

DOI: <https://doi.org/10.15276/ict.03.2026.84>

УДК 004.9

Методи тривимірної реконструкції для персоналізованого протезування та зіставлення за збереженими анатомічними орієнтирами

Антощук Світлана Григорівна¹⁾

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9346-145X>; asg@op.edu.ua. Scopus Author ID: 8393582500

Волков Альберт Сергійович¹⁾

ORCID: <https://orcid.org/0009-0001-4126-2942>; vlkvalbert@gmail.com

¹⁾ Національний університет «Одеська політехніка», просп. Шевченка, 1. Одеса, Україна, 65044

АНОТАЦІЯ

Персоналізоване протезування потребує анатомічних моделей, розміри та локальна форма яких узгоджені зі спостережуваною анатомією пацієнта. Медичні зображення й імпортовані поверхневі моделі відрізняються системами координат, одиницями вимірювання та повнотою, тому геометричну розбіжність не можна інтерпретувати без попереднього суміщення й перевірки вхідних даних. У роботі зіставлено геометричні, статистичні та навчені підходи й описано реалізовану схему порівняння еталонної поверхні з поверхнею пацієнта. Схема зберігає фізичні розміри моделі пацієнта, оцінює перетворення подібності за орієнтирами на збереженій ділянці, обчислює відстані до спостережуваної поверхні та перевіряє достатність відомостей для підбору кандидатів на протезування. Контрольований обчислювальний експеримент виконано на синтетичному геометричному фантомі з відомим відсутнім компонентом. Порівняно чотири варіанти реєстрації за трьох рівнів шуму орієнтирів із тридцятьма повторами на кожному рівні. За стандартного відхилення шуму в половину міліметра метод збережених орієнтирів забезпечує середню цільову похибку реєстрації приблизно сорок п'ять сотих міліметра, тоді як масштабування за габаритами з подальшою жорсткою реєстрацією дає приблизно одну цілу вісімдесят чотири сотих міліметра. Відносне зменшення становить приблизно сімдесят п'ять відсотків у цьому конкретному експерименті. Результат ілюструє зменшення зміщення масштабу, спричиненого відсутнім компонентом, завдяки використанню збереженої анатомії. Він не доводить клінічної переваги або переваги над навченими статистичними чи нейронними моделями форми. Розширений функціонал із сегментацією, локальною деформацією та маскою дефекту сформульовано як напрям дослідження й відокремлено від оціненої реалізації. Система формує геометричні вимірювання та перелік кандидатів для перевірки фахівцем, але не встановлює діагноз і не призначає протез автоматично.

Ключові слова: інформаційні системи у медицині; реєстрація за орієнтирами; перетворення подібності; геометрична розбіжність; 3D моделювання; підтримка прийняття рішень

Для цитування: Антощук С. Г., Волков А. С. «Методи тривимірної реконструкції для персоналізованого протезування та зіставлення за збереженими анатомічними орієнтирами». *Інформатика. Культура. Техніка*. 2026; Том 3 № 2 (4): 1083–1093. DOI: <https://doi.org/10.15276/ict.03.2026.84>

Вступ. Реконструкція тривимірної форми об'єктів є однією з фундаментальних задач комп'ютерної графіки та комп'ютерного зору, що активно розвивається впродовж останніх десятиліть. Сучасні методи 3D-реконструкції застосовуються для відтворення просторової геометрії об'єктів на основі різномірних даних, включаючи зображення, хмару точок, об'ємні медичні знімки та комбіновані джерела інформації. У різних галузях ці методи орієнтовані на різні цілі – від візуалізації та цифрового збереження до інженерного проєктування та аналізу складних форм.

У медицині, зокрема у сфері персоналізованого протезування, до методів 3D-реконструкції висуваються підвищені вимоги, пов'язані з необхідністю точного відтворення індивідуальної анатомії пацієнта. На відміну від загальноінженерних задач, реконструкція анатомічних структур повинна враховувати біологічні обмеження, анатомічну симетрію, функціональні навантаження та клінічні умови використання результатів.

Помилки у геометрії реконструйованої моделі можуть безпосередньо впливати на комфорт, функціональність та безпеку протезів.

Практична задача полягає у зіставленні моделей за неповних спостережень. Відсутній анатомічний компонент змінює габарити моделі, тоді як різні одиниці файлів і системи координат змінюють її видимі розміри та положення. Ці ефекти необхідно розділити довикористання локальної розбіжності для підбору протезів. Тому робота оцінює реєстрацію та геометричне порівняння як окремі етапи медичної інформаційної системи.

Гібридні методи можуть поєднувати спостережувану геометрію з апріорною анатомічною інформацією. Таке поєднання є корисним за явного визначення ролі кожної складової та умов її перевірки. Оцінка форми відсутньої анатомії, карта розбіжності з еталоном і клінічне оцінювання збережених тканин є різними результатами, які не слід ототожнювати.

У попередній роботі авторів [1] запропоновано метод створення цифрового атласу анатомічних 3D-моделей із базою еталонів і протезів та уніфікацією різнорідних даних. Ця робота розвиває етап геометричного зіставлення моделей атласу: уточнює суміщення за збереженими орієнтирами та перевіряє його точність за наявності відсутнього компонента.

