



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **51554** (13) **U**
(51) МПК (2009)
A61B 6/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ**ОПИС**
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту**(54) СПОСІБ КТ-ДОСЛІДЖЕННЯ НОВОУТВОРЕНЬ ТА АНАТОМІЧНИХ СТРУКТУР ПЕЧІНКИ**

1

(21) u200913684

(22) 28.12.2009

(24) 26.07.2010

(46) 26.07.2010, Бюл.№ 14, 2010 р.

(72) МОМОТ НАТАЛЯ ВОЛОДИМИРІВНА, ШПАК
СВІТЛАНА ОЛЕКСАНДРІВНА, СОЛОВ'ЙОВА ЄВ-
ГЕНІЯ МИХАЙЛІВНА, ТАНАСИЧУК ВОЛОДИМИР
СЕРГІЙОВИЧ, ШАТАЛОВ ОЛЕКСАНДР ДМИТРИ-
ЙОВИЧ, ПАЦКАНЬ ІГОР ІВАНОВИЧ(73) ДОНЕЦЬКЕ ОБЛАСНЕ КЛІНІЧНО-
ТЕРИТОРІАЛЬНЕ МЕДИЧНЕ ОБ'ЄДНАННЯ(57) Спосіб КТ-дослідження новоутворень та ана-
томічних структур печінки, котре включає болюсне
контрастування і перфузію, який **відрізняється**
тим, що забезпечують збільшення часу насичення
досліджуваних структур контрастною речовиною
саме до моменту початку сканування за рахунок
того, що спочатку вводять 20 % від загального
обсягу контрастної речовини зі швидкістю 3
мл/сек., потім 60 % від загального обсягу контра-
стної речовини вводять зі швидкістю 4 мл/сек. і ре-
шту 20 % від загального обсягу контрастної речо-

2

вини вводять зі швидкістю 2 мл/сек., при цьому
забезпечують індивідуалізацію затримок скану-
вання фаз контрастування конкретного пацієнта
шляхом урахування його гемодинамічних показни-
ків, а саме:при ЧСС від 35 до 45 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування становить 1,6;при ЧСС від 45 до 55 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування - 1,3;при ЧСС від 55 до 65 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування - 1,1;при ЧСС від 65 до 75 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування - 0,9;при ЧСС від 75 до 85 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування - 0,8;при ЧСС від 85 до 95 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування - 0,7;при ЧСС від 95 до 115 уд./хв., усереднений Кі за-
тримки сканування - 0,6;при ЧСС від 115 до 125 уд./хв., усереднений Кі
затримки сканування - 0,5.

Корисна модель належить до медицини, а са-
ме - до променевої діагностики, і може бути вико-
ристана при дослідженні новоутворень та анатомії
печінки.

Останніми роками кількість пухлин печінки
значно збільшилась, отже, збільшилась і кількість
онкопатології, яка призводить не лише до інвалі-
дизації та зниження якості життя, але й до леталь-
ного кінця.

У зв'язку зі стрімким розвитком науки і техніки,
в тому числі в галузі діагностики, розроблені рані-
ше методики застарівають і в світлі нових досяг-
нень оцінюються мало прийнятними, оскільки спо-
творюють одержувану інформацію.

На сьогодні відомо кілька способів болюсного
введення контрастної речовини. Серед них най-
більш адаптованим до мультизрізових комп'ютер-
них томографів є спосіб внутрішньовенного болю-
сного введення контрастної речовини з розрахунку
1,0мл на 1кг маси тіла пацієнта зі швидкістю 4-5
мл/сек. Тривалість введення контрастної речовини
при цьому способі в середньому становить 20 сек.
[Матиас Прокоп, Михаэль Галански. Спиральная и

многослойная компьютерная томография // Моск-
ва: «МЕДпрогресс-информ». - 2007. - Т.І. - С.413 и
Т.ІІ. - С.710]. Однак, як показала практика, при
цьому способі болюс у крові забезпечують тільки в
артеріальну фазу, що є його недоліком і значно
знижує інформативність і вірогідність дослідження.

