

Й.Й. БІЛИНСЬКИЙ, А.О. МЕЛЬНИЧУК

Вінницький національний технічний університет

О.А. ЯРМАК

Вінницький національний медичний університет і. М.І. Пирогова

Ю.І. ПАВЛИШЕН

Обласна клінічна лікарня, м. Хмельницький

ОЦІНКА ТОЧНОСТІ ВИЗНАЧЕННЯ ОПЕРАТОРОМ ДІАГНОСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ НА УЗД-ЗОБРАЖЕННІ ОРГАНІВ ЧЕРЕВНОЇ ПОРОЖНИНИ

В статті наведено дослідження точності визначення оператором геометричних параметрів окремих органів на УЗД-зображеннях. Для цього використані еталонні зображення з чіткими контурами, що представляють собою фантоми біологічних об'єктів: жовчну протоку, стінку жовчної протоки та конкременти. Оцінено середнє значення похибки визначення геометричних параметрів органів на УЗД-зображенні оператором.

The accuracy of US images geometrical parameters estimation is researched in the paper. Standard synthetic images, similar to real organs: gallbladder and its ducts are used for the measurement. Average value of estimation error by operator is measured.

Ключові слова: УЗД-зображення, піксел, спекл-шум.

Вступ

Стрімкі досягнення в галузі сучасних візуалізуючих систем забезпечили широке поширення даних діагностичних методів в практичній радіології. Можливості ультразвукової діагностики суттєво розширюються в результаті використання високотехнологічних матеріалів, електроніки та комп'ютерних технологій, подібних комп'ютерній та магнітно-резонансній томографії. За останній час комп'ютерні алгоритми та технічне вдосконалення матеріалів дали поштовх підвищенню роздільної здатності і якості цих систем до рівня, що був недосяжним раніше.

Ультразвукове дослідження залишається одним з найнеобхідніших методів візуалізації в сучасному світі високої конкуренції, що потребує забезпечення здоров'я населення. В деяких галузях, таких як дослідження кровотоку чи отримання багатовимірного зображення в режимі реального часу, ультразвуку немає рівних. В інших-це адекватний метод діагностики, що забезпечує унікальну інформацію, котру неможливо отримати з допомогою КТ чи МРТ.

Постановка завдання

Проте, на точність отриманих даних мають вплив людські фактори, а саме, досвід, працездатність, особливості зору лікаря-діагноста. Максимальна автоматизація процесу дослідження та оцінки отриманих даних дасть можливість покращити діагностичну цінність УЗД, як методу, зокрема, при візуалізації структурних змін гепатобіліарної системи при жовчнокам'яній хворобі та її ускладненнях. Використані в дослідженні ультрасонографічні критерії (діаметр, товщина та наявність гіпоехогенного прошарку стінки жовчного міхура та загальної жовчної протоки) відіграють суттєву роль як у постановці діагнозу, так і у виборі лікувальної тактики.

При інтерактивному режимі роботи оператора з комплексом УЗД, точність визначення геометричних параметрів об'єктів на зображенні залежить від багатьох факторів, серед яких є якість УЗД зображення, особливості зору конкретного лікаря-діагноста, а також його досвід роботи. Ці фактори впливають на похибки при визначенні геометричних діагностичних параметрів (розміри та відстані між об'єктами).

Метою роботи є оцінювання похибки визначення геометричних параметрів органів на УЗД-зображенні оператором та порівняння її з результатами автоматизованого процесу інтерпретації УЗД-зображення.

Основна частина

Здатність зорової системи людини виділяти об'єкти із фону, що є основою процесу інтерпретації діагностичного УЗД-зображення, може бути оцінена за допомогою показників роздільної здатності та контрастної чутливості.

Можливість ока розрізняти дрібні деталі зображення характеризується роздільною здатністю. Вона визначається розміром найменшої деталі зображення, що може бути виділена із фону і є характеристикою відгуку людини на світлову хвилю. Абсолютна межа роздільної здатності, що може бути досягнута при оптимальних умовах спостереження, обумовлена індивідуальними особливостями ока людини та складає $0,3 \div 0,5$ кут. хв. В реальних умовах, враховуючи явище оптичної дифракції, поріг гостроти зору приймається в межах 2 – 3 кут. хв [1].

