

ним, особливо в тих випадках, коли джерело метастазування не встановлене.

## Література

1. Конькова М.В. Диагностическая и интервенционная сонография в неотложной абдоминальной хирургии – Донецк: Новый мир, 2005. – 300 с.
2. Крель П.Е. Гепатоцеллюлярная карцинома // Практическая гепатология. / Под ред. Н.А. Мухина. – М., 2004. – С. 159–161.
3. Рак в Україні, 2002–2003 // Бюлєтень Нац. канцероєстру України. – 2004. – № 5. – 94 с.
4. Тюрин И.Е. // Практ. онкол. – 2005. – Т. 6, № 1. – С. 5–9.
5. Абдуллаев Р.Я., Головко Т.С. Ультрасонография. – Новое слово. – 2009. – 180 с.
6. Зубарев А.В. // Радиология-практика. – 2005. – № 4. – С. 30–33.
7. Харченко В.П., Котляров П.М., Шадури Е.В. // Мед. визуализ. – 2003. – № 1. – С. 68–81.
8. Joyce Y. H. Hui, Michael K. W. Yang, Danny H. Y. Cho et al. // Radiol. – 2007. – Vol. 242. – P. 769–776.
9. Burns N., Wilson S.R. // Radiol. – 2007. – Vol. 242. – P. 162–174.
10. Iannaccone R., Piacentini F., Murakami T. et al. // Radiol. – 2009. – Vol. 243. – P. 422–430.

М.І. Хворостенко, І.М. Кіхтенко

ДЗ «Дніпропетровська медична академія  
МОЗ України»

## Методика розрахунку доз електромагнітного випромінення наднизької частоти при лікуванні променевих ушкоджень

## A technique of calculation of very low-frequency electromagnetic radiation doses at treatment of radiation lesions

**Summary.** A technique of calculation of effective tissue doses of very-low frequency electromagnetic radiation at treatment of patients with late radiation lesions with increased and decreased functional activity of the tissue in the lesion focus allowing determining irradiation mode was suggested.

**Key words:** dosimetry, very-low frequency electromagnetic radiation.

**Резюме.** Предложена методика расчета «Эффективных тканевых доз» электромагнитного излучения сверхнизкой частоты при лечении больных поздними лучевыми повреждениями с повышенной и сниженной функциональной активностью тканей очага повреждения, что позволяет определить количественный режим облучения.

**Ключевые слова:** дозиметрия, электромагнитное излучение сверхнизкой частоты.

**Ключові слова:** дозиметрія, електромагнітне випромінення наднизької частоти.

У науковій літературі за останні десятиріччя накопичено декілька тисяч публікацій з магнітобіології, які вказують на те, що на магнітне поле реагують біологічні системи різного рівня організації, від вірусу до біосфери. Значний емпіричний досвід свідчить про високу біологічну активність електромагнітного випромінення наднизької частоти (ЕМВ ННЧ) при лікуванні хворих із різними захворюваннями [1].

Водночас залишаються відкритими питання значущої практичної теоретичної важливості, пов’язані з клінічною дозиметрією ЕМВ ННЧ і визначенням його параметрів, що спричиняють закономірний прогнозуваний, кількісно оцінюваний біологічний ефект в опромінених тканинах.

Нашою метою було розробити методику розрахунку «Ефективних тканевих доз» ЕМВ ННЧ, які активують або пригнічують функцію тканин при лікуванні хворих із пізніми променевими ушкодженнями (ППУ) із підвищеною і зниженою функціональною активністю таких тканин.

Досліджували вплив ЕМВ ННЧ на перебіг пізніх променевих ушкоджень у 28 онкологічних хворих після комбінованого і комплексного лікування раку грудної залози й інших локалізацій, з них у 21 хворої з променевим фіброзом, ускладненим болювим синдромом, дистальним набряком, зниженням функціональної активності суглоба на боці опромінення, місцевою неврологічною симптоматикою, і у 7—з пізніми променевими виразками.

Вивчали зміну функціональної активності тканин осередку пізнього променевого ушкодження при прямій дії на нього ЕМВ ННЧ у режимах доз, що активують функцію (ДАФ), і доз, що пригнічують функцію (ДПФ) [2, 3].

Динаміку функціональної активності фіброзно-змінених тканин при дії на них ЕМВ ННЧ визначали до і після лікування за станом мікроциркуляції в них методом радіонуклідної діагностики, з  $^{99m}\text{Tc}$ -пертехнетат-активністю 1–2 МБк [4].

Як реєструючий пристрій використовували фотоемісійний томограф ГКС 301-Т («Тамара»).

Опромінення осередку ушкодження ЕМВ ННЧ проводили за допомогою магнітотерапевтичного апарату «Полюс-1». Випромінювачі встановлювали співвісно один навпроти одного, таким чином, щоб на розміщену в проміжку між ними ділянку тіла хворого з променевим ушкодженням впливало ЕМВ ННЧ з задалегідь заданих параметрів.

