

РАДІОЛОГІЧНИЙ ВІСНИК

У номері:

Реєстраційне свідоцтво
КВ №18685-7485ПР
від «31» січня 2012 р.

Співвидавці

Асоціація радіологів
України
Всеукраїнська асоціація
рентгенологів
Національна медична
академія після-
дипломної освіти
імені П.Л. Шупика
Харківська медична
академія післядипломної
освіти
Інформаційно-видавниче
об'єднання «Медицина
України»

Підготовка до друку:
**ТОВ «ВІЦ «Медицина
України»**

Адреса видавництва:
02222, Київ-222, а/с193
«Радіологічний вісник»
тел./факс (044) 503-04-39.

Редакція не завжди поділяє
погляди авторів.

Рукописи не повертаються.
За достовірність інформації та
зміст рекламних публікацій не-
суть відповідальність автори
статей та рекламодавці.
Всі права захищені. Передрук
матеріалів проводиться
тільки зі згоди видавців.

**Зміст номера затвердже-
но на засіданні вченої
ради НМАПО
(протокол №3
от 13.03. 2019.)**

Колонка головного редактора 2

У світі радіології / В мире радиологии

**Українській школі безперервної післядипломної освіти
в радіології ім. проф. М.І. Спужяка — 10 років**
Шармазанова О.П., Коваленко Ю.М. 3

**Під час IV форуму медичних фізиків було підведено
підсумки діяльності Української Асоціації медичних фізиків
за два роки та обрано нове керівництво**
Зелінський Р.М. 7

**Українські радіологи вже традиційно відзначають
міжнародні радіологічних свята в Яремче**
Шармазанова О.П., Коваленко Ю.М. 8

**Рентгенодіагностика імпінджмент синдрому
плечового та кульшового суглобів**
Шармазанова О.П. 11

Апаратура для радіонуклідних досліджень: гамма-камери
Щербіна О.В. 16

Діагностика коронавірусної інфекції
Василіук К.О., Шармазанова О.П. 23

**Пропозиції Центру рентгенівських технологій
Асоціації радіологів України щодо адаптації
рентгенологічної служби країни
до роботи в умовах пандемії COVID-19** 33

**Україна здатна забезпечити себе сучасним цифровим
рентгенодіагностичним обладнанням,
необхідним у боротьбі з COVID-19**
Дічек О.І., Мірошніченко С.І. 34

Щодо питань безпеки в рентгенодіагностиці
Коваленко Ю.М. 36

Іван Пулюй — до 175-річчя від дня народження
Василіук К.О. 46

Пам'яті професора Лінденбратена
Демин В.Т. 47

**Медведев Володимир Єгорович
75-річний ювілей** 48

**Він відкрив Пам'яті Рогожина В.О.:
він відкрив Європу для українських радіологів** 49

Матеріали Конгресу / Материалы Конгресса

Тези IV Форуму медичних фізиків України 54

Тези доповідей та матеріали
науково-практичної конференції з міжнародною участю
УАФУД-УДК 2019
«Новітні технології ультразвукової
та доплерівської діагностики» 60

Редакційна колегія:

Головний редактор –
професор О.В. Щербіна (Київ)

Заступник головного
редактора –
професор О.П. Шармазанова
(Харків)

Відповідальний секретар –
Ю.М. Коваленко (Київ)

Члени редколегії:

М.О. Бортний (Харків)
Ю.П. Вдовіченко (Київ)
Ю.В. Вороненко (Київ)
Л.Ю. Гладка (Київ)
Н.В. Дереш (Київ)
О.Б. Динник (Київ)
В.М. Кметюк (Івано-Франківськ)
С.І. Мірошніченко (Київ)
В.Б. Мякіньков (Херсон)
В.О. Рогожин (Київ)
М.М. Ткаченко (Київ)
Л.К. Уріна (Київ)
В.П. Шатайло (Дніпропетровськ)
В.В. Шаповалова (Харків)

Передплату журналу
«Радіологічний вісник»
можна оформити у редакції,
зателефонувавши за номером:
+38 (044) 503-04-39.

**Дизайн
та комп'ютерне макетування:**
О.М. Олех

Переклад та редагування:
О.Л. Французова

Фото: Ю.М. Коваленко, О.М. Олех
Підписано до друку
Формат 60x84/18. Папір крейдований.
Тираж 500.

