

Вивчення місцевої теплової дії електромагнітних хвиль довжиною 3 см на тварин

В. І. Мирутенко

Лабораторія біофізики Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця
Академії наук УРСР, Київ

Питанню про теплову дію поля електромагнітних хвиль сантиметрового діапазону присвячена велика кількість праць.

Ще в 1940 р. В. І. Романов вказав на основні процеси, які приводять до поглинання електромагнітних хвиль у біологічних субстратах. Ці процеси проявляються: у втраті енергії за рахунок іонної провідності середовища, у втраті енергії внаслідок релаксаційних коливань дипольних молекул середовища та в резонансному поглинанні енергії хвиль молекулами середовища. Аналогічні висловлювання є також у П. П. Лазарева (1935) і А. М. Кугушева (1937).

Відомо, що іонна провідність зумовлена міжклітинною рідиною. При збільшенні частоти мікрохвиль ця рідина бере дедалі більшу участь в загальній провідності тканин. При частотах, що дорівнюють 10^6 гц і більш провідність тканин залишається приблизно сталою, але на більш високому рівні. Проте, при збільшенні частоти до $3 \cdot 10^9$ — $3 \cdot 10^{10}$ гц ступінь поглинання енергії підвищується. Отже, це збільшення поглинання енергії треба шукати в інших механізмах, одним з яких є аномальне поглинання. Суть аномального поглинання, за теорією Дебая, полягає у витрачанні енергії на коливання дипольних молекул середовища (особливо води).

Максимальне поглинання енергії хвиль, за уявленнями Шван і Пірсол (1954), Робертс і Кук (1952) і А. С. Пресмана (1956), в тканинах живих організмів можливе при частотах, які дорівнюють оберненому часу релаксації дипольних молекул. Наприклад, для води час релаксації $\tau = 10^{-11}$ сек. і максимальне поглинання енергії відзначатиметься в ділянці частот 10^9 — 10^{11} гц.

Якщо електромагнітні хвилі довжиною 10 см поглинаються на 50% внаслідок коливання дипольних молекул середовища, то хвилі довжиною 3 см поглинаються на 98%.

Всі ці процеси — іонна провідність, коливання дипольних молекул середовища, резонансне поглинання є причиною перетворення енергії хвиль в тепло в тканинах тварини або людини, що проявляється в підвищенні їх температури. Передача тепла в тканинах зумовлюється їх теплопровідністю. На процес передачі тепла від однієї ділянки тіла до іншої дуже впливає циркуляція крові, яка зменшує різницю між температурами тканин.

Вивчення теплового ефекту мікрохвиль становить інтерес з точки зору з'ясування якісного та кількісного характеру зміни градієнта температури на різній глибині від поверхні тіла, яке піддають опроміненню.

В експериментальних дослідженнях, виконаних різними авторами у 1947—1950 рр. при умовах загального опромінення, одержані супереч-

ливі результати. Так, опромінюючи стегно собаки потужністю 65—80 *вт* (випромінювач сферичного типу), на відстані 5 *см* від поверхні тіла тварини протягом 15—20 хв. ($\lambda = 12,25$ *см*), Леден та інші (1947), Крузен та інші (1947), Вакім та інші (1948) відзначали більше підвищення температури в глибоких тканинах тварин, ніж на поверхні шкіри і підшкірних тканинах (додатний температурний градієнт). На відміну від цього Осборн і Фредерік (1949), Марфі та ін. (1950), Рей та ін. (1949) показують, що при опромінюванні стегна собаки в тих же умовах, крім потужності генератора $P = 100\text{—}125$ *вт* підвищення температури в м'язових тканинах менше, ніж у шкірі і підшкірних тканинах (від'ємний температурний градієнт). До цієї групи праць належать дослідження М. В. Тягіна (1957) і В. І. Мирутенка (1960) ($\lambda = 3$ *см*).