Метою роботи є розроблення та перевірка схеми геометричного зіставлення еталонної поверхні з моделлю пошкодженої ділянки тіла пацієнта на основі перетворення подібності за збереженими анатомічними орієнтирами. Схема має узгоджувати масштаб і положення еталона зі збереженням фізичних розмірів моделі пацієнта та зменшувати вплив відсутньої частини на суміщення й оцінювання локальних розбіжностей. Її точність перевіряється в контрольованому синтетичному експерименті.

Огляд літератури. Виділення поверхні, сегментація зображення та доповнення форми стосуються різних етапів реконструкції. Алгоритм *marching cubes* будує трикутну ізоповерхню за дискретним скалярним об'ємом [2]. Він створює геометричне подання спостережуваної межі інтенсивності, але не відновлює анатомію відсутньої ділянки. Отже, сама деталізація сітки не усуває неоднозначність між втратою тканини й неповнотою спостереження.

Активні моделі форми використовують навчальні приклади для обмеження допустимої варіативності [3]. Надалі статистичне моделювання форми набуло застосування в сегментації тривимірних медичних зображень [4]. Такі моделі залучають популяційну інформацію, якої немає в окремому геометричному еталоні. Придатність залежить від анатомічної структури, навчального розподілу та побудови відповідностей; правдоподібна форма сама по собі не гарантує індивідуальної точності.

Patil та співавтори узагальнюють точність прогнозування форми кісток статистичними моделями й наголошують на необхідності визначати призначення моделі та спосіб оцінювання [5]. Це обґрунтовує окрему перевірку реєстрації та прогнозування анатомії. Наш експеримент не відтворює наведені клінічні дослідження, тому їхні похибки не є числовими базовими результатами для використаного фантома.

DeepSDF подає форму навченою неперервною функцією знакової відстані та демонструє доповнення за частковими спостереженнями [6]. Багаторівневі статистичні моделі розділяють варіації всередині органів і між ними [7]. Обидва підходи можуть описувати інформацію, недоступну рівномірному перетворенню подібності, але потребують відповідних навчальних або популяційних даних. У поточній реалізації такі моделі не навчаються.

Методи реєстрації також мають різні передумови. *Coherent point drift* оцінює відповідності між точковими множинами в імовірнісній постановці та підтримує нежорстке перетворення [8]. Метод ітеративних найближчих точок послідовно уточнює відповідності й суміщення [9]. Його жорсткий варіант змінює поворот і зсув, але не виправляє невідповідність масштабу. Ці сімейства методів придатні для порівняння, хоча в нашому експерименті використано лише явно визначені жорсткі варіанти.

За відомих пар орієнтирів метод найменших квадратів Umeyama оцінює рівномірний масштаб, поворот і зсув [10]. У роботі цей відомий результат застосовано до збереженої ділянки. Якість суміщення слід перевіряти також поза точками, використаними для оцінювання перетворення: залишкова похибка на опорах і похибка в незалежних контрольних точках є різними характеристиками [11].

Робастні штрафи й регуляризація задають складові перспективного розширення. Функція Х'юбера зменшує вплив великих залишків [12], а повна варіація штрафувє просторові коливання [13]. Їх застосування потребує явних областей визначення, ваг і умов

ідентифікованості. Поєднання відомих штрафів саме по собі не доводить математичної новизни або підвищення точності реконструкції.

Для сегментації можуть застосовуватися самоконфігуровані нейронні методи на кшталт nnU-Net [14], керовані користувачем активні контури [15] або дослідницькі платформи, зокрема 3D Slicer [16]. Ці джерела описують варіанти сегментації та реалізації, але не компоненти, оцінені в нашому експерименті. Поточний прототип використовує поріг інтенсивності для конкретного дослідження; його заміна потребує окремої перевірки.

Отже, дослідницьке питання конкретизовано так: чи зменшує оцінювання подібності за збереженими орієнтирами зміщення реєстрації, спричинене відомим відсутнім компонентом, порівняно із заданими варіантами геометричної підготовки? Така постановка допускає контрольовану числову перевірку, тоді як статистичні, деформовані та навчені методи визначають ширший контекст подальшого розвитку.

Математична модель зіставлення анатомічних поверхонь. Для переходу від огляду методів до реалізації системи пропонуємо схему зіставлення еталонної та пацієнтської поверхонь із контролем фізичного масштабу, локалізацією геометричних розбіжностей і перевіркою достатності даних для підбору протеза. Предметом дослідження є поверхня, отримана з уже реконструйованого об'єму КТ або імпортована з 3D-файлу. Відновлення томографічного об'єму із сирих проєкцій сканера в цій роботі не розглядається.

Позначимо поверхню пацієнта через S_p , повний еталон через S_r , множини відповідних орієнтирів на збереженій ділянці через $\{a_i\}$ та $\{b_i\}$. Еталон і модель пацієнта мають описувати однакову тканину та сторону тіла. Зіставлення кісткової сегментації із зовнішньою поверхнею кисті не має коректної геометричної інтерпретації. Назва файлу та опис у стандарті Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) використовуються як допоміжні маркери пошуку, але не як підтвердження травм.

Фізична геометрія вхідних даних. Для звичайної одnofреймової КТ-серії координати вокселів обчислюються за положенням і орієнтацією кожного зрізу та міжпіксельними відстанями [17]:

$$x(i, j, k) = o_k + i\Delta_c r + j\Delta_r c; \quad I_{HU} = \alpha I_{\text{stored}} + \beta, \quad (1)$$

тут o_k – ImagePositionPatient; r і c – напрямні вектори ImageOrientationPatient; Δ_r і Δ_c – компоненти PixelSpacing; α і β – RescaleSlope та RescaleIntercept. Індекс i відлічує стовпці, j – рядки.