Відомий також спосіб внутрішньовенного бо-
люсного контрастування, обраний за прототип як
найбільш наближений до заявленого [Матиас Про-
коп, Михаэль Галански. Спиральная и многослой-
ная компьютерная томография // Москва: «МЕДп-
рогресс-информ». - 2007. - Т.І. - С.413 и Т.ІІ. -
С.710], який складається з двохетапного внутріш-
ньовенного болюсного введення контрастної ре-
човини з розрахунку 1,0 мл на 1 кг маси пацієнта:
на першому етапі - 80% від загального обсягу кон-
трастної речовини зі швидкістю 4 мл/сек, і на дру-
гому етапі - 20% від загального обсягу контрастної
речовини зі швидкістю 2 мл/сек.

Тривалість введення контрастної речовини
при цьому способі в середньому становить 30 сек.,
що забезпечує болюс у крові в артеріальну і ран-
ню портальну фази.

(13) **U**(11) **51554**(19) **UA**

Недоліком способу-прототипу також є невеликий час введення контрастної речовини, у зв'язку з чим погано візуалізуються портальна і нижня порожниста вени через виникнення артефактів на межі змішання середовищ (кров-контраст), при цьому діагностувати проростання пухлинною тканиною стінки судини та наявність у гілках вен тромбозу не виявляється можливим.

Щоб уникнути недоліків наведених способів, були використані стандартні затримки сканування для різних фаз болюсного контрастування. У ході практичного виконання КТ-досліджень на 64-зрізовому МСКТ і використання спеціальних ангіографічних методик було відзначено, що час досягнення болюсу в аорті у різних пацієнтів був різним і варіював від 9 сек. до 27 сек. Отримані зображення досліджень із використанням стандартних затримок сканування стосовно наступних фаз контрастування відрізнялися тим, що в одних випадках вони були ідеальними, а в інших залишали бажати кращого у зв'язку з поганою візуалізацією тих чи інших структур. Таким чином доходимо висновку, що підхід до кожного пацієнта повинен бути індивідуальний. У ході наступних досліджень стали фіксуватися гемодинамічні й антропометричні дані кожного пацієнта й оцінювалась залежність часу настання болюсу з аорти від цих параметрів.

Корисна модель вирішує задачу збільшення часу насичення досліджуваних структур, контрастною речовиною і точним розрахунком індивідуальних затримок сканування різних ваз контрастування, тим самим покращує візуалізацію як анатомічних структур, так і пухлин з більш точною деталізацією пухлинних характеристик і поширеності процесу.

Поставлена задача вирішується тим, що при КТ-дослідженні утворень печінки, яке включає болюсне контрастування і перфузію, забезпечують збільшення часу насичення досліджуваних структур контрастною речовиною саме до моменту початку сканування за рахунок того, що спочатку вводять 20 % від загального обсягу контрастної речовини зі швидкістю 3 мл/сек., потім 60% від загального обсягу контрастної речовини вводять зі швидкістю 4 мл/сек. і решту 20 % від загального обсягу контрастної речовини вводять зі швидкістю 2 мл/сек., при цьому забезпечують індивідуалізацію затримок сканування фаз контрастування кон-

кретного пацієнта шляхом урахування його гемодинамічних показників, а саме:

- при частоті серцевих скорочень (ЧСС) від 35 до 45 уд./хв., індивідуальний коефіцієнт затримки сканування різних фаз болюсного контрастування Кі затримки сканування становить 1,6;
- при ЧСС від 45 до 55 уд./хв., Кі затримки сканування - 1,3;
- при ЧСС від 55 до 65 уд./хв., Кі затримки сканування - 1,1;
- при ЧСС від 65 до 75 уд./хв., Кі затримки сканування - 0,9;
- при ЧСС від 75 до 85 уд./хв., Кі затримки сканування - 0,8;
- при ЧСС від 85 до 95 уд./хв., Кі затримки сканування - 0,7;
- при ЧСС від 95 до 115 уд./хв., Кі затримки сканування - 0,6;
- при ЧСС від 115 до 125 уд./хв., Кі затримки сканування - 0,5.