Група авторів — Ворден та ін. (1948), Хорватс та ін. (1948), Бойль, Кук і Буханан (1950) — вважають можливим як додатний, так і від'ємний температурний градієнт. Застосовуючи методику притискування тварини до аплікатора (місцеве опромінення), Бойль, Кук і Буханан (1950), а також Кук (1952) показали наявність двох максимумів підвищення температури: один в шкірі і підшкірній клітковині, а другий в глибших шарах тканини.

Суперечливість цих результатів пояснюється різними технічними умовами проведення досліджень.

В зв'язку з цим ми дослідили тепловий ефект при застосуванні електромагнітних хвиль в імпульсному режимі в залежності від інтенсивності поля і тривалості дії на тварин, методом хвилеводного дозиметра з відомою кількістю поглинутої енергії.

Методика досліджень

Експериментальна установка хвилеводного дозиметра, яка була нами використана, показана на рис. 1.

Оцінку погодження схеми визначали за коефіцієнтом стоячої хвилі (КСХ). Електромагнітна енергія ($\lambda = 3$ *см*) від генератора (1) надходить у хвилеводний тракт через дозуючий аттенуатор (2). Частина енергії (1/1000) надходить у направлений фіксований відгалужувач (3) і реєструється вимірювачем потужності (7). Падаюча енергія у відгалужувач (4) не надходить в зв'язку з конструктивними особливостями направлених відгалужувачів. Тварину притискують до рупора-аплікатора (6) і, якщо відзначається відбивання енергії, за допомогою трансформатора повних опорів (5) домагались максимального погодження, тобто мінімального відбиття. Відбита енергія надходить у відгалужувач (4) і реєструється приладом (8). Якщо прилади (7) і (8) ідентичні, то нема необхідності знати абсолютні значення потужності, тому що коефіцієнт відбивання дорівнює кореню квадратному від відношення показань вимірювальних приладів, тобто $\sqrt{\frac{n_8}{n_7}} = \rho$. Передбачається, що погодження системи або навантаження з хвилеводним трактом задовільне, якщо КСХ системи не більший або дорівнює 1,5. (Детальне викладення теорії з цього питання див. у книзі Р. А. В ал и т о в и В. Н. С р е т е н с к и й «Радиоизмерения на сверхвысоких частотах», Воениздат, 1958).

$$КСХ = \frac{1+|\rho|}{1-|\rho|}$$

У наших дослідях КСХ був у межах $1,1 \leq КСХ \leq 1,3$. При такій методиці опромінення і при коливанні КСХ від 1,1 до 1,3 енергія, яка поглинається в тваринному організмі, дорівнює 88—95% від падаючої. При більш задовільному погодженні припускається, що поглинута енергія дорівнює падаючій.

Аналогічний метод опромінення тварин і людини вперше застосували Бойль, Кук і Буханан (1950); потім його успішно використовували Кук (1952), Вендрік і Вос (1958); О. С. Пресман (1956, 1957, 1958); О. С. Пресман і Ю. І. Каменський (1961).

Слід відзначити, що експериментальна установка, яка була застосована в наших дослідях, відрізняється своєю простотою і достатньою надійністю погодження, без використання вимірювальної лінії.

В умовах загального опромінення, якщо опромінений об'єкт перебуває в

межах дальньої зони, тобто при $R \geq \frac{D^2}{4}$ (де D — діаметр розкриття антени, а R — відстань до об'єкта) на нього падає плоска хвиля і розподіл електромагнітного поля рівномірний по всьому об'єкту. Відмінна від цього картина спостерігається в умовах місцевого опромінення.

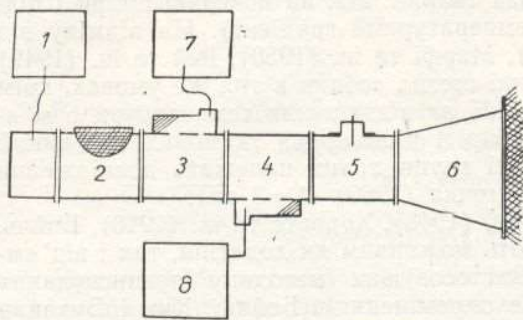


Рис. 1. Принципова схема хвелеводного дозиметра.
Пояснення в тексті.