Віддруковано з готових фотоформ
ТОВ «Наш формат»

© ВІЦ «Медицина України», 2019

**Колонка головного редактора**

В цьому році радіологічна громадськість відзначає два ювілеї – 15-річчя створення Всеукраїнської асоціації рентгенологів (ВАР) та 10-річчя Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології (УШБПОВР).

Українську асоціацію фахівців, що працюють в області традиційної рентгенодіагностики, комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії (УАРКТМРТ) було створено рентгенологами на установчому засіданні 19 лютого 2005 року і зареєстровано в Міністерстві юстиції 8 листопада 2005 року. Першим президентом УАРКТМРТ став професор Бабій Я.С. У 2007 році президентом УАРКТМРТ було обрано д.мед.н. Рогожина В.О., який очолював Асоціацію до 2013 року. У 2013 році на Генеральній асамблеї, що відбулася в Києві, президентом УАРКТМРТ було обрано професора Шармазанову О.П., яка очолює Асоціацію до сьогодні. На цій Асамблеї було також прийняте рішення про перейменування УАРКТМРТ у Всеукраїнську асоціацію рентгенологів (ВАР), проте офіційно нову назву Асоціація отримала вже у 2014 році. Всеукраїнська асоціація рентгенологів щорічно проводить свою конференцію, курси УШБПОВР, а спільно з Центром рентгенівських технологій Асоціації радіологів України та Українською асоціацією рентген-лаборантів та радіологічних технологів (УАРРТ) – Школи цифрових технологій в радіології та навчальні курси для рентген-лаборантів та радіологічних технологів, а також приймає активну участь в заходах Асоціації радіологів України.

В січні 2010 року за ініціативи виконкому УАРКТМРТ (пізніше – Всеукраїнської асоціації рентгенологів) було вирішено організувати Українську школу безперервної післядипломної освіти в радіології, цю роботу було доручено кафедрі променевої діагностики ХМАПО, головою школи одногосно був обраний професор М.І. Спужак. Проф. М.І. Спужак керував школою безперервної післядипломної освіти до 2013 року і після його смерті Школі було присвоєно його ім'я. З 2013 року Школою керує професор О.П. Шармазанова. Метою організації школи було надання можливостей рентгенологам регулярно підвищувати свої знання, безпосередньо в своїх областях з отриманням відповідних сертифікатів. Тобто роботу по безперервній післядипломній освіті в радіології було розпочато набагато раніше, ніж отримали відповідні накази МОЗ України (наказ № 446 від 22.02.2019 р. «Деякі питання безперервного професійного розвитку лікарів»). 21-22 травня 2010 р. в місті Кам'янець-Подільський організували перші курси цієї Школи. За 10 років роботи Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім. проф. М.І. Спужака було проведено 24 курсів в 12 областях України. За цей час на курсах Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології вдалося підвищити свої знання за фахом близько 2000 фахівцям. Згідно наказу № 446 від 22.02.2019 р. «Деякі питання безперервного професійного розвитку лікарів» за одноденну професійну школу надається 10 балів, за дводенну – 20 балів.

Ювілейні, 25-і курси, присвячені 15-річчю Всеукраїнської асоціації рентгенологів та 10-річчю Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім. проф. М.І. Спужака планувалося провести 7-8 травня у Кам'янець-Подільському. В зв'язку з пандемією COVID-19 ці заходи вимушено перенесено на інший термін.

Запрошуємо до участі у науково-практичній конференції «Променева діагностика в педіатрії» та ювілейних 25-х курсах Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім. проф. М.І. Спужака «Променева діагностика найчастіших захворювань», які відбудуться 17-19 вересня 2020 р. в м. Одесі.

Головний редактор професор О.В. Щербіна

УКРАЇНСЬКІЙ ШКОЛІ БЕЗПЕРЕРВНОЇ ПІСЛЯДИПЛОМНОЇ ОСВІТИ В РАДІОЛОГІЇ ІМ. ПРОФ. М.І. СПУЗЯКА — 10 РОКІВ

Шармазанова О.П., Коваленко Ю.М.
Асоціація радіологів України, Київ

Швидко летить час! Здається, що ми лише недавно збиралися і обговорювали необхідність організації такої школи, а вже минуло 10 років! Тобто вже можна підвести попередні підсумки, що нам вдалося зробити.