Новизна корисної моделі полягає у тому, що введенням першої порції контрастної речовини з розрахунку 20 % від загального обсягу зі швидкістю 3 мл/сек. забезпечують період часу насичення контрастом крові в аорті, введення другої порції контрастної речовини з розрахунку 60% контрастної речовини від загального обсягу зі швидкістю введення 4 мл/сек. (практично з одночасним автоматичним запуском пофазного сканування) забезпечують максимальний болюс, а третя порція контрастної речовини з розрахунку 20 % від загального обсягу зі швидкістю 2 мл/сек. сприяє підтримці концентрації контрастної речовини у венозному руслі. Така методика забезпечує максимальне контрастування протягом ~ 35-40 сек., за рахунок чого покращується візуалізація утворень у печінці та їх характерних ознаках у різні фази контрастування, а також анатомічних структур печінки та їх особливостей, що важливо у плані передопераційної підготовки.

Таким чином, корисна модель була розроблена в процесі рішення проблеми артефактів у зображеннях і значного розкиду індивідуального часу насичення аортальної крові контрастною речовиною (автоматично реєстрованого при кожному болюсному контрастуванні). Був проведений аналіз залежності індивідуального часу насичення аортальної крові контрастною речовиною від гемодинамічних показників досліджуваних пацієнтів (представлена частина даних).

Таблиця 1

П.І.Б.	частота серцевих скорочень (ЧСС)	Артеріальний тиск	тиск у вені	час настання болюсу, сек.
1.	82	170/100	227	16
2.	73	115/70	224	17,5
3.	122	140/90	234	1
4.	92	115/70	247	16
5.	85	130/80	253	13
6.	82	140/70	229	18
7.	52	140/80	216	20
8.	56	160/80	264	22
9.	34	130/80	225	27
10.	84	110/70	246	Fi

Проаналізувавши гемодинамічні показники досліджуваних пацієнтів, дійшли висновку, що час досягнення концентрації контрастної речовини в аорті прямо залежить від частоти серцевих скорочень. Таким чином, був розроблений індивідуальний коефіцієнт затримок сканування конкретного пацієнта відповідно до формули:

$$K_i = S/I$$

де K_i - це індивідуальний коефіцієнт затримки сканування

S - нормальна частота серцевих скорочень (65 уд./хв.)

I - індивідуальна частота серцевих скорочень досліджуваного пацієнта.

Таблиця 2

Залежність індивідуального коефіцієнта затримки сканування різних фаз болюсного контрастування від частоти серцевих скорочень

ЧСС	розкид K_i	усереднений K_i
35-45	1,8-1,4	1,6
45-55	1,4-1,2	1,3
55-65	1,2-1,0	1,1
65-75	1,0-0,87	0,9
75-85	0,87-0,76	0,8
85-95	0,76-0,67	0,7
95-105	0,67-0,62	0,6
105-115	0,62-0,57	0,6
115-125	0,57-0,52	0,5

З цього випливає, що залежність коефіцієнта затримок сканування від частоти серцевих скорочень така:

- при ЧСС від 35 до 45 уд./хв. усереднений K_i затримки сканування - 1,6;
- при ЧСС від 45 до 55 уд./хв. усереднений K_i затримки сканування - 1,3;
- при ЧСС від 55 до 65 уд./хв. усереднений K_i затримки сканування - 1,1;
- при ЧСС від 65 до 75 уд./хв. усереднений K_i затримки сканування - 0,9;
- при ЧСС від 75 до 85 уд./хв. усереднений K_i затримки сканування - 0,8;

- при ЧСС від 85 до 95 уд./хв. усереднений K_i зад. скан. - 0,7;

- при ЧСС від 95 до 115 уд./хв. усереднений K_i затримки сканування - 0,6;

- при ЧСС від 115 до 125 уд./хв., усереднений K_i затримки сканування - 0,5.

