

Пузиревич П. В., магістр, Бутенко О. О., доктор філософії

Київський національний університет технологій та дизайну

**3D-ДРУКОВАНІ ІМПЛАНТИ З ПEEK У ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВІЙ ХІРУРГІЇ
ТА СТОМАТОЛОГІЇ: ІННОВАЦІЇ В МАТЕРІАЛАХ
ДЛЯ ІНДИВІДУАЛІЗОВАНОГО ВІДНОВЛЕННЯ**

***Анотація.** У роботі висвітлюється сучасні матеріали для 3D-друку, а саме поліетеретеркетон (ПЕЕК) як матеріал перспективний для медичних застосувань. Визначено властивості ПЕЕК, які роблять його придатним для виготовлення протезів та імплантів, а також технології 3D-друку, що дозволяють ефективно використовувати цей матеріал у медичній сфері. Особливу увагу приділено клінічним показам для використання ПЕЕК, зокрема його біосумісності, механічним характеристикам, можливості виготовлення індивідуальних імплантів, а також перевагам 3D-друку в порівнянні з традиційними методами виготовлення медичних виробів. Також проведено аналіз основних етапів виробництва та практичного застосування ПЕЕК-імплантів.*

***Ключові слова:** індивідуалізовані пацієнтспецифічні імпланти, протези щелепно-лицевої ділянки, денціальні імпланти, 3D-друк, щелепно-лицева хірургія, стоматологія, полімери, поліетеретеркетон, FDM/FFF, SLS.*

Puzirevych P. V., Butenko O. O.

Kyiv National University Technologies and Design

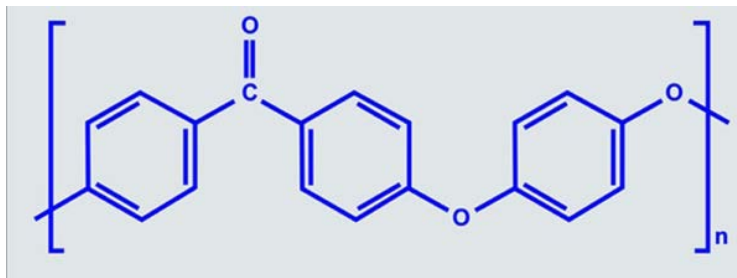
**3D-PRINTED IMPLANTS WITH PEEK IN MAXILLOFACIAL SURGERY
AND DENTISTRY: INNOVATIONS IN MATERIALS
FOR INDIVIDUALIZED RESTORATION**

***Abstract.** The paper highlights modern materials for 3D printing, namely polyetheretherketone (PEEK), as a material with promising potential for medical applications. The properties of PEEK that make it suitable for the manufacture of prostheses and implants, as well as 3D printing technologies that allow for the effective use of this material in the medical field, are identified. Particular attention is paid to the clinical indications for the use of PEEK, including its biocompatibility, mechanical characteristics, the possibility of manufacturing individual implants, and the advantages of 3D printing over traditional methods of manufacturing medical devices. The main stages of production and practical application of PEEK implants are also analysed.*

***Keywords:** PSI, Maxillofacial Prosthesis, Dental Implants, 3D Printing, Maxillofacial Surgery, Dentistry, Polymers, Polyetheretherketone (PEEK), FDM/FFF, SLS.*

Вступ. ПЕЕК (поліетеретеркетон) є поліароматичним високопродуктивним термопластичним полімером (рис. 1), що демонструє задовільну механічну міцність, хімічну стійкість і біосумісність, що робить його на даний момент одним з найкращих матеріалів для використання у складних медичних конструкціях. Завдяки своїм властивостям його активно застосовують в галузі нейрохірургії, щелепно-лицевій хірургії та, зокрема, у стоматології. Унікальні якості матеріалу дозволяють створювати індивідуалізовані пацієнтспецифічні імпланти адаптовані до анатомічних особливостей пацієнтів, що є важливим у щелепно-лицевих реконструкціях, враховуючи анатомічну будову лицевого скелету. У сучасній медицині спостерігається активний розвиток цифрових технологій що передують до розвитку інноваційних підходів до відновлення форми та функції анатомічних структур організму. Цьому в свою чергу передують поява нових матеріалів, такі як ПЕЕК, які мають механічні властивості ближчі до кісткової тканини людини в порівнянні з титаном, розвиток цифрових технологій та активне

впровадження технологій 3D-друку в медичній сфері. Широке застосування 3D-друку для виготовлення імплантів із ПEEK відкриває нові можливості для персоналізованого лікування. В той же час, використання ПEEK вимагає глибоких знань технологій друку, що робить цей напрямок досліджень перспективним і складним.



