

КОМП'ЮТЕРНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПІДВИЩЕННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ ПРОМЕНЕВИХ МЕТОДІВ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ВНУТРІШНІХ ОРГАНІВ

^aВінницький національний технічний університет,
Хмельницьке шосе, 95, Вінниця, 21021, Україна

^bЖитомирський інститут медсестринства, 46, Велика Бердичівська,
Житомир, 10002, Україна

^cМедичний центр «Медівін», 10, Пирогова, Вінниця, 21018, Україна,
+380 (432) 55-08-33, E-mail: info@medivin.com.ua

Анотація. Стаття присвячена питанням підвищення інформативності цифрових зображень візуалізації внутрішніх органів, здійсненої за допомогою цілеспрямованого селективного перетворення окремих характеристик цифрових зображень шляхом підсилення або пригнічення сигналу від різних морфологічних структур за рахунок селекції електромагнітних хвиль певної частоти.

Аннотация. Стаття посвящена вопросам повышения информативности цифровых изображений визуализации внутренних органов, осуществляемой за счет целенаправленного селективного преобразования отдельных характеристик цифровых изображений путем усиления либо ослабления разных морфологических структур за счет селекции электромагнитных волн определенной частоты.

Abstract. Article is devoted to questions of increase of the information value the digital images of internal bodies. The effect of increase the diagnostic value the methods of visualization with the help of purposeful selective transformation of the separate characteristics the digital images is found out by amplification or oppression of a signal from different morphological structures at the expense of selection the electromagnetic waves of the certain frequency.

Ключові слова: візуалізація, цифрові зображення, діагностична інформативність

ВСТУП

Сучасний стан теорії оброблення багатовимірних сигналів характеризується подальшим розвитком та удосконаленням програмно-апаратних методів та засобів, орієнтованих на проникнення в них нових фізичних ідей та широке застосування класичних і нестандартних розділів обчислювальної математики.

Низькі обчислювальні можливості і слабкі апаратні засоби оброблення зображень 80-х років спричинили інтенсивний розвиток алгоритмічно складних методів опрацювання зображень. Одним із найефективніших з погляду отриманих результатів були методи, за якими опрацьовували набори зображень з метою збільшення їх роздільної здатності. Основним стримувальним чинником розвитку цих методів була велика алгоритмічна складність, яка вимагала значних на той час обчислювальних ресурсів.

Здешевлення потужних апаратних ресурсів у середині 90-х років зменшило актуальність методів роботи із наборами зображень, оскільки завдання з підвищення роздільної здатності вирішувалось на апаратному рівні. Фактично уся робота над зображеннями звелась до розроблення швидких методів опрацювання окремих зображень. В результаті було розроблено багато ефективних алгоритмів опрацювання, які давали змогу в реальному часі розв'язувати нові прикладні задачі.

В останні роки розвиток апаратних засобів оброблення зображень втратив динаміку інтенсивного розвитку. Подальше нарощування апаратних можливостей досягло таких границь, перехід за які стає невиправдано затратним. Проте отримані обчислювальні можливості нівелювали залежність від алгоритмічної складності, з'явилась можливість в реальному часі програмно чи апаратно реалізовувати достатньо складні алгоритми.

Поряд з досягненням значних обчислювальних можливостей комп'ютерної техніки значного розвитку набули методи та засоби введення інформації за допомогою фото- та відеокамер. Так, були розроблені спеціальні комп'ютерні програми: Adobe Photoshop, Paint Shop Pro, Microsoft Picture-It!, Adobe Photo Deluxe, Microsoft PhotoDRAW, Corel Draw та ін., які з успіхом використовуються в поліграфії, рекламному бізнесі, на телебаченні і в кіно з метою створення спецефектів чи вишуканого дизайну [1, 2].

В медицині комп'ютерні програми підвищення інформативності цифрових зображень набули широкого використання в апаратних комплексах променевої та ультразвукової діагностики: комп'ютерній томографії, магнітно-резонансній томографії, ехосонографії, ендоскопії. Так, спеціальні програми підвищення чи пригнічення візуалізації жиру при магнітно-резонансній томографії органів черевної дозволяють більш чітко відмежовувати контури внутрішніх органів, наприклад, підшлункової залози, від оточуючої її жирової клітковини [2, 3].