Таким чином, індивідуальні затримки сканування різних фаз болюсного контрастування розраховуються за такою формулою:

$$Z_i = Z_s \times K_i$$

де Z_i - індивідуальна затримка сканування

Z_s - стандартна затримка сканування

K_i - індивідуальний коефіцієнт затримки сканування

Таблиця 3

Залежність індивідуальних затримок різних фаз сканування від індивідуальної частоти серцевих скорочень

фази контр. із Z_s і Z_i залежно від ЧСС	Артеріальна фаза		Портальна фаза		Інтерстиціальна фаза	
	рання 5 сек.	пізня 20 сек.	рання 40 сек.	пізня 60 сек.	рання 3-5 хв.	пізня 10-15 хв.
35-45 (K 1,6)	8 сек.	32 сек.	64 сек.	96 сек.	4,8-8 хв.	16-24
45-55 (K 1,3)	6,5 сек.	26 сек.	52 сек.	78 сек.	3,9-6,5	13-19,5
55-65 (K 1,1)	5,0 сек.	22 сек.	44 сек.	66 сек.	3,3-5,5	11-16,5
65-75 (K 0,9)	4,5 сек.	18 сек.	36 сек.	54 сек.	2,7-4,5	9-13,5
75-85 (K 0,8)	4,0 сек.	16 сек.	32 сек.	48 сек.	2,4-4,0	8-12
85-95 (K 0,7)	3,5 сек.	17 сек.	28 сек.	42 сек.	2,1-3,5	7-10,5
95-115 (K 0,6)	3,0 сек.	12 сек.	24 сек.	36 сек.	1,8-3,0	6-9
115-125 (K 0,5)	2,5 сек.	10 сек.	20 сек.	30 сек.	1,5-2,5	5-7,5

Аналіз затримок сканування в пізню артеріальну, ранню пізню портальну, а також у ранню і пізню інтерстиціальну показав, що вони становлять від 10 до 30 сек. з урахуванням того, що тривалість сканування зони печінки на 64-зрізовому комп'ютерному томографі триває 4-6 сек. (залежно від антропометричних даних пацієнта). Таким чином, опираючись на стандартні затримки скану-

вання можна просто не потрапити в необхідну фазу. Таким чином, покращити якість одержуваного зображення можна шляхом індивідуального точного розрахунку затримок сканування різних фаз болюсного контрастування з метою точного потрапляння у різні фази сканування.

Проаналізувавши дані таблиці 3, виявили пряму залежність: чим нижча частота серцевих

скорочень, тим більший коефіцієнт і, відповідно, час затримок сканування, і чим вища частота серцевих скорочень, тим менший коефіцієнт і час затримки сканування пацієнта у різні фази контрастування.

На прикладі фіг.1-4 видні недоліки стандартної методики болюсного контрастування, обумовлені виникненням артефактів у портальній (фіг.1, 2) і нижній порожній (фіг.3, 4) венах на межі змішання середовищ кров-контраст. На прикладі фіг.5 бачимо рівномірне контрастування портальної вени та її гілок при виконанні болюсного контрастування за запропонованою методикою, що дозволяє чітко оцінити їх просвіт і стінки. А фіг.6 показує, які можна одержувати тривимірні реконструкції, виконані також на основі запропонованої методики болюсного контрастування. Візуально порівнявши отримані зображення болюсного контрастування, виконані за стандартною та запропонованою методиками, кращу якість зображення і чіткість анатомічних структур бачимо на КТ-сканах, виконаних за запропонованою нами методикою болюсного контрастування.

Спосіб виконують таким чином:

У хворого автоматичним приладом (тонометром, синхронізатором) і визначають частоту серцевих скорочень (ЧСС). Стосовно його значення у хворого розраховують індивідуальні затримки сканування (див. Табл. 2, 3) до всіх фаз (з розподілом їх на підфази), таким чином визначаючи індивідуальні затримки болюсного контрастування у різні фази. Дослідження виконують за стандартною ангиографічною методикою, при цьому рання артеріальна фаза запускається автоматично з моменту досягнення болюса у черевній частині аорти на

рівні черевного стовбура. Далі виконують обробку одержаних даних різних фаз контрастування з побудовою графіків перфузії.

Спосіб конкретного виконання способу.

