



УКРАЇНА

(19) UA (11) 29004 (13) U

(51) МПК (2006)

A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

(54) СПОСІБ БІОДОЗИМЕТРІЇ ДЛЯ ОЦІНКИ ПОГЛИНУТОЇ ДОЗИ НЕІОНІЗУЮЧОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ОПРОМІНЕННЯ ПАЦІЄНТА

1

2

(21) u200710901

(22) 02.10.2007

(24) 25.12.2007

(72) ОРЕЛ ВАЛЕРІЙ ЕММАНУЇЛОВИЧ, UA,  
СМОЛАНКА ІВАН ІВАНОВИЧ, UA, НІКОЛОВ  
МИКОЛА ОЛЕКСАНДРОВИЧ, UA, МЕЛЬНИК ЮРІЙ  
ІГНАТІЙОВИЧ, UA, КРАХМАЛЬОВА ГАННА  
СЕРГІЇВНА, UA, ГОЛОВКО ТЕТЯНА СЕРГІЇВНА,  
UA(73) ІНСТИТУТ ОНКОЛОГІЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ  
НАУК УКРАЇНИ, UA

(56)

(57) Спосіб біодозиметрії для оцінки поглинутої  
дозы неіонізуючого електромагнітного опромінення  
пацієнта, що включає визначання температури в  
тканинах, який **відрізняється** тим, що перед та  
після проведення регіональної гіпертермії  
проводять виміри змін температури в опромінених  
тканинах, змін швидкості кровообігу в судинах,  
безконтактний вимір амплітуди струмунавантаження апарата для гіпертермії під час  
всього сеансу опромінення пацієнта, а потім  
проводять біодозиметричну оцінку поглинутої дози  
неіонізуючого електромагнітного поля за  
формулою:

$$H = \frac{T_1}{T_0} + \frac{V_1}{V_0} + \frac{I_1}{I_0},$$

де

 $T_0$ ,  $T_1$  - значення температури до та після  
проведення сеансу гіпертермії відповідно; $V_0$ ,  $V_1$  - значення швидкості кровообігу в судинах  
до та після проведення сеансу гіпертермії  
відповідно; $I_0$  - амплітуда струму навантаження апарата при  
опроміненні стандартного фантома; $I_1$  - амплітуда струму навантаження апарата під  
час проведення сеансу гіпертермії.

Заявка належить до медицини, а саме до онкології і може бути використана при проведенні комбінованого лікування онкологічних хворих із застосуванням електромагнітної гіпертермії, ініційованої індуктивним аплікатором при хіміо- та радіотерапії, крім того може використовуватися при моно- або комплексному лікуванні ряду неонкологічних захворювань в інших сферах медицини та ветеринарії.

Відомий спосіб оцінки поглинутої дози електромагнітного поля (ЕМП) засновано на принципі того, що при індуктотермії відбувається розігрівання окремих частин тіла людини замкнутими індукційними струмами, звані ще вихровими струмами або струмами Фуко [1]. При цьому кількість тепла  $q$ , що виділяється в тканинах за час  $t$ , пропорційна квадрату частоти  $\omega$ , індукції змінного струму магнітного  $B_{\max}$  і обернено пропорційна до питомого опору  $\rho$ , тобто:

$$q = k \frac{\omega^2}{\rho} B_{\max}^2 \sin^2 \omega t$$

де  $k$  - коефіцієнт пропорційності.

Недоліком цього способу є те, що при індуктотермії, яка проводиться рамковим випромінювачем, сильніше нагріваються тканини з великою кількістю кровоносних і лімфатичних судин, ніж жирова клітковина. Разом з тим, в електромагнітному полі випромінювача присутня електрична складова вносить істотний внесок в поглинуту дозу. При опроміненні пухлинних тканин, що знаходяться на глибині 7-10 см від поверхні, виміри температури багатократно проводять інвазійними температурними датчиками, що створює у пацієнта імовірність виникнення травми. Тому така оцінка поглинутої дози, як правило, не застосовується в клінічній практиці.

За прототип обрано спосіб біодозиметрії для оцінки поглинутої дози, заснований на реєстрації значення показника питомої поглиненої потужності, вимірюваної у Вт/кг [Орел В.Э., Смоланка И.И., Коровин С.И., Паливец А.Ю., Данко М.И., Дзятковская Н.Н. Электромагнитное

(13) U

(11) 29004

(19) UA

поле радиоволн в онкологии. - К.: Книга плюс. 2005. - С.10-19]. Міжнародна назва питомої поглиненої потужності - Specific Adsorption Rate (SAR). Цей показник характеризує значення поглинутої потужності одиницею об'єму або одиницею маси речовини. Формалізований запис питомої поглинутої потужності виглядає таким чином:

$$SAR = d/dt[dW/dm] = \sigma E^2 / \rho,$$

де  $W$  - енергія ЕМП,  $m$  - маса,  $\sigma$  - електрична провідність,  $\rho$  - густина речовини,  $E$  - електрична напруженість.