Око людини сприймає електромагнітні хвилі в діапазоні 380..760 нм. Характерною особливістю зору є те, що випромінювання рівні по потужності, але випромінювані в різних ділянках видимого спектру, виявляють різний по своїй збуджуючій дії вплив. Виникнення зорового сприйняття залежить, від потоку випромінювання Φ_1 , що попав на сітківку та від тієї долі потоку, яка впливає на рецептори спектральної

чутливості k_l . Добуток $k_l \Phi_l$ визначає характеристику потоку випромінювання, пов'язану з рівнем його світлової дії – світловим потоком (F_l):

$$F_l = k_l \Phi_l. \quad (1)$$

Абсолютне значення спектральної чутливості визначається відношенням:

$$k_l = F_l / \Phi_l. \quad (2)$$

Око має найбільшу спектральну чутливість до випромінювання із довжиною хвилі $\lambda = 555$ нм, відносно якої визначаються всі інші значення чутливості [2].

Встановлено, що для області високих просторових частот характерна не лише низька контрастна чутливість, але і мала кількість одночасно помітних градацій яскравості. Це явище спостерігалось, наприклад, при одночасному представленні в центральній ділянці поля зору, в межах близько 20 кут. хв декількох невеликих дисків різної яскравості. При таких умовах кількість помітних градацій яскравості складає всього 2– 4 рівні. На межі роздільної здатності контрастна чутливість у край низька, оскільки кожен чутливий елемент зорової системи може

відтворювати лише три рівні сигналу: чорне і біле відносно сірого фону, а також сам фон. На рис. 1 наведено залежність величини порогового контрасту (K_n) від величини яскравості фону та кутового розміру об'єкту [3].

У нормі контрастна чутливість залежить від багатьох чинників. До них відносяться: рефракція, дифракція і аберація ока, яскравість, орієнтація і розмір тестових стимулів, а також положення стимул-реакцій в полі зору, а їх ексцентриситет – від точки фіксації погляду. Також встановлено, що при представленні тестових еталонних зображень на фоні завад з різною дисперсією (див. рис. 2) у спостерігачів відбувається зниження контрастної чутливості [4].

Враховуючи вищенаведене, можна зробити висновок про принципові обмеження точності виділення об'єктів на зображенні людським оком. Залежно від індивідуальних особливостей зору оператора, існує певна величина суб'єктивної похибки у визначенні геометричних діагностичних параметрів об'єктів на УЗД-зображенні.

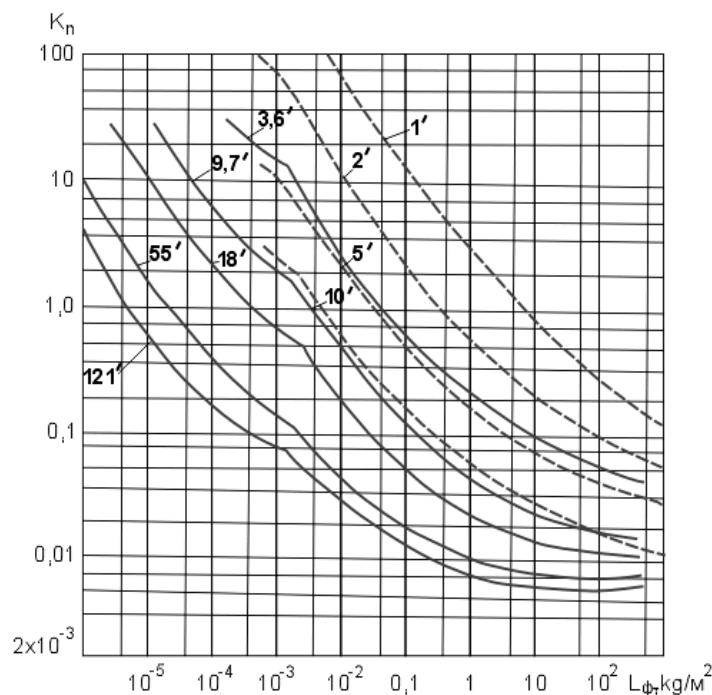


Рис. 1. Залежність порогового контрасту від яскравості фону і розміру об'єкта

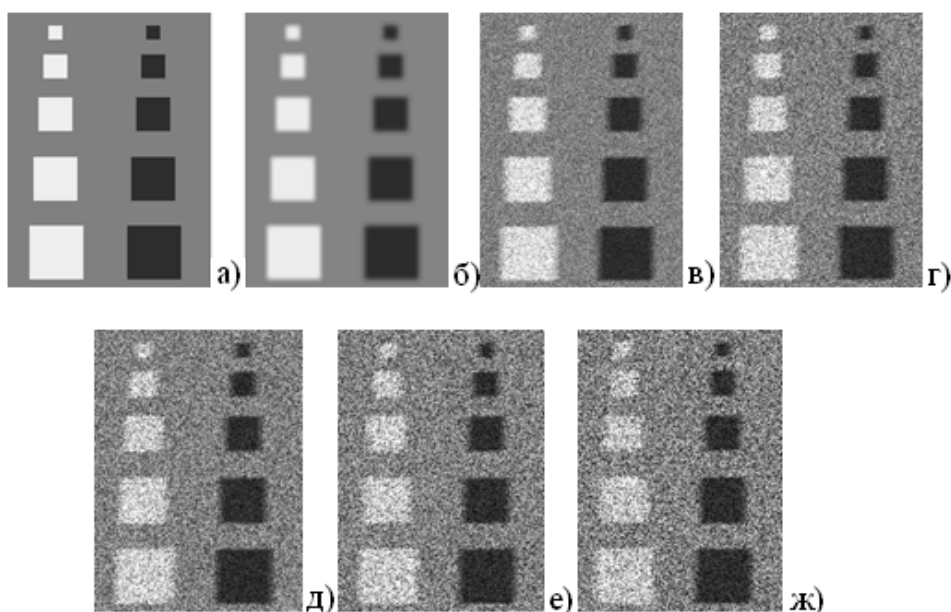


Рис. 2. Еталонні тестові зображення з різним ступенем зашумленості

а) еталонне зображення, б) розмите еталонне зображення, в) розмите зашумлене еталонне зображення (СКВ шуму 0,05), г) розмите зашумлене еталонне зображення (СКВ шуму 0,1), д) розмите зашумлене еталонне зображення (СКВ шуму 0,15), е) розмите зашумлене еталонне зображення (СКВ шуму 0,2), ж) розмите зашумлене еталонне зображення (СКВ шуму 0,25)

З метою визначення залежності похибки параметризації від розміру об'єкту та рівня зашумленості використано еталонні тестові зображення правильних геометричних фігур (квадрати розміром 15x15, 25x25, 35x35, 45x45, 55x55). Еталонні зображення мають товщину контурних ліній в 1 піксел, тому їх параметри можна визначити із максимальною похибкою в 0.5 піксела. Оскільки реальне УЗД-зображення є слабкоконтрастним, та містить спекл-шум [5], для максимально наближеного відтворення особливостей реального УЗД-зображення, еталонні зображення розмивались, після чого на них накладався штучно згенерований спекл-шум з СКВ 0,05, 0,1, 0,15, 0,2, 0,25, відповідно. Для розмивання та генерації шуму використано стандартні функції набору інструментів *Image Processing toolbox* середовища MATLAB 7.

У дослідженні приймали участь 20 чоловік. Групі було запропоновано встановити відповідну точку там, де, на їх думку, знаходиться межа об'єкта: необхідно, користуючись «мишою», встановити курсор на відповідну позицію і клацнути лівою клавішею. Після чого по отриманим даним розраховувались відповідні геометричні розміри. Отримані результати порівнювались з аналогічними розмірами еталонних зображень. Розбіжність у визначених розмірах еталонного і розмитого зображення визначалась у відсотках за виразом:

$$C = \frac{S_e - S_o}{S_e} \cdot 100\% , \quad (5)$$

де C – відносна похибка визначення розміру об'єкту, S_e – розмір еталонного об'єкта, S_o – розмір розмитого зашумленого об'єкта, розрахований за оціненими показниками.

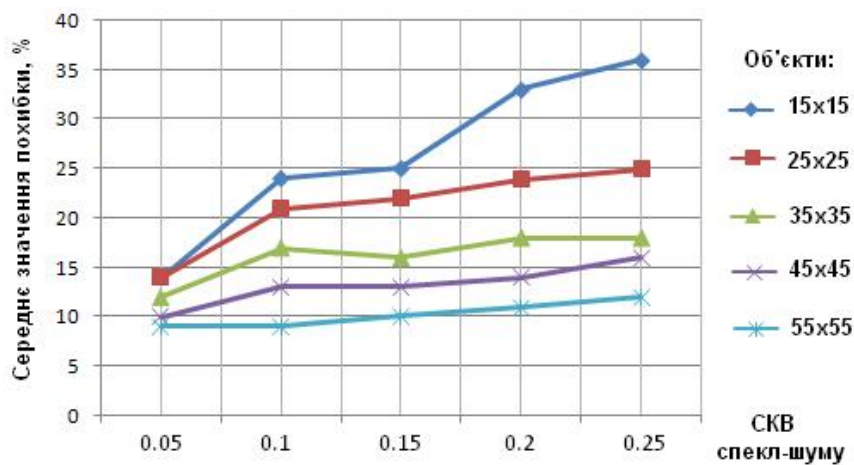


Рис. 3. Залежність величини похибки параметризації від значення зашумленості зображення

Також для оцінки похибки параметризації використано еталонні зображення, що представляють фантоми біологічних об'єктів: жовчний міхур (рис. 4 а), конкременти (рис. 4 в) та стінку жовчної протоки (рис 4 д).

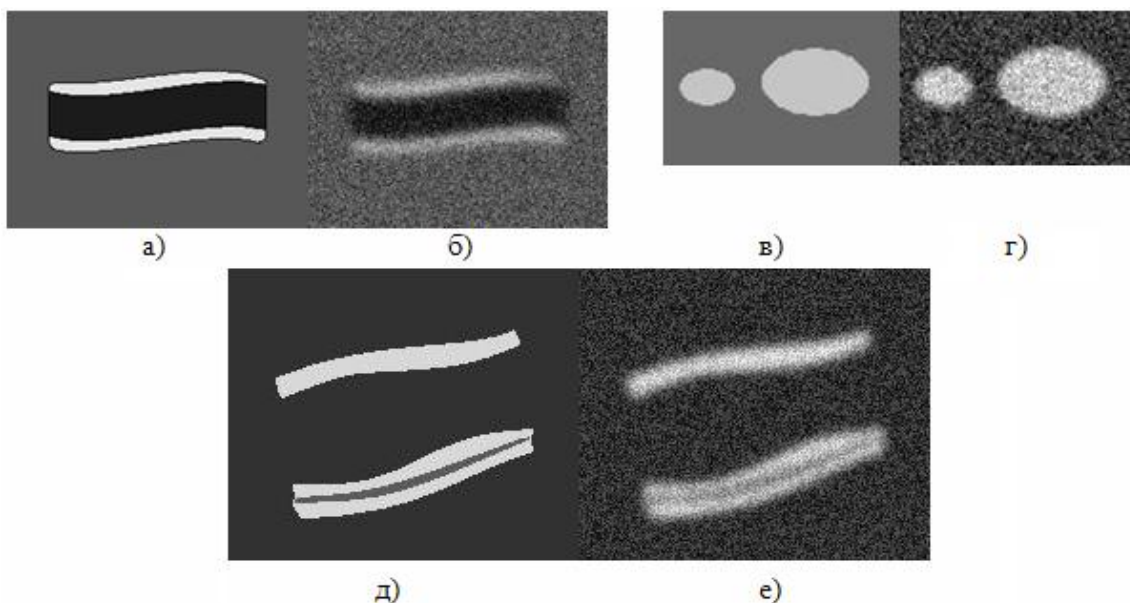


Рис. 4. Еталонні зразки для експериментальної перевірки точності визначення геометричних параметрів об'єктів на УЗД-зображенні оператором: а) еталонне зображення жовчного міхура; б) розмите зашумлене зображення жовчного міхура; в) еталонне зображення конкрементів; г) розмите зашумлене зображення конкрементів д) еталонне зображення стінки жовчної протоки; е) розмите зашумлене зображення стінки жовчної протоки

Результати наведені у таблиці.

Таблиця 1

Похибка визначення геометричних розмірів для різних еталонних зображень

Похибка	Зразок рис. 3 а	Зразок Рис. 3 в	Зразок Рис. 3 д	Зразок Рис. 3 д	Зразок рис. 3 е	Зразок рис. 3 е
Середнє значення	11,1 %	8,9 %	15,9 %	11,1 %	16,5 %	15,6 %

Таким чином, з наведених даних видно, що похибка визначення геометричних розмірів об'єктів УЗД-зображення становить в середньому від 9 % до 36 %, залежно від розміру об'єкту, рівня зашумленості та особливостей зорової системи конкретного оператора.

Висновки

Отримано результати, що показують, що похибка визначення розмірів медичних об'єктів може складати понад 30 %, залежно від розміру досліджуваного об'єкту, рівня зашумленості, розмитості та індивідуальних особливостей зору. Як показано у роботі [6] похибка визначення розмірів об'єктів існуючих методів сегментації зображень може складати 5 %. Таким чином можна зробити висновок про доцільність використання методів постобробки зображень для автоматизації процесу параметризації УЗД-зображень та зменшення величини загальної похибки визначення геометричних параметрів за рахунок виключення суб'єктивної складової похибки інтерпретації зображення оператором.

Література

1. Красильников Н. Н. Функциональная модель зрения / Н. Н. Красильников, Ю. Е. Шелепин // Оптический журнал. 1997. Т. 64. № 2. С. 72–82.
2. Красильников Н. Н. Частотно-контрастная характеристика зрительной системы при наличии помех / Н. Н. Красильников, Ю. Е. Шелепин // Физиология человека. 1996. – Т. 22. – № 4. С. 33–38.
3. Муравьева С. В. Контрастная чувствительность зрительной системы человека / С. В. Муравьева, С. В. Пронин, Ю. Е. Шелепин // Экспериментальная психология, 2010, том 3, № 3, с. 5–20
4. Трифонов М. И. Исследование частотно-контрастной характеристики зрительной системы в условиях помех / М. И. Трифонов, В. Г. Шаревич, Ю. Е. Шелепин // Физиология человека. 1990. – Т. 16. – № 2. – С. 41–45.
5. Білінський Й. Й. Наукові праці ВНТУ [Електронний ресурс]. Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування патології кульшового суглоба дітей / Й. Й. Білінський, А. О. Мельничук, О. В. Мельничук // 2009 р. 4 випуск – 4 с. – Режим доступу : <http://www.nbu.gov.ua/e-journals/VNTU/2009-4/2009-4.htm>.
6. Білінський Й. Й. Метод сегментації ультразвукових зображень на основі аналізу локальної статистики гістограм / Й. Й. Білінський, А. О. Мельничук, О. А. Чумак // Вісник вінницького політехнічного інституту, 2010. – № 6. – С. 102–107.

Надійшла 17.8.2011 р.

УДК 519.713

К.В. КОЛЕСНИКОВ, БУХАРІ РУДАКІ, Д.М. ПЕРЕЯСЛОВЕЦЬ
Черкаський державний технологічний університет

МОДЕЛЮВАННЯ ТА СИНТЕЗ ТЕСТІВ ДЛЯ ЦИФРОВИХ ПРОЄКТІВ НА ПЛІС

Рассмотрена стратегия тестирования сложных проектов цифровых систем, базирующаяся на технологии граничного сканирования сходящихся разветвлений (СР). Предложена процедура обратной суперпозиции для древовидных структур, повышающая скорость моделирования неисправностей для цифровых проектов на порядок. Проведен анализ структурных коллизий, связанных с обработкой СР, и обратных связей для верификации цифровых систем, реализованных в программируемой логике. Затраты времени на генерацию тестов и анализ их качества значительно сокращены.

Strategy of testing difficult projects of digital systems which are based on technology of boundary scanning of converging branchings are considered. Proposed inverse superposition procedure for tree structures, which increases the speed of fault simulation for complex digital projects on the order. The analysis of structural conflicts associated with the processing of verification difficult digital systems, which realized in programming logic. Expenses of time for generation the determined tests and the analysis of their quality it is reduced at least to the order.

Ключові слова: моделювання, тестування цифрових схем.

Постановка задачі

Методи моделювання пошкоджень в цифрових схемах із програмованою логікою існують не один рік. У зв'язку з безперервним зростанням ступеня інтеграції елементів на одному чипі, виникає потреба в