У хворого автоматичним приладом (тонометром, синхронізатором) визначають частоту серцевих скорочень (ЧСС).

1. Пацієнт Д., 47 років, діагноз - осередкове ураження правої частки печінки, після укладання на стіл у положенні лежачи на спині та підключення до монітора, який автоматично фіксує частоту серцевих скорочень і артеріальний тиск, визначили, що ЧСС - 34 уд./хв.

На фіг. 1-4 зображено артефакти на межі змішання середовищ кров-контраст при дослідженні, виконаному за стандартною методикою болюсного контрастування:

Фіг. 1, 2 у ворітній вени (фронтальна проекція);

Фіг. 3, 4 у нижній порожній вені (аксіальна проекція).

2. Пацієнтка К., 62 роки, діагноз - осередкове ураження лівої частки печінки, після укладання на стіл і підключення до монітора визначили ЧСС -92 уд./хв.

МСКТ-дослідження з внутрішньовенним болюсним контрастуванням обох пацієнтам спочатку виконували за стандартним протоколом. Однак виставити обох стандартні затримки сканування різних фаз контрастування недоцільно, тому що при брадикардії просування контрасту буде уповільненим і фази контрастування настануть пізніше, а в пацієнта з тахікардією просування контрасту буде прискореним і фази контрастування настануть швидше.

фази контр. з Zs і Zi у двох пацієнтів	артеріальна фаза		портальна фаза		інтерстиціальна фаза	
	рання 5 сек.	пізня 20 сек.	рання 40 сек.	пізня 60 сек.	рання 3-5 хв.	пізня 10-15 хв.
Пацієнт Д. 34 уд./хв. (К 1,6)	8 сек.	32 сек.	64 сек.	96 сек.	4,8-8хв.	16-24
Пацієнт К. 92 уд./хв. (К 0,7)	4 сек.	17 сек.	28 сек.	42 сек.	2,1-3,5	7-10,5

Різниця колосальна й очевидна. Виконавши два цих дослідження з урахуванням індивідуальних даних кожного пацієнта, ми одержали зображення високої якості, що сприяло правильній інтерпретації зображень, диференціальній діагностиці патологій.

У пацієнта Д. діагноз після дослідження - кавернозна гемангіома правої частки печінки.

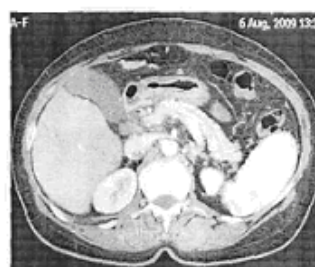
У пацієнта К. діагноз після дослідження - новоутворення лівої частки печінки (ГЦР) із проростанням нижньої порожньої вени, тромбозом нижньої порожньої і портальної вен. Після пункційної біопсії діагноз підтвердився.

Таким чином, розроблена і запропонована нами методика внутрішньовенного болюсного конт-

растування дозволяє шляхом збільшення часу введення контрастної речовини створення максимального болюсу в артеріальну фазу і підтримки болюсу в портальну фазу звести імовірність артефактів до мінімуму, тим самим покращити якість зображення анатомічних структур і підвищити імовірність діагностики (у т.ч. диференціальної діагностики) пухлин печінки. Завдяки високим швидкісним характеристикам 64-зрізового комп'ютерного томографа і можливості розподілу фаз болюсного контрастування на підфази, на основі цього дослідження можна побудувати графік перфузії пухлинною тканиною контрастної речовини у порівнянні з незміненою паренхімою печінки, а при необхідності й оцінити перфузію інших анатомічних структур.



Фиг.1



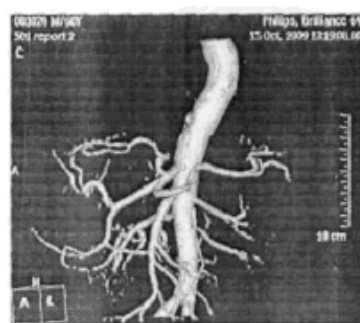
Фиг.2



Фиг.3



Фиг.4



Фиг.5



Фиг.6