

## СТОМАТОЛОГІЯ

DOI 10.31718/2077-1096.25.3.123

УДК 616.314-77:615.46:678.582:665.944.2.065.3

Альбакр Ахмед<sup>1</sup>, Кірічек О.В.<sup>1</sup>, Максименко П.В.<sup>1</sup>, Сідорова О.В.<sup>2</sup>

### ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗЧИННОСТІ СКЛОКОМПОЗИЦІЙНИХ ПОКРИТТІВ ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ У МОДЕЛЬНИХ РОЗЧИНАХ

<sup>1</sup>Міжнародний гуманітарний університет, Одеса, Україна

<sup>2</sup>Харківський національний медичний університет, Харків, Україна

**Актуальність.** Сучасна регенеративна медицина, зокрема напрям імплантології та реконструкції кісткових тканин, висуває високі вимоги до матеріалів, що застосовуються як імплантати або носії для заміщення чи відновлення дефектів. Мета дослідження - вивчення розчинності та здатності до формування апатитоподібного шару композитного матеріалу FAR-5X в порівнянні з його аналогом. Матеріали та методи. Дослідження розчинності композиту FAR-5X у порівнянні з аналогом FAR-5 виявило підвищення рівня розчинності, оцінену за втратами в дистильованій воді (Вдв, 1,30 діб %), фізіологічному розчині (Вфр, 120 діб %), розчині лимонної кислоти (Влк, 120 діб %) та модельному розчині (Вмк, 120 діб %). Вибір розчинів базувався на ISO 10993-14-2011. Метод екстремального розчину з буфером лимонної кислоти (рН = 3) слугує для скринінгу продуктів деградації біоактивних матеріалів. Метод модельного розчину (рН = 7,4) досліджує деструкцію при 37 °С протягом 5 діб. Дистильована вода (рН0 = 7,0) та фізіологічний розчин імітують плазму організму (90-92% води). Визначення втрати маси (В) проводили гравіметрично, а концентрацію іонів Na<sup>+</sup> та Ca<sup>2+</sup> – на фотометрі ПФМ-УЧ.І., фосфатних груп – на фотоколориметрі КФК-2. Результати. Дослідження показало, що композит FAR-5X має підвищені втрати маси іонів (10 мас. %) та концентрації Na<sup>+</sup> і Ca<sup>2+</sup> (10-20 мас. %) у дистильованій воді. Вихід фосфатних груп (≈50 мас. %) пов'язаний із заміщенням карбонатних груп у гідроксиапатиті, що підтверджує наявність карбонатапатит А-типу. Втрати маси зростають на 10-20 мас. % при збільшенні карбонатапатиту на 10 об. %. Інтенсивність втрат підвищується з агресивністю фізіологічних рідин. Визначення іонів натрію (0,493 мас. %) та кальцію (0,152 мас. %) у ДВ створює умови для формування апатитового шару при рН 7,25. У модельному середовищі (МРО, рН = 7,25) втрати маси FAR-5X зменшуються, що свідчить про формування кальцій-фосфатного шару. Статистично значущі відмінності між матеріалами виявлені на 14, 21, 28 та 35 добу, з перевагою FAR-5X, що може свідчити про активніше поглинання іонів. Висновок. Введення хітозану в кальцій-фосфатний склокристалічний матеріал дозволяє створювати біосумісні матеріали для дентального протезування, що сприяє формуванню зміцненого мінералізованого шару на межі імплантат-кістка. Композит FAR-5X може використовуватися як покриття для титанових дентальних протезів, які потребують швидкого зрощування.

Ключові слова: хітозан, склокомпозиційне покриття дентальних імплантатів, модельні середовища, розчинність, композит FAR-5X.

Всі матеріали поширюються на умовах ліцензії Creative Commons Attribution License International CC-BY, яка дозволяє іншим розповсюджувати роботу з визнанням авторства цієї роботи і першої публікації в цьому журналі © Всі автори, 2025

Надійшла/Received: 19.06.2025. Прийнята/Accepted: 15.09.2025. Опублікована/Published: 14.09.2025.

