



УКРАЇНА

(19) UA (11) 111269 (13) C2
(51) МПК

A61B 6/03 (2006.01)

G06T 7/40 (2006.01)

G06F 15/18 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(21)	Номер заявки:	а 2014 10285	(56)	Перелік документів, взятих до уваги експертизою: WO 2013116865 A1, 08.08.2013 UA 66116 U, 26.12.2011 RU 2184487 C2, 10.07.2002 US 20110293157 A1, 01.12.2011 Бояровски С. Построение трёхмерной геометрической модели по набору мрт снимков. / Бояровски С., Петров А. // Материалы всероссийской научной конференции по проблемам информатики. 25-27 апр. 2012 г. - СПб.: - С. 5-10. Абламейко С. В. Сегментация трехмерных изображений компьютерной томографии на основе глобально-локальной информации / Абламейко С. В., Недзьведь А. М., Белоцерковский А. М., Руцкая Е. А. // Вестник Белорусского госуниверситета. Сер. 1 - 2009. - Т. 1. - С. 58-64. Kalichman L. Changes in paraspinal muscles and their association with low back pain and spinal degeneration: CT study / Kalichman L., Hodges P., Li, L., Guermazi A., Hunter D. J. // European Spine Journal. - 2010. - Т. 19. - № 7. - С. 1136-1144. Zhou X. Automated recognition of human structure from torso CT images / Zhou X., Kamiya N., Kara T., Fujita H., Yokoyama R., Kiryu T., Hoshi H. // Proceedings of the Fourth IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing. - 2004. - С. 584-589.
(22)	Дата подання заявки:	19.09.2014		
(24)	Дата, з якої є чинними права на винахід:	11.04.2016		
(41)	Публікація відомостей про заявку:	10.02.2015, Бюл.№ 3		
(46)	Публікація відомостей про видачу патенту:	11.04.2016, Бюл.№ 7		
(72)	Винахідник(и): Аврунін Олег Григорович (UA), Скіданов Артем Геннадійович (UA), Радченко Володимир Олександрович (UA), Тимкович Максим Юрійович (UA), Нессонова Марина Миколаївна (UA)			
(73)	Власник(и): ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ, пр. Леніна, 14, м. Харків, 61166 (UA)			

(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ СТРУКТУРИ ПАРАВЕРТЕБРАЛЬНИХ М'ЯЗІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

(57) Реферат:

Винахід належить до медицини, а саме до визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії та оцінки стану навколо хребцевих м'яких тканин при діагностиці та лікуванні дегенеративних захворювань хребта, причому проводять процедури визначення та аналізу статистичних характеристик локальних блоків томографічного зображення, що належать сполучній, м'язовій та жировій тканинам паравертебральних м'язів, відповідно.

UA 111269 C2

UA 111269 C2

Винахід належить до області медицини, а власне до ортопедії, і може бути використаний для оцінки стану навколо хребцевих м'яких тканин при діагностиці та прогнозуванні течії та лікування дегенеративних захворювань хребта.

Відомий спосіб сегментації медичних зображень (US 8,675,931 B2 Mar. 18, 2014 Medical Image Segmentation), що базується на формуванні вектора ознак (об'ємного індексу форми, значення інтенсивності та положення елемента в просторі) і подальшої кластеризації на основі даного вектора з використанням методу максимізації очікування.

Вказаний вище спосіб спрямований лише на кластеризацію зв'язних однотипних областей без урахування статистичних характеристик локальних блоків зображення, що не дозволяє точно визначити типи тканин, і, як наслідок, проводити достовірну томографічну діагностику структурних змін паравертебральних м'язів та ефективність прогнозування течії дегенеративних захворювань хребта та їх лікування.

Найбільш близьким за сукупністю ознак є спосіб автоматичного розпізнання структури тіла людини за даними КТ-зображень тулуба (див. Zhou X, Kamiya N, Hara T., Fujita H., Yokoyama R. Kiryu T., Hoshi H. Automated Recognition of Human Structure From Torso CT Images // Proceedings of the Fourth IASTED International Conference VISUALIZATION, IMAGING, AND IMAGE PROCESSING. - 2004. С. 584-589.), що складається з проведення інтроскопічного КТ-дослідження, отримання відповідних знімків томографічних зрізів у вигляді DICOM-послідовності, перетворення інтенсивності (Data) елементів зображення досліджуваного DICOM знімка в стандартну шкалу значень V Хаунсфілда за формулою:

$$V = \text{Intercept} + \text{Slope} \times \text{Data}, \text{ HU}$$

де Slope і Intercept - значення, що є специфічними для кожного окремого DICOM файлу та наступної порогової сегментації зображення на дві частини (області повітря та області тіла).

Однак, даний спосіб спрямований на визначення типів тканин за даними інтенсивності окремих елементів зображення та об'єднання вже маркованих елементів без урахування статистичних характеристик локальних блоків зображення, що не дозволяє точно визначити типи тканин паравертебральної області, і, як наслідок, проводити достовірну томографічну діагностику структурних змін паравертебральних м'язів.