ром через кожні 3 мм по горизонтальних прямих, паралельних площині аплікатора. Точки з однакою температурою з'єднували і таким способом утворювались криві ізотерм, пропорційальні кривим ізодоз.

З рис. 2 видно, що густина потоку потужності розподілена нерівномірно по розрізу аплікатора. Максимальний потік потужності відзначається в центрі аплікатора і в площині, перпендикулярній електричним силовим лініям (рис. 2), повільно спадає до країв розрізу, а в площині, паралельній електричним силовим лініям, практично залишається сталим (рис. 2).

Справжній розподіл потужності в живому організмі (тварини або людини) трохи відрізнятиметься в зв'язку з неоднорідністю тканини організму (шкіра, підшкірний жировий шар, м'язи), наявністю кровообігу та його зміни під впливом енергії мікрохвиль та розширенням судин тощо.

Природно, що і тепловий ефект у тварин під впливом енергії мікрохвиль буде нерівномірним як за площею, так і за глибиною. Однак для того, щоб кваліфікувати умови дослідів і їх відтворність найбільш однозначно, ми вирішили падаючу на об'єкт енергію виражати у ватах на квадратний сантиметр у вигляді відношення вимірюваної сумарної енергії, вираженої, у ватах, до площі розрізу аплікатора, вираженої у квадратних сантиметрах. Максимальна енергія при цьому буде в центрі аплікатора, а мінімальна по краях.

Піддослідними тваринами були білі щури віком від 3 до 3,5 міс., вагою від 200 до 220 г. Опромінення провадилось збоку в межах живота.

Температуру реєстрували в процесі опромінення за допомогою мікротермоопорів МТ-54 шестиканальним, електронним, самозаписуючим потенціометром з точністю до другого десятичного знака.

Було проведено три серії досліджень.

В кожній серії дослідів було опромінено по 15 тварин при густині потоку потужності відповідно 0,1; 0,22; 0,35 вт/см^2 . Оскільки електромагнітне проміння з довжиною хвилі 3 см поглинається на глибині кількох міліметрів у підшкірних тканинах тварини (Шван і Лі, 1956), то для вимірювання температури при опроміненні були

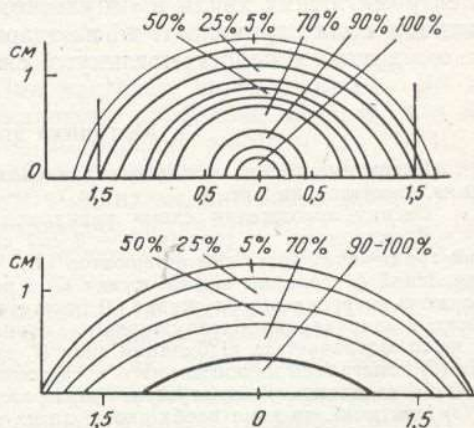


Рис. 2. Розподіл енергії в мікрохвильовому пучку.

Зверху — в площині, перпендикулярній електричним силовим лініям, знизу — в площині, паралельній електричним силовим лініям (поле Н01).

взяті точки наркозом.

Температури в інших точках, а також сили у вигляді тяжкості 10 м, катора боку, катора виконання дорівнює протягом 2-го дня триває.

Наприклад, температура виводиться з пристрою опромінення, тобто T_1 температури, нічим арифметично.

Збільшення енергії хвилі до 0,1 вт/см^2 (рис. 3, а) — це одна температура, часом при житті від потоку потужності 0,35 вт/см^2 густини.

Наприклад, (рис. 3, б) — п'ятої хвилі, кількість, тій кількості, фузії, випромінювання, а трачання.

Наприклад, від природи вищується менших з.

Наші дослідження (1952) дають тварин, якої зниженою.

Завдяки Кларку і (при $\lambda =$), цих тканин, що підвищення на

взяті точки на глибині 1, 2, 2,5 і 3 мм. Під час досліду всі щури були під ефірним наркозом.