В січні 2010 року за ініціативи виконкому асоціації рентгенологів, фахівців комп'ютерної томографії та магнітно-резонансної томографії (пізніше - Всеукраїнської асоціації рентгенологів) було вирішено організувати Українську школу безперервної післядипломної освіти в радіології, цю роботу було доручено кафедрі променевої діагностики ХМАПО, головою школи одногосно був обраний професор М.І. Спужак.

За попередніми наказами МОЗ лікарі-рентгенологи були зобов'язані підвищувати свою кваліфікацію на циклах тематичного удосконалення один раз на 5 років, тому метою організації такої школи було надання можливостей рентгенологам більш регулярно підвищувати свої знання, безпосередньо в своїх областях з отриманням відповідних сертифікатів. Тобто роботу по безперервній післядипломній освіті в радіології ми почали набагато раніше, ніж отримали відповідні накази (наказ № 446 від 22.02.2019 р. «Деякі питання безперервного професійного розвитку лікарів»).

Ця школа не заміняла і не замінює науково-практичні конференції, які проводять наші професійні асоціації, тем більше, що не можуть багато лікарів з однієї області в них прийняти участь, а лише дозволяє ретельно обговорити окремі, достатньо вузькі, питання променевої діагностики та збільшити кількість фахівців, які можуть бути присутніми на наших лекціях, семінарах та майстер-класах. Тому одразу було прийнято рішення про проведення курсів Школи безперервної післядипломної освіти в різних регіонах України протягом 1-2 днів на замовлення обласних рентгенологів, теми курсів також завжди погоджувались попередньо.

І вже 21-22 травня 2010 р. в чудовому місті Кам'янець-Подільський вдалося організувати перші курси цієї Школи. В програмі цих курсів обговорювалися питання рентгенодіагностики патології легень, променевої діагностики опорно-рухового апарату, вперше було опробовано таку методичку викладання, як майстер-класи. Було заслухано лекцію проф. Д.С. Мечева «Зміни у системі безперервної медичної освіти радіологів України», яка підкреслювала необхідність проведення таких заходів. Всім присутнім (близько 100 фахівців) сподобалися представлені матеріали та їх подання (курси було проведено переважно викладачами кафедри променевої діагностики ХМАПО), тому ми отримали схвальні відгуки і підтримку наших ініці-

тив. З нами разом були наші видатні і любимі вчителі, тоді ще живі (див. фото, наведені нижче), світла їм пам'ять!



Крім наукової програми, всі присутні з задоволенням ознайомилися історичними пам'ятками Кам'янець-Подільського і з чудовими краєвидами. Шкода, що нам не доведеться провести ювілейні 25 курси в цьому чудовому місті, але ми обов'язково ще повернемося до нього.

Другі курси Української школи безперервної післядипломної освіти були проведені в м. Харкові і були присвячені 70-річному ювілею її голові – професору Спужаку Михайлу Івановичу. Проф. М.І. Спужак керував школою безперервної післядипломної освіти до 2013 року, за цей час було проведено 6 курсів Школи і після його смерті Школі було присвоєно його ім'я. З 2013 року Школою керує проф. О.П. Шармазанова.

Що нам вдалося зробити за цей час?

За 10 років роботи Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім. проф.



м. Кам'янець-Подільський, 2010, 1-і курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології.



Харків, 2010, 2-гі курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології

М.І. Спужака було проведено 24 курсів в 12 областях України. Серед них лідером, безперечно, є Вінницька область (6 курсів, 2014, 2016-2020). Це вже стало традицією, що у лютому нас запрошують до Вінниці обговорити якісь конкретні теми з променевої діагностики, якими зацікавлені місцеві рентгенологи та лікарі інших фахів (ультразвукові діагностики, терапевти, пульмонологи, ортопеди та ін.), які приєднуються до наших заходів. Тричі курси було проведено у Закарпатській області, по 2 рази – у Місхорі (Крим, 2011, 2012 рр.), Львові, Івано-

