



УКРАЇНА

(19) UA (11) 33634 (13) A

(51) 6 A61B5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВИНАХІДвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) СПОСІБ РІВНОМІРНОГО НАГРІВУ ТІЛА

(21) 99031498

(22) 18.03.1999

(24) 15.02.2001

(33) UA

(46) 15.02.2001, Бюл. № 1, 2001 р.

(72) Смоланка Іван Іванович, Мединець Юрій Ра-  
фаїлович(73) Смоланка Іван Іванович, Мединець Юрій Ра-  
фаїлович(57) Спосіб рівномірного нагріву тіла, що полягає у  
використанні двох ємнісних електродів, який **від-  
різняється** тим, що електроди треба зробити про-  
довгуватої форми і накласти на тіло так, що части-  
ни площі електродів відвернуті в різні боки.

Заявка відноситься до галузі медицини, зокрема – до методу гіпертермії, що застосовується в онкології та фізіотерапії.

Гіпертермія - перспективна методика, яка використовується в онкології як модифікатор хіміо- та радіотерапії. Біологічна модель гіпертермії полягає у здатності здорових клітин витримувати температуру 42°C, тоді як пухлинні клітини гинуть у цих умовах або стають більш чутливими до хіміо- та променевої терапії. Сучасна гіпертермія майже цілком забезпечується електромагнітним нагрівом тканин у полі високої частоти. Для цього використовуються два типи випромінювачів: з електричним полем, скерованим вздовж поверхні тіла [1] та поперек поверхні [2]. Перші являють собою електричні диполі, що еквівалентні двом полюсам напруги, між якими в електропровідній тканині течуть струми тим менші, чим більша довжина шляху струму. Поле цих струмів являє собою концентричні дуги. Очевидно, що глибина нагріву цим способом значно менша за довжину диполів, а нерівномірність нагріву велика. Найкоротшим і маючим найменший опір є шлях через піт, що виступає на поверхні тіла під аплікатором. Тому кращі результати глибокої гіпертермії дають випромінювачі [2] у вигляді конденсаторних пластин, накладених на тіло з різних боків. При достатньому розмірі пластин (у кілька разів більшому за відстань між ними) струм через гомогенне тіло рівномірний. Але цей струм перетинає шари тканин з різним питомим опором. За нашими експериментальними даними, підшкірний жир має опір на порядок більший, ніж кровонаповнена тканина, а кістка та кістковий мозок - у кілька разів більший. Тому ці високоомні шари гріються сильніше, ніж м'язи тощо, завдаючи небажану проблему: або достатній нагрів всередині тіла, або опік поверхні і кістково-мозкові травми. Якщо перегріву кісткового мозку можна уникнути локалізацією нагріву, то підшкірний жир ста-

новить проблему завжди. Для подолання цієї проблеми і вживають аплікатори з полем, скерованим вздовж поверхні тіла.

Прототипом поданої заявки є випромінювач з дисковими (круглими) ємнісними електродами. Він забезпечує більшу глибину нагріву, але його суттєвим недоліком є перегрів підшкірного жиру завдяки поперечній орієнтації електричного поля [2].

Задача поданого винаходу - зменшення травми підчас гіпертермії шляхом зниження нагріву підшкірного жиру.

Поставлена задача вирішується виготовленням ємнісних електродів продовгуватої форми і розміщенням їх один над одним кінцями, причому другі кінці повернуті у різні боки.

Кінцеві пластини площі електродів утворюють звичайні ємнісні пластини, розташовані вздовж поверхні тіла одна над одною. Решта площі також несе потенціал, але шлях найменшого опору для струму між ними не проходить по наклонній прямій, а йде вздовж поверхні кровонаповненої тканини під шаром жиру і перетинає тіло по нормалі у межах суміщених частин площі. Тобто діаграма струмів у тілі практично не змінюється порівняно з прототипом, хоча площа ємнісного переходу пластини – шкіра - підшкірний жир - кровонаповнена тканина збільшується, тобто зменшується опір і потужність, виділена на цьому переході. Відповідно зменшується нагрів жиру і як наслідок - травмування при гіпертермії.

На фігурі показаний ескіз створеної конструкції. Цифрами позначені: 1 - кінець живлення, 2 - електрод, 3 - шкіра, 4 - шар жиру, 5 - кінцевий струм, 6 - кровонаповнені тканини, 7 - серединний струм, 8 - шар жиру, 9 - шкіра, 10 - електрод, 11 - кінець живлення.

Електроди 2, 10 з кінцями живлення відповідно 1, 11 знаходяться на різних боках тіла пацієнта, що складене з шарів шкіри 3, 9, шарів жиру 4, 8 та

(19) UA (11) 33634 (13) A

кровонаповненої тканини 6. Усереднений шлях струму між нависаючими частинами електродів - 5, між суміщеними - 7.