Температуру вимірювали до, під час і після опромінення одночасно в п'яти-шести точках, а саме: на вказаних глибинах у прямій кишці, на протилежному боці тварини і в інших місцях (спина, праве чи ліве стегно тощо). Відмітку температури наносили у вигляді крапки на масштабний папір з інтервалом у 15 сек. та з швидкістю протяжки 10 мм/хв. Тварину фіксували в спеціальному станку і притискували до аплікатора боковою частиною черевної порожнини. Щільне притиснення тварини до аплікатора виключає розсіювання енергії і при задовільному погодженні поглинута енергія дорівнює падаючій. Включали запис температури і, коли температура тварин протягом 2—3 хв. залишалась сталою, включали джерело випромінювання. Опромінення тривало 15—20 хв., з одночасним записуванням температури.

Результати досліджень

На рис. 3 (а, б, в) наведені результати вимірювання підвищення температури в підшкірних шарах тканин тварини при відповідних інтенсивностях. На осі абсцис відкладено час у хвилинах, а на осі ординат — приріст температури, який дорівнює різниці між температурою при опроміненні за час t , тобто $T^{\circ}\text{C}$, і початковою температурою тканини, тобто $T_t^{\circ}\text{C} - T_o^{\circ}\text{C} = \Delta T^{\circ}\text{C}$. Щоб виключити індивідуальні коливання температури кожної тварини, зручніше користуватись приростом температури, ніж її абсолютними значеннями. Кожна крива на рис. 3 є середнім арифметичним з 15 дослідів.

Збільшення температури є результатом безпосереднього впливу енергії хвиль. При досить великих інтенсивностях НВЧ-поля (0,3—0,1 Вт/см²) в опроміненій ділянці температура тканин тіла збільшується одночасно з початком опромінення. З рис. 3 (а, б, в) видно, що температура підшкірних тварин в перші 2,5—3 хв. збільшується лінійно з часом при опроміненні. Тривалість лінійного росту температури залежить від глибини вимірювання температури, а також від густини потоку потужності. Так, на рис. 3, а, де густина потоку потужності дорівнює 0,35 Вт/см², швидкість підвищення температури більша, ніж при густині потоку потужності відповідно в 0,22 і 0,1 Вт/см².

На третій хвилині опромінення (рис. 3, а, б) і трохи раніше (рис. 3, в) швидкість збільшення температури знижується і до кінця п'ятої хвилини в підшкірних тканинах настає стан рівноваги, тобто кількість тепла, утвореного поглинутою енергією в тканині, дорівнює тій кількості тепла, яка витрачається в одиницю часу в результаті дифузії, випромінювання, розширення судин і збільшення швидкості кровообігу, а також в результаті хімічних перетворень, що потребують витрачання тепла, тощо.

На глибині 2,5 і 3 мм підвищення температури в часі відрізняється від приросту її в підшкірних тканинах. На цій глибині температура підвищується не лінійно з часом, а тепла рівновага настає пізніше і при менших значеннях температури.

Наші спостереження, а також літературні дані (Кларк, 1950; Кук, 1952) дають нам підставу твердити, що в умовах місцевого опромінення тварини або людини температура на поверхні тіла буде максимальною, якщо між поверхнею тіла й аплікатором помістити матеріал із зниженою провідністю і нема додаткових умов для охолодження.

Завдяки експоненціальному закону поглинання хвиль (Солсбері, Кларк і Хайнес, 1949) і великому коефіцієнту їх поглинання (при $\lambda = 3$ см, $\alpha = 15$) майже вся енергія хвиль поглинається в підшкірних тканинах і, значить, проникає на незначну глибину. Однак той факт, що підвищення температури починається одночасно з початком опромінення на глибинах до 3 мм, свідчить про те, що мікрохвилі довжиною

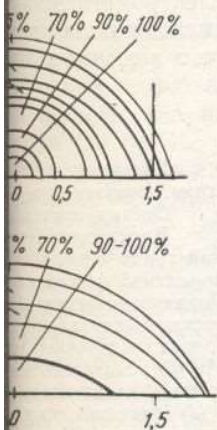


Рис. 3. Збільшення температури в підшкірних шарах тканин тварини при відповідних інтенсивностях.

