

Вакулік Є. В., Смеляков К. С., Чуприна А. С.

МОДЕЛЬ І МЕТОД АВТОМАТИЗОВАНОГО ВИСОКОТОЧНОГО ВИМІРЮВАННЯ ТРИВИМІРНИХ ОБ'ЄКТІВ ЗА ДАНИМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

Предметом вивчення є лінійні розміри тривимірних об'єктів за даними комп'ютерної томографії, зокрема металевих чужорідних тіл у тканинах і органах людини. **Мета дослідження** – розробити математичну модель і метод автоматизованого високоточного вимірювання лінійних розмірів тривимірних об'єктів за результатами комп'ютерної томографії з реалізацією у вигляді програмного забезпечення. **Завдання:** сформувати математичну модель подання тривимірного об'єкта у воксельному просторі; розробити метод сегментації металевих фрагментів за результатами комп'ютерної томографії; запропонувати метод просторового вирівнювання сегментованих об'єктів на підставі аналізу основних компонент; розробити метод визначення максимального лінійного розміру об'єкта в новій координатній системі; реалізувати запропоновану модель і метод у вигляді програмного забезпечення й експериментально перевірити точність вимірювання. **Методи дослідження:** аналіз томографічних показників, порогова сегментація з адаптивним вибором порогових значень, хвильовий алгоритм пошуку зв'язаних компонент, аналіз основних компонент для визначення орієнтації об'єкта, воксельне моделювання й обчислення евклідових відстаней між граничними точками тривимірного об'єкта. **Досягнуті результати.** Запропоновано математичну модель подання тривимірного об'єкта й метод автоматизованого високоточного визначення його максимального лінійного розміру. Метод реалізовано у вигляді програмного модуля й апробовано на 72 зразках металевих фрагментів шести типів, розміщених у біологічних тканинах органів свині. Середнє відхилення не перевищує 3%, а в найскладніших випадках залишається в межах 5%, що свідчить про високу точність і стабільність запропонованого підходу. **Висновки:** розроблена модель і метод забезпечують автоматизоване й об'єктивне визначення лінійних розмірів чужорідних тіл за даними комп'ютерної томографії без участі оператора. Запропоноване програмне забезпечення може бути використане у військовій медицині, судово-медичній експертизі, медицині катастроф і закладах охорони здоров'я, де критично важливими є швидкість і достовірність діагностичних рішень.

Ключові слова: комп'ютерна томографія; сегментація; метод основних компонент; лінійні розміри; DICOM; воксель.

Вступ

У сучасних умовах збройних конфліктів, терористичних актів і технологічних катастроф значно зростає кількість випадків ураження людини чужорідними тілами, зокрема металевими фрагментами. Такі ураження мають складну морфологію, а процес їх діагностики потребує високоточної візуалізації та аналізу внутрішніх структур організму. Одним із найбільш ефективних засобів такої візуалізації є комп'ютерна томографія (КТ), яка дає змогу отримати тривимірне зображення анатомічних об'єктів з високою просторовою роздільною здатністю. Однак навіть за наявності якісних зображень виникає потреба в автоматизованих засобах оброблення даних, що допомагають швидко й точно оцінювати параметри виявлених фрагментів, зокрема їх лінійні розміри. Традиційні методи аналізу КТ-зображень здебільшого передбачають візуальне оцінювання лікарем-рентгенологом, що обмежує точність і відтворюваність результатів, особливо в умовах стресу, обмеженого часу або відсутності відповідного досвіду. Крім того, особливості

металевих фрагментів – різноманітність форм, відсутність чітких контурів, артефакти візуалізації – суттєво ускладнюють процес ідентифікації та вимірювання [1, 2]. У практиці трапляються ситуації, коли фрагмент розміщується під кутом до площини сканування або частково перекритий іншими анатомічними структурами. У цьому разі навіть незначна похибка у вимірюванні може мати критичне значення для вибору клінічної тактики.

Наразі існує низка програмних рішень, орієнтованих на оброблення КТ-знімків, однак більшість з них не забезпечує автоматичного вимірювання параметрів чужорідних тіл або не адаптована до особливостей тканин різних органів і завдань військової медицини [3]. Крім цього, доступні на ринку програми часто є комерційними, складними у використанні або не мають відкритого доступу до алгоритмів, що унеможливило їх модифікацію та інтеграцію у власні інформаційно-аналітичні системи. Отже, постає актуальне завдання – розробити спеціалізовану методiku, яка б давала змогу повністю автоматизувати процес ідентифікації, сегментації та вимірювання

лінійних розмірів металевих фрагментів на основі КТ-даних.

Запропоноване дослідження є частиною міждисциплінарного проекту, спрямованого на створення засобів підтримки медичних рішень у сфері військової та екстреної медицини [4, 5]. У межах цієї роботи було поставлено завдання – створення математичної моделі та відповідного програмного забезпечення для автоматичного аналізу КТ-знімків, що містять металеві чужорідні тіла (далі – металеві фрагменти). Ключовими вимогами стали: висока точність, повна автоматизація, відсутність необхідності у втручанні користувача й можливість масштабування для різних типів тканин і об'єктів. Практична цінність таких рішень поширюється на сфери судово-медичної експертизи, медицини катастроф, а також інформаційних технологій для оборонного сектору.

Водночас запропонований підхід не обмежується зазначеним класом об'єктів і може бути застосований для автоматизованого вимірювання лінійних розмірів інших тривимірних об'єктів, виявлених за показниками КТ.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Проблема точного визначення параметрів сторонніх предметів у тілі людини, зокрема в умовах військово-польової медицини й екстреної діагностики, привертає увагу фахівців не перше десятиліття. Основними напрямками досліджень є методи автоматизованої сегментації об'єктів на КТ-зображеннях, алгоритми відновлення форми й розмірів за томографічними даними, а також способи зменшення впливу артефактів, зумовлених присутністю металу.