Зрізи впорядковуються за проєкцією o_k на нормаль $r \times c$. Відстань між ними визначається з координат, а не підмінюється товщиною зрізу. У реалізованому модулі перевіряються регулярність кроку, узгодженість розмірів та орієнтації. Нерегулярні й багатоканальні серії потребують окремої обробки.

Поверхня S_p визначається як ізоповерхня $I_{HU}(x) = \tau_{HU}$. Поріг τ_{HU} обирається для конкретного дослідження; він не є універсальним класифікатором тканин. STL, OBJ, PLY та VTP приводяться до міліметрів за явно заданими одиницями. BLEND, FBX і glTF попередньо перетворюються на трикутну сітку. Відсутність одиниць у файлі не компенсується припущенням про «типовий» розмір руки.

Реєстрація за збереженими анатомічними орієнтирами. Глобальне вирівнювання габаритів може бути зміщеним саме через відсутню частину. Тому перетворюється еталон, а фізичні розміри моделі пацієнта зберігаються.

Параметри подібності знаходяться за орієнтирами на неущкодженій ділянці:

$$(s^*, R^*, t^*) = \arg \min_{s, R, t} \sum_i \|sR a_i + t - b_i\|^2, \quad (2)$$

$$s > 0, \quad R^T R = I, \quad \det R = 1; \quad T(x) = s^* R^* x + t^*. \quad (3)$$

Розв'язання виконується через сингулярний розклад центрованої матриці коваріації з виправленням знака для виключення відображення. Цей крок використовує відомий метод оцінювання подібності [10], а не подається як новий алгоритм SVD. Потрібні щонайменше

три неколінеарні пари точок; у чисельному експерименті використано шість. Для зменшення неоднозначності орієнтири слід розміщувати по всій збереженій ділянці.

Критерій найменших квадратів (2) можна обґрунтувати незалежними ізотропними гаусовими похибками орієнтирів. За фіксованих масштабу й повороту диференціювання за зсувом дає

$$t = \bar{b} - sR\bar{a}, \quad \text{де } \bar{a} \text{ та } \bar{b} - \text{центри відповідних множин.}$$

Підстановка центрує точки; сингулярний розклад визначає поворот, а залишкова скалярна мінімізація – масштаб. Таке обґрунтування не робить звичайний метод найменших квадратів стійким до помилкових анатомічних відповідностей.

$$e_L = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_i \|T(a_i) - b_i\|^2}. \quad (4)$$

Величина e_L характеризує залишок на використаних орієнтирах. Вона не є незалежною оцінкою анатомічної точності. Для експериментальної перевірки додатково застосовується цільова похибка реєстрації (TRE) на контрольних точках, які не беруть участі в оцінюванні T [11]. Межі допустимого масштабу та похибки реєстрації розглядаються як параметри контролю, що потребують окремої клінічної валідації.

Оцінювання геометричної розбіжності. Після реєстрації для точок еталона визначається незнакова відстань до найближчого трикутника поверхні пацієнта.

Вибірка Q формується рівномірно за площею поверхні, щоб густота вершин сітки не визначала результат:

$$d(x, S_p) = \min_{y \in S_p} \|x - y\|; \quad q(x) = 1[d(x, S_p) > \tau_d], \quad (5)$$

$$f_j = \frac{\sum_{x \in Q \cap \Omega_j} q(x)}{|Q \cap \Omega_j|}, \quad (6)$$

Ω_j позначає анатомічну область, задану у системі координат пацієнта після суміщення. Показник f_j оцінює частку площі цієї області, для якої відстань перевищує поріг τ_d . За відсутності точок значення залишається невизначеним. Додатково визначаються 95-ті проценти відстаней в обох напрямках. Ці характеристики не дорівнюють об'єму втраченої тканини чи ймовірності ампутації.

На відміну від безпосередньої булевої різниці, карта відстаней зберігає величину локальної невідповідності й дає змогу застосувати явний поріг. Однак інша поза пальців, неповне поле огляду та помилки сегментації також створюють розбіжності. Тому геометричний сигнал спочатку передається на анатомічну перевірку. Автоматична інтерпретація кожної розбіжності як відсутньої частини була б некоректною.

Зв'язок геометричного аналізу з рекомендаціями

$$G = G_{\text{clin}} \wedge G_{\text{coverage}} \wedge G_{\text{tissue}} \wedge G_{\text{side}} \wedge 1[e_L \leq \tau_L]. \quad (7)$$

Логічний шлюз G поєднує підтвердження клінічних даних, повноти сегментації та поля огляду, однакових тканин і сторони, а також допустимої помилки орієнтирів. Коли $G = 0$, система не формує персоналізований перелік кандидатів. Коли $G = 1$, записи каталогу відбираються за підтвердженнями анатомією та рівнем дефекту; невідомі відомості про шкіру, рухливість суглобів і можливість фіксації залишаються окремими умовами для перевірки.

У прототипі передбачено приклади існуючих продуктових лінійок та виробів на замовлення. Наявність відповідної 3D-форми не означає, що готовий виріб забезпечить безпечний контакт із тканинами. Звіт містить вимірювання, підстави відбору та проєкт висновку для лікаря; остаточне призначення і виготовлення конструкції не автоматизуються.