Метою дослідження стало вивчення можливостей існуючих та розроблення нових комп'ютерних програм підвищення інформативності цифрових зображень, отриманих при променевих методах діагностики хвороб органів травлення.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Обстежено 150 хворих на хронічний панкреатит, які знаходились на стаціонарному лікуванні в гастроентерологічному відділенні Житомирської обласної клінічної лікарні ім. О.Ф.Гербачевського. При їх обстеженні отримано 356 цифрових зображень внутрішніх органів та слизової оболонки стравоходу, шлунку і дванадцятипалої кишки, отриманих за допомогою ультразвукового, ендоскопічного та променевих методів візуалізації.

Для отримання цифрових зображень використовували наступні апаратно-інструментальні методи:

1. Візуалізація черевної порожнини та заочеревинного простору за допомогою ехографії на апаратах SC 240 фірми «Pie Medical» та УЗ-сканері «Toshiba SSA-220A» конвексним датчиком 3,75 МГц з використанням стандартизованого протоколу ультразвукового дослідження органів черевної порожнини і комп'ютерної обробки цифрових зображень [4].

2. Комп'ютерна томографія гепато-панкреато-дуоденальної зони за допомогою апарату «Simens Somatom – CRX» з внутрішньовенним контрастуванням (верографін), органометрією та денситометрією підшлункової залози і печінки [3].

3. Магнітно-резонансна томографія гепато-панкреато-дуоденальної зони за допомогою апаратного комплексу «Shimadzu SMT 50X/H2» з використанням динамічного контрастування (магневіст) при T1- і T2-режимах релаксації протонів [3].

4. Візуалізація слизової оболонки стравоходу, шлунку та дванадцятипалої кишки за допомогою ЕГДФС апаратом «Olympas CLE-10» та відеосистеми «FUJINON EVE W-88A» з використанням останньої версії мінімальної стандартної термінології Європейської асоціації гастроентерологічної ендоскопії [5].

5. Візуалізація рефлюксу жовчі до шлунку та стравоходу за допомогою за допомогою ендоскопічної відеосистеми «FUJINON EVE W-88A», забору під час відеоендоскопії шлункового вмісту з наступним біохімічним та мікроскопічним дослідженням рефлюксату (свідчення на раціоналізаторську пропозицію №81 від 25.12.2005 р. та свідчення на раціоналізаторську пропозицію №72 від 24.12.2007 р., видані управлінням охорони здоров'я Житомирської облдержадміністрації [6, 7].

Для підвищення інформативності цифрових зображень використовували метод управління зображеннями за допомогою комп'ютерних фільтрів підвищення та зниження контрастності, виділення контурів, селективного пригнічення чи підсилення сигналу від жирової, фіброзної, пухлинної, некротичної тканин організму та осередків епітеліальної метаплазії і дисплазії.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Виявлено позитивний ефект підвищення діагностичної інформативності методів променевої, ультразвукової, ендоскопічної та мікроскопічної діагностики за допомогою цілеспрямованого селективного перетворення окремих характеристик цифрових зображень різних тканин організму: збільшення та зменшення контрастності, виділення та розмивання контурів, підсилення та пригнічення сигналу візуалізації морфологічних структур за рахунок селекції кольорів видимої частини спектру електромагнітних хвиль.

При рентгенівській комп'ютерній томографії поглинаюча властивість - коефіцієнт ослаблення за шкалою Хаунсфілда, паренхіми печінки і підшлункової залози виявилась нижчою, ніж у води.

Від'ємне значення коефіцієнта ослаблення є характерним для жирової інфільтрації печінки та стеатозу підшлункової залози.