Сучасні узагальнювальні огляди демонструють збалансоване поєднання класичних підходів і новітніх технологій, зокрема тих, що базуються на глибокому навчанні, для зменшення металевих артефактів у КТ-зображеннях. Розрізняють методи MAR, алгоритмічні та реконструкційні стратегії [6–8].

Паралельно з розвитком MAR-алгоритмів продовжуються роботи над універсальними рішеннями із сегментації та реконструкції тіл на КТ-зображеннях. Додаються принципи подвійного домену, що дає змогу підвищити точність визначення форми й геометричних властивостей, зберігаючи фізичну трактовку моделей [9, 10].

Не менш важливим є напрям, спрямований на усунення варіацій, спричинених різними виробниками обладнання, а також стандартизацію метаданих (формати DICOM). Такі підходи закладають основу для побудови міжсистемних платформ машинного аналізу, які забезпечують стабільність результатів незалежно від джерела даних [11].

Мета й завдання дослідження

Незважаючи на значні досягнення у сфері медичної візуалізації, автоматизоване визначення параметрів чужорідних тіл, зокрема їх лінійних розмірів, залишається технічно складним завданням. Особливо це актуально тоді, коли йдеться про металеві об'єкти з довільною просторовою орієнтацією, складною формою та наявністю візуальних артефактів на КТ-зображеннях.

Метою цього дослідження є розроблення математичної моделі й методу автоматизованого високоточного вимірювання лінійних розмірів тривимірних об'єктів за результатами комп'ютерної томографії з подальшою програмною реалізацією. У межах роботи основну увагу приділено вимірюванню металевих фрагментів у біологічних тканинах як найбільш складному з практичного погляду випадку.

Для досягнення окресленої мети необхідно виконати такі завдання: сформулювати математичну модель подання тривимірного об'єкта у воксельному просторі; розробити метод сегментації металевих фрагментів на базі томографічних даних; створити метод просторового вирівнювання сегментованих об'єктів на основі аналізу основних компонент; розробити метод визначення максимального лінійного розміру об'єкта в новій координатній системі; реалізувати запропоновану модель і метод у вигляді програмного забезпечення й експериментально перевірити точність вимірювання.

Матеріали й методи

Узагальнений алгоритм запропонованого методу передбачає послідовне оброблення томографічних показників. На першому етапі дані комп'ютерної томографії у форматі DICOM перетворюються у тривимірну воксельну матрицю щільності. Далі виконується первинна сегментація металевих фрагментів на основі порогового значення щільності,

що дає змогу виокремити потенційні ділянки об'єктів. На наступному етапі застосовується додатковий адаптивний поріг, який визначається залежно від максимального значення щільності в межах зв'язаної ділянки, що допомагає відокремити безпосередньо фрагмент від зони тінювих артефактів. Після цього формується уточнене геометричне подання об'єкта способом додавання граничних точок вокселів, що підвищує точність опису його форми в просторі. Для визначення орієнтації об'єкта впроваджено метод основних компонент, який дає змогу побудувати нову систему координат, узгоджену з напрямками найбільшого поширення фрагмента. У цій системі координат виконується обчислення максимального лінійного розміру об'єкта. Подальші підрозділи розкривають особливості реалізації зазначених етапів.

Підготовка даних

Дані комп'ютерної томографії (КТ), що використовуються в дослідженні, зберігаються у форматі DICOM – загальноприйнятому міжнародному стандарті медичної візуалізації [3, 12]. Кожний файл містить серію поперечних знімків і повний набір метаданих: розміри вокселів у площині, товщину шару, відстань між знімками, шкалу градацій, тип томографа та інші параметри. Ця інформація критично важлива для точного перетворення координат і метричних оцінок.

На початковому етапі зображення перетворюються у тривимірну воксельну матрицю щільності $P(i, j, k)$, задану в шкалі Хаунсфілда [13]. Така форма подання

$$x_1 = 0.5 \cdot d + i \cdot d, x_2 = 0.5 \cdot d + j \cdot d, x_3 = 0.5 \cdot h + k \cdot h, \quad (1)$$

де d – розмір вокселя; h – товщина шару; (i, j, k) – індекси. Щоб уникнути втрат точності на межах об'єкта, додаються координати вершин, центрів

$$x_1 - 0.5 \cdot d, x_1, x_1 + 0.5 \cdot d; x_2 - 0.5 \cdot d, x_2, x_2 + 0.5 \cdot d; x_3 - 0.5 \cdot h, x_3, x_3 + 0.5 \cdot h. \quad (2)$$

Сукупність додаткових точок визначається як декартовий добуток зазначених множин координат. Загальна кількість просторових комбінацій становить 27, одна з яких відповідає центру вокселя, що вже врахований у формулі (1). Отже, додатково додаються 26 нових точок, що уточнюють геометричне подання меж об'єкта. Це дає змогу точніше відтворювати форму, об'єм і граничні ділянки фрагмента в просторі.

визначає математичну модель тривимірного об'єкта як дискретну просторову структуру, елементи якої визначаються значеннями щільності та геометричними координатами у воксельному просторі. У разі потреби застосовуються методи попереднього оброблення – градаційна корекція, пригнічення шумів, покращення локального контрасту, – що покращує видимість меж металевих тіл і знижує похибки сегментації.

Сегментація відбувається у два етапи. Спочатку вокселі, що перевищують певне порогове значення щільності T_{seg} , вважаються частинами потенційних фрагментів. Цей поріг встановлюється експертно й залежить від типу тканин і особливостей томографії. Далі за допомогою хвильового алгоритму будується множина зв'язаних вокселів Q , кожна з яких відповідає окремому фрагменту.