а) в мікрохвильовому полі; б) в дециметровому полі; в) в сантиметровому полі.

а) у квадратних сантиметрах, б) у квадратних сантиметрах, в) у квадратних сантиметрах.

а) 5 міс., вагою від 200 г, б) 5 міс., вагою від 200 г, в) 5 міс., вагою від 200 г.

а) мікротермоопозиціоном з точністю до 0,1 градуса, б) мікротермоопозиціоном з точністю до 0,1 градуса, в) мікротермоопозиціоном з точністю до 0,1 градуса.

а) в підшкірних шарах тканин тварини, б) в підшкірних шарах тканин тварини, в) в підшкірних шарах тканин тварини.

3 см проникають більш, ніж на 1 мм, як це вказує Ю. Є. Москаленко (1960) та інші.

На рис. 4 показано розподіл температури в глибині тканини при опроміненні тварини мікрохвилями інтенсивністю $0,35 \text{ Вт/см}^2$. Як завжди, такі вимірювання проводили негайно після опромінення через 1, 2, 3, 4 і т. д. хвилини. Криві на рис. 4 утворені в результаті безперервного одночасного вимірювання температури на різній глибині, а потім зареєстровано значення температури наприкінці кожної хвилини на різній глибині. Так було виключено вплив

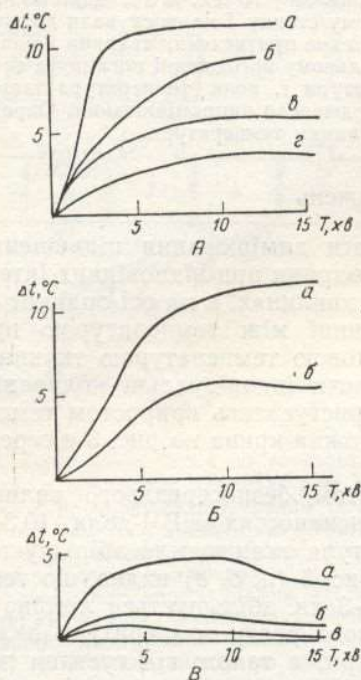


Рис. 3. Збільшення температури на різній глибині (а—1 мм, б—2 мм, в—2,5 мм, г—3 мм), при місцевому опроміненні електромагнітними хвилями довжиною 3 см.

А — інтенсивність $0,35 \text{ Вт/см}^2$,
Б — $0,22 \text{ Вт/см}^2$, В — $0,1 \text{ Вт/см}^2$.

охолодження тканин в процесі вимірювання. В перші 3—4 хв. опромінення тепло, утворене в тканинах в результаті поглинання електромагнітної енергії, розподіляється за глибиною, нагадуючи експоненціальний розподіл. Починаючи з п'ятої хвилини опромінення, на кривій на глибині 2 мм з'являється опуклість, яка поступово збільшується, причому швидкість підвищення температури в цьому місці більша, ніж у підшкірних тканинах.

Це явище, очевидно, можна пояснити двома причинами. По-перше, температура цієї ділянки тканини може з надлишком підвищуватись внаслідок дифузії тепла від підшкірних тканин, де температура завжди найвища, а також тому, що поверхневі тканини більше охолоджуються в процесі опромінення внаслідок більшого градієнта температури між поверхнею тіла і навколишнім середовищем. По-друге, появу опуклостей на кривих розподілу при тривалому опромінюванні можна пояснити наявністю шару жирової тканини, яка лежить між шкірою і м'язовими тканинами. В природних умовах наявність шкіри, підшкірного жиру, кровообігу та його зміна при опромінюванні мікрохвилями тварини чи людини, як це показано в працях Кемпа, Пауля та ін. (1948), Стонер і Шапіро (1952), Рендолла, Іміг і Хайнес (1952), Абрамсон,