Позитивним у прототипі є те, що він дає можливість оцінити критичні дози, величину питомої поглинутої потужності і оцінити негативний ризик впливу електромагнітного опромінення на окремі органи.

Недоліком прототипу є обмеженість його діагностичної ефективності при лікуванні хворих, оскільки він базується на принципі розрахунку параметру  $\rho$  - густини речовини в тканинах та органах в умовах експерименту *in vitro*, коли є експериментальна можливість його точно визначити. При лікуванні онкологічних хворих в клінічних умовах це зробити вкрай важко. Крім того поглинання енергії електромагнітного поля в організмі людини неоднорідне. Питома поглинута потужність ЕМП залежить від спрямованості електричної і магнітної компонент. При цьому треба враховувати, що електрична і магнітна компоненти ЕМП неоднаково поглинаються в різних частинах тіла. Максимальне поглинання енергії електромагнітного поля відбувається в м'язах і крові; в кістковій тканині і жировій клітковині нагрівання менше. Тому оцінка поглинутої дози ЕМП на основі визначення в тканинах величини питомої поглинутої потужності, як правило, не є достатньо інформативною.

В основу корисної моделі поставлено задачу створити спосіб біодозиметрії для оцінки поглинутої дози неіонізуючого електромагнітного опромінення пацієнта шляхом виміру біодозиметричних показників, що дасть можливість підвищити ефективність оцінки поглинутої пацієнтом дози при комплексній терапії з використанням неіонізуючого електромагнітного опромінення.

Поставлена задача вирішується таким чином.

До та після початку проведення регіональної гіпертермії визначають наступні параметри:

- зміну температури у тканинах за допомогою електронного термометру на поверхні шкіри регіону опромінення;

- зміну швидкості кровообігу в судинах пухлини за допомогою ультразвукового апарата в режимі доплерографії;

- під час сеансу електромагнітної гіпертермії за допомогою приладу проводять безконтактні виміри на індуктивному апікаторі амплітуди струму навантаження.

Далі проводять оцінку поглинутої дози неіонізуючого електромагнітного опромінення пацієнта при гіпертермії ініційованої індуктивним апікатором на основі визначення суми за формулою

$$H = \frac{T_1}{T_0} + \frac{V_1}{V_0} + \frac{I_1}{I_0},$$

де

- $T_0, T_1$  - значення температури до та після проведення сеансу гіпертермії відповідно;

- $V_0, V_1$  - значення швидкості кровообігу в судинах до та після проведення сеансу гіпертермії відповідно;

- $I_0$  - амплітуда струму навантаження апарата при опроміненні стандартного фантома;

- $I_1$  - амплітуда струму навантаження апарата під час проведення сеансу гіпертермії.

При електромагнітному опромінюванні онкологічних хворих через виникнення стоячих хвиль на межах зон пухлини нагрівання є вкрай неоднорідним. Найбільше поглинання енергії електромагнітних хвиль в клітині відбувається на її мембрані, де вона дуже швидко розсіюється. Тому виміри зміни температури в опромінених тканинах при лікуванні злоякісних пухлин необхідно проводити до та після опромінення, бо різниця температури інтегрально відображає поглинуту дозу ЕМП. Зміну температури тканин доцільно проводити на поверхні шкіри, безпосередньо в місті опромінення електронним чи скловолоконним термометром.

Кровообіг в самих пухлинах також достатньо нерівномірний і суттєво відрізняється від нормальних тканин. Наприклад, в пухлинних тканинах, у порівнянні з нормальними, швидкість кровообігу при підвищенні в них температури нижче. Така тенденція зберігається в тканинах протягом 30-40 хвилин після нагріву. Тому зміна швидкості кровообігу в судинах пухлини після опромінення залежить від кількості поглинутої дози електромагнітного опромінення. В клінічних умовах зміну швидкості кровообігу оцінюють за допомогою ультразвукового апарата в режимі доплерографії. Виміри швидкості кровотоку доцільно проводити безпосередньо в місці патологічного процесу, наприклад, в пухлині, до та після сеансу індуктотермії.