Нехай v – значення щільності відповідного вокселя КТ-зображення. Оскільки фрагмент оточений зоною змішаної щільності (тінь), вводиться другий поріг $T_{ob} = c \cdot v_{max}$, де v_{max} – максимальна щільність у межах Q , а $c \in (0,1)$ – емпірично підібраний коефіцієнт. Фрагмент вважається множиною $O \subset Q$, де $v \geq T_{ob}$, решта $Q \setminus O$ – тінь. Це дає змогу мінімізувати похибки, зумовлені впливом навколишнього середовища.

Координати x_1, x_2, x_3 , отримані з КТ-зрізів, надалі розглядаються як декартові координати точок у тривимірному просторі й позначаються у векторній формі.

Координати вокселів перетворюються у фізичні значення за формулами:

граней і середини ребер кожного вокселя. Для цього по кожній осі розглядаються такі множини можливих значень координат:

Базова математична модель оцінювання лінійного розміру металевго фрагмента

У контексті медичної діагностики й клінічного аналізу надзвичайно важливим є визначення максимального лінійного розміру чужорідного тіла, зокрема металевго фрагмента. Саме довжина часто є критерієм прийняття медичних рішень, адже її значення може безпосередньо впливати на тактику

лікування, необхідність хірургічного втручання чи інші клінічні дії.

Одним із традиційних підходів до оцінювання довжини об'єкта в тривимірному просторі є використання поняття діаметра множини точок, що

$$d = \max_{p,q} \left\{ \sqrt{(x_{1p} - x_{1q})^2 + (x_{2p} - x_{2q})^2 + (x_{3p} - x_{3q})^2} \right\}. \quad (3)$$

Такий підхід є достатньо надійним в оцінюванні великих фрагментів із близькою до еліпсоїдної формою. У подібних випадках крайні точки об'єкта лежать уздовж його основної осі, а відстань між ними добре наближає дійсну довжину.

Однак зі зменшенням розміру фрагмента або за наявності артефактів, зокрема тінювих зон на КТ-зображеннях, ефективність цієї моделі знижується [14]. Якщо форма фрагмента близька до паралелепіпеда або має складну форму, визначення довжини лише за допомогою діаметра призводить до значних похибок. Також варто брати до уваги, що зона тіні, яка оточує металевий об'єкт на знімках, може істотно впливати на результат, створюючи хибні екстремальні точки.

У такому разі необхідне застосування більш гнучких і точних методів, які давали б змогу зважати на орієнтацію та реальну просторову структуру об'єкта. Одним з найбільш ефективних підходів у цьому контексті є метод основних компонент (*Principal Component Analysis*, PCA) [15, 16]. Він забезпечує об'єктивну побудову нової системи координат, узгодженої з формою об'єкта. PCA дає змогу орієнтувати осі системи координат відповідно до напрямків найбільшого поширення об'єкта, що є ключовим для точного визначення його габаритів.

Отже, метод основних компонент є універсальним інструментом для визначення просторових розмірів тіл довільної форми. Його застосування допомагає мінімізувати вплив асиметрії об'єкта, зменшити похибки, зумовлені артефактами візуалізації, та забезпечити високу відтворюваність результатів. Надалі розглянемо математичні особливості використання PCA в тривимірному просторі R^3 для оцінювання орієнтації та лінійних розмірів фрагментів.

Упровадження методу основних компонент

Метод основних компонент (PCA) є ключовим етапом в алгоритмі оцінювання розмірів металевих фрагментів, оскільки дає змогу визначити орієнтацію

відтворюють об'єкт. У цьому разі довжина d визначається як максимальна евклідова відстань між будь-якими двома точками об'єкта (x_{1p}, x_{2p}, x_{3p}) та (x_{1q}, x_{2q}, x_{3q}) :

об'єкта в просторі незалежно від його положення у вихідній системі координат. Це особливо важливо в разі складної або асиметричної форми фрагментів, де стандартні евклідові методи можуть давати значні похибки.

Сутність PCA полягає в побудові нової ортогональної системи координат, осі якої відповідають напрямкам найбільшої дисперсії набору точок. У межах цієї системи координат об'єкт повертається таким чином, що його основні розміри відповідають проєкціям на відповідні осі.

Знаходження компонент перетворення до нових основних осей зводиться до обчислення власних значень $\lambda \in R$ та відповідних їм власних векторів $v = (v_1, v_2, v_3)^T \in R^3$ коваріаційної матриці C координат (1) і (2). Для коректності подальших перетворень дані попередньо центровано. Це забезпечує правильне визначення початку координат у тривимірному просторі.

У разі тривимірного простору задано множину з n точок $x_i = (x_{1i}, x_{2i}, x_{3i})$ $i = 1, \dots, n$, що описують форму об'єкта.

Спочатку обчислюються середні значення координат:

$$M_1 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_{1i}, M_2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_{2i}, M_3 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_{3i}. \quad (4)$$

Після цього виконується центрування даних способом перерахунку координат точок:

$$x_i = (x_{1i} - M_1, x_{2i} - M_2, x_{3i} - M_3), i = 1, \dots, n. \quad (5)$$

Допустимо, що E – це одинична матриця вигляду

$$E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Тоді власні значення λ і власні вектори v коваріаційної матриці C знаходяться способом розв'язання такого рівняння:

$$(C - \lambda \cdot E) \cdot v = 0. \quad (7)$$

Відомо, що це рівняння є нічим іншим, як системою лінійних рівнянь, нетривіальні рішення якої є шуканими власними векторами v матриці C . У процесі розв'язання цієї задачі цікаво знайти нетривіальні рішення. Множина таких рішень

для (7) – це власний підпростір матриці C . Він належить власному значенню λ . Для тривимірного випадку власні вектори v , які відповідають власним значенням λ , знаходяться за допомогою розв'язання системи рівнянь:

$$\left(\begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} - \lambda_j \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} v_{j1} \\ v_{j2} \\ v_{j3} \end{bmatrix} = 0. \quad (8)$$

Тут c_{ij} – елементи коваріаційної матриці C . Вони обчислюються наперед і потім використовуються як коефіцієнти.