#### Вступ

Сучасна регенеративна медицина, зокрема напрям імплантології та реконструкції кісткових тканин, висуває високі вимоги до матеріалів, що застосовуються як імплантати або носії для заміщення чи відновлення дефектів [1]. До ключових характеристик таких матеріалів належать біосумісність, контрольована розчинність, механічна стабільність, остеокондуктивність, а також здатність до стимулювання утворення апатитоподібного шару на поверхні в умовах in vivo [2]. Особливу наукову та практичну цінність мають біоматеріали на основі кальцій фосфатів, зокрема гідроксиапатиту (ГАП), які за своїм складом наближені до неорганічної частини природної кісткової тканини [3]. Їх здатність до біоінтеграції

та участі в природних процесах ремінералізації забезпечує високу ефективність при використанні у медичній практиці [4].

Разом з тим, чисті кальцій-фосфатні матеріали мають певні обмеження, зокрема крихкість, обмежені механічні властивості та недостатню біоактивність у деяких умовах [5]. Це стимулює науковців до створення нових композитів з покращеними характеристиками шляхом введення до їх складу різноманітних модифікуючих добавок – органічних чи неорганічних компонентів, які впливають на морфологію, пористість, розчинність і здатність до формування апатитоподібної фази [6].

У цьому контексті особливу актуальність набуває дослідження поведінки таких нових компо-

зитів у модельних фізіологічних середовищах, що імітують умови організму людини [7]. Вивчення розчинності, втрат маси, вилугування іонів, а також процесів формування вторинного апатитового шару дає змогу не лише оцінити перспективність нових матеріалів, а й оптимізувати їх склад для забезпечення максимальної ефективності в умовах клінічного застосування [8]. Отже, дослідження композитів, модифікованих функціональними компонентами, спрямоване на покращення біоактивних властивостей та стимуляцію остеогенезу, є вкрай актуальним і відповідає сучасним запитам біомедичної інженерії.

### Мета дослідження

Вивчення розчинності та здатності до формування апатитоподібного шару композитного матеріалу FAR-5X в порівнянні з його аналогом.

### Матеріали та методи

Визначення розчинності дослідного композиту FAR-5X при порівнянні з вихідним аналогом FAR-5 дозволило встановити підвищення рівня розчинності, яке визначається як втрати в дистильованій воді (Вдв, 1,30 діб%) у фізіологічному розчині (Вфр, 120 діб, %) у розчині лимонної кислоти (Влк, 120 діб%) та у модельному розчині (Вмк, 120 діб%). Вибір даних розчинів базувався ISO 10993-14-2011. Метод екстремального розчину (прискорене вивчення деструкції) буферний розчин лимонної кислоти (ЛК) з рН = 3 є скринінг-метод дослідження можливих продуктів деградації біоактивних керамічних матеріалів. Вибір лимонної кислоти пов'язаний зі створенням умов подібних тим, які протікають в організмі при формуванні кісткової тканини, а саме, вивільненні лимонної кислоти остеокластами. Метод модельного розчину (деструкція в реальному часі) застосовує буферний розчин TRIS-HCl з рН = 7,4 впродовж 5 діб при температурі 37 °С. Застосування дистильованої води (ДВ) з рН<sup>0</sup> = 7,0 та фізіологічного розчину базується на імітаційному моделюванні плазми живого організму, яка

складається 90 ÷ 92 мас. % з води. Визначення втрати маси (В) дослідного зразку проводили за гравіметричним методом. Концентрацію іонів Na<sup>+</sup> та Ca<sup>2+</sup> у розчинах після витримки композиту визначали методом порівняння зі стандартним розчином на полум'яному фотометрі ПФМ-УЧ.І., а фосфатних груп – на фотоколориметрі КФК-2.

### Результати

Порівняльна оцінка здатності до деструкції композиту FAR-5X та вихідного матеріалу FAR-5 дозволила встановити збільшення показників втрати маси іонів на 10 мас. % (рис. 1) та концентрації іонів Na<sup>2+</sup>, Ca<sup>2+</sup> – 10-20 мас. % та фосфатних груп ≈ 50 мас. % у ДВ після витримки (рис. 2).

Збільшення втрат маси FAR-5X при порівнянні з вихідним матеріалом FAR-5 пов'язано з посиленою резорбцією карбонатапатиту (КАП) у структурі дослідного матеріалу. Загале підвищення резорбції підвищує вилугування катіонів кальцію та натрію/ Значний вихід груп [PO<sub>4</sub>]<sup>3-</sup> пов'язаний із заміщенням їх карбонатними групами у структурі ГАП, що підтверджує можливість наявності КАП А-типу у структурі матеріалу.