Джерело: [1].

Рис. 1. Хімічна структура мономерної одиниці ПEEK

Постановка завдання. Виходячи з вищенаведеного, метою дослідження є аналіз властивостей матеріалу за даними літератури, застосування матеріалу ПEEK в медичній сфері, можливості застосування.

Результати досліджень. Фізико-хімічні властивості ПEEK: поліетеркетон (ПEEK) – це високопродуктивний термопластичний полімер, який належить до класу полікетонів. Фізико-хімічні властивості ПEEK роблять його привабливим для медичних застосувань. ПEEK має досить високу температурну стійкість (термостабільність до 250°C) (табл. 1) та відзначається відмінною механічною міцністю (табл. 2) [2], через що може витримувати значні навантаження, зберігаючи структурну стабільність. Однією з характеристикою цього матеріалу є низька щільність в порівнянні з металами (табл. 3), що значно знижує вагу виготовлених імплантів. Хімічна стійкість ПEEK робить його досить інертним до багатьох хімічних речовин та рідин, що дозволяє використовувати його в умовах, де матеріал піддається впливу біологічних середовищ, наприклад, в умовах ротової порожнини [3]. Біосумісність та біостійкість: матеріал ПEEK визначається високою біосумісністю, що забезпечує його гармонійну взаємодію з тканинами людського організму. ПEEK демонструє майже повну відсутність запальної відповіді людського організму, через що відторгнення імплантів з даного матеріалу виникають вкрай рідко, що робить його застосованим матеріалом для тривалого імплантаційного використання. Також відзначається, що через поверхню матеріал не сприяє прикріпленню та росту біоплівки на виготовлених імплантах, що є важливою складовою для стоматологічних та щелепно-лицевих імплантів, де є підвищений ризик інфекції. ПEEK також має потенціал для модифікації своєї поверхні, що дозволяє покращити його інтеграцію з кістковою тканиною, але варто відмітити, що в питанні остеоінтерації ПEEK значно поступається титану. Покращення остеоінтерації ПEEK-імплантів може досягатись за допомогою поверхневого покриття такими матеріалами, як гідроксиапатит, або ж завдяки піскоструминною обробкою поверхні імпланту з виробленням шорсткості для збільшення площі поверхні контакту та створення додаткових ретенційних пунктів на поверхні імпланту, це є важливим для досягнення надійної роботи імпланту в кістці [4]. У порівнянні з традиційними матеріалами, такими як титан, ПEEK забезпечує більше схожості з еластичними властивостями кістки, що сприяє природнішому розподілу навантаження і зменшує ризик стресового перенапруження навколо імпланту [5]. ПEEK часто порівнюється з традиційними матеріалами, такими як титан та кераміка, що мають тривалу історію застосування в медичних імплантах. Титан є більш жорстким і менш еластичним, ніж ПEEK, що може призводити до феномену "Stress shielding effect", коли жорсткий матеріал забирає на себе

надмірне навантаження, послаблюючи кісткову тканину навколо імплантата. ПEEK [6], натомість, має схожі до кістки модуль пружності та коефіцієнт теплопровідності (табл. 2, 4), що сприяє природнішому розподілу навантаження та підвищує комфорт пацієнта.

Таблиця 1

Властивості обробки матеріалу при роботі

Властивості обробки	Параметри	Примітка
Температура обробки	100–410 °С	Середнє значення: 290 °С, кількість класів: 38
Температура форсунок	360–440 °С	Середнє значення: 382 °С, кількість класів: 25
Температура плавлення	174–470 °С	Середнє значення: 378 °С, кількість класів: 86
Температура форми	149–250 °С	Середнє значення: 184 °С, кількість класів: 78
Швидкість впорскування	200 мм/сек	Середнє значення: 200 мм/сек, кількість класів: 16
Температура сушіння	120–180 °С	Середнє значення: 140 °С, кількість класів: 59
Вологість	0,0200–0,290%	Середнє значення: 0.0856 %, кількість класів: 16
Тиск впорскування	82,7–124 МПа	Середнє значення: 103 МПа, кількість класів: 3
Температура рекристалізації	285 °С	Середнє значення: 285 °С, кількість класів: 4

Джерело: [7].

Таблиця 2

Механічні властивості матеріалу ПEEK

Механічні властивості	Параметри
Твердість за Роквеллу М	85,0–109
Твердість за Роквеллу R	105–126
Твердість за Шору D	62,0–94,0
Твердість за Брінеллем	90,0–250 МПа
Межа міцності на розрив	4,0–265 МПа
Межа текучості	11,0–125 МПа
Подовження при розриві	1,70–110%
Подовження при текучості	3,60–45,0%
Модуль пружності	2,14–8,27 ГПа
Міцність на згин при текучості	86,2–380 МПа
Модуль пружності на згин	2,12–24,0 ГПа
Деформація на згин при розриві	3,00–7,00%
Міцність на стиснення при текучості	12,0–300 МПа
Модуль пружності на стиснення	2,48–4,25 ГПа
Міцність на зсув	55,0–90,0 МПа
Коефіцієнт тертя	0,150–0,400
Коефіцієнт тертя, статичний	0,200–0,320
Коефіцієнт зносу (K)	2,00–403 x 10% mm ³ /N·M
Граничний коефіцієнт швидкості тиску	2,42 МПа·m/sec

Джерело: [7].

Таблиця 3

Фізичні властивості матеріалу ПEEK

Фізичні властивості	Параметри
Щільність	1,26–1,72 г/см ³
Вміст наповнювача	0,000%
Абсорбція води	0,0200–0,500%
Абсорбція вологи на рівновазі	0,0200–0,500%
Абсорбція води при насиченні	0,0700–1,65%
Розмір часток	10,0–50,0 мкм
В'язкість	90000–500000 сП
Лінійна усадка в формі	0,00100–0,0200 см/см
Лінійна усадка в формі, поперечне	0,00110–0,0200 см/см
Текучість при плавленні	0,260–182 г/10 min
Спіральний потік	11,0–70,0 см

Джерело: [7].

Таблиця 4

Термічні властивості матеріалу ПEEK

Термічні властивості	Параметри
КТР, лінійний	4,70–216 мкм/м·°C при температурі 22,8–150 °C
КТР, лінійний, поперечний до потоку	10,8–252 мкм/м·°C при температурі >=143 °C
Питома теплоємність	110–2,20 Дж/г·°C
Теплопровідність	0,173–0,950 Вт/м·K
Температура плавлення	178–386 °C
Максимальна робоча температура, повітря	150–310 °C
Температура деформації при 0,46 МПа (66 psi)	152–336 °C
Температура прогину під навантаженням 1,8 МПа (264 psi)	140–336 °C
Температура розм'якшення за Вікатом	280–335 °C
Температура розм'якшення	168 °C
Мінімальна робоча температура в повітрі	мінус 100 – мінус 20,0 °C
Температура склування (T _g)	143–180 °C
Кисневий індекс	23,0–49,0%
Випробування розжареним дротом	800–960 °C

Джерело: [7].

Основи технології 3D-друку для медичних імплантів. 3D-друк в медичній галузі перебуває в стрімкому рості, який пройшов шлях від прототипування до виробництва готових пацієнтспецифічних імплантів на даний час. Серед методів 3D-друку ПEEK є такі методи виготовлення пацієнтспецифічних імплантів: селективне лазерне спікання (SLS), моделювання методом наплавлення (FFF/FDM) та стереолітографія (SLA) [8]. Кожна з цих технологій має свої переваги і обмеження, які впливають на структуру, механічні властивості та кінцеву якість виробів. Селективне лазерне спікання (SLS), в принцип роботи якого лягає використання лазера для плавлення порошкового матеріалу (ПEEK), з якого формується імплантат, підходить для виготовлення складних структур, але вимагає ретельного контролю за температурними режимами, щоб забезпечити рівномірну кристалізацію ПEEK. Метод функціонального нагрівання і плавлення, також

відомий як моделювання методом наплавлення (FFF/FDM), базується на принципі того, що матеріал (філамент) подається в екструдер принтера (нагрівальний елемент), екструдер нагріває матеріал до температури плавлення матеріалу для того, щоб матеріал став м'яким та пластичним, після чого пластичний матеріал подається через тонке сопло на розігріту платформу (стіл) з формуванням першого шару об'єкта, після завершення першого шару сопло з екструдером піднімаються для формування наступних шарів згідно запланованої моделі. Цей метод є більш доступним, адже вартість такого виду 3D-принтерів вагомо менша за інші принтери, але ці принтери мають певні обмеження у створенні деталей з високою точністю, які необхідні для клінічних застосувань. Стереолітографія (SLA), для цього метода потрібні фотополімерні смоли, принцип роботи полягає в тому що об'єкт створюється шляхом послідовного затвердіння смоли під дією ультрафіолетових променів, після чого модель занурюється в ванну з ізопропіловим спиртом для очищення моделі від залишків непрореагованої смоли та надалі модель піддається додатковому ультрафіолетовому опроміненню для забезпечення максимальної міцності. Хоча ця технологія і є більш складною в технічному плані та дороговартісною, але в той же час дозволяє досягати високої точності та механічної міцності моделей, що робить її гарним вибором технології для виготовлення об'єктів, які повинні витримувати навантаження. Для виготовлення пацієнтспецифічних імплантів з ПEEK дана технологія не використовується через те, що ПEEK є термопластичним матеріалом, який твердне під час охолодження, а не під дією ультрафіолетового світла.

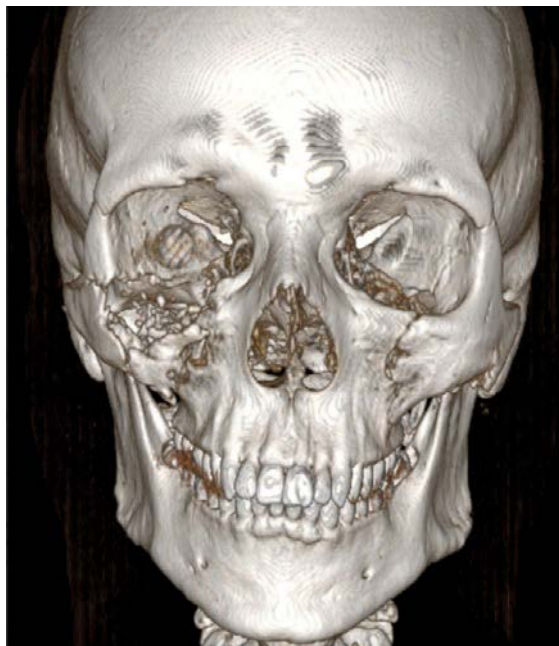
Методи та обладнання для друку з ПEEK. Для 3D-друку з використанням матеріалу ПEEK є певні вимоги до обладнання, яке має бути здатним досягати високих температур. Температура екструзії ПEEK повинна перевищувати 360°C, що значно перевищує можливості більшості стандартних 3D-принтерів для пластиків. Крім того, для друку матеріалом ПEEK потрібно контролювати температуру робочої платформи та навколишнього середовища, через те що різкі перепади температури можуть спричинити деформацію або розтріскування об'єктів, виготовлених з ПEEK [9, 10]. Саме так при 3D-друку об'єктів з матеріалу ПEEK, на принтерах з використанням технології FDM/FFF, екструдери мають бути високотемпературними та підтримувати температуру плавлення більше 360 градусів, мають бути обладнані термокамерами, щоб мінімізувати теплові стреси в матеріалі під час друку. Удосконалені моделі принтерів також можуть бути обладнаними системами для управління газовим середовищем (часто з використанням інертних газів, аргону), що допомагає зменшити вплив кисню на процес кристалізації ПEEK і покращує міцність та якість поверхні готового виробу [11, 12]. Для принтерів з використанням технології SLS важливою є здатність принтера підтримувати високі температури для досягнення необхідних характеристик матеріалу. Для друку ПEEK, 3D-принтери SLS оснащуються термокамерами, що допомагають підтримувати стабільний температурний режим і мінімізувати теплові стреси в матеріалі під час друку. Для покращення якості імплантів та контролю над кристалізацією ПEEK, в таких принтерах наявні системи для регулювання атмосфери, зокрема, використовуються в камері інертні газу, такі як аргон або нітроген для зниження впливу кисню, концентрація інертних газів в таких системах досягає до 99,8%. Це дозволяє підвищити міцність, однорідність і поверхневу якість готових виробів. Зазвичай описують використання SLS технології 3D-друку при друкуванні Scaffold з ПEEK, який змішують з гідроксиапатитом для підвищення остеоіндуктивних властивостей ПEEK [13]. Виклики у використанні 3D-друку з ПEEK для медичних імплантів: основні виклики при 3D-друці імплантів з ПEEK включають контроль кристалізації, термічне розширення та високі вимоги до точності розмірів і форми. Кристалічна структура ПEEK є ключовою для забезпечення міцності та

довговічності імпланта, але в умовах 3D-друку ця структура може бути неоднорідною, що знижує механічні характеристики виробу [14]. Рівномірне охолодження є критичним фактором, щоб уникнути надмірного напруження в матеріалі, яке може спричинити розтріскування.

Клінічні покази до використання ПEEK. Дефекти кісток лицевого та мозкового черепа потребують відновлення з максимальним відновленням симетрії, з досягненням максимально можливого морфологічного та естетичного результату. Одним з найрозповсюдженіших матеріалів, який використовують для естетичної та морфологічної реабілітації кісток лицевого та мозкового черепа є титанові сплави, але останній має низку недоліків, таких як втягування до себе м'яких тканин, формування навколо себе рубцевої сполучнотканинної капсули, дуже виражену теплопровідність матеріалу, що створює значні незручності пацієнтам при різкій зміні температури зовнішнього середовища. В той самий час у кісткових аутоотрансплантатах з ребра, лопатки таких недоліків спостерігається в значно меншій мірі, адже на їх фіксацію витрачається значно менша кількість металевих сплавів, але даний метод має багато складнощів з приданням адекватної анатомічної форми та контуру анатомічних ділянок, зазвичай такий підхід потребує багатоетапного підходу в реабілітації, що призводить до великої кількості оперативних втручань перш ніж буде досягнуто задовільних контурів та пропорцій обличчя. До цього дуже вираженою проблемою з кістковими аутоотрансплантатами є їх виражена резорбція, яка заважає досягненню максимального естетичного результату. Й через описані вище проблеми клініцисти не зупиняються в пошуках ідеального матеріалу для заміщення дефектів кісток лицевого черепа. В останні декілька років клініцисти почали активно цікавитись матеріалом ПEEK для відновлення структур черепа та кісток лицевого скелету, пов'язано це з тим що в практиці лікарів хірургів та стоматологів почалось активне впровадження CAD/CAM технологій, які дозволяють робити пацієнтспецифічні імпланти дуже точними та зі складною морфологією. На рис. 2–3 показано клінічний кейс застосування двокомпонентного пацієнтспецифічного імпланту з ПEEK, виготовленого за допомогою технологій CAD/CAM для відновлення дефекту нижньо-латерального краю орбіти, виличної кістки та передньої стінки верхньощелепного синусу, отриманої внаслідок мінно-вибухової травми. За допомогою даної методики та використання даного виду матеріалу для виготовлення двокомпонентного пацієнтспецифічного імпланту досягнуто максимально естетично та функціонально можливого результату.

Одні з перших клінічних кейсів запровадження ПEEK для реконструкції кісткових дефектів було запроваджено в нейрохірургії для реконструкції черепа, що було продемонстровано в роботі [15]. Автором було описано клінічний випадок комплексної орбіто-лобно-скроневої реконструкції, використовуючи змодельований пацієнтспецифічний імплант з ПEEK. Двома роками пізніше [16] було опубліковано 4 клінічні випадки дефектів, для відновлення яких було проведено реконструкцію за допомогою імплантів з ПEEK. Автор вів спостереження за пацієнтами в постопераційний період близько 16–20 місяців. Жодного ускладнення таких як контамінації інфекцією, експозиції, зміни позиції виявлено не було, клінічні випадки мали ідеальний постопераційні естетичні та функціональні результати. В роботі [17] описано ускладнені клінічні випадки з використанням двокомпонентних імплантів з ПEEK для реконструкції дефекту виличного комплексу та дефекту орбітального краю та нижньої стінки очної ямки, було відмічено легкість введення та встановлення даних імплантів, пацієнти були під спостереженням протягом 12 місяців, ускладнень описаних вище не відмічалось. У статті [18] було досліджено 132 краніопластичних операцій з використанням ПEEK, найчастішими ускладненнями визначено запальну реакцію та експозицію самого

імпланту, але порівнюючи з титаном рівень ускладнень майже в 2 рази менший. ПEEK мав 3 з 24 (12,5%), Титан 27 з 108 (25%) ускладнень. Також ПEEK знайшов своє використання як частина двокомпонентного ендопротезу скронево-нижньощелепного суглобу у вигляді суглобової ямки, на рис. 4 показано комп'ютерну томографію пацієнта з анкілозом правого СНЩС з приводу чого було проведено відновлення СНЩС за допомогою встановлення двокомпонентного ендопротезу, які були виготовленні з ПEEK та титану, проводяться певні дослідження з приводу моделювання даних конструкцій та комбінацій матеріалів застосування [19].



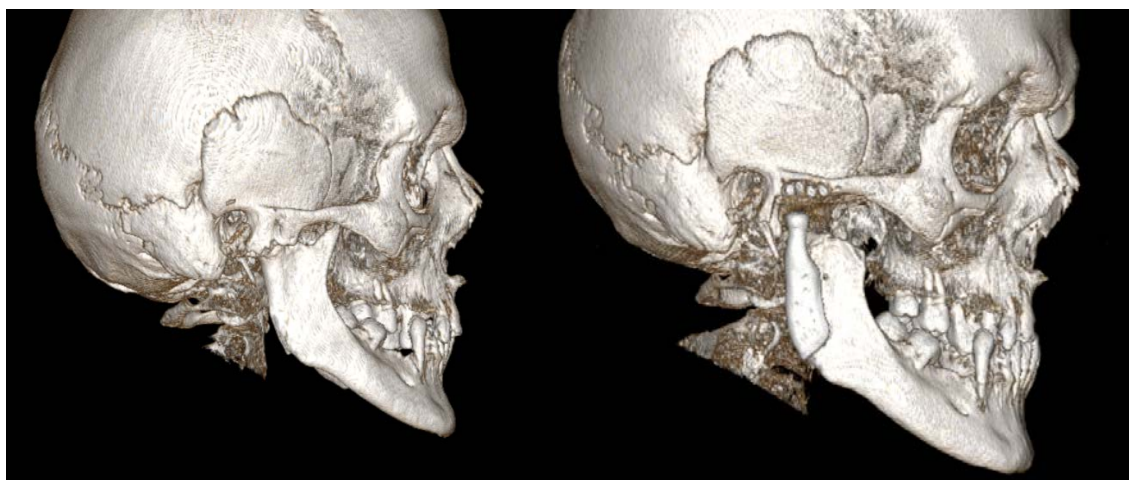
Джерело: авторська розробка.

Рис. 2. Комп'ютерна томографія пацієнта з дефектом нижнього краю орбіти та передньої стінки верхньощелепного синусу внаслідок мінно-вибухової травми



Джерело: авторська розробка.

Рис. 3. Комп'ютерна томографія пацієнта після проведеного оперативного втручання з реконструкції нижньої стінки, нижнього краю орбіти та передньої стінки верхньощелепного синусу



Джерело: авторська розробка.

Рис. 4. Пацієнт з анкілозом правого СНЩС до оперативного втручання зліва, та після оперативного втручання справа після відновлення двокомпонентним ендопротезу з ПEEK та титану

ПЕЕК як матеріал для дентального імпланту. На даний час золотим стандартом в дентальній імплантації вважається використання імплантів з титанових сплавів. Через певні особливості титану, таких як нерівномірне розповсюдження навантаження в ділянці контакту кістки та імпланту, наявності «Stress shielding effect» та місцевих запальних явищ, ці імпланти мають певні проблеми, такі як втрата маргінальної кісткової тканини, перелом імпланту. Тому йде пошук альтернативного матеріалу для дентальної імплантації. Деякі види ПЕЕК композитів мають біомеханічні властивості близькі до кортикальної кістки і це на думку авторів могло би зменшити крайову кісткову резорбцію навколо імпланту та стимулювати остеоінтеграцію імпланту. Головною проблемою для клінічного використання ПЕЕК дентальних імплантів є їх низький опір до механічного стресу в умовах жування. Великі надії були покладені на ПЕЕК, посилений скловолокном та вуглецевим волокном, автори [20] провели цікаве дослідження, вивчаючи stress shielding та втому матеріалу ПЕЕК для дентальних імплантів. Автори повідомили про те, що при компресійній силі на титановий стрижень, останній зігнувся на 4 мм без зламу конструкції, в той же час ПЕЕК зламався. Втому матеріалу перевіряли для 4 мм матеріалу в діаметрі, при якому ліміт втоми був 310 N. Метод кінцевих елементів (FEA) показує, що ПЕЕК дентальні імпланти показують вищі стрес піки в ділянці з'єднання кістки з імплантом через високу деформацію, в той же час титан показує більш гомогенне розповсюдження навантаження [21]. Інші проблеми клінічного використання ПЕЕК – це рентгенпрозорість та їх остеоінтеграції та остеокондуктивні властивості [22]. Є деякі варіанти вирішення цих проблем за допомогою збільшення біологічною активністю через нанесення титанового шару на поверхні імпланту з ПЕЕК. Літературний огляд показує, що імпланти з ПЕЕК в експериментах мали певний об'єм остеоінтеграції, в майбутньому перед дослідникам постає завдання по покращенню біомеханічних властивостей матеріалу для досягнення більш гомогенного розповсюдження напруження на навколишню кісткову тканину [23]. На сьогоднішній день в стоматології цей матеріал знайшов використання як ПЕЕК абатмент для формування ясен навколо імпланту перед встановленням постійної коронки ортопедичної конструкції на попередньо встановлений імплант. Також його використовують при виготовленні знімних протезів як матеріал базису.

Висновки. Полімер ПЕЕК залишається й на даний час одним з найбільш перспективних варіантів для виготовлення медичних імплантів через свої виняткові властивості, такі як біосумісність, висока механічна міцність та хімічна стійкість. Ці властивості роблять ПЕЕК одним з кращих виборів для виготовлення ортопедичних, щелепно-лицевих та нейрохірургічних імплантів. Незважаючи на наявні переваги, повноцінне використання ПЕЕК в медицині потребує подальших досліджень, зокрема щодо довготривалих ефектів його використання в організмі людини та вдосконалення процесу його виготовлення, які б покращували остеоінтегративні властивості. Подальші інновації в розробці матеріалів на основі ПЕЕК відкривають нові можливості для персоналізованої пацієнтспецифічної реабілітації пацієнтів.

Список використаної літератури

1. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60 (1): 12–19. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>.
2. Luo, C., Liu, Y., Peng, B., Chen, M., Liu, Z., Li, Z., Kuang, H., Gong, B., Li, Z., Sun, H. (2023). PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties. *Polymers*, 15(2), 386. DOI: <https://doi.org/10.3390/polym15020386>.
3. Skirbutis, G., Dzintutė, A., Masiliūnaitė, V., Šulcaitė, G., Žilinskas, J. (2018). PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. *Stomatologija*, 20(2): 54–58.

4. Limaye, N., Veschini, L., Coward, T. (2022). Assessing biocompatibility & mechanical testing of 3D-printed PEEK versus milled PEEK. *Heliyon*, 8(12), e12314. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e12314>.
5. Seaman, S., Kerezoudis, P., Bydon, M., Torner, J. C., Hitchon, P. W. (2017). Titanium vs. polyetheretherketone (PEEK) interbody fusion: Meta-analysis and review of the literature. *Journal of clinical neuroscience: official journal of the Neurosurgical Society of Australasia*, 44: 23–29. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2017.06.062>.
6. Post, C. E., Bitter, T., Briscoe, A., Verdonschot, N., Janssen, D. (2023). The sensitivity of the stiffness and thickness of a titanium inlay in a cementless PEEK femoral component to the micromotions and bone strain energy density. *Medical engineering & physics*, 122, 104072. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2023.104072>.
7. Overview of materials for Polyetheretherketone, Unreinforced. *MatWeb*. URL: <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=2164cacabcde4391a596640d553b2ebe>.
8. Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E. S., Jiang, H. B. (2021). A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*, 2021, 9950131. DOI: <https://doi.org/10.1155/2021/9950131>.
9. Zhang, H., Duan, M., Qin, S., Zhang, Z. (2022). Preparation and Modification of Porous Polyetheretherketone (PEEK) Cage Material Based on Fused Deposition Modeling (FDM). *Polymers*, 14(24), 5403. DOI: <https://doi.org/10.3390/polym14245403>.
10. Dua, R., Rashad, Z., Spears, J., Dunn, G., Maxwell, M. (2021). Applications of 3D-Printed PEEK via Fused Filament Fabrication: A Systematic Review. *Polymers*, 13(22), 4046. DOI: <https://doi.org/10.3390/polym13224046>.
11. Wang, Y., Müller, W. D., Rumjahn, A., Schwitalla, A. (2020). Parameters Influencing the Outcome of Additive Manufacturing of Tiny Medical Devices Based on PEEK. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(2), 466. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma13020466>.
12. Deng, X., Zeng, Z., Peng, B., Yan, S., Ke, W. (2018). Mechanical Properties Optimization of Poly-Ether-Ether-Ketone via Fused Deposition Modeling. *Materials (Basel, Switzerland)*, 11(2), 216. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma11020216>.
13. Shuai, C., Shuai, C., Wu, P., Yuan, F., Feng, P., Yang, Y., Guo, W., Fan, X., Su, T., Peng, S., Gao, C. (2016). Characterization and Bioactivity Evaluation of (Polyetheretherketone/Polyglycolicacid)-Hydroxyapatite Scaffolds for Tissue Regeneration. *Materials (Basel, Switzerland)*, 9(11), 934. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma9110934>.
14. Moharil, S., Reche, A., Durge, K. (2023). Polyetheretherketone (PEEK) as a Biomaterial: An Overview. *Cureus*, 15(8), e44307. DOI: <https://doi.org/10.7759/cureus.44307>.
15. Scolozzi, P., Martinez, A., Jaques, B. (2007). Complex orbito-fronto-temporal reconstruction using computer-designed PEEK implant. *The Journal of craniofacial surgery*, 18(1): 224–228. DOI: <https://doi.org/10.1097/01.scs.0000249359.56417.7e>.
16. Kim, M. M., Boahene, K. D., Byrne, P. J. (2009). Use of customized polyetheretherketone (PEEK) implants in the reconstruction of complex maxillofacial defects. *Archives of facial plastic surgery*, 11(1): 53–57. DOI: <https://doi.org/10.1001/archfaci.11.1.53>.
17. Goodson, M. L., Farr, D., Keith, D., Banks, R. J. (2012). Use of two-piece polyetheretherketone (PEEK) implants in orbitozygomatic reconstruction. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, 50(3): 268–269. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2011.04.077>.
18. Thien, A., King, N. K., Ang, B. T., Wang, E., Ng, I. (2015). Comparison of polyetheretherketone and titanium cranioplasty after decompressive craniectomy. *World neurosurgery*, 83(2): 176–180. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2014.06.003>.
19. Genovesi, W., Comenale, I. C., Genovesi Filho, W., Veloso Fernandes, M. (2022). Biomechanical comparative analysis of temporomandibular joint, glenoid fossa and head of the condyle of conventional models prosthesis with new PEEK design. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 12(5): 529–541. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2022.06.006>.
20. Lee, W. T., Koak, J. Y., Lim, Y. J., Kim, S. K., Kwon, H. B., Kim, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 100(4): 1044–1052. DOI: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32669>.
21. Sarot, J. R., Contar, C. M., Cruz, A. C., de Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 21(7): 2079–2085. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10856-010-4084-7>.
22. Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 27(7), 118. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10856-016-5731-4>.
23. Schwitalla, A., Müller, W. D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *The Journal of oral implantology*, 39(6): 743–749. DOI: <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00002>.