В основу винаходу поставлена задача створення такого способу визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії, який дозволяв би за рахунок аналізу статистичних характеристик локальних блоків томографічного зображення підвищити достовірність томографічної діагностики структурних змін паравертебральних м'язів та збільшити ефективність прогнозування течії дегенеративних захворювань хребта і їх лікування.

Такий технічний результат може бути досягнутий, якщо в способі визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії, що складається з проведення інтроскопічного КТ-дослідження, отримання відповідних зображень томографічних зрізів, перетворення інтенсивності (Data) елементів зображення досліджуваного DICOM знімка в стандартну шкалу значень V Хаунсфілда за формулою:

$$V = \text{Intercept} + \text{Slope} \times \text{Data}, \text{ HU}$$

де Slope і Intercept - значення, що є специфічними для кожного окремого DICOM файлу, згідно з винаходом, вводяться процедури адаптивного усереднення зображення, поділення його на окремі блоки, розрахунку їх статистичних характеристик, побудови дерева класифікації, визначення типу тканини, що відповідає кожному елементу томографічного зображення за формулою:

$$\begin{cases} T = B, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 36 \\ T = D, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 67,5 \\ T = C, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 19,5 \\ T = C, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 19,5 \\ \quad \cap \min(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq -32 \\ T = D, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 19,5 \\ \quad \cap \min(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > -32 \cap \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 97,5 \\ T = C, \text{ інакше} \end{cases}$$

де T - тип тканини (B - жирова тканина, C - м'язова тканина, D - сполучна тканина);

$e_1, e_2 \dots e_n$, HU - відповідні значення рентгенівської щільності елементів для 1-го, 2-го та n-го елементів зображення, що аналізується;

$\max$, HU - максимальне значення рентгенівської щільності;

mode , HU - значення моди рентгенівської щільності;

std , HU - стандартне відхилення рентгенівської щільності;

- 5 $\min$, HU - мінімальне значення рентгенівської щільності та аналізу складу м'яких тканин шляхом визначення процентних співвідношень між площинами ділянок, що в досліджуваній області КТ-зображення належать сполучній, м'язовій та жировій тканинам, відповідно.

- Таким чином, за рахунок застосування в способі визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії процедур визначення та аналізу статистичних характеристик локальних блоків томографічного зображення досягається підвищення
10 достовірності томографічної діагностики структурних змін паравертебральних м'язів та збільшення ефективності прогнозування течії дегенеративних захворювань хребта і їх лікування.

- На фіг. 1 представлена схема програми по сегментації блоків томографічного зображення на три типи тканин (В - жирова тканина, С - м'язова тканина, D - сполучна тканина). На фіг. 2
15 наведено КТ-зображення аксіального зрізу області хребта: а) вхідне КТ-зображення; б) результуюче зображення аксіального зрізу після обробки з сегментованими областями жирової тканини (в зоні підшкірної жирової клітковини) і сполучної в ділянці надостистої зв'язки.

Спосіб, що пропонується, може бути реалізований наступним чином:

- Спочатку проводиться інтроскопічне КТ-дослідження. Як вхідні дані використовується серія
20 КТ-зображень аксіальних зрізів області хребта пацієнта, що представляється у форматі DICOM, які отримані за допомогою рентгенівського томографа SOMATOM EMOTION 16 виробництва Siemens.

- На наступному етапі проводиться адаптивна фільтрація низькочастотним фільтром. Її характер залежить від отриманого знімка, параметрів роботи комп'ютерного томографа та ін. У
25 загальному випадку доцільним є використання низькочастотного фільтра розміром 3×3 або 5×5 , якщо використання меншого фільтра не дало бажаного результату, котрий призначений для зниження рівня локальних завад.

- Далі зображення розбивається на блоки, що піддаються аналізу. При цьому розмір блоків та
30 регулярність їх розміру може адаптивно змінюватися. За нашими даними для більшості зображень вибиралися рівновеликі блоки розміром 4×4 . Дані блоків з цього кроку піддаються аналізу окремо.

На наступному етапі для кожного блока зображення визначаються статистичні характеристики (максимальне значення, мінімальне значення, стандартне відхилення, мода).

- Далі для кожного блока зображення визначається тип тканини (із трьох можливих варіантів -
35 В, С, D), виходячи з правила класифікації, яке наведено у формулі:

$$\begin{cases} T = B, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 36 \\ T = D, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 67,5 \\ T = C, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 19,5 \\ T = C, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 19,5 \\ \quad \cap \min(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq -32 \\ T = D, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 19,5 \\ \quad \cap \min(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > -32 \cap \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 97,5 \\ T = C, \text{ інакше} \end{cases}$$

де T - тип тканини (В - жирова тканина, С - м'язова тканина, D - сполучна тканина);

$e_1, e_2 \dots e_n$, HU - відповідні значення рентгенівської щільності елементів для 1-го, 2-го та n-го елементів зображення, що аналізується;

- 40 $\max$, HU - максимальне значення рентгенівської щільності;

mode , HU - значення моди рентгенівської щільності;

std , HU - стандартне відхилення рентгенівської щільності;

$\min$, HU - мінімальне значення рентгенівської щільності, та більш наочно може бути
вдображено деревом класифікації (фіг. 1).