Проведені нами дослідження показали, що амплітуда струму навантаження апарата для гіпертермії під час опромінення пацієнта має позитивну кореляцію з розмірами тіла та залежить від біохімічного складу опромінених тканин. Тому величина амплітуди струму навантаження під час опромінення пацієнта відображає величину поглинутої дози опромінення в тканинах пацієнта. Для безконтактного виміру амплітуди струму навантаження апарата для гіпертермії використовують вимірювальні прилади електричної або магнітної компонент ЕМП.

Після закінчення процесу виміру вищезазначених біодозиметричних показників вираховують поглинуту дозу на основі визначення суми вище визначених величин.

Прикладами реалізації заявленої корисної моделі можуть вважатися витяги з двох історій хвороб.

І. Пацієнтка Б. віком 66 років, хвора на рак молочної залози [історія хвороби №2015, ПГЗ №1619 від 14.03.07 - елементи залізного Ca]

пройшла сеанс гіпертермії при вихідній потужності апарата "Магнітерм" (Україна) 50Вт, частота 27,12МГц, 30 хвилин. Ріст пацієнта 155см, вага 73кг. Аплікатор апарата "Магнітерм" розташовувався на ураженій пухлиною молочній залозі. Паралельно з гіпертермією пацієнтці проводили хіміотерапію з використанням доксорубіцину. Температура на поверхні ураженої молочної залози, що виміряли за допомогою електронного термометру (Medisana AG, Hilden, Germany), до сеансу індуктотермії складала 36,2°C, після - 40,2°C. Швидкість систолічного кровообігу в пухлині, що виміряли за допомогою ультразвукового апарата ULTIMA (Україна), до сеансу індуктотермії складала 27,1см/с, після - 65,0см/с. Показання емнісного датчика, що безконтактно виміряв амплітуду току навантаження апарата "Магнітерм", при опроміненні стандартного фантому об'ємом 4 л дорівнювало 0,115у.о., при опроміненні пацієнта - 0,311у.о. Значення біодозиметричної оцінки поглинутої дози опромінення дорівнювало 6,2у.о.

Пацієнтка Ш., віком 58 років, хвора на рак молочної залози [історія хвороби №3126, ПГЗ №2316 від 10.04.07 - елементи залізистого Са] пройшла сеанс гіпертермії при вихідній потужності апарата "Магнітерм" (Україна) 50Вт, частота 27,12МГц, 30 хвилин. Ріст пацієнта 163см, вага 80кг. Аплікатор апарата "Магнітерм" розташовувався на ураженій пухлиною молочній залозі. Паралельно з гіпертермією пацієнтці проводили хіміотерапію з використанням доксорубіцину. Температура на поверхні ураженої молочної залози, що виміряли за допомогою електронного термометру (Medisana AG, Hilden, Germany), до сеансу індуктотермії складала 33,5°C, після - 38,5°C. Швидкість систолічного кровообігу в пухлині, що виміряли за допомогою ультразвукового апарата ULTIMA (Україна), до сеансу індуктотермії складала 15,5см/с, після - 30,0см/с. Показання емнісного датчика, що безконтактно виміряв амплітуду току навантаження апарата "Магнітерм", при опроміненні стандартного фантому об'ємом 4л дорівнювало 0,115у.о., при опроміненні пацієнта - 0,226у.о. Значення біодозиметричної оцінки поглинутої дози опромінення дорівнювало 4,3у.о.

Безпосередні результати лікування свідчать, що пацієнтка, яка отримала більш високу поглинуту дозу опромінення, біодозиметрична оцінка якої була проведена за допомогою заявленого способу, мала більший рівень стабілізації пухлинного процесу.

З використанням розробленого способу біодозиметрії для оцінки поглинутої дози неіонізуючого електромагнітного опромінення пацієнта при гіпертермії ініційованої індуктивним аплікатором на апараті "Магнітерм" (Радмір, Україна) в Інституті онкології АМН України було проліковано 10 пацієнтів, хворих на рак молочної залози. Результати лікування хворих підтверджують досягнення технічного результату при здійсненні заявленого способу, тобто відображають коректну оцінку поглинутої дози неіонізуючого електромагнітного опромінення при

лікуванні онкологічних хворих, що сприяє покращенню ефективності лікування.

Джерела інформації

1. Moseley H. Non-ionising radiation. Medical physics handbooks 18. - Bristol & Philadelphia: Adam Hilger, 1988. - 293p.

2. Орел В.Э., Смоланка И.И., Коровин С.И., Паливец А.Ю., Данко М.И., Дзятковская Н.Н. Электромагнитное поле радиоволн в онкологии. - К.: Книга плюс. 2005. - С.10-19. (прототип).