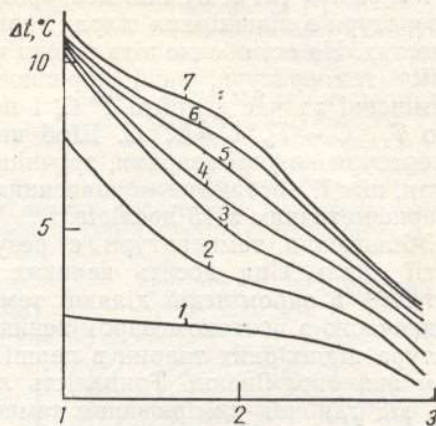


Рис. 4. Розподіл температури за глибиною при інтенсивності $0,35 \text{ Вт/см}^2$. Числа на кривих показують тривалість опромінення в хвилинах. По горизонталі — глибина в мм, по вертикалі — приріст температури.

Харріса і Шрділу темпера

Жирова діелектрична жати, що мо м'яз і залежн збільшувати довжина (то кратну кільк тканина має жинні хвилі, я рівнює $\frac{\lambda_{\text{см}}}{V_{\text{е}}}$

нює 2,5 мм.

Препару вого шару по го шару не усіх дослід

В дослід нераторах м зували тільки відстані від чали тип ант ках обчислю

Проте, с таких умова всіх інших с логості пове клітковини т результати

Застосу гальне опро ннення більш вість з дост яка поглина Вивченн енергії мікр теплових ін енергію мік стей опромі нійною фун 3 см проник тепла, утво джена в під

Встанов лежно від В усіх досл п'ятої-шост ваги, тобто енергії мік той самий ч інших факт

Харріса і Шредера (1957), значно ускладнює справжню картину розподілу температури в тканинах тварини або людини.

Жирова тканина має діелектричну сталу і втрату значно менші, ніж діелектрична стала і втрата шкіри і м'яза. Крім того, є всі підстави вважати, що може бути відбиття хвиль від поверхні шкіра — жир, жир — м'яз і залежно від кута відбиття тепловий ефект може зменшуватись чи збільшуватись. Відбиття мікрохвиль не буде за умов, коли «електрична» довжина (товщина) жирового шару становить одну чверть або непарну кратну кількість чвертей довжини хвилі в жировому шарі. Жирова тканина має діелектричну сталу, яка приблизно становить 7,5. При довжині хвилі, яка становить 3 см в повітрі, довжина в жировому шарі дорівнює $\frac{\lambda_{\text{см}}}{\sqrt{\epsilon}} = \frac{3\text{см}}{\sqrt{7,5}} \approx 1\text{ см}$. Одна четверта частина цієї величини дорівнює 2,5 мм.

Препарування тварин після досліду і вимірювання товщини жирового шару показало, що для щурів тримісячного віку товщина жирового шару не перевищує 1—2 мм. Отже, ідеальних умов погодження в усіх дослідах не було.

Обговорення результатів досліджень і висновки

В дослідженнях по вивченню біологічного впливу мікрохвиль і в генераторах мікрохвильової терапії до останніх років опромінювання дозували тільки відносно — шляхом вимірювання потужності генератора, відстані від антени-випромінювача до досліджуваного об'єкта, зазначали тип антени, реєстрували тривалість опромінення і в деяких випадках обчислювали густину потоку потужності.

Проте, оцінити енергію, яка поглинається біологічним об'єктом, в таких умовах неможливо, тому що енергія поглинання мікрохвиль при всіх інших однакових умовах залежить від багатьох інших причин: вологості поверхні тіла тварини або людини, наявності шкіри і жирової клітковини та її товщини тощо. Всі ці факти не дозволяють порівнювати результати робіт, виконаних за цією методикою.

Застосування хвилеводних дозиметрів, які можуть забезпечити загальне опромінення дрібних тварин (мишей, щурів) і місцеве опромінення більших тварин (кроликів, собак і т. ін.) та людини дає можливість з достатньою надійністю (15—5%) визначити енергію мікрохвиль, яка поглинається в опромінюваному об'єкті.

