прізвище, ім'я, по батькові)
проживаю за адресою _____

згоден(на) на участь у проведенні наукового дослідження/експериментальної розробки на тему: «Особливості відновлення коронкової частини жувальних зубів зі значною втратою твердих тканин ендодонтичними коронками».

Мета дослідження. Вивчення ефективності комплексного лікування хворих із значними дефектами твердих тканин бічних зубів, в яких було проведено ендодонтичне лікування за допомогою одиночних ендокоронки для забезпечення довготривалого терміну функціонування.

Під час виконання даного дослідження буде проведено повне клінічне обстеження пацієнтів із наявністю жувальних зубів зі значно зруйнованою коронковою частиною, збір анамнестичних даних, загальноприйняті обстеження, проведено ортопедичне відновлення даних зубів. Для цього буде виконуватися протезування розробленими конструкціями, що попередньо пройшли експериментально-лабораторні дослідження та підтвердили свою надійність і є виготовлені з матеріалів, що дозволені для незнімного протезування. Пацієнти кожної з сформованих груп будуть розділені на контрольну та 2 досліджувані групи за типом матеріалу з якого виготовлена конструкція.

Участь у дослідженні не була пов'язана з додатковими ризиками для пацієнтів.

Користь для учасників полягає у значно нижчій редукції твердих тканин зуба під час лікування

Я детально поінформований(на) про мету, завдання та терміни проведення дослідження. Я мав(ла) можливість задавати будь-які питання, які мене цікавлять стосовно наукового дослідження / експериментальної розробки та одержав(ла) на них відповіді.

Отримавши роз'яснення, я згоден(на) співпрацювати з дослідником та зобов'язуюсь інформувати його у випадку погіршення стану мого здоров'я.

Я поінформований(на) про те, що можу вийти з дослідження на будь-якому з його етапів. Я розумію, що участь у дослідженні не передбачає матеріальної винагороди або компенсації.

Я поінформований(на) про те, що інформація про мою участь у дослідженні залишається суворо конфіденційною.

Я поінформований(на) про те, що результати дослідження можуть бути опубліковані та можуть обговорюватись дослідниками, а також представниками уповноважених державних структур із збереженням конфіденційності моїх даних.

(підпис пацієнта/представника*)

“ ____ ” _____ 20__ року

(підпис дослідника)

“ ____ ” _____ 20__ року

Копію інформованої згоди отримав: пацієнт (законні представники) _____

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор з науково-педагогічної роботи
Української медичної стоматологічної академії

д. мед. н., проф. Дворник В.М.

« 4 »

2019р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Вибір матеріалу для постійних вкладок та накладок залежно від їх міцностних характеристик та клінічної ситуації».
2. **Установа–розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69 а, м. Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Макеев В. Ф. Порівняльна оцінка міцнісних характеристик матеріалів, використовуваних для виготовлення ендокоронки / В. Ф. Макеев, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Науково-практичний журнал «Новини стоматології». – 2017. – №3. – С. 59–64.
4. **Автори:** Макеев Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Павличко Роман Романович.
5. **Базова установа, що проводить впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії.
6. **Форма впровадження:** матеріали лекцій та практичних занять для студентів 4-5 курсу стоматологічного факультету.
7. **Термін впровадження:** жовтень 2018 р. - жовтень 2019 р.
8. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.
9. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії, протокол № 6 від «02» листопада 2019 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри ортопедичної
стоматології з імплантологією
к. мед. н., доцент

Г.М. Кузь

“ЗАТВЕРДЖУЮ”

Проректор з науково-педагогічної роботи
ВДНЗ України «Буковинський державний
медичний університет»
доц. Геруш І.В.