Франківську та Харкові. По одному разу вдалося організувати курси Школи в Полтаві, Луганську, Кропивницькому, Києві, Хмельницькому, Чернівцях, Херсоні. Частіше курси Школи безперервної освіти проводили 2 рази на рік. Найбільш напружений був 2014 рік, коли вдалося провести 5 курсів школи в різних областях і за різними темами. Основними викладачами курсів залишаються співробітниками кафедри променевої діагностики ХМАПО (проф. Шармазанова О.П., доц. Шаповалова В.В., доц. Бортний М.О., ас. Мангов А.В.), кафедри рентгенології та дитячої рентгенології ХМАПО (проф. Вороньжев І.О., доц. Крамний І.О., доц. Лисенко Н.С.), викладачі кафедри радіології НМАПО (д.м.н. Рогожин В.О., доц. Коваленко Ю.М.), лікар-рентгенолог Уріна Л.К., д.м.н. Ялинська Т.А., лікарі-рентгенологи Дереш Н.В., Миронова Ю.А., Мякинков В.Б. та ін.

Найчастіше на курсах Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології розбирали питання променевої діагностики захворювань опорно-рухової системи (7), патології грудної клітки (6), цифрових технологій в рентгенології (4). Рідше курси було присвячено невідкладній променевої діагностиці (2), променевої діагностиці в онкології (2), захворюванням голови та шиї (1), педіатрії (2), помилкам в рентгенології (1). На кожних курсах, крім лекційного матеріалу, обов'язково проводились майстер-класи за відповідними темами з застосуванням інформаційних технологій.

За цей час на курсах Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології вдалося підвищити свої знання за фахом близько 2000 фахівцям (кількість людей на курсах коливалась від 30 до 120).

Своїми досягненнями вважаємо збільшення кількості слухачів, в тому числі приєднання людей із різних областей, на одних курсах, що вказує на зацікавленість матеріалами, які пропонуються на школах. Останні курси у Вінниці «Променева діагностика захворювань суглобів» вдалося зробити



Луганськ, 2012, 6-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології



Кропивницький, 2015, 12-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Хмельницький, 2014, 10-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Винниця, 2016, 14-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Яремче, Івано-Франківської області, 2014, 9-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І. Спузяка



Чернівці, 2016, 15-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Закарпаття, 2016, 16-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Закарпаття, 2016, 16-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Вінниця, 2017, 17-ті курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка



Вінниця, 2020, 24-і курси Української школи безперервної післядипломної освіти в радіології ім.проф. М.І.Спузяка

мультимодальними, за програмою відбулися лекції з рентгено-, УЗ- та МРТ діагностики захворювань суглобів, за що потрібно подякувати новим викладачам школи – доц. Федуленкової Ю.Я. (фахівець ультразвукової діагностики) та Негрі Н.М. (фахівець МРТ діагностики). На заході були присутні понад 100 лікарів з 14 областей України. При опитуванні присутніх за 5-бальною шкалою захід дуже сподобався (5) 65,9% слухачам; сподобався (4) – 32,9%; скоріше сподобався (3) – 1,2%.

Звичайно ми розуміємо, що в нашій роботі є недоліки і ми будемо над ними працювати, будемо вдячні за Ваші зауваження та пропозиції. Проте тільки підтримуючи один одного ми можемо чогось

досягти, в тому числі і в отриманні нових знань, нового практичного досвіду.

Нагадуємо, що згідно наказу № 446 від 22.02.2019 р. «Деякі питання безперервного професійного розвитку лікарів» за одностороннім професійним розвитком надається 10 балів, за двостороннім – 20 балів, тому чекаємо Ваших запрошень і пропозицій.

Необхідно відзначити, що постійне проведення такої роботи не під силу одному-двома людям, тому дякуємо нашій команді, викладачам, нашим спонсорам і всім Вам, заради кого ми працюємо!

**Разом ми досягнемо більших висот
у нашому фаху!**

ПІД ЧАС ІV ФОРУМУ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ БУЛО ПІДВЕДЕНО ПІДСУМКИ ДІЯЛЬНОСТІ УКРАЇНСЬКОЇ АСОЦІАЦІЇ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ ЗА ДВА РОКИ ТА ОБРАНО НОВЕ КЕРІВНИЦТВО

Зелінський Р.М.

Українська асоціація медичних фізиків, м.Київ



24-25 жовтня 2019 року відбувся черговий Форум медичних фізиків України, в якому взяли участь провідні спеціалісти України з медичних закладів, наукових та навчальних установ, приватних компаній, міжнародних компаній, органів влади.

