

Винахід відноситься до медичної техніки, зокрема - до техніки, вживаної до гіпертермії пухлин в онкології та проведення високочастотної фізіотерапії.

Звичайно для високочастотної терапії усіх медичних спеціалізацій вживаються універсальні апарати УВЧ [1]. Такі є, наприклад, генератори на частоті 27 і 40 МГц з випромінювачами у вигляді двох пластинок, які прикладаються до тіла з обох боків заданої області нагріву. Пластинки утворюють конденсатор, в середині якого діє електричне поле, що викликає струм в електропровідній тканині. Цей струм послідовно проходить в шкіру, жир, м'яз, кістку та кістковий мозок, виділяючи максимум тепла в "сухих" тканинах. Тобто в електричному полі шкіра, жир, кістка та мозок гріються більш за все, а кровонаповнені тканини отримують мінімум тепла. Тому при електричному нагріві приходить вибирати між достатньою тепловою дозою в місці патології та опіком поверхні тіла.

Стандартні апарати УВЧ [1] "Екран", УВЧ-30, УВЧ-80 мають також індуктивні випромінювачі у вигляді котушок, складених з кількох витків. Однак, близькість до тіла повітряного конденсатора, включеного паралельно котушці, тонкий дріт котушки, роблячий її високоомною, призводить до утворення паразитного електричного поля, нагрів від якого значно перевищує магнітний. Доказом може служити той факт, що всі стандартні апарати УВЧ комплектуються індикаторами поля у вигляді неонових лампочок. Але то - індикатор електричного поля, тоді як магнітне поле знаходиться витком з лампочкою розжарення.

Є відомі рамочні випромінювачі, продукуючі практично чисте магнітне поле [2]. Їх лінійне (потенціальне) магнітне поле утворює в тілі пацієнта вихрові струми, які течуть у фізіологічній рідині по замкнених контурах навкруг часток-ізоляторів (наприклад, клітинних мембран). Теплове поле вихрових струмів має мікроструктуру, а середня температура залежить від кровонаповнення тканини та швидкості кровообігу. При цьому, завдяки кровообігу, тепло виноситься із здорової тканини. Але в набряклій та пухлинній тканині, де кровообіг уповільнений, тепло накопичується і температура може сягати гіпертермічної величини. Тому магнітний нагрів - магнітотермія - є специфічний для пухлин і запалень, а шкіра, підшкірний жир, і кістка та мозок у магнітному полі не гріються. Таким чином, магнітотермія вигідна для терапії глибоко розташованих патологій внутрішніх органів. Тим більше, що магнітне поле не спотворюється тканинами (зберігає ту ж форму, що й у повітрі), а також може бути локалізоване на будь-якій глибині технічними засобами.

Для локалізації магнітного поля на глибині, наприклад, вживають систему рамок [3]. Якщо поле однієї рамки має вигляд сплющеної сфери, то пара рамок на відстані менше діаметра дає циліндр, який охоплює поданий внутрішній орган. Однак, для опромінення глибоко розташованих вогнищ патології діаметр циліндра має бути великим, що призводить до розсіяння енергії. За локалізацією енергії на таких органах, як пряма кишка, простата, матка проблему утворюють масивні м'язи тазу, поглинаючи основну частину енергії випромінювача [3].

Більш гостру локалізацію дає пара рамок, площини яких перетинаються під прямим кутом, а самі рамки одягнені на тіло пацієнта [4]. Тут локус енергії утворюється вздовж лінії перетину плоских рамок, котрий суміщується з розміщеною на тілі пацієнта областю патології.

Прототипом винаходу є пристрій [4], який являє собою два блоки рамок з генераторами, перетинаючими між собою і охоплюючи тіло пацієнта з метою локалізації енергії та наскрізного нагріву тіла.

Недоліком прототипу є незручність для пацієнта, який мусить просовуватись внаріз рамок; значне розсіяння енергії рамками зайвої довжини і тому - низький ККД, а також недостатня локалізація поля.

Найменше розсіяння енергії відносно центрально-розташованих органів тазу дає рамка [5], складена з двох відрізків коаксіального кабелю, половина якої проходить від позвонка через пах на середину живота, а частини другої половини - розведені в сторони і охоплюють талію пацієнта (-тки). Тут активна частина поля, вміщена в середині дуги нижньої частини рамки, має вигляд уплющеного сферичного сегменту, який проходить через центрально-розташовані органи тазу.

Недоліком випромінювача [5] можна вважати наявність місцевих полів верхньої половини рамки, а також незручність накладання: пацієнт мусить продіти ноги у рамку, піднімаючи таз, що ускладнено його болісним станом.

Задача винаходу - локалізація енергії на центрально-розташованих органах тазу, зниження розсіяння енергії та підвищення ККД випромінювання і комфорт пацієнта при накладанні випромінювача.

Поставлена задача вирішується доданням до двохпроводної рамки двох додаткових провідників та влаштування двох роз'ємів, розтинаючих центральний провідник відрізків коаксіального кабелю в точках, діаметрально протилежних точці живлення рамки, причому додаткові провідники включені між однойменними кінцями розтинаємих центральних провідників кабелю з різних сторін.

В цій конструкції відвернуті в різні боки верхні частини рамки наводять на додаткові провідники протилежні струми, тобто струм в цих провідниках відсутній, а поле відвернутих частин рамки засереджене між ними і додатковими провідниками, тобто не доходить до тіла, якщо відстань між провідниками рамки і додатковими провідниками мала. Іншими словами, додаткові провідники екранують верхні частини рамки, роблячи їх реактивними і низькоомними, що підвищує ККД випромінювача та знижує розсіяння енергії. Комфорт пацієнту при накладанні випромінювача утворюється завдяки роз'ємам: спочатку на койку кладеться нижня частина випромінювача, на неї лягає пацієнт, а згори накладається друга половина випромінювача і замикаються роз'єми.

На рисунку (фіг.) показана схема заявленого пристрою. Цифрами позначені: 1, 2, 3, 4 - відрізки, складаючі рамку, 5, 6 - додаткові провідники, 7, 8 - роз'єми, 9 - точка живлення.

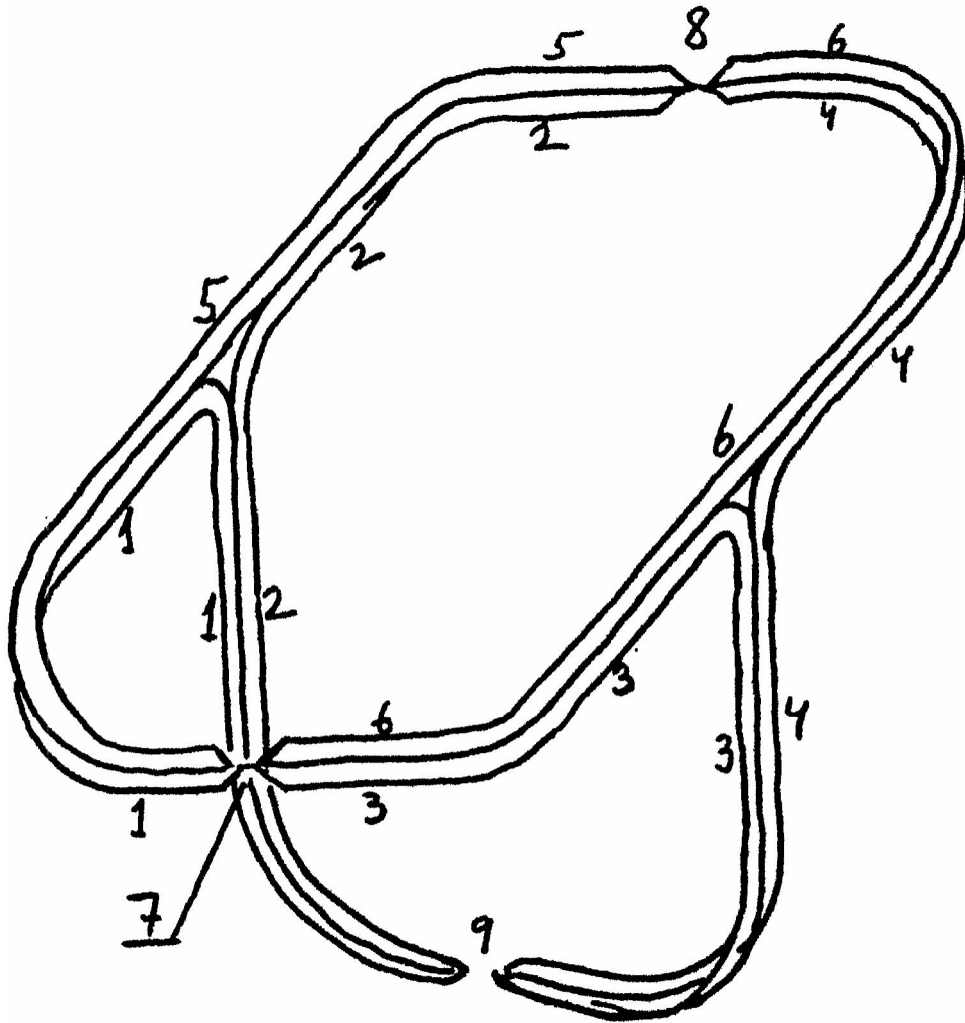
Відрізки 1, 2 в нижній частині скріплені між собою, в верхній частині - скріплені з додатковими провідниками 5, 6. Роз'єми 7, 8 поєднують кінці відрізків 1, 2, 5, 6 в точках, симетричних (рівновіддалених) від точки живлення 9.

Якщо роз'єми 7, 8 замкнені, відрізки коаксіального кабелю 1, 2, 3, 4 утворюють рамку, складену з двох паралельних провідників - жил коаксіального кабелю. Опітки кабелю ізольовані. Провідники верхньої половини цієї рамки розведені в сторони. Додаткові провідники 5, 6, котрі також являють собою відрізки коаксіального кабелю, підключені кінцями жил до відповідних контактів роз'ємів, а при розімкнутих роз'ємах - паралельно кінцям відрізків 1, 2 та 3, 4 відповідно. Точки підключення є еквипотенціальні, тому струм у відрізках 5, 6 відсутній. На своїй довжині відрізки 5, 6 притиснуті до верхніх розведених кінців відрізків 1, 2 та 3, 4, утворюючи з ними ділянки двохпроводної лінії, поле якої зосереджено між провідниками. В межах кільця 5, 6, 7, 8 поле, таким чином, відсутнє. Поле діє у межах дуги 1 - 2, 9, 3 - 4.

Клінічний варіант установки передбачає випромінювач з генератором покласти на койку пацієнта по бісектрисі кута, утвореного його ногами. У висхідному стані роз'єми 7, 8 розімкнені, провідники 1, 2, 5 лежать на ліжку, а 3, 4, 6 - відвернуті у бік генератора. Пацієнт лягає на провідники 1, 2, 5 так, що точка 9 прилягає до паху, а провідник 5 знаходиться на поясниці. Потому провідники 3, 4, 6 повертаються на пацієнта, кладуться на нього згори і роз'єми 7, 8 замикаються. Після чого проводиться сеанс магнітотермії.

Приміром реалізації заявленого пристрою може бути макет, зібраний на двох лампах 6П45С потужністю 200Вт.

Всі відрізки провідника - із кабелю РК50 - 9 - 23. Частота генерації 27МГц. Робота з макетом довела, що пацієнт не відчуває тепла в межах кільця 5, 6, 7, 8, але відчуває сильне тепло в межах дуги 1 - 2, 9, 3 - 4. Виміри індикатором поля також підтверджують такий розподіл енергії.



Фіг.