10 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Застосування енокоронки для постійного протезування жувальних зубів за результатами їх порівняльної лабораторної оцінки».
2. **Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Джерело інформації:** стаття у фаховому научному журналі: Макеев В. Ф. Експериментальне вивчення міцнісних параметрів ендодонтичних коронок виготовлених із різних протетичних матеріалів, для відновлення зруйнованих коронок бічних зубів / В. Ф. Макеев, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Новини стоматології. – 2018. – №1. – С. 76–81.
4. **Впроваджено:** у педагогічний процес кафедри ортопедичної стоматології ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет».
5. **Включено:** до лекційного курсу та практичних занять 5 курсу стоматологічного факультету у розділ «Відновлення зубів після ендодонтичного лікування».
6. **Результати впровадження:** Визначена автором лабораторна оцінка ефективності застосування різних матеріалів для вкладок та енокоронки для постійного незнімного протезування забезпечує їх адекватний вибір залежно від клінічної ситуації та вимог.
7. **Термін впровадження:** вересень 2018 р. – вересень 2019 р.
8. **Базова установа, яка здійснює впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет»
9. **Зауваження та пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.

«19» 10 2019

Відповідальний за впровадження:
Завідувач кафедри ортопедичної стоматології
д. мед. н., професор

Беліков О.Б.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор
Івано-Франківського національного
медичного університету
ім. Данила Галицького, професор
Рожко М.М.
«11» _____ 2019 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** «Спосіб незнімного постійного протезування ендодонтично лікованих жувальних зубів з патологічною стертістю».
2. **Установа –розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Автори:** Макєєв Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Павличко Роман Романович.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому научному журналі: Макєєв В. Ф. Вплив циклічного навантаження силою жувального тиску і вищою на поверхню металокерамічних і прескерамічних ендокоронки / В. Ф. Макєєв, В. Р. Скальський, Р. Р. Павличко. // Современная стоматология. – 2018. – №2. – С. 76–79.
5. **Впроваджено:** у навчальний та лікувальний процес кафедри ортопедичної стоматології Державного вищого навчального закладу Івано-Франківський національний медичний університет.
6. **Термін впровадження:** жовтень 2018р. –травень 2019р.
7. **Кількість клінічних спостережень:** 24
8. **Ефективність впровадження:** Забезпечує підбір по зношуваності ендокоронки залежності від клінічної ситуації. Включено в матеріали лекцій та практичних занять кафедри ортопедичної стоматології.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.

Відповідальний за впровадження:
Доцент кафедри ортопедичної стоматології



Мізюк Л.В.

«10» _____ 06 _____ 2019р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Директор інституту стоматології
 НМАПО імені П.Л. Шупика
 Дорошенко О.М.
 2019р.

д.мед.н., проф.



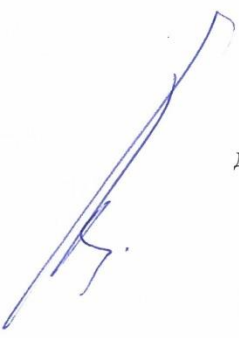
АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** «Обґрунтування вибору відповідної незнімної конструкції для ендодонтично лікованого жувального зуба залежно від її фізико-механічних властивостей».
2. **Установа –розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Джерело інформації:** стаття у фаховому научному журналі: Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis / V. R.Skalskyi, V. F. Makeev, O. M. Stankevych, R. R. Pavlychko. // Dental Materials. – 2018. – №34. – С. 46–55..
4. **Автори:** Макєєв Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Станкевич Олена Михайлівна, Павличко Роман Романович.
5. **Базова установа, що проводить впровадження:** кафедра стоматології інституту стоматології НМАПО імені П.Л. Шупика.
6. **Форма впровадження:** в матеріали лекцій, семінарів і практичних занять інтернів і курсантів.
7. **Термін впровадження:** жовтень 2018р.- по теперішній час.
8. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.

Відповідальний за впровадження, його посада, прізвище, підпис

Завідувач кафедри
 стоматології
 «23» грудня 2019р.

д. мед. н., проф. Павленко О.В.



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з науково-педагогічної роботи
Харківського національного
медичного університету

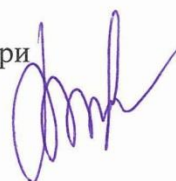
д.мед.н. професор Марковський В.Д.

«18» 06 2019р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Вибір композитних та керамічних матеріалів для виготовлення вкладок і ендокоронки за їх клінічними і фізико-механічними властивостями».
2. **Установа – розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Павличко Р.Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками / Роман Романович Павличко. // Новини стоматології. – 2018. – №4. – С. 57–61.
4. **Автори:** Павличко Роман Романович.
5. **Базова установа, яка здійснює впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету.
6. **Форма впровадження:** в матеріали лекцій та практичних занять для студентів 4-5 курсів стоматологічного факультету.
7. **Термін впровадження:** вересень 2018р. – травень 2019р.
8. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.
9. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, протокол №18 від «20» червня 2019р.

Відповідальний за впровадження завідувач кафедри
ортопедичної стоматології д.мед.н., професор



Янішен І.В.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор Університетського
стоматологічного центру
Харківського національного
медичного університету
к.мед.н., доцент Бірюкова М.М.



« 14 » * 06 2019р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Вибір композитних та керамічних матеріалів для виготовлення вкладок і ендокоронки за їх клінічними і фізико-механічними властивостями».

2. **Установа - розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).

3. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Павличко Р.Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками / Роман Романович Павличко. // Новини стоматології. - 2018. - №4. - С. 57-61.

4. **Автори:** Павличко Роман Романович.

5. **Базова установа, яка здійснює впровадження:** стоматологічне відділення УСЦ Харківського національного медичного університету.

6. **Форма впровадження:** удосконалення клініко-технологічних етапів виготовлення вкладок та ендокоронки з урахуванням комплаєнтності композитних і керамічних матеріалів у стоматологічному відділенні УСЦ ХНМУ.

7. **Термін впровадження:** вересень 2018р. - травень 2019р.

8. **Пропозиції:** рекомендовано видати методичні вказівки.

9. Обговорено та затверджено на засіданні стоматологічного відділення УСЦ ХНМУ, протокол №6 від «20» червня 2019р.

Відповідальний за впровадження завідувач
стоматологічним відділенням УСЦ ХНМУ

Ведмідь С.М.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор стоматологічного медичного центру
Львівського національного медичного університету
Імені Данила Галицького
к.мед.н., доцент Шибінський В.Я.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** «Спосіб відбудови ендодонтично лікованих жувальних зубів енокоронками з металокераміки і прескераміки».
2. **Установа –розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Автори:** Павличко Роман Романович.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому научному журналі: Павличко Р. Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття енокоронками / Роман Романович Павличко. // Новини стоматології. – 2018. – №4. – С. 57–61.
5. **Впроваджено:** в лікувальний процес ортопедичного відділення №2 Стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету імену Данила Галицького
6. **Термін впровадження:** листопад 2018р.- травень 2019р.
7. **Кількість клінічних спостережень:** 24
8. **Ефективність впровадження:** Отримання нового типу екваторних коронок для укріплення ендодонтично лікованих жувальних зубів
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.

Відповідальний за впровадження, його посада, прізвище підпис

Завідувач ортопедичного відділення №2



Гупало Б. П.

«4» 06 2019р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Директор стоматологічного медичного центру
 Львівського національного медичного університету
 Імені Данила Галицького
 к.мед.н., доцент Шибінський В.Я.
 «12» _____ 06 _____ 2019р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** «Спосіб відбудови ендодонтично лікованих жувальних зубів ендокоронками з металокераміки і прескераміки».
2. **Установа –розробник:** Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (вул. Пекарська 69а, м.Львів, 79010, Україна, UA).
3. **Автори:** Павличко Роман Романович.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому научному журналі: Павличко Р. Р. Реставрація жувальних ендодонтично лікованих зубів із застосуванням модифікованої методики оклюзійного штампа чи покриття ендокоронками / Роман Романович Павличко. // Новини стоматології. – 2018. – №4. – С. 57–61.
5. **Впроваджено:** в лікувальний процес ортопедичного відділення №1 Стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету імену Данила Галицького
6. **Термін впровадження:** листопад 2018р.- травень 2019р.
7. **Кількість клінічних спостережень:** 27
8. **Ефективність впровадження:** Отримання нового типу екваторних коронок для укріплення ендодонтично лікованих жувальних зубів
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.

Відповідальний за впровадження, його посада, прізвище підпис

Завідувач ортопедичного відділення №1



Дмитрасевич І. Я.

«10» _____ 06 _____ 2019р.