Вимірювання значень магнітної індукції в робочому об’ємі апарату проводили тесламетром універсальним 43205/1. Величину напруженості поля і час опромінення вибирали залежно від виду пізнього променевого ушкодження, які для «гарячих» розміщувалися в смузі ДАФ, для «холодних» — у смузі ДПФ із однією сеансом складали відповідно: для перших — 12–20 мТл, 2–15 хвилин на поле; для других — 22–30 мТл, 2–15 хвилин; щодня, 5 разів на тиждень, 15–45 процедур за курс. Проводили 3–7 курсів, з перервами між ними — 1,0–1,5 місяця. Кількість полів опромінення визначали так, щоб за один сеанс до зониді ЕМВ ННЧ заданих параметрів потрапляв весь об’єм осередку ППУ.

Потенціювали дію ЕМВ ННЧ низькоенергетичним напівпровідниковим інфрачервоним лазером «Узор» з частотою імпульсів 1500 Гц, 2–5 хвилин на поле, щодня.

Результати статистично опрацювали за Стъюдентом.

Для вивчення клінічної ефективності ЕМВ ННЧ було обрано пізні променеві ушкодження осікільки вони, за визначенням, є безповоротними, їх прогресуючий розвиток прямо пов’язаний з дисфункциєю системи сполучної тканини, що відповідає за відновлення тканевих ушкоджень.

Режим опромінення ДАФ або ДПФ було визначено і вибрано нами на підставі результатів експериментів на лабораторних тваринах, в яких було виявлено закономірність зміни функції її ступеня окремої тканевої структури живого цілісного організму савіця залежно від характеристик ЕМВ ННЧ і часу дії [2, 3]. Це дозволяє ввести нову дозиметричну величину (Де) — ефективну тканеву дозу ЕМВ ННЧ, що описує механізм змін, які відбуваються в тканинах згідно з фізичними законами електродинаміки [4]:

$$\text{Де} = \frac{Ht}{m} = \left( \left( \frac{B}{mm_0 q V \sin \alpha} \right) : m \right) t,$$

де  $H$  — напруженість магнітного поля в осередку;

$t$  — час його дії;

$B$  — вектор магнітної індукції (значення визначаються

експериментально для кожної тканинної структури живого організму);

$m$  — маса тканини;

$\mu$  — магнітна проникність середовища (тканини);

$\mu_0$  — магнітна постійна;

$q$  — заряд;

$V$  — швидкість руху зарядженої частинки;

$\sin \alpha$  — кут дії поля на заряджену частинку, що рухається.

Кількіснезначення ефективної тканинної дози ЕМВНЧ виражають дозиметричною одиницею  $KiX$  ( $KiKh$ ) ( $k^{-1}$ ), що є ефектом, який виникає в тканині масою 1 кг при впливі на неї ЕМВ НЧ напруженістю 1 Тл, впродовж 1 секунди.

$$В системі СІ  $1 KiX = Tl\cdot s / kg = k^{-1}$ .$$

Таким чином, згідно з формулою, ефект, що виникає, обернено пропорційний кількості вільних зарядів у об'єкті.

Що стосується живого організму, то особливе клінічне значення становить вплив ЕМВ НЧ на зміну функціональної активності тканин, оскільки відомо, що характерною властивістю всіх гострих і хронічних захворювань є те, що їх перебіг закономірно супроводжується зміною функції ушкодженого органа. В одних випадках ця функція різко підвищена, в інших, навпаки, знижена. Як правило, ступінь зміни функції хворого органа свідчить про тривалість процесу.

Разом з цим, оскільки якісні зміни залежать від смуги значень магнітної індукції мають прямо протилежний характер — стимуляцію чи пригнічення функції, необхідно розділити дозові режими межами, у яких різня за якістю проявлені змінюються кількісно, і на практиці застосовувати ДАФ і ДПФ.

Слід зазначити, що подібний розподіл був би цілком доцільним і для біологічних ефектів, викликаних малими та великими дозами радіації, оскільки відомо, що різні дози спричиняють навіть протилежні (гормезис, стабілізація геному тощо) зміни в окремих тканинах.

При лікуванні ППУ визначення осередкової дози ЕМВ НЧ (для  $KiX = Ht/m = k^{-1}$ ) проводили за аналогією з розрахунком поглиненої дози іонізувального випромінення ( $Gp = Дж/кг = m^2/c^2$ ), величину якої в клініці розраховують шляхом визначення часу опромінення об'єму патологічного осередку при відомій потужності випромінення джерела.

Розрахунок дозиметричної смуги для ДАФ можна представити з огляду на експериментальні клінічні дані про те, що значення напруженості лежать у смузі 11–20 МГц для ДАФ і 21–30 МГц для ДПФ, часу опромінення 2–15 хвилині маси, що відповідає масі патологічного осередку, яку можна визначити для тканин будь-якої локалізації як зовнішньої, так і внутрішньої за результатами комп'ютерної томографії, чи еластографії, визначивши об'єм і густину тканин осередку.