- 45 Виходячи з цього блок зображення, що аналізується, у відповідності до його статистичних характеристик належить до одного з трьох типів тканин, рухаючись поступово згори дерева донизу.

Побудова дерева класифікації відбувалася на основі даних з чітко визначеними типами тканини. А саме, для кожної області із відомим типом тканини розраховувалися статистичні параметри, а далі визначалися найбільш характерні показники, за значеннями яких можна ідентифікувати тип тканини.

- 5 На наступному етапі проводиться побудова вихідного сегментованого зображення за даними відповідних їм блоків. Таким чином, вхідні елементи зображення в процесі сегментації належать до груп, що відповідають досліджуваним типам тканин. При виході інтенсивності за межі діапазону, досліджуваним елементам зображення буде присвоюватися тип тканини відповідно найближчої границі діапазону. Результат класифікації КТ-зображення (фіг. 2,а)

- 10 представлено на фіг. 2,б.
Таким чином, досягаються можливості визначати структурні зміни паравертебральних м'язів, покращити діагностику дегенеративних захворювань хребта, прогнозування їх перебігу, виконувати відповідний вибір методу хірургічного втручання та проводити прогнозування результатів лікування.

15

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

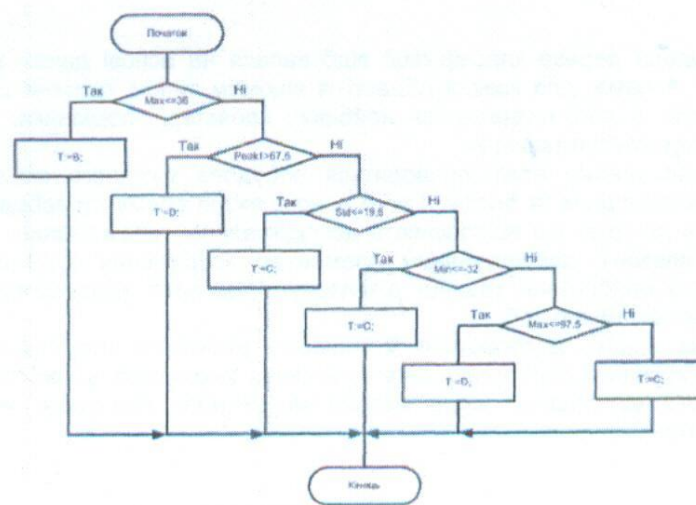
- 20 Спосіб визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії, що включає проведення інтроскопічного КТ-дослідження, отримання відповідних зображень томографічних зрізів, перетворення інтенсивності (Data) елементів зображення досліджуваного DICOM знімка в стандартну шкалу значень V Хаунсфілда за формулою:

$$V = \text{Intercept} + \text{Slope} \times \text{Data}, \text{ HU}$$

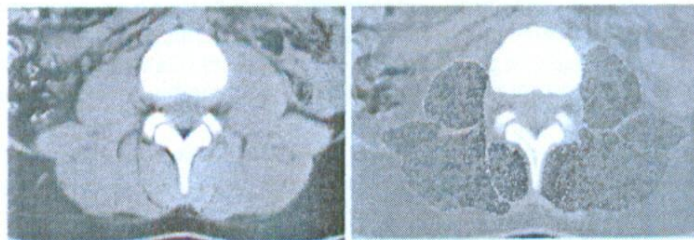
- 25 де Slope і Intercept - значення, що є специфічними для кожного окремого DICOM файлу, який відрізняється тим, що вводять процедури адаптивного усереднення зображення, поділення його на окремі блоки, розрахунку їх статистичних характеристик, побудови дерева класифікації, визначення типу тканини, що відповідає кожному елементу томографічного зображення за формулою:

$$\begin{cases} T = B, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 36 \\ T = D, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 67,5 \\ T = C, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 19,5 \\ T = C, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 19,5 \\ \quad \cap \min(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq -32 \\ T = D, \text{ якщо } \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 36 \cap \text{mode}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 67,5 \cap \text{std}(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > 19,5 \\ \quad \cap \min(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) > -32 \cap \max(\{e_1, e_2 \dots e_n\}) \leq 97,5 \\ T = C, \text{ інакше,} \end{cases}$$

- 30 де T - тип тканини (B - жирова тканина, C - м'язова тканина, D - сполучна тканина);
 $e_1, e_2 \dots e_n$, HU - відповідні значення рентгенівської щільності елементів для 1-го, 2-го та n-го елементів зображення, що аналізується;
max, HU - максимальне значення рентгенівської щільності;
mode, HU - значення моди рентгенівської щільності;
35 std, HU - стандартне відхилення рентгенівської щільності;
min, HU - мінімальне значення рентгенівської щільності та аналізу складу м'яких тканин шляхом визначення процентних співвідношень між площинами ділянок, що в досліджуваній області КТ-зображення належать сполучній, м'язовій та жировій тканинам, відповідно.



Фіг. 1



Позначення: – жирова тканина; – сполучна тканина; – м'язова тканина;
а) б)

Фіг. 2