Вивчення теплового ефекту, з одного боку, і визначення поглинутої енергії мікрохвиль, з другого боку, в тваринному організмі в ділянці теплових інтенсивностей дають можливість оцінити сумарну поглинуту енергію мікрохвиль в умовах загального опромінення для тих тривалостей опромінення, коли приріст температури тварини залишається лінійною функцією часу. Наші досліди показали, що мікрохвилі довжиною 3 см проникають на незначну глибину (1—3 мм), і найбільша кількість тепла, утвореного в результаті поглинання енергії мікрохвиль, зосереджена в підшкірних тканинах.

Встановлена наявність від'ємного температурного градієнта незалежно від величини падаючої інтенсивності і тривалості опромінення. В усіх дослідах при опромінюванні протягом 15—20 хв., починаючи з п'ятої-шостої хвилини, приріст температури падає і настає стан рівноваги, тобто кількість тепла, яке надійшло за одиницю часу у вигляді енергії мікрохвиль, дорівнює тій кількості тепла, яке витрачається в той самий час в результаті дифузії, конвекції, циркуляції крові і впливу інших факторів. Однак, із значень температури, які встановлюються в

стані рівноваги, можна приблизно судити про падаючу інтенсивність променя для конкретного виду тварин, бо величина температури в цьому випадку залежить тільки від падаючої інтенсивності променя.

ЛІТЕРАТУРА

- Кугушев А. М., в кн. «Биологическое действие УВЧ», ВИЭМ, 1937, с. 26.
 Лазарев П. П., Клини. мед., т. 13, № 11, 1935, с. 34.
 Мирутенко В. И., Материалы научной конференции по вопросам биофизики и механизма действия ионизирующей радиации, К., 1960, с. 129.
 Москаленко Ю. Е., в кн. «Электроника в медицине». М.—Л., 1960, с. 207.
 Пресман А. С., Успехи соврем. биол. т. 41, в. 1, 1956, с. 40; Бюлл. экспер. биол. и мед., № 2, 1957, с. 51; Биофизика, т. 3, в. 3, 1958, с. 354; т. 6, в. 3, 1961, с. 370.
 Пресман А. С., Каменский Ю. И., Биофизика, т. 6, в. 2, 1961, с. 231.
 Романов В. И., Труды совещ. по вопр. применения КВ и УКВ в медицине, Медгиз, 1940.
 Тягин Н. В., Труды ВМА им. С. М. Кирова: «О биологическом действии СВЧ-поля», Л., 1957, с. 9.
 Abramson D. I., Harris A. J., Schroeder J. M., Arch. Phys. Med. a. Rehabil., v. 38, N 6, 1957, p. 369.
 Clark J. W., Proc. IRE, v. 38, 1950, p. 1028.
 Cook H. F., Brit. J. Appl. Phys., v. 3, N 1, 1952a, p. 1; J. Physiology, v. 118, 1952 b, p. 1.
 Boyle A. C., Cook H. F. a. Buchanan T. J., Brit. J. Phys. Med., v. 13, 1950, p. 27.
 Horvath S., Miller H., Hutt B., Amer. J. Med. Sc., v. 216, 1948, p. 919.
 Kemp C. R., Paul W. D. a. Hines H. M., Arch. Phys. Med., v. 29, 1948, p. 12.
 Krusen F. H., Herrick J. F. a. others, Proc. Staff. Meet. Mayo Clin., v. 22, 1947, p. 210.
 Leden I. M., Herrick J. F., Wakim K. G., Krusen F. H., Brit. J. Phys. Med., v. 19, 1947, p. 177.
 Marphy A. J., Paul W. D. a. Hines H. M., Arch. Phys. Med., v. 31, 1950, p. 151.
 Osborn S. L. a. Frederick J. N., JAMA, v. 137, 1945, p. 1036.
 Rae I. W., Herrick J. F., Wakim K. G., Krusen F. H., Arch. Phys. Med., v. 30, 1949, p. 199.
 Rendoll B. F., Imig C. J. a. Hines H. M., Arch. Phys. Med., v. 33, N 2, 1952, p. 73.
 Roberts I. S., Cook H. F., Brit. J. Appl. Phys., v. 3, 1952, p. 33.
 Salisbury W. W., Clark J. W., a. Hines H. M., Electronics, v. 22, 1949, p. 166.
 Stoner E. K. a. Shapiro H., Arch. Phys. Med., v. 33, N 5, 1952, p. 272.
 Schwan H. P. a. Piersol G. M., Amer. J. Phys. Med., v. 33, (6), 1954, p. 371.
 Schwan H. P. a. Kam Li, Arch. Phys. Med. a. Rehabil., 1955, p. 363; IRE Trans. Med. Electr., 1956.
 Vendrick A. J. a. Vos J. J., J. Appl. Physiology, v. II, 1957, p. 211.
 Wakim K. G., Gersten I. W., Herrick J. F., Elkins E. C.
 Porter A. N. and Krusen F. H., Arch. Phys. Med., v. 29, 1948, p. 583.
 Worden R. E., Herrick J. F., Wakim K. G. and Krusen F. H., Arch. Phys. Med., v. 29, 1948, p. 751.