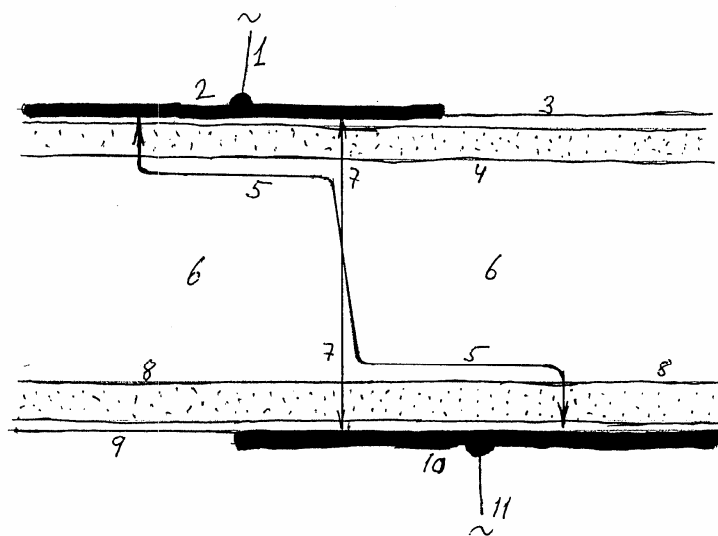
Між кінцями живлення 1, 11 діє високочастотна напруга, яка через електроди 2, 10 прикладена до тіла, складеного з шарів 3, 4, 6, 8, 9. Хоча шари шкіри 3, 9 та жиру 4, 8 мають великий питомий опір, завдяки великій ємності між електродами 2, 10 та кровонаповненими (низькоомними) тканинами 6 тече ємнісний струм, який є тим більший, чим більша ємність або площа електродів. Очевидно, найкоротший шлях струму пролягає між суміщеними частинами електродів, де шлях струму 7 мало відрізняється від нормалі. Між тим, струм тече також між видаленими частинами площі електродів, але його шлях відрізняється від нормалі завдяки поверхневому ефекту на високій частоті: на медичних частотах 27 та 40 МГц глибина скіншару становить кілька міліметрів для тканини типу м'язу [3]. Оскільки ця величина незрівнянно менша за товщину тіла, і оскільки питомий опір жиру на порядок вищий за опір м'яза, самий низькоомний шлях для бокового струму 5 виявляється саме таким. З цього випливає, що форма поля струмів поданої конфігурації практично не відрізняється від поля звичайних дискових електродів, але площа переходу через високоомні шари тут більша, тобто менший ємнісний опір або менша потужність виді-

ляється на високоомних шарах. Це зменшує перегрів підшкірного жиру. Таким чином, вирішена поставлена задача винаходу.

Практична реалізація описаного пристрою. Макет електродів, складених з модулів круглої форми діаметром 10 см. Кожний електрод має 4 модулі в ширину і 6 модулів - в довжину. Електроди покладені на фантом з просоченого фізрозчинном поролону розміром 20х30х30 см. Суміщені згори і знизу фантома були по 4 модулі. Тобто нависаюча площа складалася з двох модулів з кожного боку. Електроди підключені до генератора ВЧ 1 кВт, 40 МГц. Шари жиру та шкіри імітував сухий поролон, загорнутий у поліетиленову плівку 0,5 см завтовшки. Експеримент показав швидкість нагріву всередині фантому приблизно 1°C за хвилину. Після досягнення в центрі фантому гіпертермічної температури 42°C, температура у шарі сухого поролону дорівнювала 43°C, що свідчить про придатність пристрою для клінічного застосування.

Джерела інформації

1. Установа для гіпертермії БСД-2000. Медична корпорація БСД. Солт-Лейк Сіті, Юта, США.
2. Установа для гіпертермії Термотрон РФ-8. Компанія Ямамото Вініта, Осака, Японія.
3. Х. Мейнке, Ф. Гундлах. Радиотехнический справочник. - М.;Л.: Госэнергоиздат, 1960. - С. 14.



ДП "Український інститут промислової власності" (Укрпатент)  
Україна, 01133, Київ-133, бульв. Лесі Українки, 26  
(044) 295-81-42, 295-61-97

Підписано до друку \_\_\_\_\_ 2001 р. Формат 60х84 1/8.  
Обсяг \_\_\_\_\_ обл.-вид. арк. Тираж 50 прим. Зам. \_\_\_\_\_

УкрІНТЕІ, 03680, Київ-39 МСП, вул. Горького, 180.  
(044) 268-25-22