Відмінності від розглянутих підходів. Таблиця 1 розмежовує задачі та джерела апіорної інформації. Статистичні моделі форми [5] і DeepSDF [6] можуть відновлювати форму за неповними спостереженнями, але їхні опубліковані оцінки не можна безпосередньо переносити на наші синтетичні дані. Запропонована схема наразі не навчає популяційну

модель і не прогнозує індивідуальну форму відсутньої тканини. Її внесок полягає в організації вимірювань та контролю даних для інформаційної системи.

Таблиця 1. Порівняння принципів підходів

Підхід	Дані про форму	Сильна сторона	Обмеження
Пряма різниця сіток	Дві вхідні сітки	Проста геометрична операція	Потрібне суміщення; чутливість до топології
Жорстка ICP [9]	Найближчі точки	Уточнення повороту й зсуву	Не оцінює масштаб; вплив дефекту
Статистична модель [5]	Популяційна вибірка	Анатомічні апріорні дані	Потрібна репрезентативна база
DeepSDF [6]	Навчена неявна функція	Подання та доповнення форми	Потрібна перевірка на медичних даних
Запропонована схема	Еталон і збережені орієнтири	Явний масштаб і перевірка даних	Ручні орієнтири; немає автоматичного діагнозу

Джерело: розроблено авторами

Протокол обчислювального експерименту. Проведено контрольований експеримент на синтетичному геометричному фантомі, а не на клінічній вибірці. Фантом складається з паралелепіпеда $60 \times 50 \times 16$ мм та п'яти циліндрів радіуса 4 мм. Їхні довжини становлять 30, 42, 54, 42 і 30 мм, а координати центрів уздовж осі x дорівнюють $-24, -12, 0, 12$ і 24 мм. Нижня межа циліндрів $y = 27$ мм; циліндри є окремими компонентами. Видалення центрального елемента моделює відому геометричну втрату, але не біомеханіку реальної кисті.

До поверхні пацієнта застосовано відоме перетворення: рівномірний масштаб $s \in [0,85; 1,15]$, кути Ейлера за кожною віссю в межах $\pm 15^\circ$ та зсуви в межах ± 15 мм. Для кожного рівня незалежного гаусового шуму координат орієнтирів $\sigma = 0; 0,5; 1,0$ мм виконано 30 повторів. Загалом отримано 90 конфігурацій одного фантома, а не 90 незалежних пацієнтів. Початкове значення генератора випадкових чисел – 20260924.

Шість орієнтирів розташовані на збереженому паралелепіпеді. Для незалежного контролю використано 100 точок усередині нього, згенерованих окремо із $\text{seed} = 1801$. Для зіставлення поверхонь використано по 6000 точок із фіксованим $\text{seed} = 1729$; вибірка пропорційна площі трикутників. Шум додано лише до орієнтирів, не до СТ-інтенсивностей або вершин поверхні. Такий дизайн ізолює вплив реєстрації, але не оцінює повну похибку медичної реконструкції.

Порівняно чотири варіанти підготовки:

A – без реєстрації;

B – орієнтація за тими самими орієнтирами, масштаб за відношенням діагоналей габаритів та жорстка реєстрація методом ітеративних найближчих точок (ICP);

C – жорстке суміщення за орієнтирами й жорстка ICP без зміни масштабу;

D – запропоноване суміщення подібності за збереженими орієнтирами.

Варіант A – відтворює відсутність реєстрації у початковій схемі, але не її булевий оператор: для всіх варіантів застосовано однаковий детектор відстані, щоб порівнювати саме підготовку геометрії.

У **B** і **C** – виконано до 60 ітерацій point-to-point ICP [9]; зупинка – за максимальним переміщенням точки менше 10^{-5} мм. Поріг відстані для всіх варіантів $\text{td} = 3$ мм. Оцінка TRE обчислюється як середньоквадратичне відхилення перетворених контрольних точок від їхніх відомих положень. Справжній дефект задається точками поверхні видаленого циліндра.

Обчислюються precision, recall, F1 і частка хибних спрацювань на збереженій поверхні:

$$\text{TRE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_j \|T(c_j) - T_{\text{true}}(c_j)\|^2}, \quad (8)$$

$$P = \frac{TP}{TP + FP}; R = \frac{TP}{TP + FN}; F_1 = \frac{2PR}{P + R}. \quad (9)$$

У Таблиці 2 наведено середнє $\pm$ вибіркове стандартне відхилення між повторами. Стандартне відхилення не є довірчим інтервалом. Нульові значення після округлення не означають абсолютної клінічної точності. Експеримент не містить навчання SSM або DeepSDF; числові рядки для них навмисно не формуються.

Таблиця 2. Результати на синтетичному фантомі за $\sigma = 0,5$ мм, $n = 30$

Код	TRE, мм	Точність	Повнота	F1	Хибні спрацювання, %
A	15,216 $\pm$ 5,172	0,094 $\pm$ 0,029	0,744 $\pm$ 0,237	0,167 $\pm$ 0,050	71,67
B	1,835 $\pm$ 0,184	0,854 $\pm$ 0,184	0,880 $\pm$ 0,005	0,856 $\pm$ 0,100	2,06
C	2,443 $\pm$ 1,080	0,579 $\pm$ 0,353	0,790 $\pm$ 0,174	0,629 $\pm$ 0,280	10,81
D	0,452 $\pm$ 0,133	1,000 $\pm$ 0,000	0,937 $\pm$ 0,009	0,968 $\pm$ 0,005	0,00

Джерело: розроблено авторами

Результати та їх інтерпретація. За шуму орієнтирів 0,5 мм запропонований варіант D забезпечив TRE 0,452 $\pm$ 0,133 мм порівняно з 1,835 $\pm$ 0,184 мм у варіанті B. Зменшення середньої TRE відносно B становило 75,4 %. F1 для D дорівнював 0,968 $\pm$ 0,005, а частка хибних спрацювань на збереженій поверхні – 0,00 %. Ці числа характеризують саме визначений вище синтетичний сценарій.

Механізм виграшу пояснюється тим, що вилучення найдовшого елемента змінює габарити фантома. Варіант B використовує цю зміну для оцінювання масштабу, хоча вона спричинена дефектом. Жорстка ICP не може виправити помилковий масштаб. У варіанті C масштаб узагалі фіксований, а найближчі відповідності залучають відсутню область.

Варіант D – оцінює перетворення лише за збереженою частиною. Таким чином, продемонстровано перевагу вибору опорних даних у цьому сценарії, а не універсальну перевагу над усіма різновидами ICP.

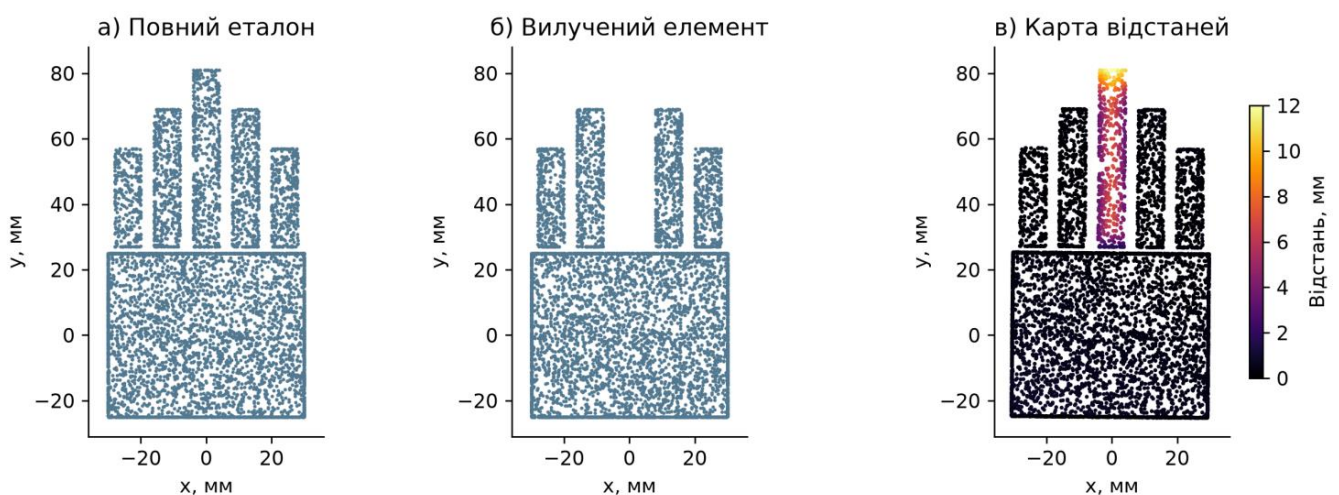


Рис. 1. Синтетичний фантом, видалений центральний елемент і карта відстаней після реєстрації D. Показано проєкцію на площину xu у початковій системі фантома; шкала кольору обмежена 12 мм
а – повний еталон; б – вилучений елемент; в – карта відстаней

Джерело: розроблено авторами

Таблиця 3. Чутливість запропонованого варіанта D до шуму орієнтирів

σ, мм	Повтори	TRE, мм	F1	Хибні спрацювання, %
0,0	30	0,000 ± 0,000	0,968 ± 0,002	0,000
0,5	30	0,452 ± 0,133	0,968 ± 0,005	0,000
1,0	30	0,805 ± 0,260	0,964 ± 0,017	0,005

Джерело: розроблено авторами

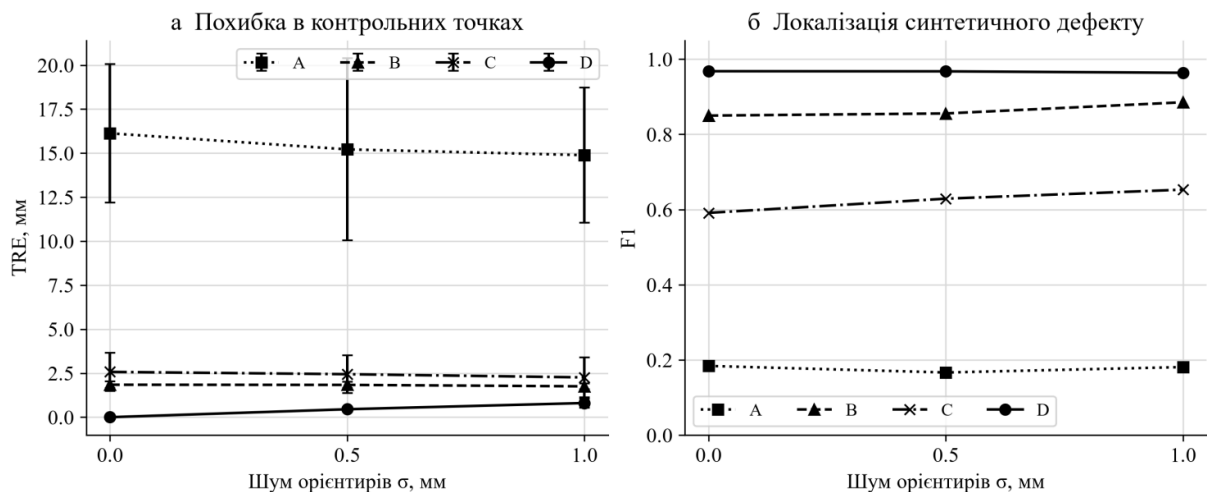


Рис. 2. Порівняння A-D за різного шуму орієнтирів:

а – на панелі наведено середню TRE та ±1 стандартне відхилення;

б – на панелі середній F1

Кожна точка узагальнює 30 повторів одного фантома

Джерело: розроблено авторами

Зі зростанням шуму орієнтирів збільшується похибка оцінювання подібності. Перевага D залежить від правильного вибору збереженої області та відповідності точок. Помилкова анатомічна відповідність або систематичне зміщення орієнтирів можуть порушити цей результат. Рівномірне масштабування також не описує індивідуальні пропорції пальців чи зміну їхньої пози, тому перенесення числових висновків на реальну кисть без додаткового дослідження є неприпустимим.

Напрямок подальшого розвитку математичної моделі. Для врахування сегментаційної невизначеності та локальної анатомічної варіативності пропонуємо розширення з полем деформації u і маскою можливого дефекту $m \in [0,1]$. Його цільова функція поєднує узгодженість з інтенсивностями, робастну відстань до спостережуваної поверхні, відповідність орієнтирів та регуляризацию:

$$E(z, \theta, u, m) = E_{\text{img}}(z) + \lambda_s E_{\text{surf}}(\theta, u, m) + \lambda_L E_L(\theta, u), \quad (10)$$

$$+ \lambda_u \int_{\Omega} \|\nabla^2 u\|^2 dx + \lambda_m \int_{S_r} m dA + \lambda_b \text{TV}(m), \quad (11)$$

$$E_{\text{surf}} = \int_{\Omega_{\text{obs}}} (1 - m(x)) \rho \left(\frac{d(T_{\theta}(x) + u(x), S_p)}{\sigma(x)} \right) dA, \quad (12)$$

тут z – сегментація; $\theta = (s, R, t)$; Ω_{obs} – спостережувана область; ρ – функція Х'юбера [12]; $\sigma(x)$ – локальна невизначеність; TV – повна варіація [13].

Інтегрування обмежується спостережуваними даними після приведення до спільної системи координат; частина поза полем огляду не повинна трактуватися як дефект. Штраф на m запобігає виродженому рішення, за якого вся поверхня оголошується відсутньою.

Область Ω_{obs} складається з точок x еталона, для яких $T\theta(x) + u(x)$ належить V_{obs} . Область Ω у штрафі деформації є просторовою областю визначення u .

Інтенсивнісна та орієнтирна складові задаються так:

$$E_{\text{img}}(z) = -\sum_{v \in V_{\text{obs}}} \log p(I_v | z_v) + \lambda_{\text{TV}} \sum_{(v,w)} \omega_{vw} |z_v - z_w|, \quad (13)$$

$$E_L(\theta, u) = \sum_i \|T_\theta(a_i) + u(a_i) - b_i\|^2. \quad (14)$$

У (13) $z_v \in \{0,1\}$, $p(I_v | z_v)$ – модель інтенсивності тканини та фону, яку потрібно оцінити за розміченими даними; пари (v,w) задають сусідні воксели; ω_{vw} – їхні невід’ємні ваги. Функція Х’юбера дорівнює $r^2/2$ при $|r| \leq \delta$ та $\delta(|r| - \delta/2)$ інакше. Параметр δ , ваги регуляризації й оцінка $\sigma(x)$ визначаються валідацією, а не підбираються за тестовими результатами.

Додатково потрібні обмеження на якобіан деформації, збереження анатомічних довжин та нормування складових за площею і кількістю спостережень. Значення ваг λ слід визначати на окремій навчальній/валідаційній вибірці. Рівняння (10)–(14) описують перспективне розширення, яке ще не реалізовано й не оцінено в наведеному експерименті. Отримані таблиці стосуються лише реалізованого варіанта (1)–(9).

Рівняння (10) і (11) є двома рядками одного функціонала. Адитивну енергію можна мотивувати від’ємним логарифмом добутку факторів правдоподібності й апіорних обмежень, але поверхню отримано з тих самих зображень, тому вона не є автоматично незалежним спостереженням. Отже, вираз є запропонованим регуляризованим функціоналом, а не завершеним імовірнісним виведенням.

У спільній моделі сегментації та реєстрації S_p має залежати від z ; скорочений запис (12) не показує цієї залежності. Поле u також потребує виключення глобальної афінної складової, що дублює θ , оскільки її другі похідні дорівнюють нулю. Додатний якобіан задає локальне збереження орієнтації, але сам по собі не гарантує глобальної відсутності самоперетинів. Ці питання потрібно вирішити до оптимізації та тверджень про поліпшення реконструкції.

Обмеження та умови клінічної перевірки. Основне обмеження експерименту – один геометричний фантом із наперед заданим дефектом і відомою правильною відповідністю орієнтирів. Не перевірено різні пози, відсутність дефекту, неповне сканування, артефакти КТ, зміни м’яких тканин чи помилки ручної сегментації. Вісім модульних тестів реалізації перевіряють окремі обчислювальні властивості та відмови на некоректних даних, але не замінюють клінічної валідації.

Відтворюваність спирається на геометрію фантома, фіксовані початкові значення генераторів і числові записи кожного запуску. Варіанти А–D використовують спільні конфігурації всередині рівня шуму. Між рівнями генератор продовжує роботу й утворює інші перетворення, тому точки графіка не є парними вимірюваннями однакових перетворень. За цими повторами не заявляються довірчі інтервали або висновки щодо популяції пацієнтів.

Наступний етап має включати незалежні дані пацієнтів із підтвердженими рівнями дефекту та розміткою фахівців. Поділ вибірки слід здійснювати за пацієнтами, а не зрізами. Необхідні оцінювання Dice і HD95 для сегментації, TRE на незалежних орієнтирах, помилки розмірів культи, частоти хибних рекомендацій і частоти обґрунтованої відмови. Порівняння із SSM, деформованою реєстрацією та нейронними методами має виконуватися на однакових випадках за однаковими критеріями.

Висновки. Розроблено й реалізовано схему геометричного зіставлення еталонної поверхні з моделлю пошкодженої ділянки тіла пацієнта. Перетворення подібності за збереженими анатомічними орієнтирами узгоджує масштаб і положення еталона, зберігаючи фізичні розміри моделі пацієнта. Перевірка геометрії DICOM, карта відстаней і контроль достатності даних доповнюють суміщення для інформаційної підтримки підбору протезів. Використані SVD-оцінювання подібності та відстані до поверхні є відомими математичними інструментами.

У 30 синтетичних повторах за шуму орієнтирів 0,5 мм середня TRE варіанта D становила 0,452 мм, що на 75,4 % менше, ніж у контролі з габаритним масштабуванням та жорсткою ІСР. Експеримент підтвердив, що оцінювання масштабу за збереженою частиною зменшує зміщення, спричинене відсутнім елементом, у дослідженому фантомі. Цей результат не доводить клінічної переваги чи переваги над навченими моделями форми.

Запропонована розширена функціональна модель з маскою дефекту та обмеженою деформацією визначає напрям подальших досліджень. Для її оцінювання необхідні реалізація оптимізації, клінічні дані й незалежне порівняння. Перелік протезів у поточній системі залишається переліком кандидатів для фахівця, а сформований звіт — проектом, який потребує медичного підтвердження.

Конфлікт інтересів: Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів

Фінансування: Дослідження виконано без зовнішнього фінансування

Доступність даних: Експеримент використовує синтетичну геометрію без даних пацієнтів. Параметри генерації та узагальнені результати наведено в рукописі. Записи окремих запусків і програмні сценарії не розміщено у відкритому репозиторії; цифровий ідентифікатор об'єкта їм не присвоєно

Використання засобів штучного інтелекту (ШІ): Автори підтверджують, що не застосовували інструментальні засоби ШІ для написання цієї роботи

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Volkov, A. & Antoshchuk, S. "Method for creating a digital atlas of 3D models of human anatomy for prosthetics". *Proceedings of Odesa Polytechnic University*. 2025; 1 (71): 137–144. DOI: <https://doi.org/10.15276/opu.1.71.2025.16>.
2. Lorensen, W. E. & Cline, H. E. "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm". *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. 1987. p. 163–169. DOI: <https://doi.org/10.1145/37401.37422>.
3. Cootes, T. F., Taylor, C. J., Cooper, D. H. & Graham, J. "Active shape models-their training and application". *Computer Vision and Image Understanding*. 1995; 61 (1): 38–59. DOI: <https://doi.org/10.1006/cviu.1995.1004>.
4. Heimann, T. & Meinzer, H. P. "Statistical shape models for 3D medical image segmentation: A review". *Medical Image Analysis*. 2009; 13 (4): 543–563. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.media.2009.05.004>.
5. Patil, A., Kulkarni, K., Xie, S., Bull, A. M. J. & Jones, G. G. "The accuracy of statistical shape models in predicting bone shape: A systematic review". *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2023; 19 (3): e2503. DOI: <https://doi.org/10.1002/rcs.2503>.
6. Park, J. J., Florence, P., Straub, J., Newcombe, R. & Lovegrove, S. "DeepSDF: Learning continuous signed distance functions for shape representation". *2019 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*. 2019. p. 165–174. DOI: <https://doi.org/10.1109/cvpr.2019.00025>.
7. Khan, N., Peterson, A. C., Aubert, B., Morris, A., Atkins, P. R., Lenz, A. L., Anderson, A. E. & Elhabian, S. Y. "Statistical multi-level shape models for scalable modeling of multi-organ anatomies". *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2023; 11: 1089113. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1089113>.
8. Myronenko, A. & Song, X. "Point set registration: Coherent point drift". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 2010; 32 (12): 2262–2275, <https://www.scopus.com/pages/publications/78049528457>. DOI: <https://doi.org/10.1109/tpami.2010.46>.
9. Besl, P. J. & McKay, N. D. "A method for registration of 3-D shapes". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1992; 14 (2): 239–256. DOI: <https://doi.org/10.1109/34.121791>.