Протягом двох днів були представлені доповіді з медичної фізики, презентовано проект Школи з терапевтичної медичної фізики, проведено Круглий стіл з формуванням завдань на наступний рік діяльності УАМФ.

Також було представлено результати голосування за нове керівництво УАМФ, яке проводилось за допомогою онлайн систем напередодні Форуму.

Зокрема, Президентом УАМФ було призначено Лучковського С.М., який попередні два роки був Віце-Президентом і, відповідно до Статуту, автоматично зайняв посаду Президента. Віце-Президентом став Зелінський Р.М., який набрав найбільшу кількість голосів під час онлайн-голосування. Також членам УАМФ було підтримано призначення Секретарем Чигрин О.О., а також членами Правління Соловйова О.Л., Нагірняка В.М., Підлубну Т.Г. та Безшийка О.А.

Форум медичних фізиків України вже вчетверте успішно реалізовує свої основні цілі, а саме дозволяє ділитися досвідом, знаходити нові знайомства та підвищувати свій професійний рівень.





УКРАЇНСЬКІ РАДІОЛОГИ ВЖЕ ТРАДИЦІЙНО ВІДЗНАЧАЮТЬ МІЖНАРОДНІ РАДІОЛОГІЧНИХ СВЯТА В ЯРЕМЧЕ



Шармазанова О.П., Коваленко Ю.М.,
Харків-Київ



Минулого року 7 та 8 листопада Всеукраїнська асоціація рентгенологів та Українська асоціація рентген-лаборантів та радіологічних технологів на честь міжнародних радіологічних свят провели в Яремче у конференц-залі учбової бази івано-франківського національного медичного університету 2 заходи:

1. Конференцію «Як забезпечити якість та безпеку радіологічної візуалізації», який проходить (7 листопада) для рентген-лаборантів та радіологічних технологів

2. Конференцію «Променева діагностика спортивних травм кінцівок» (8 листопада) для радіологів, лікарів загальної практики, сімейних лікарів, всіх лікарів, хто працює у закладах первинної медико-санітарної допомоги та у закладах спортивної медицини.

Як і позаминулого року, спільно відмітити свої професійні свята приїхало близько 200 рентгенологів та рентген-лаборантів з 9 регіонів країни. Конференції пройшли за підтримки українських виробників цифрового рентгеновського обладнання «ТЕЛЕОПТИК» та «МЕДАПАРАТУРА».

Відкрили святкові радіологічні заходи 7 листопада виконуючий обов'язки директора івано-франківського обласного департаменту охорони здоров'я Чемний Володимир Зеновійович, головний обласний експерт з радіології, президент Української асоціації рентген-лаборантів та радіологічних технологів Кметюк Володимир Михайлович та президент Всеукраїнської асоціації рентгенологів професор Шармазанова Олена Петрівна. Вони привітали учасників заходів та побажали всім успішної роботи та приємного перебування на Прикарпатті.

В програму святкових конференцій було включено 24 доповіді, а саме:

— «Роль рентген-лаборантів та радіологічних технологів в забезпеченні якості променевої діагности-





ки» (Шармазанова О. П., Харків), «Деонтологічні аспекти в роботі рентген-лаборантів» (Кметюк В.М., Івано-Франківськ), «Щодо безпеки радіологічних досліджень» (Коваленко Ю.М., Київ), «Особливості рентгенодіагностичних досліджень в педіатрії» (Уріна Л.К., Київ), «Секрети професіоналізму в цифровій рентгенографії» (Балашов С.В., Київ), «Деякі укладки при рентгенологічному

дослідженні кісток та суглобів» (Дьолог М.І., Тячів), «Сучасні вимоги до планування МРТ досліджень» (Омельченко О.М., Київ), «Особливості застосування контрастних речовин у променевої діагностиці» (Кметюк В.М., Івано-Франківськ), «Методика проведення КТ-дослідження пацієнтам із підозрою на онкологічну патологію» (Горошенко О.В., Бершадська О. І, Кропивницький), «Вплив сучасних технологій на безпеку пацієнтів та персоналу при рентгенологічних дослідженнях» (Коваленко Ю.М., Київ), «Ультразвукова діагностика травм кінцівок у дітей» (Уріна Л.К., Київ), «Спортивні травми: актуальність, частота, прогностичне значення. Діагностичні настанови радіологам» (Сулима В.С., Івано-Франківськ), «Використання томосинтезу при діагностиці травматичних ушкоджень» (Уріна Л.К., Київ),