Отримана після розв'язання рівняння (8) система векторів визначає нову базу у вигляді $v = (v_1, v_2, v_3)$. Припускається, що вона нормована. Крім того, ймовірно, що всі ці вектори розташовані в порядку спадання відповідних їм власних значень.

У такій ситуації матриця перетворення координат до основних компонент має такий вигляд:

$$A = v^T = \begin{bmatrix} v_{11} & v_{12} & v_{13} \\ v_{21} & v_{22} & v_{23} \\ v_{31} & v_{32} & v_{33} \end{bmatrix}^T. \quad (9)$$

Отже, припустимо, що $x_1 = (x_{11}, x_{12}, x_{13})$ і $x'_1 = (x'_{11}, x'_{12}, x'_{13})$ – вектори, які визначають координати точок у старій і новій системах координат відповідно. У такому разі перехід до нових координат виконується так:

$$x' = A^{-1}x. \quad (10)$$

Після перетворення координат у новий базис форма множини й відстані між точками залишаються незмінними – зберігаються всі метричні властивості. Однак координати точок набувають оптимальної орієнтації, що спрощує та пришвидшує визначення лінійних розмірів складних тривимірних об'єктів, як-от фрагменти. Здебільшого об'єкти можна швидко вирівняти вздовж однієї осі, що дає змогу застосовувати метод основних компонент у двовимірному вигляді. Це особливо корисно для інтерактивних і напівавтоматичних систем просторового вирівнювання.

У такій ситуації (після центрування, відповідно до (4) і (5)), коваріаційна матриця в просторі R^2 матиме вигляд

$$C = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{pmatrix}. \quad (11)$$

Елементи цієї матриці обчислюються так:

$$c_{11} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_{1i} - M_1)^2, \quad c_{22} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_{2i} - M_2)^2, \quad (12)$$

$$c_{12} = c_{21} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_{1i} - M_1)(x_{2i} - M_2). \quad (13)$$

Тут вирази (12) визначають дисперсії ознак (координат точок), а вирази (13) – взаємні коваріації ознак (координат точок).

Завдяки тому, що дані були попередньо центровані, їх середні значення тепер дорівнюють нулю, і їх можна вилучити з виразів (12) і (13). У цьому разі ці вирази можна переписати таким чином:

$$c_{11} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_{1i})^2, \quad c_{22} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_{2i})^2, \quad (14)$$

$$c_{12} = c_{21} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_{1i})(x_{2i}). \quad (15)$$

Тепер ці значення можна швидко обчислити й використовувати далі у вигляді числових коефіцієнтів. Припустимо, що це вже зроблено.

Рівняння (8) для двовимірного випадку матиме вигляд

$$\left(\begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{pmatrix} - \lambda \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \right) \cdot \begin{pmatrix} v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = 0. \quad (16)$$

Після виконання тривіальних перетворень цей вираз можна записати явно у вигляді системи лінійних рівнянь

$$\begin{cases} (c_{11} - \lambda)v_1 + c_{12}v_2 = 0, \\ c_{21}v_1 + (c_{22} - \lambda)v_2 = 0. \end{cases} \quad (17)$$

Ця система лінійних рівнянь досить просто розв'язується, що визначає так зване характеристичне рівняння. Унаслідок його розв'язання можна знайти два власних значення. Після відповідних перетворень (підстановки й обчислення дискримінанта) знайдемо два корені характеристичного рівняння у такому вигляді:

$$\begin{cases} \lambda_1 = 0.5[(c_{11} + c_{22}) + Q], \\ \lambda_2 = 0.5[(c_{11} + c_{22}) - Q], \end{cases} \quad (18)$$

$$Q = (c_{11} - c_{22})^2 + 4c_{12}^2. \quad (19)$$

Для побудови нової ортогональної та нормованої системи використовуватимемо вектори одиничної довжини. У цьому разі зазвичай припускається, що перший вектор відповідає більшому власному значенню, а другий – меншому власному значенню.

З практичного погляду перетворення координат точок у нову систему координат відповідає простому обертанню у вигляді

$$\begin{cases} x'_1 = \cos(\theta)x_1 + \sin(\theta)x_2, \\ x'_2 = -\sin(\theta)x_1 + \cos(\theta)x_2. \end{cases} \quad (20)$$

Тут

$$\begin{cases} \cos(\theta) = v_{11}, \\ \sin(\theta) = v_{12}. \end{cases} \quad (21)$$

Значення v_{11} і v_{12} , які визначаються за формулою (18) та умовою нормування, обчислюються таким чином:

$$\begin{cases} v_{11} = \sqrt{\frac{(c_{12})^2}{(c_{12})^2 + (\lambda_1 - c_{11})^2}}, \\ v_{12} = \sqrt{\frac{(\lambda_1 - c_{11})^2}{(c_{12})^2 + (\lambda_1 - c_{11})^2}}. \end{cases} \quad (22)$$

Щодо реалізації обчислень доцільно знайти значення v_{11} і v_{12} один раз і потім використовувати їх у ітераційному перетворенні координат точок.

Обчислення лінійних розмірів металевого фрагмента

Після центрування координатного простору й застосування методу основних компонент (МГК) кожна точка набору даних подана в новій системі координат, осі якої орієнтовані відповідно до напрямків найбільшої дисперсії точок. Такий підхід допомагає значно спростити визначення габаритів об'єкта, зокрема металевого фрагмента.