10. Umeyama, S. “Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns”. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1991; 13 (4): 376–380. DOI: <https://doi.org/10.1109/34.88573>.
11. Fitzpatrick, J. M., West, J. B. & Maurer, C. R. “Predicting error in rigid-body point-based registration”. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1998; 17 (5): 694–702. DOI: <https://doi.org/10.1109/42.736021>.
12. Huber, P. J. “Robust estimation of a location parameter”. *The Annals of Mathematical Statistics*. 1964; 35 (1): 73–101. DOI: <https://doi.org/10.1214/aoms/1177703732>.
13. Rudin, L. I., Osher, S. & Fatemi, E. “Nonlinear total variation based noise removal algorithms”. *Physica D: Nonlinear Phenomena*. 1992; 60 (1-4): 259–268. DOI: [https://doi.org/10.1016/0167-2789\(92\)90242-f](https://doi.org/10.1016/0167-2789(92)90242-f).
14. Isensee, F., Jaeger, P. F., Kohl, S. A. A., Petersen, J. & Maier-Hein, K. H. “nnU-Net: A self-configuring method for deep learning-based biomedical image segmentation”. *Nature Methods*. 2021; 18 (2): 203–211. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41592-020-01008-z>.
15. Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C. & Gerig, G. “User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability”. *NeuroImage*. 2006; 31 (3): 1116–1128. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>.
16. Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S. & Kikinis, R. “3D Slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network”. *Magnetic Resonance Imaging*. 2012; 30 (9): 1323–1341, <https://www.scopus.com/pages/publications/84867140087>. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>.
17. “DICOM PS3.3 Image Plane Module C.7.6.2”. *DICOM Standards Committee*. 2023. – Available from: https://dicom.nema.org/medical/Dicom/2023c/output/chtml/part03/sect_C.7.6.2.html. – [Accessed: 24, June, 2026].

Отримано 02.09.2026

Отримано після перегляду 04.10.2026

Прийнято 12.10.2026

DOI: <https://doi.org/10.15276/ict.03.2026.84>

UDC 004.9

Methods of three dimensional reconstruction for personalised prosthetics and comparison using preserved anatomical landmarks

Svitlana G. Antoshchuk¹⁾

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9346-145X>; asg@op.edu.ua. Scopus Author ID: 8393582500

Albert S. Volkov¹⁾

ORCID: <https://orcid.org/0009-0001-4126-2942>; vlkvalbert@gmail.com

Odessa Polytechnic National University, 1, Shevchenko Ave. Odessa, Ukraine, 65044

ABSTRACT

Personalised prosthetics requires anatomical models whose dimensions and local shape remain consistent with the observed patient anatomy. Medical images and imported surface models differ in their coordinate systems, units and completeness, so a geometric discrepancy cannot be interpreted before registration and input verification. This study compares geometric, statistical and learned approaches and describes an implemented workflow for comparing a reference surface with a patient surface. The workflow preserves the physical dimensions of the patient model, estimates a similarity transformation from landmarks on the preserved region, computes distances to the observed surface and checks whether the available information supports the selection of prosthetic candidates. A controlled computational experiment uses a synthetic geometric phantom with a known missing component. Four registration variants are compared under three levels of landmark noise, with thirty repetitions at each level. At a landmark noise standard deviation of half a millimetre, the preserved-landmark method gives a mean target registration error of approximately forty-five hundredths of a millimetre, compared with approximately one and eighty-four hundredths of a millimetre for bounding-box scaling followed by rigid registration. The relative reduction is approximately seventy-five per cent in this specific experiment. The

result illustrates how estimating scale from preserved anatomy can reduce the bias caused by a missing component. It does not establish clinical superiority or superiority over trained statistical or neural shape models. An extended objective with segmentation, local deformation and a defect mask is formulated as a research direction and is distinguished from the evaluated implementation. The system produces geometric measurements and candidate recommendations for specialist review; it does not automatically diagnose an injury or prescribe a prosthesis.

Keywords: Information systems; anatomical reconstruction; personalised prosthetics; landmark registration; similarity transformation; geometric discrepancy; statistical shape model; clinical decision support

ІНФОРМАЦІЯ ПРО АВТОРІВ



Антошук Світлана Григорівна - д-р технічних наук, проф. каф. Інформаційних систем. Національний університет «Одеська політехніка», пр. Шевченка, 1, Одеса, 65044, Україна

Галузь досліджень: Автоматизовані системи управління та прогресивні інформаційні технології; інформаційні технології; теоретичні та прикладні аспекти обробки мультимедійних даних

Svitlana G. Antoshchuk - Doctor of Engineering Sciences, Professor, professor of Department Information Systems. Odessa Polytechnic National University, 1, Shevchenko Ave. Odessa, 65044, Ukraine
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9346-145X>; asg@op.edu.ua. Scopus Author ID: 8393582500

Research field: Automated management systems and progressive information technologies; information technology; theoretical and applied aspects of multimedia data processing



Волков Альберт Сергійович - аспірант каф. Інформаційних систем. Національний університет «Одеська політехніка», пр. Шевченка, 1, Одеса, 65044, Україна

Галузь досліджень: Інформаційні технології, комп'ютерні ігри та бази даних

Albert S.Volkov - PhD Student of Information Systems Department. Odessa Polytechnic National University. 1, Shevchenko Ave. Odessa, 65044, Ukraine

ORCID: <https://orcid.org/0009-0001-4126-2942>; vlkvalbert@gmail.com

Research field: Information technology, Computer games and databases