- «Можливості підвищення якості та доступності рентгенодіагностики: організаційні та технологічні аспекти» (Коваленко Ю.М., Балашов С.В., Київ), «Патологічна перебудова кісток у спортсменів» (Шармазанова О.П., Харків), «МР-діагностика синдрому пахових болів у професійних футболістів» (Негря Н.М., Омельченко А.В., Київ), «Променева діагностика гострих травм зон росту кісток у юних атлетів» (Літинська Ю.М., Бербець К.І., Київ), «Роль МРТ в діагностиці хронічних травм зон росту кісток у юних атлетів» (Літинська Ю.М., Бербець К.І., Київ), «Променева діагностика травм надп'яtkово-гомількового суглоба у дітей» (Агій В.І., Ужгород), «Променева діагностика розсікаючого остеохондриту та МР-оцінка змін після хірургічного лікування» (Бербець К.І., Літинська Ю.М., Скорохода А.О., Нікіфорова І.М., Київ), «Променева діагностика остеохондропатій у дітей» (Дзюбінський Я.С., Івано-Франківськ),
- «МР-діагностика патології кульшового суглоба у спортсменів» (Негря Н.М., Омельченко А.В., Київ), «Сучасні можливості променевої візуалізації травм кінцівок» (Омельченко О.М., Київ).

На початку Міжнародного дня радіології, який минулого року був присвячений радіологічній візуалізації спортивних травм, учасники конференції зробили колективне фото та відправили його на сайт IDoR (International Day of Radiology):

https://www.facebook.com/search/top/?q=international%20day%20of%20radiology&epa=SEARCH_BOX



Дуже приємно та символічно, що на цьому фото разом з радіологами завідувач кафедри травматології та ортопедії Івано-Франківського національного медичного університету професор Сулима Вадим Станіславович (на фото у першому ряду поруч з професором Шармазановою О.П.), який привітав учасників конференції з святом та прочитав цікаву лекцію, присвячену спортивним травмам.

Обидва дні після закінчення лекцій учасники святкових заходів мали можливість поспілкуватись з колегами у неформальній обстановці, насолодитись чудовими карпатськими краєвидами і досхочу надихатись чистим гірським повітрям.

При підведенні підсумків проведених заходів було висловлене побажання, щоб наступного року на початку листопада всі знову зустрілися в Яремче.

Тому запрошуємо всіх бажаючих цього року до цього чудового карпатського містечка, де 6-7 листопада ми відзначатиме 125 років з відкриття рентгєнівських променів!



РЕНТГЕНОДІАГНОСТИКА ІМПІДЖМЕНТ СИНДРОМУ ПЛЕЧОВОГО ТА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБІВ

Шармазанова О.П.

Харківська медична академія післядипломної освіти, м. Харків

Болі в суглобах (кульшовий, плечовий та ін.) є досить поширеними і посідають третє місце за частотою після болів у попереку і головних болів. Причинами больового синдрому можуть бути різні захворювання – артрити, артрози, післятравматичні зміни, клініко-рентгенологічні ознаки яких відомі. Проте зараз з'явилися публікації, автори яких вважають, що провідною причиною цих болів є імпіджмент синдром (ІС) [1, 2, 3, 8]. ІС характеризується болем в суглобі, який обумовлений порушенням його біомеханіки через м'язовий дисбаланс або інші органічні причини (кістковий розростання, розриви сухожилля) [5, 7, 12]. В результаті чого при рухах відбуваються патологічні зіткнення між суглобовими поверхнями, що викликає хронічну травматизацію і запалення. Тому імпіджментом або імпіджмент-синдромом в травматології та ортопедії називають зіткнення кісток, що заважає руху. Звичайно ж ІС може виникнути тільки у вузькому місці, але для його розвитку ще мають бути рухи, тому ІС – це відносно нова проблема суглобів, яка продовжує вивчатися.

Вивченню променевої діагностики ІС присвячено велику кількість робіт. