

## ВІЙСЬКОВА МЕДИЦИНА

<https://doi.org/10.35339/ekm.2020.89.04.13>

УДК 616.24-001.46-073.756.8:612.843.72

<sup>2</sup>Ю.В. Бунін, <sup>1</sup>Є.В. Вакулік, <sup>3</sup>Р.М. Михайлузов, <sup>2</sup>В.В. Негодуйко,  
<sup>1</sup>К.С. Смеляков, <sup>2</sup>О.В. Ясинський

<sup>1</sup>Харківський національний університет радіоелектроніки МОН України,  
м. Харків, Україна

<sup>2</sup>Військово-медичний клінічний Центр Північного регіону МО України,  
м. Харків, Україна

<sup>3</sup>Харківська медична академія післядипломної освіти МОН України,  
м. Харків, Україна

### ОЦІНКА РОЗМІРІВ СТОРОННЬОГО ТІЛА ЛЕГЕНІ З ЗАСТОСУВАННЯМ АЛГОРИТМІВ КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ

Оцінка даних спіральної комп'ютерної томографії має важливе значення для покращення діагностики вогнепальних поранень та розробки подальшої хірургічної тактики. Мета роботи – покращити результати діагностики сторонніх тіл легень шляхом використання алгоритмів комп'ютерного зору. В якості апарату комп'ютерного зору застосовані градаційна корекція знімку, інтервальна сегментація, порогова сегментація, метод тривимірних хвиль, метод головних компонент. Використання алгоритму комп'ютерного зору дозволяє чітко визначити розміри стороннього тіла легені з помилкою від 6,8 до 7,2 %, що має значення для поглибленої діагностики та розробки подальшої хірургічної тактики. Методики комп'ютерного зору збільшують деталізацію сторонніх тіл легень та мають значні перспективи застосування при поглибленій обробці даних спіральної комп'ютерної томографії.

**Ключові слова:** комп'ютерний зір, спіральна комп'ютерна томографія, легені, сторонні тіла.

#### Вступ

За останні десятиліття спіральна комп'ютерна томографія (СКТ) надійно увійшла в арсенал діагностичних методів сучасної хірургії як неруйнівне пошарове дослідження різних частин тіла. СКТ грудної клітини найбільш часто виконується для диференціації та підтвердження діагнозу, особливо у важких або спірних випадках, для уточнення обсягу і характеру травматичного ураження, динамічного спостереження в процесі лікування, уточнення хірургічної тактики та при розробці плану хірургічного втручання.

Оцінка даних СКТ має важливе значення для покращення діагностики вогнепальних поранень та розробки подальшої хірургічної тактики. Сучасний розвиток технологій комп'ютерного зору надає можливість покращити оцінку даних СКТ та провести поглиблений аналіз із застосуванням сучасних технологій комп'ютерного зору. Як показує досвід, подібні технічні завдання можна вирішувати в автоматичному режимі дуже швидко і якісно.

На сьогодні застосування СКТ органів грудної клітки є найбільш інформативним методом діагностики пошкоджень та виявлення сторонніх тіл [9], але інколи навіть застосування СКТ не завжди дає можливість точно визначити розміри стороннього тіла у зв'язку з їх різними розмірами, щільністю, розташуванням при вогнепальних пораненнях [8].

Заздалегідь зазначимо, що запропоновані нами удосконалення більшою мірою стосуються не стільки правильної постановки діа-

гностичних завдань, скільки покращення якості зображення та алгоритмів обробки даних.

гнозу, а більш ефективного та точного оцінювання геометричних і фотометричних характеристик сторонніх тіл, з метою їх подальшої верифікації, класифікації та визначення хірургічної тактики.

**Мета роботи** – покращити результати діагностики сторонніх тіл легень шляхом використання алгоритмів комп'ютерного зору.

#### **Матеріали та методи**

У даному дослідженні були оброблені дані спіральної комп'ютерної томографії 32 поранених зі сторонніми тілами легень, які проходили лікування у Військово-медичному клінічному Центрі Північного регіону МО України (м. Харків, Україна).

У роботі з апаратом комп'ютерного зору нами були розроблені та послідовно застосовані наступні методи обробки КТ.

Етап 1. Градаційна корекція (ГК) знімка, яка служить для того, щоб за даними КТ, які надходять в файлі формату DICOM, побудувати стандартне 8-бітове півтонове зображення [1–3].

Етап 2. Вибір попереднього режиму (аналог інтервальної сегментації), який слугує для фокусування уваги на розгляді певної тканини [1].

Етап 3. Порогова сегментація, яка слугує для ідентифікації пікселів стороннього тіла [1].

Етап 4. Метод хвиль (тривимірний), який слугує для побудови компонент зв'язності у вигляді множин ідентифікованих пікселів, що відповідають окремим чужорідним тілам [1, 4].

Етап 5. Метод головних компонент (тривимірний), який слугує для оптимального розташування системи координат з метою оцінювання геометричних розмірів стороннього тіла за даними сегментації з мінімальною похибкою [4–6]. Ці дані використовуються для подальшої класифікації [7].

Статистична обробка проводилась за допомогою програм SPSS for Windows Release 19,0 з урахуванням рекомендацій до медико-біологічних досліджень.

#### **Результати та їх обговорення**

В результаті застосування запропонованих методів розроблена інформаційна технологія (ІТ) і відповідне програмне забезпечення (ПЗ) для пошуку, ідентифікації та оцінювання розмірів сторонніх тіл в організмі пацієнта за результатами КТ. Завдяки застосуванню методів машинного навчання розроблене ПЗ адаптовано для пошуку, ідентифікації та оцінювання розмірів сторонніх тіл у легенях пацієнта.

ПЗ було протестовано за сучасними стандартами. Експериментальне використання ПЗ дозволило довести його високу обчислювальну ефективність: 1) на сучасному стандартному ПК цикл аналізу від отримання КТ пацієнта до оцінювання розмірів стороннього тіла (при його наявності) займає до 1 секунди; 2) відносна похибка не вище 10 % для відносно невеликих об'єктів (від 5.1 до 10 мм), а для великих (від 10.1 мм та більше), менш ніж 5 %.

Наразі, внаслідок розробки нової моделі ПО планується зменшити відносну похибку на порядок (до 1 %). Крім цього, внаслідок розробки нової технології оцінювання щільності планується автоматично здійснювати ідентифікацію матеріалу стороннього тіла, а саме: метал феромагнітний, метал неферомагнітний, скло, дерево, пластмаса, текстиль.

#### *Градаційна корекція*

Ефективність всього подальшого аналізу результатів КТ безпосередньо залежить від обраної моделі ГК. Від її гнучкості та потенційних можливостей адаптації до особливостей задачі.

Для виконання ефективної ГК будемо користуватися узагальненням лінійної, експоненціальної та логарифмічної моделей корекції, які запропоновані в роботах [1–3].

На першому етапі знайдемо мінімальну і максимальну  $[Val_{min}, Val_{max}]$  щільності томограми в DICOM-файлі. За замовчуванням вважаємо:  $a = Val_{min}$ ,  $b = Val_{max}$ , де  $a, b$  – межі вхідних значень щільності для ГК. Після цього задаємо межі діапазону яскравостей  $[c, d]$ , до яких будуть перетворюватися значення щільності КТ. За замовчуванням  $c = 0$ ,  $d = 255$ .

При необхідності ми можемо змінювати значення  $a, b, c, d$ . Якщо необхідно провести усічення вхідного діапазону щільності, можна збільшувати  $a$  і зменшувати  $b$ . У такій ситуації, щільності менші  $a$  будуть при ГК отримувати значення  $c$ , а щільності більші  $b$  – будуть прирівнюватися до  $d$ . Таким чином, виконують операцію відсікання неінформативних значень. В цьому відношенні часто вважають  $b = T$ , де  $T$  – поріг для відсікання яскравого стороннього тіла.

Збільшувати  $c$  і зменшувати  $d$  також можна, підлаштовуючи їх під особливості сприйняття оператора (всередині діапазону  $[0, 255]$ ), але не рекомендується, оскільки це зменшує динамічний діапазон і міру контрастності об'єктів відносно фону.

Після того, як визначені межі  $[a, b]$  і  $[c, d]$  для вхідного і вихідного діапазонів відповідно,

згідно [2, 3], визначимо правило поступового перетворення. Спочатку обчислюємо базові функції – лінійну, експоненційну і логарифмічну виду

$$p(x) = k \cdot (x - a) + c, \quad k = \frac{d - c}{b - a}, \quad (1)$$

$$ef(x) = (e^k - 1) + c, \quad k = \frac{\ln(d - c + 1)(x - a)}{b - a}, \quad (2)$$

$$lf(x) = \frac{d - c}{\ln(b - a + 1)} \cdot \ln(x - a + 1) + c. \quad (3)$$

Тут і далі  $x$  – це вхідне значення щільності. Після цього задаємо значення коефіцієнта  $\lambda$ ,  $0 \leq \lambda \leq 2$ , який визначає внесок функцій (1) – (3) в підсумкове значення яскравості.

Далі обчислюємо значення експоненційної та логарифмічної функцій градаційної корекції виду

$$Ef = (1 - \lambda) \cdot ef(x) + [1 - (1 - \lambda)] \cdot p(x), \quad (4)$$

$$Lf = [1 - (\lambda - 1)] \cdot p(x) + (\lambda - 1) \cdot lf(x).$$

В кінцевому підсумку, знайдемо яскравість для щільності  $x$  в пікселі за правилом:

- якщо  $0 \leq \lambda \leq 1$ , тоді вихідна яскравість – округлене значення  $Ef$ ;
- інакше ( $1 \leq \lambda \leq 2$ ), вихідна яскравість – округлене значення  $Lf$ .

Вихідна яскравість належить діапазону  $[c, \dots, d]$ .

При відсутності явної прив'язки до координатних осей і використання символічного позначення меж  $[a, b]$  і  $[c, d]$  та спеціальних перетворень, запропонована модель дозволяє автоматично масштабувати всі функції до будь-яких даних щільності.

Внаслідок використання коефіцієнта  $\lambda$  отримуємо можливість гнучкого регулювання вкладу трьох різних базових функцій в підсумкове значення яскравості; тому запропонована модель ГК надзвичайно гнучко адаптується до особливостей задачі [1–3].

#### *Вибір попередньо режиму*

Класично вибір режиму здійснюється просто шляхом позначення меж  $[a, b]$  діапазону розглянутих значень щільності. У такій ситуації при ГК ми неінформативний діапазон (менше  $a$  і більше  $b$ ) прирівнюємо до граничних значень  $c$  і  $d$ . А піддавати розтягуванню і детальному розгляду будемо тільки цікавий для нас діапазон  $[a, b]$ . Навіщо це потрібно? У такій ситуації ширина інформативної частини діапазону може бути багаторазово меншою всієї ширини діапазону  $[Val_{min}, Val_{max}]$ . Отже, такий діапазон ми зможемо набагато краще розглянути і вивчити.

У більшості розглянутих прикладів (де присутні феромагнітні осколки) ліва межа діапазону  $[Val_{min}, Val_{max}]$  оцінюється величиною -2048, а права часто досягає значення 15000 і більше. При цьому, щільність тканин не перевищує 2000. У такій ситуації, якщо ми будемо вважати  $b = 2000$ , ми зможемо добре розглянути тканини, а пікселі стороннього тіла (велика щільність 2000) візьмуть одне і те ж значення  $d$ , що теж добре для підсвічування цього об'єкта. При цьому ми можемо збільшити і нижню межу  $a$ , оскільки розгляд негативних значень щільності може для нас також не подавати великого інтересу. Тоді, значно вужчий діапазон  $[a, b]$  ми зможемо розглянути ще краще.

Зауважимо, що стосовно ГК також можна визначати і вибирати встановлений режим. Він буде визначатися значенням  $\lambda$ .

Як показує аналіз результатів експериментів, в порівнянні з аналогами використання комплексного встановленого режиму дозволяє адекватно побачити і тканини, і осколки практично без світіння.

Два найбільш інформативних режими відповідають  $\lambda = 0$  і  $\lambda = 1$  для діапазону  $[-2048, 2000]$ . Перший дозволяє побачити лише одні осколки без світіння, а другий дозволяє адекватно побачити і тканини, і осколки.

#### *Порогова обробка і сегментація*

При застосуванні порогової обробки, знаючи поріг  $T$ , ідентифікуються всі пікселі з щільністю, яка більше порога. Це пікселі стороннього тіла з високим світінням. Всі вони отримують мітку 1 (інші пікселі мають мітку 0). Мітки зберігаються в 3-мірній матриці міток. Розмірність матриці визначається такими параметрами: числом зображень і лінійними розмірами зображення.

При сегментації ідентифіковані пікселі об'єднуються в зв'язкові безлічі, що відповідають окремим чужорідним тілам з високим рівнем світіння. Всі пікселі зв'язкової безлічі отримують однакову нову мітку (2, 3, ...).

З метою сегментації будемо застосовувати метод хвиль і зберігати координати пікселів чужорідних тіл у вигляді компонент зв'язності.

Зауважимо, що для економії часу на практиці порогову обробку і сегментацію часто поєднують [1]. Ми робили так само.

Якість сегментації, безпосередньо залежить від вибору порога  $T$ , вибір його здійснювали наступним чином.

Починаючи машинне навчання, ми вибираємо сторонні тіла, вимірюємо їх і складає-

мо таблицю розмірів цих тіл. Після цього (для кожного стороннього тіла) ми отримуємо результати КТ. Потім, варіюючи поріг  $T$  від мінімального до максимального значення, ми сегментуємо і вимірюємо геометричні параметри стороннього тіла (наступний етап). Вибирається такий поріг, для якого оцінка результатів геометричних характеристик по зображенню мінімально відхиляється від реальних вимірів.

#### Оцінювання

В результаті сегментації отримуємо тривимірні компоненти зв'язності з сегментованих пікселів, що відповідають чужорідним тілам, якщо вони є.

Для адекватного оцінювання розмірів таких компонент довільної форми спочатку застосовується метод головних компонент (МГК) [4]. Щоб для даного об'єкту знайти центр і орієнтацію осей нової системи координат, необхідно перенесення початку системи координат і послідовної мінімізації вибіркової дисперсії проєкції даних (рис. 1) [4].

Ця система координат є ортогональною, і вона найкращим чином (з точки зору статистики) прив'язується до розташування і форми кластера даних в просторі [5] внаслідок послідовної мінімізації вибіркової дисперсії проєкції даних по осях. На рис. 1 показано, що центр нової системи координат збігається з центром кластера даних, і показана орієнтація осей: довший вектор відповідає першій головній компоненті, більш короткий – другій головній компоненті.

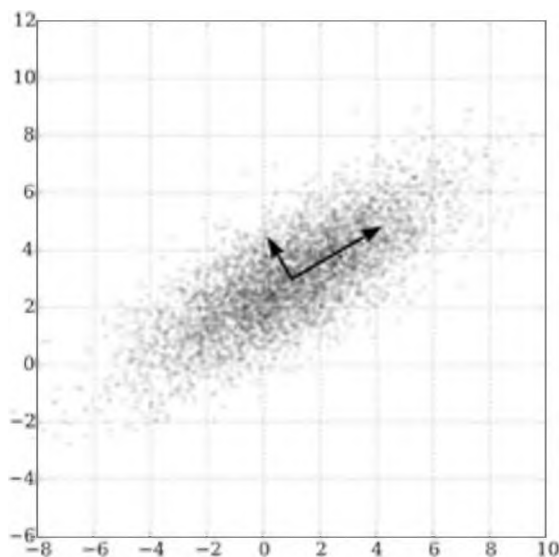


Рис. 1. Знаходження нової ортогональної системи координат

Знаходження нової системи координат засноване на рішенні характеристичного рівняння виду

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \dots & \sigma_{1k} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \dots & \sigma_{2k} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \sigma_{k1} & \sigma_{k2} & \dots & \sigma_{kk} \end{pmatrix} - \lambda_j \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & \dots & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} v_{j1} \\ v_{j2} \\ \dots \\ v_{jk} \end{pmatrix} = 0 \quad (5)$$

Фактично, рівняння вирішується для знаходження власних значень  $\lambda = (\lambda_1, \dots, \lambda_k)$  коваріаційної матриці; власні значення упорядковуються по спадаючій. На цій основі отримують власні вектори  $v_j$  ( $j = 1, 2, \dots, k$ ), відповідні власним значенням. Отриманий базис  $V = (v_1, v_2, \dots, v_k)$  визначає систему лінійно незалежних просторів ортогональних власних векторів.

Детально з усіма викладками МГК описаний в роботах [4, 6].

Після застосування МГК отримують нову систему координат (НСК). У цій СК досить знайти найменшу і найбільшу координати точок по осі і модуль різниці між ними. Ці значення будуть визначати довжину, ширину і висоту стороннього тіла. Зауважимо, що найбільший з розмірів – довжина (вимірюється по першій головній компоненті) в загальному випадку не буде відповідати діагоналі об'єкта.

#### Результати експериментів

Для ілюстрації можливостей запропонованого алгоритму розроблена відповідна технологія і програмна реалізація в середовищі MS.NET Framework. Розглянемо її роботу.

Вихідні дані (файл Dicom / IM00212): а)  $[Val_{min} = -2048, Val_{max} = 15542]$ ; б)  $[a = -200, b = 2000]$  (межі щільності тканин з невеликим надлишком); в)  $[c = 0, d = 255]$ ; г) розмір пікселя на площині 0.877 мм, між шарами 0.8 мм.

При використанні класичних моделей корекції всього діапазону щільності призведе до придушення інформативних зон (рис. 2).

Використання запропонованого підходу для інформативного діапазону  $[-2048, b = 2000]$  навпаки дозволить: 1) яскраво і контрастно відобразити тканини тіла і сторонні тіла ( $\lambda = 1$ ); 2) чітко і адекватно представляти сторонні предмети і їх межі ( $\lambda = 0$ , цей режим зручний для швидкого виявлення сторонніх предметів, рис. 3, рис. 4). Інтерактивне змінення значення показника  $\lambda$  може підлаштовуватися під особливості сприйняття оператора.

Оскільки ми можемо міняти пороги і отримувати різні візуальні подання КТ, поклатися на візуальний аналіз можна лише для виявлення об'єктів (і то не завжди, коли немає



Рис. 2. Градаційна корекція діапазону [- 2048, 15542]

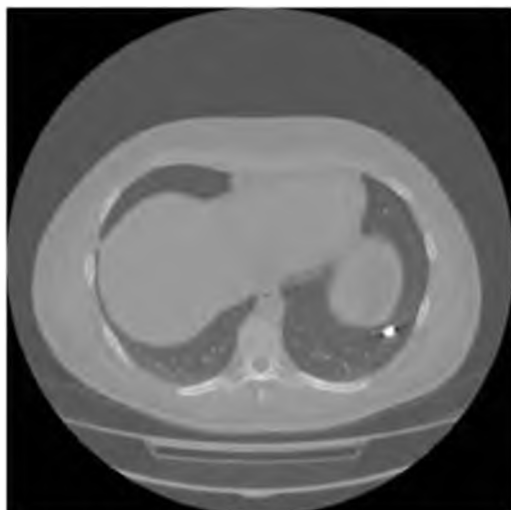


Рис. 3. Лінійна градаційна корекція ( $\lambda = 1$ ) встановленого діапазону [-2048, 2000]

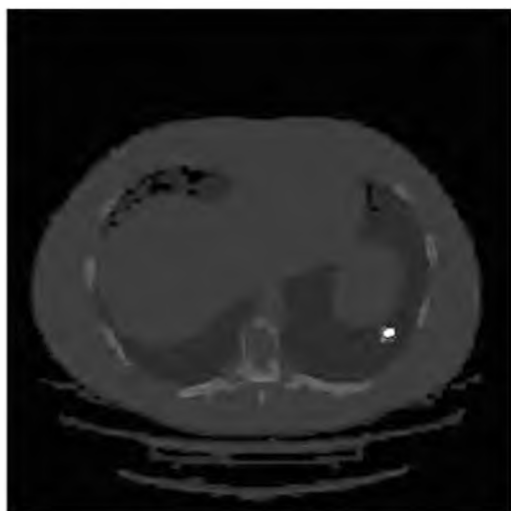


Рис. 4. Експоненціальна градаційна корекція ( $\lambda = 0$ ) встановленого діапазону [-2048, 2000]

однотонної брижі). Для цілей адекватних вимірювань та діагностики слід застосовувати формальні процедури оцінювання. Тим більше, що це на кілька порядків швидше. Програмно за частки секунди можна просканувати всі знімки КТ, знайти сторонні тіла, оцінити їх розміри і орієнтацію.

Тепер перейдемо до розгляду питання вимірювання розмірів стороннього тіла і оцінювання точності вимірювань.

Груба оцінка (простим виміром відстані по осях без МГК) лінійних розмірів осколка, який ми бачимо на *рис. 2*, така: більший розмір 10 пікселів, менший – 8 пікселів, об'єкт видно у 10 шарах.

Розмір пікселя в шарі 0,877 мм, відстань між шарами 0,800 мм.

Таким чином, для одного випадку оцінки розмірів осколка за даними СКТ виявили наступні дані: 8,770 мм, 7,016 мм, 8,000 мм. Розміри осколка, виміряні після його вилучення склали: довжина 8,820 мм, ширина 6,830 мм, висота 7,520 мм. Отримуємо відносні похибки: довжина – 0,003, ширина – 0,032, висота – 0,066. Мінімальна помилка складає 6,8 %. Максимальна помилка – 7,2 %. Для вибірки в цілому помилка складає  $(7 \pm 0,2)$  %.

У порівнянні з існуючими методами (які не належать до комп'ютерного зору) така помилка на рівні 10 % є цілком прийнятною в предметній області. Хоча розглянутий приклад не є показовим, оскільки об'єкт не є витягнутим по діагоналі. У такій ситуації помилка вимірювань буде більшою, тому існуючі алгоритми потрібно поліпшити.

Похибки вимірювань залежать від величини кроку дискретизації і від просторового повороту осколка. Якщо з першим нічого зробити не можна, то другий аспект компенсується застосуванням методу МГК і, часто, дозволяє отримувати похибку на рівні не більше ніж 1 %.

#### Висновки

1. Використання алгоритму комп'ютерного зору дозволяє чітко визначити розміри стороннього тіла легень з похибкою  $7 \pm 0,2\%$ , що має значення для поглибленої діагностики та розробки подальшої хірургічної тактики.

2. Методики комп'ютерного зору збільшують деталізацію сторонніх тіл легень та мають значні перспективи застосування для поглибленої обробки даних спіральної комп'ютерної томографії.

### Література

1. Военно-польова хірургія / [за ред. Я. Л. Заруцького, В. Я. Білого]. – К.: Фенікс, 2018. – 552 с.
2. Вогнепальні поранення м'яких тканин (досвід АТО/ООС) / [під заг. ред. В. І. Цимбалюка]. – Харків: Колегіум, 2020. – 400 с.
3. Gonzalez R. C. Woods Digital Image Processing, 4th edition Pearson/Prentice Hall / R. C. Gonzalez, E. Richard. – New York, 2018. – 1168 p.
4. Смеляков К.С. Модели и методы сегментации изображений объектов нерегулярного вида для автономных систем технического зрения: дис. ... докт. техн. наук: 01.05.02 / Смеляков Кирилл Сергеевич. – Х., 2012. – 306 с.
5. Обучение без учителя: PCA и кластеризация. Лекции и учебник по «Машинному обучению». Курс 7. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://intellect.icu/obuchenie-bez-uchitelya-pca-i-klasterizatsiya-7928>.
6. Методы компьютерной обработки изображений / [под ред. В. А. Соифера]. – М.: Физматлит, 2003. – 784 с.
7. Forsyth D. A. Computer Vision: A Modern Approach / D. A. Forsyth, J. Ponce. – [2nd ed.]. – Pearson Education Limited, 2015. – 792 p.
8. Comparative efficiency analysis of gradational correction models of highly lighted image / K. Smelyakov, A. Chupryna, M. Hvozdiev [et al.] // 2019 IEEE International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications, Science and Technology (PIC S&T), 8–11 Oct. 2019, Kyiv, Ukraine. – P. 703–708.
9. Gradational Correction Models Efficiency Analysis of Low-Light Digital Image / K. Smelyakov, A. Chupryna, M. Hvozdiev [et al.] // 2019 Open Conference of Electrical, Electronic and Information Sciences (eStream), 25–25 April 2019, Vilnius, Lithuania. – P. 34–39.

### References

1. Ya.L. Zarutsky, V.Ya. Biliy (Eds.). (2018). *Voyenno-polova khirurgiya [Military field surgery]*. Kyiv: Phoenix, 552 p. [in Ukrainian].
2. Tsymbalyuk V.I. (Eds.). (2020). *Vohnepalni poranennya myakyykh tkanyn (dosvid ATO/OOS) [Gunshot wounds of soft tissues (experience of anti-terrorist operation / environmental protection)]*. Kharkiv: Collegium, 400 p [in Ukrainian].
3. Gonzalez R.C., Richard E. (2018). *Woods Digital Image Processing, 4th edition Pearson/Prentice Hall*. New York, 1168p.
4. Smelyakov K.S. (2012) *Modeli i metody segmentatsii izobrazheniy obyektov neregulyarnogo vida dlya avtonomnykh sistem tekhnicheskogo zreniya [Models and methods of image segmentation of irregular objects for autonomous systems of technical vision]*. Doctor's thesis. Kharkov [in Russian].
5. Obucheniyе bez uchitelya: PCA i klasterizatsiya. Lektsii i uchebnyk po «Mashinnomu obucheniyu». Kurs 7 [Unsupervised Learning: PCA and Clustering. Lectures and textbook on «Machine Learning». Course 7]. *intellect.icu*. Retrieved from <https://intellect.icu/obuchenie-bez-uchitelya-pca-i-klasterizatsiya-7928> [in Russian].
6. Soifer V.A. (2003). *Metody kompyuternoy obrabotki izobrazheniy [Computer image processing methods]*. Moscow: Fizmatlit, 784 p. [in Russian].
7. Forsyth David A. (2015). *Jean Ponce Computer Vision: A Modern Approach (2d ed.)*. Pearson Education Limited, 792p.
8. Smelyakov K., Chupryna A., Hvozdiev M., Sandrkin D., Martovytskyi V. (2019). Comparative efficiency analysis of gradational correction models of highly lighted image: *2019 IEEE International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications, Science and Technology (PIC S&T)* (8–11 Oct. 2019). (pp. 703–708). Kyiv, Ukraine.
9. Smelyakov K., Chupryna A., Hvozdiev M., Sandrkin D. (2019). Gradational Correction Models Efficiency Analysis of Low-Light Digital Image. *2019 Open Conference of Electrical, Electronic and Information Sciences (eStream), (25–25 April 2019)*. (pp. 34–39). Vilnius, Lithuania.

*Ю.В. Бунін, Е.В. Вакулік, Р.Н. Михайлусов, В.В. Негодуйко, К.С. Смеляков, А.В. Ясинський*  
**ОЦЕНКА РАЗМЕРОВ ИНОРОДНОГО ТЕЛА ЛЕГКИХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АЛГОРИТМОВ КОМПЬЮТЕРНОГО ЗРЕНИЯ**

Оценка данных спиральной компьютерной томографии имеет важное значение для улучшения диагностики огнестрельных ранений и разработки дальнейшей хирургической тактики. Цель работы – улучшить результаты диагностики инородных тел легких путем использования алгоритмов компьютерного зрения. В качестве аппарата компьютерного зрения применены градационная коррекция снимка, интервальная сегментация, пороговая сегментация, метод трехмерных волн, метод главных компонент. Использование алгоритма компьютерного зрения позволяет четко определить размеры инородного тела легкого с погрешностью от 6,8 до 7,2 %, что имеет значение для углубленной диагностики и разработки дальнейшей хирургической тактики. Методики компьютерного зрения увеличивают детализацию инородных тел легких и имеют значительные перспективы применения для углубленной обработки данных спиральной компьютерной томографии.

**Ключевые слова:** компьютерное зрение, спиральная компьютерная томография, легкие, инородные тела.

*Y.V. Bunin, E.V. Vakulik, R.N. Mikhaylusov, V.V. Negoduyko, K.S. Smelyakov, O.V. Yasinsky*  
**ESTIMATION OF LUNG STANDING SIZE WITH THE APPLICATION OF COMPUTER VISION ALGORITHMS**

Evaluation of spiral computed tomography data is important to improve the diagnosis of gunshot wounds and the development of further surgical tactics. The aim of the work is to improve the results of the diagnosis of foreign bodies in the lungs by using computer vision algorithms. Image gradation correction, interval segmentation, threshold segmentation, three-dimensional wave method, principal components method are used as a computer vision device. The use of computer vision algorithm allows to clearly determine the size of the foreign body of the lung with an error of 6.8 to 7.2%, which is important for in-depth diagnosis and development of further surgical tactics. Computed vision techniques increase the detail of foreign bodies in the lungs and have significant prospects for the use of spiral computed tomography for in-depth data processing.

**Keywords:** computer vision, spiral computed tomography, lungs, foreign bodies.

Надійшла до редакції 03.12.2021

**Відомості про авторів**

*Бунін Юрій Володимирович* – полковник медичної служби, начальник хірургічної клініки Військово-медичного клінічного центру Північного регіону МО України, м Харків, Україна.

Адреса: Україна, 61058, м. Харків, вул. Культури, 5, к. 401.

Тел.: +38(050)452-32-73.

E-mail: 77bun@ukr.net.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1807-437X>.

*Вакулік Євген Вікторович* – магістр кафедри електронних обчислюваних машин Харківського національного університету радіоелектроніки.

Адреса: Україна, 61166, м. Харків, пр. Науки, 14.

Тел.: +38(097)525-83-37.

E-mail: eugen.vakulik@gmail.com.

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

*Михайлусов Ростислав Миколайович* – доктор медичних наук, професор, професор кафедри ендоскопії та хірургії Харківської медичної академії післядипломної освіти МОЗ України, Харків, Україна.

Адреса: Україна, 61176, м. Харків, вул. Амосова, 58, корп. 2, к. 416.

Тел.: +38(066)743-11-66.

E-mail: mihailusov1@ukr.net.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5869-7013>.

*Смеляков Кирило Сергійович* – доктор технічних наук, професор, професор кафедри програмної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки.

Адреса: Україна, 61166, м. Харків, пр. Науки, 14.

Тел.: +38(095)844-42-12.

E-mail: kyrylo.smelyakov@nure.ua, kirillsmelyakov@gmail.com.

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

*Негодуйко Володимир Володимирович* – доктор медичних наук, полковник медичної служби, завідувач клініки екстреної медичної допомоги (прийому та евакуації) Військово-медичного клінічного центру Північного регіону МО України, Харків, Україна.

Адреса: Україна, 61058, м. Харків, вул. Культури, 5, к. 101.

Тел.: +38(050)452-32-73.

E-mail: vol-ramzes13@ukr.net.

ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-4540-5207>.

*Ясинський Олександр Володимирович* – полковник медичної служби, начальник комп'ютерної та променевої діагностики Військово-медичного клінічного центру Північного регіону МО України, м Харків, Україна.

Адреса: Україна, 61058, м. Харків, вул. Культури, 5, к. 109.

Тел.: +38(067)902-62-24;

E-mail: vol-ramzes13@ukr.net

ORCID: <http://orcid.org/0000-0002-0932-5309>.