Надійшла до редакції
22. VII 1961 р.

Изучение ме

Лаборато

Были про
действи элек
от поля и врем
торый дает во
гическом объе
зиметра с наг
торый в опыте
При облуч
тет линейно во
Изучение
энергией СВЧ
казывает экс
Энергия
кожных ткане
чается отрица

Study of t

Laboratory of bi

Experieme
magnetic wav
of action, by r
determine the
object. The ag
mated by the
 $1.1 \leq \text{SWC} \leq 1.3$
The temp
creases linear
A study o
of the superhi
four minute it
The energ
three millime
of field intens

Изучение местного теплового действия электромагнитных волн длиной 3 см на животных

В. И. Мирутенко

Лаборатория биофизики Института физиологии им. А. А. Богомольца
Академии наук УССР, Киев

Резюме

Были проведены опыты по изучению теплового эффекта при воздействии электромагнитных волн в импульсном режиме в зависимости от поля и времени воздействия, при помощи волноводного дозиметра, который дает возможность определить количество поглощенной в биологическом объекте энергии волн. Оценка согласования волноводного дозиметра с нагрузкой определялась по коэффициенту стоячей волны, который в опыте был $1,1 \leq K_{СВ} \leq 1,3$.

При облучении крыс в течение 1—3 мин. температурный эффект растет линейно во времени для области интенсивностей от 0,1 до 0,35 Вт/см².

Изучение распределения тепла, продуцированного поглощенной энергией СВЧ-поля, вглубь тканей, в течение первых четырех минут показывает экспоненциальный характер распределения.

Энергия СВЧ-поля поглощается в первых трех миллиметрах подкожных тканей и в исследуемом диапазоне интенсивностей поля отмечается отрицательный температурный градиент.

Study of the Local Thermal Action of 3 cm Electromagnetic Waves on Animals

V. I. Mirutenko

Laboratory of biophysics of the A. A. Bogomoletz Institute of Physiology of the Academy of Sciences of the Ukrainian SSR, Kiev

Summary

Experiments were conducted on the thermal effect produced by electromagnetic waves under pulse conditions, depending on the field and time of action, by means of a wave-guide dosimeter, which makes it possible to determine the quantity of absorption of wave energy in the biological object. The agreement of the wave-guide dosimeter with the load was estimated by the standing wave coefficient, which in the experiment was $1.1 \leq SWC \leq 1.3$.

The temperature effect with irradiation on rats lasting 1—3 minutes increases linearly in time for the range of intensities from 0.1 to 0.35 w/cm².

A study of the distribution of heat produced by the absorbed energy of the superhigh-frequency field in the tissues shows that during the first four minute it is of an exponential nature.

The energy of the superhigh-frequency field is absorbed in the upper three millimetres of subcutaneous tissues, and in the investigated range of field intensities there is a negative temperature gradient.