При магнітно-резонансній томографії непрямим доказом жирової інфільтрації печінки була зміна інтенсивності сигналу при T-1 і T-2 режимах релаксації протонів. У нормі печінка при T-1 режимі має найвищу серед органів черевної порожнини інтенсивність сигналу, однак нижчу, ніж у жирової клітковини. Ще нижчу інтенсивність сигналу має ПЗ. При T-2 режимі печінка має сигнал низької інтенсивності. Накопичення жиру в печінці призводить до помітного зменшення інтенсивності початкового сигналу при обох режимах релаксації після переходу на програмоване пригнічення сигналу від жирової тканини. Інтенсивність сигналу від підшлункової залози при хронічному панкреатиті в T-1 і в T-2 режимах релаксації протонів була нижчою, ніж печінки. При використанні програмованого режиму пригнічення сигналу від жирової тканини, підшлункова залоза ставала самим яскравим органом черевної порожнини, чітко відмежованим від оточуючої темної жирової клітковини. При стеатозі підшлункової залози контрастність між паренхімою залози і оточуючою жировою клітковиною була меншою, а перехід на режим програмованого пригнічення сигналу від жирової тканини призводив до зменшення інтенсивності зображення паренхіми залози в порівнянні з початковим.

При перетворенні кольорових зображень найкращий результат досягали при використанні окремих каналів кольорового зображення в системі RGB. Система ґрунтується на поєднанні трьох основних кольорів: червоного, зеленого і синього. Вона застосовується у всіх моніторах, проекторах та інших приладах, які випромінюють чи фільтрують світло: включаючи телевізори, кінопроектори, кольорові прожектори і скляні чи пластикові фільтри в мікроскопах, калейдоскопах і т.п.

Червоний, зелений і синій кольори комбінуються наступним чином.

Червоний і зелений при складанні з рівною інтенсивністю (яскравістю) дають жовтий колір. Зменшення яскравості червоної складової міняє колір в сторону відтінків зеленого, а зменшення інтенсивності зеленого робить колір оранжевим. При цьому синя складова повинна бути повністю відсутньою.

Без червоного зелений і синій кольори утворюють голубий. Накладаючи їх у різних пропорціях, ми можемо отримати 65 тисяч відтінків голубого кольору, від небесної лазури до кольору морської хвилі.

Накладання синього і червоного в однаковій пропорції утворює фіолетовий. Зменшення інтенсивності синього робить колір розовим, а зменшення яскравості червоного – пурпурним.

Червоний, зелений і синій в максимальній пропорції дають білий колір. Низькі інтенсивності окремих кольорових складових при накладання утворюють чорний та всі градації сірого.

Комп'ютерні програми управління кольором дозволяють повністю вилучати один або два основних кольори. Тоді первинне зображення автоматично відтворюється в несподіваному поєднанні нових кольорів. Змінюючи інтенсивність окремих кольорів маємо змогу отримати практично незліченну кількість (більше 16 мільйонів) різнокольорових варіантів одного й того ж об'єкта.

Жива тканина, як любий фізичний об'єкт, відбиває світлові хвилі видимої частини спектру з різною інтенсивністю, що й сприймається оком людини у вигляді кольорового зображення.

Наприклад, мікроскопія та фотографування осаду рефлюксату за допомогою мікроскопа з цифровою фотокамерою дозволяє виявляти кристали моногідрату холестерину, гранули кальцію білірубінату та мікросфероліти кальцію карбонату. Кристали моногідрату холестерину мають вигляд прямокутних або ромбовидних прозорих пластинок чи прозорих пластинок неправильної форми, мов бите скло з нерівними краями. Гранули білірубіну мають вигляд червоно-коричневих грудочок або окремих скупчень неправильної форми. Мікросфероліти кальцію карбонату ідентифікувались як кристалічні утворення кубічної чи призматичної форми зі стесаними краями. Виявлення в шлунковому вмісті гранул білірубіну та кристалів білірубінату кальцію є патогномонічною ознакою жовчного рефлюксу. Застосовуючи фільтри, які поглинають певний колір, ми маємо змогу отримати кольорове зображення у всіх можливих відтінках. Однак нас цікавлять лише ті з них, які дозволяють зробити невидиме видимим. Наприклад, кристали білірубіну, які надають жовчі її характерного кольору, мають рубіново-червоний колір, тобто відбивають червоне світло і поглинають синє і зелене. Імбібована кристалами білірубіну слизова оболонка стравоходу і шлунку при жовчному рефлюксі мало відрізняється від нормальної при звичайному освітленні і різко змінює свій колір при селективному червоному, зеленому чи синьому освітленні.