Дослідження втрат маси дослідних матеріалів FAR-5X та FAR-5 у фізіологічних розчинах дозволила встановити наступні тенденції при їх порівнянні: втрати маси збільшуються на 10-20 мас. % при збільшенні КАП на 10 об. %; інтенсивність втрат дослідних матеріалів зростає у напрямку збільшення агресивності фізіологічних рідин від ФР (≈1 мас. %) до Вмр (≈6-7 мас. %); забезпечення вилугування іонів натрію 0,493 мас. % у ДВ впродовж 30 діб; дозволить регулювати екскрецію кальцію, фосфору, оксипроліну, впливають на демінералізацію кістки; вихід іонів кальцію 0,152 мас. % та фосфору від 0,225 мас. %, в умовах *in vitro* створюють умови для забезпечення рН 7,25, що є необхідним для формування апатитового шару в умовах *in vivo* (рис. 3, рис. 4).

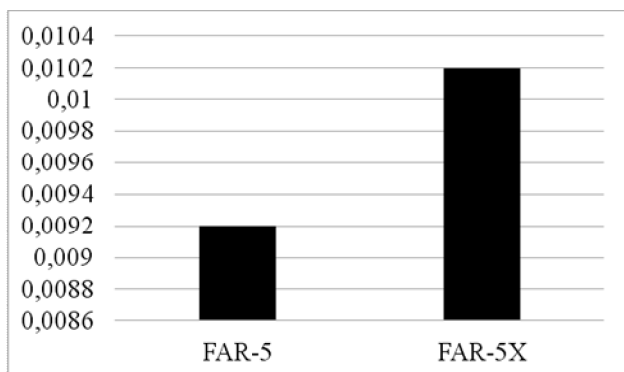


Рис. 1. Розчинність склокристалічних матеріалів у дистильованій воді після однієї діб витримки

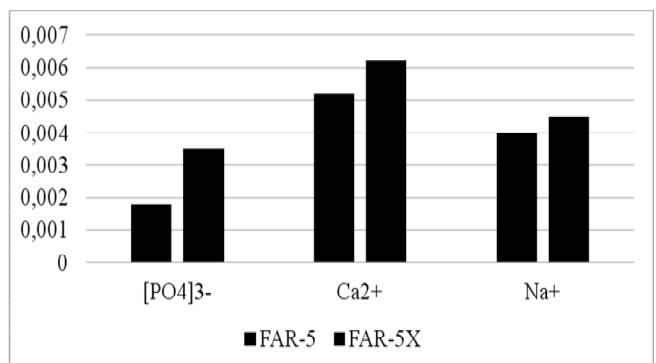


Рис. 2. Концентрація аніонних груп [PO<sub>4</sub>]<sup>3-</sup> та катіонів Na<sup>+</sup> та Ca<sup>2+</sup> після витримки склокристалічних матеріалів у ДВ впродовж однієї доби

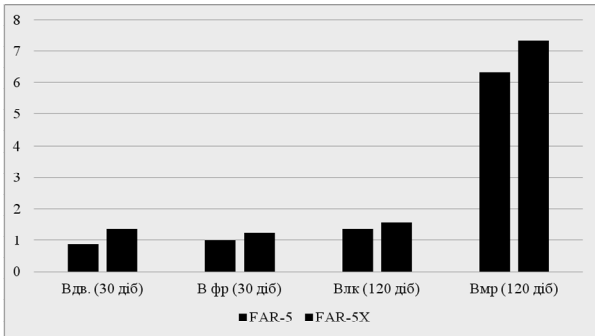


Рис. 3. Втрати маси у мас. % дослідних матеріалів FAR-5X та FAR-5 у фізіологічних розчинах

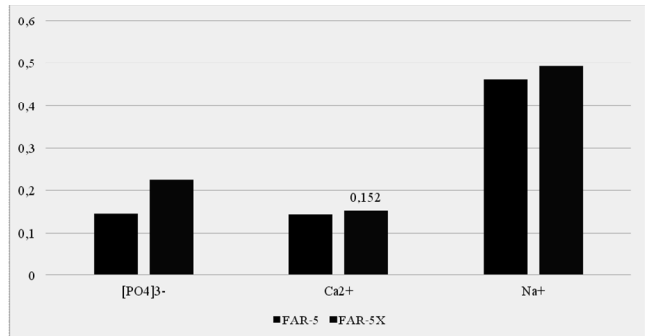


Рис. 4. Втрати маси аніонних груп [PO<sub>4</sub>]<sup>3-</sup> та катіонів Na<sup>+</sup> та Ca<sup>2+</sup> після витримки дослідних матеріалів FAR-5X та FAR-5 у ДВ впродовж 30 дб

Для підтвердження можливості формування апатитоподібного шару на поверхні поведінки дослідного матеріалу FAR-5X було досліджено його розчинність у модельному середовищі організму (МРО) з  $pH = 7,25$ , який вміщує TRIS та HCl і катіонів Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Mg<sup>2+</sup>, аніонів Cl<sup>-</sup>, HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>, HPO<sub>4</sub><sup>2-</sup> за ISO 23317:2012.

Результати вивчення поведінки матеріалів дозволили встановити FAR-5X та FAR-5 значно знижуються при порівнянні з втратами в фізіологічних рідинах (рис. 3), що може свідчити про можливий процес формування апатитоподібного шару на поверхні дослідних матеріалів вже на 7

добу. Це процес прискорюється в МРО завдяки імітації процесів, які відбуваються in vivo за рахунок наявності вищенаведених катіонів та аніонів у складі. На 14 добу витримки втрати маси дослідних матеріалів FAR-5X та FAR-5 в МРО зменшуються, при цьому більш інтенсивно вказаний процес спостерігається для FAR-5X, що позначається на збільшенні його приросту маси на 14, 28 та 35 добу (табл. 1). Це може бути свідченням можливого формування кальцій-фосфатного шару на поверхні дослідних матеріалів впродовж скороченого терміну.

Таблиця 1. Втрати та приріст маси дослідних матеріалів FAR-5X та FAR-5 в МРО

Дослідні матеріали	Втрати та приріст маси зразків в МРО				
	V <sub>м.р.о.</sub> (7 дб), %	V <sub>м.р.о.</sub> (14 дб), %	П <sub>м.р.о.</sub> (21 дб), %	П <sub>м.р.о.</sub> (28 дб), %	П <sub>м.р.о.</sub> (35 дб), %
FAR-5	0,0084±0,0011	0,031±0,007	0,040±0,012	2,34±0,17	2,38±0,12
FAR-5X	0,0123±0,0026	0,0123±0,023	0,085±0,009	2,68±0,19	2,70±0,17

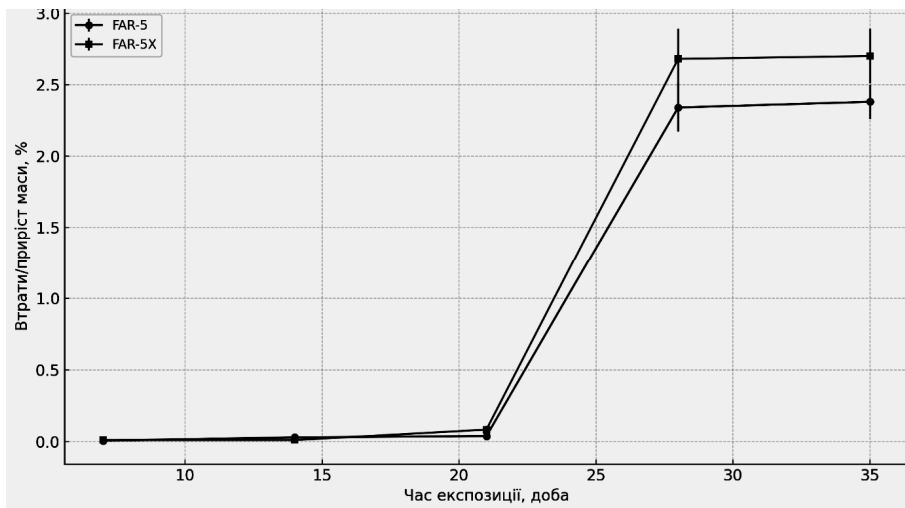


Рис. 5. Динаміка з мінус маси склокомпозитних покриттів

У ході експерименту було проведено порівняльний аналіз динаміки втрат та приросту маси склокомпозитних покриттів FAR-5 та FAR-5X в умовах моделювання рідкого середовища організму (МРО) протягом 35 дб. Вимірювання проводилися на п'яти часових етапах: 7, 14, 21, 28 та 35 доба. Результати представлені у вигляді середніх значень ± стандартне відхилення (табл.

1, рис. 5).

Застосування однофакторного дисперсійного аналізу (ANOVA) дозволило виявити наявність статистично значущих відмінностей між матеріалами за відповідними часовими точками. У перші 7 дб експозиції у МРО достовірної різниці між FAR-5 та FAR-5X не зафіксовано ( $F = 2,4318$ ;  $p = 0,1449$ ), що свідчить про подібну поведінку мате-

ріалів на початковому етапі контакту з рідким середовищем.

Натомість уже на 14 добу виявлено статистично значущу різницю ( $F = 6,0244$ ;  $p = 0,0303$ ), яка ще більш виразно проявилася на наступних етапах: 21 доба ( $F = 18,6878$ ;  $p = 0,0010$ ), 28 доба ( $F = 25,7504$ ;  $p = 0,0003$ ) та 35 доба ( $F = 20,2839$ ;  $p = 0,0007$ ). FAR-5X продемонструвало вищі показники приросту маси на пізніх етапах, що може свідчити про активніше поглинання іонів з розчину або інтенсивніше формування поверхневої біологічно активної фази.

### Обговорення

У контексті розвитку сучасних біоактивних матеріалів для регенерації кісткової тканини важливим є не лише визначення їх хімічного складу чи морфологічних характеристик, а й оцінка поведінки у фізіологічних та модельних середовищах [7]. Показники розчинності, динаміка вилугування іонів та формування апатитоподібного шару слугують індикаторами здатності матеріалу до остеоінтеграції. Здатність композитів до ініціації мінералізації в умовах, наближених до *in vivo*, свідчить про їх потенціал для використання у клінічній практиці, зокрема при лікуванні кісткових дефектів, імплантації та протезуванні.

Одним із ключових аспектів у створенні біоактивних матеріалів є модифікація їх складу за допомогою включення функціональних домішок або фаз, які здатні змінювати хімічну взаємодію з навколишнім середовищем. Такі зміни можуть сприяти підвищенню інтенсивності утворення апатитового шару, покращенню іонного обміну між матеріалом і середовищем, а також регуляції кислотно-лужного балансу, що є важливим для формування стабільного мінералізованого шару [1].

Крім того, дослідження в модельних умовах (наприклад, в штучному фізіологічному середовищі) дозволяє виявити потенціал матеріалу до адаптації в організмі та оцінити його довгострокову стабільність. Зменшення розчинності та стабілізація маси матеріалу на пізніх етапах експозиції можуть свідчити про формування захисного шару, що зменшує подальшу деградацію композиту та сприяє кращому контакту з кістковою тканиною [8, 9].

Таким чином, проведене дослідження має важливе значення для розуміння механізмів взаємодії композитного матеріалу з фізіологічним середовищем, що у майбутньому може бути використано для оптимізації складу та властивостей біоматеріалів із заданими характеристиками для конкретних клінічних задач.

### Висновок

Введення хітозану до складу кальцій-

фосфатного склокристалічного матеріалу дозволяє реалізувати підходи при створення біосумісних матеріалів для дентального протезування, що є вирішальним фактором при формуванні зміцненого мінералізованого шару на межі імплантат–кістка. Це дозволить застосовувати розроблений композит FAR-5X, як склокомпозитне покриття по сплавах титану для дентальних протезів, які експлуатуються при нагальних навантаженнях та потребують прискореного строку зрощування.

### References

1. Asgari M, Daneshmand H, Bratai Darband Gh, Sabour A, Rouhaghdam. Single-stage production of glass sealed PEO composite coating on AZ31B. *Surfaces and Interfaces*, 2020;21:100712. doi: 10.1016/j.surfin.2020.100712.
2. Fabes B. Strengthening of Glass by Sol - Gel Coatings. *J Am Ceramic Society*. 2005;73:978-988. doi: 10.1111/j.1151-2916.1990.tb05146.x
3. Albakr Akhmed, Kirichek OV. Study of the performance properties of glass-composite coatings for dental implants. *Current problems of modern medicine*. 2025;2(90):91-94. doi: 10.31718/2077-1096.25.2.91. (Ukrainian).
4. Savvova OV, Shadrina HM, Fesenko OI. [Study of the nature of phase formation during thermal processing of calcium phosphate silicate glasses as a basis for glass-crystalline coatings on titanium]. *Questions of chemistry and chemical technology*. 2016;5-6(109):97-103. (Ukrainian)
5. Savvova O, Fesenko O, Babich O, Yanishyn I, Fedotova O, Zaitseva I. Basic Principles of Creation of Biomimetic Glass-Ceramic Materials for Dental Use. 2024 IEEE 5th KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek), 2024:1-6. doi: 10.1109/khpiweek61434.2024.10878099
6. Savvova OV, Babich OV. Effect of carbonate-apatite-containing glassceramic coatings on their performance properties. *Questions of chemistry and chemical technology*. 2015;4:78-82. (Ukrainian)
7. Savvova O, Shymon V, Fesenko O. Development of calcium phosphatesilicate glass ceramics materials resists to biochemical and mechanical destruction. *Functional materials*. 2020;4(27):767-773. doi: 10.15407/fm27.04.767
8. Alberto LHJ, Kalluri L, Esquivel-Upshaw JF, Duan Y. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Different Connector Designs for All-Ceramic Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. *Ceramics (Basel)*. 2022;5(1):34-43. doi: 10.3390/ceramics5010004.
9. Bairo F, Vernè E. Glass-based coatings on biomedical implants: A state-of-the-art review. *Biomedical glasses*. 2017;3:1-17. doi: 10.1515/bglass-2017-0001

### ORCID авторів

Альбакр Ахмед. – 0009-0004-6553-6962  
 Кірічек О.В. – 0000-0001-6334-2567  
 Максименко П.В. – 0009-0002-6858-8966  
 Сідорова О.В. – 0000-0002-4979-1291

### Особистий внесок авторів

Альбакр Ахмед. - В – збір та аналіз даних; D – написання статті; Кірічек О.В. А – концепція роботи та дизайн; В – збір та аналіз даних; F – остаточне затвердження; Максименко П.В. Е – критичний огляд; D – написання статті; С – відповідальність за статистичний аналіз; Сідорова О.В. В – збір та аналіз даних; F – остаточне затвердження.

### Конфлікт інтересів

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

### Summary

#### INVESTIGATION OF SOLUBILITY OF GLASS-COMPOSITE COATINGS FOR DENTAL IMPLANTS IN MODEL SOLUTIONS

Albahr Ahmed, Kirichek O.V., Maksymenko P.V., Sidorova O.V.

Key words: chitosan, glass-composite coating of dental implants, model media, solubility, FAR-5X composite.

**Relevance.** Modern regenerative medicine, particularly in the field of implantology and bone tissue reconstruction, places high demands on materials used as implants or carriers for replacing or repairing defects.

**Purpose:** to investigate the solubility and ability to form an apatite-like layer of the FAR-5X composite material in comparison with its analog.

**Materials and methods.** The study of the solubility of the FAR-5X composite in comparison with the FAR-5 analog revealed an increase in the level of solubility, estimated by losses in distilled water (Wdw, 1.30 days%), saline (Wfr, 120 days%), citric acid solution (Wlc, 120 days%), and model solution (Wmc, 120 days%). The choice of solutions was based on ISO 10993-14-2011. The extreme solution method with citric acid buffer (pH = 3) is used to screen degradation products of bioactive materials. The model solution method (pH = 7.4) is applied to study degradation at 37 °C for 5 days. Distilled water (pH0 = 7.0) and saline solution simulate body plasma (90-92% water). The mass loss (B) was determined gravimetrically, and the concentration of Na<sup>+</sup> and Ca<sup>2+</sup> ions was determined using a PFM-UH.I. photometer, and phosphate groups were determined using a CFC-2 photocolormeter.

**Results.** The study has shown that the FAR-5X composite has increased ion mass loss (10 wt. %) and Na<sup>+</sup> and Ca<sup>2+</sup> concentrations (10-20 wt. %) in distilled water. The yield of phosphate groups (≈ 50 wt. %) is associated with the replacement of carbonate groups in the GAP, which confirms the presence of A-type GAP. The mass loss increases by 10-20 wt. % with an increase in the amount of CAP by 10 vol. %. The intensity of losses increases with the aggressiveness of physiological fluids. The determination of sodium ions (0.493 wt. %) and calcium ions (0.152 wt. %) in the DV creates conditions for the formation of an apatite layer at pH 7.25. In the model environment (MRO, pH = 7.25), the mass loss of FAR-5X decreases, indicating the formation of a calcium phosphate layer. Statistically significant differences between the materials were found on days 14, 21, 28, and 35, with the advantage of FAR-5X, which may indicate more active ion absorption.

**Conclusion.** The introduction of chitosan into calcium phosphate SCM allows the creation of biocompatible materials for dental prosthetics, which contributes to the formation of a hardened mineralized layer at the implant-bone interface. FAR-5X composite can be used as a coating for titanium dentures that require rapid fusion.