У новій системі координат обчислення лінійних розмірів зводиться до визначення відстані між крайніми точками (мінімуми й максимуми) вздовж кожної з трьох основних осей. Для кожної осі $i \in \{1,2,3\}$ обчислюється різниця між найбільшим і найменшим значенням координати:

$$\{L^{(i)} = X_{max}^{(i)} - X_{min}^{(i)}\}, i = 1, 2, 3. \quad (23)$$

Максимальне значення – це довжина фрагмента, менше – його ширина, а найменше – висота.

Такий підхід дає змогу однозначно визначити габарити об'єкта за умов, коли дані є очищеними від шуму, а вокселі точно відповідають металевому фрагменту. У цьому разі модель оцінки є максимально простою, прозорою для реалізації та дає високу точність навіть за мінімальних обчислювальних витрат.

Проте в практичних умовах реконструкції зображень з КТ-даних об'єкти нерідко супроводжуються ефектом тіні, який утворюється внаслідок взаємодії металевих структур із рентгенівським випромінюванням. Така тінь призводить до розмиття контурів і долучення до множини точок об'єкта вокселів, що не належать фрагменту, але мають проміжну щільність. Це спотворює реальні розміри об'єкта в новій системі координат і знижує точність оцінки.

У зв'язку з цим модель лінійного вимірювання, подана в (23), потребує вдосконалення способом врахування зон тіні та побудови коригувальних прогнозних алгоритмів, які дають змогу відфільтрувати невірні точки на основі їх просторового розташування, щільності й топології, що і є в планах авторів.

Програмна реалізація

У межах цього дослідження створено спеціалізоване програмне забезпечення для автоматизованого оброблення КТ-даних і оцінювання лінійних розмірів металевих фрагментів.

Запропонований метод автоматизованого високоточного вимірювання лінійних розмірів реалізовано у вигляді програмного комплексу, що забезпечує оброблення медичних КТ-зображень і обчислення просторових властивостей об'єкта. Програмна реалізація виконується із застосуванням мови C# для основної логіки взаємодії з даними, інтерфейсу користувача та управління процесом, а також Python – для математичного оброблення даних, зокрема реалізації методу основних компонент (PCA).

Архітектура програмного забезпечення модульна. До основних компонентів належать:

- модуль імпорту й декодування DICOM-даних;
- модуль тривимірного відтворення воксельної матриці щільності;
- модуль автоматичної сегментації металевих тіл із зображень;
- модуль обчислень розмірів та орієнтації;
- блок виведення результатів і підготовки звітів.

Усі дані обробляються автоматично. Після завантаження DICOM-файлу система самостійно виконує сегментацію, центровано вирівнює дані, формує коваріаційну матрицю, обчислює основні компоненти, визначає реальні координати вокселів і обчислює лінійні розміри об'єкта. Результати надаються користувачу у вигляді числових значень, графічних візуалізацій і збережених файлів.

Програмне забезпечення гарантує високу надійність, масштабованість і придатність до інтеграції в більші інформаційно-аналітичні рішення, що застосовуються у військовій медицині та судово-медичній експертизі.

Візуалізація просторових структур металевих фрагментів є невід'ємним складником запропонованої системи. Вона дає змогу не лише підтвердити правильність виконаної сегментації та обчислень, а й забезпечити інтуїтивно зрозуміле сприйняття результатів медичними фахівцями. Для реалізації візуального подання об'єктів використано платформу Unity, яка забезпечує тривимірну інтерактивну візуалізацію воксельних структур і уможливорює

масштабування, обертання й аналіз моделі в реальному часі (рис. 1).

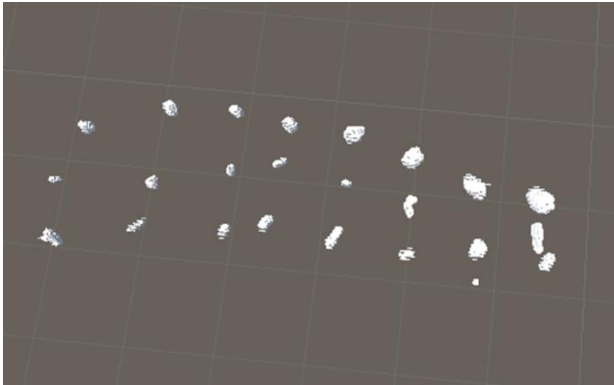


Рис. 1. Загальний план результату експерименту № 2 (печінка): усі 24 металевих фрагменти в органі успішно знайдені під час сегментації

Сцена в середовищі Unity будується на основі отриманої після сегментації воксельної моделі, до якої застосовано попереднє оброблення: вилучення тінювих зон, виділення ядра фрагмента й побудова його оболонки. Колірне кодування дає змогу розрізнити щільні частини фрагмента, його тінь і фон. Також реалізовано можливість увімкнення й вимкнення окремих шарів візуалізації (наприклад, межі, тінь, координатна сітка).

Ці можливості є важливими для верифікації алгоритмів, інтерактивного аналізу об'єктів і презентації результатів у наукових або клінічних звітах. У разі потреби Unity-сцену можна експортувати у форматі зображень, відео або

3D-моделей (наприклад, *.obj, *.fbx), що сприяє інтеграції з іншими системами візуалізації або медичного планування.

Хоча за основу взято Unity, розроблена система не обмежена конкретною платформою: всі елементи візуалізації можуть бути адаптовані до будь-якого іншого програмного середовища, яке підтримує тривимірну графіку й оброблення воксельних даних. Завдяки цьому система є гнучкою та легко вбудовується в наявні робочі процеси медичних установ або дослідницьких лабораторій.

Результати експериментального дослідження

Для перевірки точності й ефективності запропонованої моделі та методу було проведено серію експериментів із використанням реальних медичних зображень комп'ютерної томографії. Експерименти здійснювалися на зразках біологічної тканини (легені, печінка, кишківник свині), в які були імплантовані металеві фрагменти завдовжки від 5 до 15 мм. Як фрагменти застосовувалися чавунні й залізні уламки, а також нарізані цвяхи та дріт

Загалом було досліджено 72 фрагменти, розташовані в різних просторових положеннях і під різними кутами до площини сканування (рис. 2). Томографічні зображення зберігалися у форматі DICOM і оброблялися автоматично за допомогою запропонованого програмного комплексу. Усі етапи – від імпорту до отримання результатів – виконувалися без участі оператора.

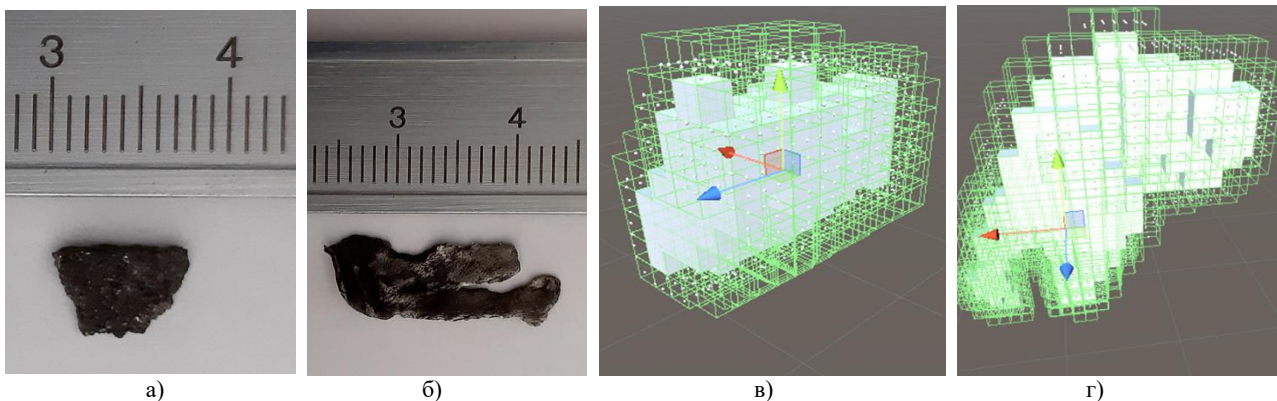


Рис. 2. Чавунний (а) і залізний (б) фрагменти, які використовувались під час експерименту; візуалізація у Unity (в, г)

Для перевірки точності результати автоматичного оцінювання порівнювалися з еталонними розмірами фрагментів, які були заздалегідь виміряні експертами вручну перед імплантацією в біологічні тканини.

Основним показником точності була відносна похибка оцінювання.

У табл. 1 наведено узагальнені результати експериментальних досліджень. Для кожного зразка

матеріалу надано середнє значення максимальної щільності об'єктів за шкалою Хаунсфілда в різних органах (легені, печінка, кишківник), а також обчислено відносну похибку вимірювань. Досягнуті результати дають змогу оцінити розбіжності

в обчисленні відносної похибки залежно від анатомічної ділянки й типу матеріалу, а також підтверджують стабільність розробленого методу оброблення зображень.

Таблиця 1. Узагальнені експериментальні результати похибки вимірювання в різних органах

	Легені		Печінка		Кишківник	
	щільність	похибка	щільність	похибка	щільність	похибка
Чавун	8282	0,026	9296	0,034	8337	0,023
Залізо	19579	0,018	19000	0,027	18655	0,026
Цвях	16582	0,055	18051	0,056	20120	0,056
Алюміній	2044	0,027	2063	0,054	2159	0,057
Мідь	23620	0,060	26597	0,059	25262	0,078

Аналіз результатів продемонстрував, що у понад 90% випадків похибка не перевищує 5%, а іноді досягається точність 98–99% відповідно до еталонних значень. Середнє відхилення за вибіркою становило менше ніж 3%, що свідчить про високу надійність і відтворюваність методу.

Також було перевірено вплив різних порогових значень T_{seg} та T_{ob} на результати вимірювання. Дослідження підтвердило, що автоматичне адаптивне визначення цих параметрів забезпечує стабільність методу внаслідок зміни умов сканування й типу тканини.

Досягнуті результати демонструють високу точність, надійність і практичну придатність розробленої системи для використання в медичній практиці, зокрема в умовах військової медицини, де потрібне оперативне й надійне оцінювання властивостей чужорідних тіл.

Обговорення результатів

Результати експериментального дослідження продемонстрували суттєве підвищення точності вимірювання лінійних розмірів тривимірних об'єктів за даними КТ. Відомо, що в разі застосування традиційних підходів без спеціальних алгоритмів просторового вирівнювання й адаптивної сегментації похибки, зумовлені металевими артефактами й довільною орієнтацією об'єкта, можуть досягати десятків відсотків. Застосування запропонованого методу дало змогу зменшити похибку вимірювання до рівня меншого ніж 5%, що підтверджує ефективність поєднання просторового вирівнювання на основі аналізу основних компонент і двоступеневої адаптивної порогової сегментації.

Крім цього, встановлено, що на точність вимірювання можуть впливати металеві артефакти й ефект тіні, що визначає доцільність подальшого вдосконалення алгоритмів фільтрації граничних вокселів. Незважаючи на це, досягнуті результати підтверджують практичну ефективність розробленого підходу для автоматизованого аналізу КТ-даних.

Висновки

Дослідження дало змогу розробити й програмно реалізувати метод автоматизованого оцінювання лінійних розмірів металевих фрагментів за показниками комп'ютерної томографії. Запропонований підхід поєднує автоматичну сегментацію, орієнтацію об'єкта за методом основних компонент і визначення його просторових властивостей у новій системі координат.

Розроблене програмне забезпечення пройшло апробацію на наборі з 72 зразків, що містять металеві фрагменти в біологічних тканинах, і продемонструвало високу точність вимірювання. Здебільшого похибка не перевищувала 5%, що свідчить про надійність розробленого методу в умовах практичного застосування. Важливо також, що дані обробляються автоматично. Це значно підвищує оперативність прийняття медичних рішень у складних або критичних ситуаціях.

Візуалізаційний складник рішення дає змогу не лише підтверджувати правильність геометричної оцінки, але й подати результати у формі, зручній для подальшого клінічного або експертного аналізу. Завдяки використанню сучасного програмного середовища візуалізації система є адаптованою до потреб як практичної медицини, так і наукових досліджень.

Подальший розвиток проекту передбачає поглиблення алгоритмічної частини, зокрема розширення підходів до аналізу об'єктів у складних середовищах, а також розроблення механізмів автоматичного налаштування параметрів оброблення. Одним із важливих напрямів також є інтеграція результатів у повноцінні медичні інформаційно-аналітичні системи для підвищення ефективності клінічної діагностики.

Отже, запропонована модель і алгоритм демонструють високу практичну цінність і мають значний потенціал для подальшого застосування в умовах медицини катастроф, військової та судової медицини.

Конфлікт інтересів

Автори декларують, що не мають конфлікту інтересів, зокрема фінансового, особистого, авторського чи будь-якого іншого характеру, який міг би вплинути на дослідження, а також на результати, опубліковані в цій статті.

Фінансування

Дослідження проводилося без фінансової підтримки.

References

1. Lee, C., Lee, A., Choi, Y.J. et al. (2021), "Accuracy of digital model generated from CT data with metal artifact reduction algorithm", *Scientific Reports*, Vol. 11, 10332. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-89298-x>
2. Nagayama, Y., Tanoue, S., Oda, S. et al. (2020), "Metal Artifact Reduction in Head CT Performed for Patients with Deep Brain Stimulation Devices: Effectiveness of a Single-Energy Metal Artifact Reduction Algorithm", *AJNR American Journal of Neuroradiology*, Vol. 41, No. 2, pp. 231–237. DOI: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A6375>
3. Pereira, H., Romero, L., Miguel Faria, P. (2025), "Web-Based DICOM Viewers: A Survey and a Performance Classification", *Journal of Imaging Informatics in Medicine*, Vol. 38, No. 3, pp. 1304–1322. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10278-024-01216-5>
4. Khoroshun, E., Smelyakov, K., Chupryna, A., Makarov, V., Nehoduiko, V., Vakulik, Y. (2024), "Improving of computed tomography images for effective diagnosis of gunshot wounds", *Emergency Medicine*, Vol. 20, No. 7, pp. 577–583. DOI: <https://doi.org/10.22141/2224-0586.20.7.2024.1776>
5. Bunin, Y., Vakulik, Y., Mykhailusov, R., Nehoduiko, V., Smelyakov, K., Yasynskyi, O. (2020), "Assessment of foreign body size in the lung using computer vision algorithms", *Experimental and Clinical Medicine*, Vol. 89, No. 4, pp. 87–94. DOI: <https://doi.org/10.35339/ekm.2020.89.04.13>
6. Arabi, H., Zaidi, H. (2021), "Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging", *European Radiology*, Vol. 31, No. 8, pp. 6384–6396. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00330-021-07709-z>
7. Selles, M., van Osch, J.A.C., Maas, M., Boomsma, M.F., Wellenberg, R.H.H. (2024), "Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques", *European Journal of Radiology*, Vol. 170, 111276. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111276>
8. Kleber, C.E.J., Karius, R., Naessens, L.E., van Toledo, C.O., van Osch, J.A.C., Boomsma, M.F., Heemskerk, J.W.T., van der Molen, A.J. (2024), "Advancements in supervised deep learning for metal artifact reduction in computed tomography: A systematic review", *European Journal of Radiology*, Vol. 181, 111732. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2024.111732>
9. Wang, H., Li, Y., Zhang, H., Chen, J., Ma, K., Meng, D., Zheng, Y. (2021), "InDuDoNet: An Interpretable Dual Domain Network for CT Metal Artifact Reduction", *arXiv*, available at: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2109.05298>

Доступність даних

Дані, використані у цьому дослідженні, будуть надані авторами за обґрунтованим запитом.

Використання засобів штучного інтелекту

Під час підготовки рукопису автори застосовували інструменти штучного інтелекту тільки для допоміжної перевірки правопису й граматики тексту. Зокрема використано мовні інструменти Grammarly й мовну модель GPT-5.3 (OpenAI) для технічної перевірки окремих фрагментів тексту.

Інструменти штучного інтелекту не застосовувалися для наукового аналізу, оброблення експериментальних показників, побудови математичних моделей або формування результатів дослідження.

Усі наукові положення, методи, результати експериментів і висновки сформульовано самостійно. Автори перевірили коректність тексту після застосування інструментів штучного інтелекту й несуть повну відповідальність за зміст статті. Використання інструментів штучного інтелекту не вплинуло на результати дослідження та його висновки.

10. Yu, L., Zhang, Z., Li, X., Ren, H., Zhao, W., Xing, L. (2021), "Metal artifact reduction in 2D CT images with self-supervised cross-domain learning", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 66, No. 17, 175003. DOI: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac195c>
11. Zou, H., Wang, Z., Guo, M., Peng, K., Zhou, J., Zhou, L., Fan, B. (2025), "Metal artifact reduction combined with deep learning image reconstruction algorithm for CT image quality optimization: a phantom study", *PeerJ*, Vol. 13, e19516. DOI: <https://doi.org/10.7717/peerj.19516>
12. Larobina, M. (2023), "Thirty Years of the DICOM Standard", *Tomography*, Vol. 9, No. 5, pp. 1829–1838. DOI: <https://doi.org/10.3390/tomography9050145>
13. DenOtter, T.D., Schubert, J. (2023), "Hounsfield Unit", in: *StatPearls*, StatPearls Publishing, Treasure Island, available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547721/>
14. Hashimov, E., Pashayev, A., Khaligov, G. (2025), "Camera control algorithm and image quality assessment method to obtain a quality image", *Advanced Information Systems*, Vol. 9, No. 3, pp. 50–56. DOI: <https://doi.org/10.20998/2522-9052.2025.3.06>
15. Greenacre, M., Groenen, P.J.F., Hastie, T., D'Enza, A.I., Markos, A., Tuzhilina, E. (2022), "Principal component analysis", *Nature Reviews Methods Primers*, Vol. 2, No. 1. DOI: <https://doi.org/10.1038/s43586-022-00184-w>
16. Jolliffe, I.T., Cadima, J. (2016), "Principal component analysis: a review and recent developments", *Philosophical Transactions of the Royal Society A*, Vol. 374, No. 2065, 20150202. DOI: <https://doi.org/10.1098/rsta.2015.0202>

Received (Надійшла) 08.09.2025

Accepted for publication (Прийнята до друку) 10.02.2026

Publication date (Дата публікації) 30.03.2026

Відомості про авторів / About the Authors

Вакулік Євген Вікторович – аспірант, Харківський національний університет радіоелектроніки, кафедра програмної інженерії, Харків, Україна;

Eugen Vakulik – PhD Student, Kharkiv National University of Radio Electronics, Department of Software Engineering, Kharkiv, Ukraine;

e-mail: yevhen.vakulik@nure.ua

ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0002-4940-0529>

Scopus Author ID: <https://www.scopus.com/authid/detail.uri?authorId=57816562200>

Смеляков Кирило Сергійович – доктор технічних наук, професор, Харківський національний університет радіоелектроніки, професор кафедри програмної інженерії, Харків, Україна;

Kyrylo Smelyakov – Doctor of Sciences (Engineering), Professor, Kharkiv National University of Radio Electronics, Professor of the Department of Software Engineering, Kharkiv, Ukraine;

e-mail: kyrylo.smelyakov@nure.ua

ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0001-9938-5489>

Scopus Author ID: <https://www.scopus.com/authid/detail.uri?authorId=57203149663>

Чуприна Анастасія Сергіївна – кандидат технічних наук, доцент, Харківський національний університет радіоелектроніки, доцент кафедри програмної інженерії, Харків, Україна;

Anastasiya Chupryna – PhD, Associate Professor, Kharkiv National University of Radio Electronics, Associate Professor of the Department of Software Engineering, Kharkiv, Ukraine;

e-mail: anastasiya.chupryna@nure.ua

ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0003-0394-9900>

Scopus Author ID: <https://www.scopus.com/authid/detail.uri?authorId=57202997528>

MODEL AND METHOD OF AUTOMATED HIGH-PRECISION MEASUREMENT OF THREE-DIMENSIONAL OBJECTS BASED ON COMPUTED TOMOGRAPHY DATA

The subject of study is the linear dimensions of three-dimensional objects based on computed tomography data, specifically metallic foreign bodies in human tissues and organs. **The purpose of the study** is to develop a mathematical model and a method for automated, high-precision measurement of the linear dimensions of three-dimensional objects based on computed tomography results, with implementation in the form of software. **Objectives:** to formulate a mathematical model for representing a three-dimensional

object in voxel space; to develop a method for segmenting metal fragments based on computed tomography results; to propose a method for spatial alignment of segmented objects based on principal component analysis; develop a method for determining the maximum linear dimension of an object in a new coordinate system; implement the proposed model and method as software and experimentally verify the measurement accuracy. **Research methods:** analysis of tomographic parameters, threshold segmentation with adaptive selection of threshold values, wave-based algorithm for finding connected components, principal component analysis to determine the object's orientation, voxel modeling, and calculation of Euclidean distances between boundary points of a three-dimensional object. **Results.** A mathematical model for representing a three-dimensional object and a method for automated high-precision determination of its maximum linear dimension are proposed. The method was implemented as a software module and tested on 72 samples of metal fragments of six types embedded in the biological tissues of pig organs. The average deviation does not exceed 3%, and in the most complex cases remains within 5%, which indicates the high accuracy and stability of the proposed approach. **Conclusions:** The developed model and method ensure automated and objective determination of the linear dimensions of foreign bodies based on computed tomography data without operator intervention. The proposed software can be used in military medicine, forensic medical examination, disaster medicine, and healthcare facilities where the speed and reliability of diagnostic decisions are critically important.

Keywords: computed tomography, segmentation, principal component analysis, linear dimensions, DICOM, voxel.

Бібліографічні описи / Bibliographic descriptions

Вакулік Є. В., Смеляков К. С., Чуприна А. С. Модель і метод автоматизованого високоточного вимірювання тривимірних об'єктів за даними комп'ютерної томографії. *Сучасний стан наукових досліджень та технологій в промисловості*. 2026. № 1 (35). С. 6–16. DOI: <https://doi.org/10.30837/2522-9818.2026.1.006>

Vakulik, E., Smelyakov, K., Chupryna, A. (2026), "Model and method of automated high-precision measurement of three-dimensional objects based on computed tomography data", *Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries*, No. 1 (35), P. 6–16. DOI: <https://doi.org/10.30837/2522-9818.2026.1.006>