При наполегливому підборі фільтрів вдається зробити видимими також осередки метаплазії та дисплазії.

Отже, комп'ютерні програми вибору фільтрів досить зручні і дозволяють практично миттєво їх міняти. Однак перед цим потрібно спершу отримати цифрове зображення, тобто мати ендоскоп чи мікроскоп, укомплектовані цифровою відео-фотокамерою, перенести зображення в комп'ютер і лише потім застосовувати одну з програм перетворення кольорових зображень. Поки що цей процес забирає досить тривалий час навіть в досвідченого ендоскопіста, який володіє комп'ютерними технологіями.

Майбутнє за автоматичними комп'ютерними програмами візуалізації внутрішніх органів, адаптованими до потреб медицини.

ВИСНОВКИ

Розглянуті в статті комп'ютерні технології підвищення інформативності цифрових зображень, отриманих за допомогою променевої, ультразвукових, ендоскопічних та мікроскопічних методів діагностики, дозволяють покращити діагностику низки хвороб. Оснащення кабінетів і відділень променевої та ендоскопічної діагностики сучасною комп'ютерною та цифровою відеотехнікою – нагальна вимога часу. Перспективи подальших розробок у цьому напрямку полягають в розробці адаптованих для потреб медицини комп'ютерних програм оброблення цифрових зображень, отримуваних при променевої, ультразвукових, ендоскопічних та інших методах візуалізації внутрішніх органів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Леонтьев В.П. Новейшая энциклопедия персонального компьютера. /В.П.Леонтьев. - ОЛМА-ПРЕСС, -2003. -920 с.
2. Свиридюк В.З. Особливості епідеміології, перебігу, діагностики та лікування хронічного панкреатиту, поєданого з метаболічним синдромом, в поліморбідних пацієнтів /В.З.Свиридюк. – Житомир: Полісся, 2008. -438 с.
3. Минько Б.А. Комплексная лучевая диагностика заболеваний поджелудочной железы. / Б.А.Минько, В.С.Пручанский, Л.И.Корытова. -СПб.: Гиппократ, -2001. -136 с.
4. Стандартизованный протокол ультразвукового исследования органов брюшной полости и забрюшинного пространства / В.Е.Медведев, О.Б.Дынник, В.И.Яцык [и др.] // Новые медицинские технолог. -2002. -№ 2. -С. 45-48.
5. Digestive Endoscopy. Minimal standard terminology / Version 2.0 g. –SGE, 1998. -54 p.
6. Використання комп'ютерних технологій підвищення інформативності цифрових зображень в ендоскопії / В.З.Свиридюк, К.П.Строцький, І.Ю.Губренюк та ін [Свідоцтво на раціоналізаторську пропозицію №81 від 25.12.2005 р., видане управлінням охорони здоров'я Житомирської облдержадміністрації] / Медичний інформаційно-аналітичний вісник. -2006. -№ 254. – С. 21.
7. Пристрій для забору шлункового вмісту при ендоскопічному дослідженні / К.П.Строцький, Свиридюк В.З., І.Ю.Губренюк та ін. [Свідоцтво на раціоналізаторську пропозицію №72 від 24.12.2007 р., видане управлінням охорони здоров'я Житомирської облдержадміністрації] //Медичний інформаційно-аналітичний вісник. -2008. -№ 366. -С. 15.

Надійшла до редакції 21.11.2008р.

КОЖЕМ'ЯКО В.П. – академік АІНУ, д.т.н., професор, завідувач кафедри лазерної і оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

СВИРИДЮК В.З.— к.м.н., доцент каф. «Загальна практика- сімейна медицина» Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова, проректор з наукової роботи Житомирського інституту медсестринства.

ОЛІЙНИЧЕНКО Б.П. – лікар медичного центру «Медвін» м. Вінниці, Україна.