Визначаємо осередкову дозу, що активує функцію ЕМВ НЧ+, за формулою

$$D_{ДАФ} = Ht/m, 0,01 < B < 0,02; 120 < t < 900.$$

Знаходимо, що для «гарячого» патологічного осередку масою 0,2 кг з великою функціональною активністю тканин разова доза ДАФ становила  $6,6 KiKh$  ( $H = 0,011$  Тл;  $t = 120$  с;  $m = 0,2$  кг), курсова —  $99–297 KiX$  ( $KiKh$ ).

Якщо при подальших курсах не вдавалося отримати позитивних змін, необхідно було збільшувати дозу опромінення доти, поки не досягалася максимум для цього режиму:  $85,5 KiX$  разова, та  $1282,5–3847,5 KiX$  — курсова.

В результаті дії ЕМВ НЧ у режимі ДАФ на осередок «гарячого» пізнього променевого ушкодження, позитивна клінічна динаміка супроводжувалася відновленням функціональної активності тканин до рівня неопромінених.

Опромінення осередку «холодного» ППУ в режимі ДАФ не супроводжувалося клінічними проявами у відповідь надію ЕМВНЧ.

При зміні режиму з такого, що стимулює функцію (ДАФ), на той, що її пригнічує (ДПФ), разом з позитивною клінічною динамікою з боку бальового синдрому дистального набряку, функціональної активності суглоба на боці опромінення, місцевої неврологічної симптоматики після закінчення курсу лікування відзначали зміни стану мікроциркуляції кровотоку в неопромінених і тканинах променевого ушкодження [4–6].

Для «холодного» патологічного осередку такої маси значення ДПФ визначають за формулою  $D_{ДПФ} = Ht/m, 0,02 < B < 0,03; 120 < t < 900$ , знаходимо, що для «холодного» ушкодження зі значним пригніченням функції тканин для першого курсу необхідно опромінювати патологічний осередок у режимі ДПФ мінімальною разовою дозою, яка складає  $12,6 KiX$  ( $H = 0,021$  Тл;  $t = 120$  с;  $m = 0,2$  кг), курсова —  $189–567 KiX$ .

Якщо при подальших курсах не вдавалося отримати позитивних змін, доводилося збільшувати дозу опромінення, поки не досягалася максимум для цього режиму:  $135 KiX$  разова, та  $2025–6075 KiX$  — курсова.

Аналізуючи процеси, що відбуваються в ушкоджених тканинах при впливі на них ЕМВ НЧ, слід зазначити, що режим, який стимулює функцію (ДАФ), і який був клінічно ефективним при «гарячих» ППУ, ймовірно, призводив до підвищення функціональної активності фізіологічної ланки репарації систем ієархічно вище регіональних, що і призводило до зміни патологічної репарації на фізіологічну в тканинах променевого ушкодження.

Пригнічуючий режим ДПФ виявився ефективним при лікуванні «холодних» променевих ушкоджень, ймовірно, внаслідок пригнічення функціональної активності ушкоджених паренхіматозних клітин-ініціаторів «холодного» шляху патологічної репарації, до якого був включений весь організм. Зниження функціональної активності ушкоджених радіацією паренхіматозних клітин зменшувало ступінь кооперативної відповіді патологічної ланки репарації, що дозволило фізіологічній ланці перевести її у своє русло.

Таким чином, на прикладі консервативного лікування ППУ показано, що залежно від характеру і активності патологічного процесу в ушкоджених тканинах, пряма дія на них ЕМВ НЧ в режимах ДАФ або ДПФ призводить до репарації цих ушкоджень [7].

Отже, запропонована методика розрахунку «Ефективних тканинних доз» ЕМВ НЧ, які активують або пригнічують функцію тканин при лікуванні хворих із пізніми променевими ушкодженнями і підвищеною чи зниженою функціональною активністю, дозволяє визначити кількісний режим опромінення патологічного осередку.

## Література

- Холодов Ю.А. // Биомед. радіоелектрон. – 1998. – № 4. – С. 30–36.
- Кіхтенко І.М., Хворостенко М.І., Неруш П.О. // Мед. перспектив. – 2000. – № 4. – С. 19–21.
- Кіхтенко І.М., Хворостенко М.І., Неруш П.О. // Променева діагностика, променева терапія: Зб. наук. праць асоціації радіологів України (Вип. 9). – К., 2001. – С. 88–93.
- Кіхтенко І.М., Хворостенко М.І., Матвієва В.О. // УРЖ. – 2001. – Т. IX, вип. 2. – С. 171–172.
- Кіхтенко І.Н., Хворостенко М.І., Неруш П.А., Колесников Ю.Я. // Науч. открытия: Сб. кратких описаний науч. открытий – 2001 г.). – М., 2002. – Вип. 1. – С. 22.
- Хворостенко М.І., Кіхтенко І.М. // Промен. діагности., промен. тер. – 2008. – № 3–4. – С. 73–76.
- Серов В.В., Шехтер А.Б. // Соединительная ткань. – М.: Медицина, 1981. – С. 310.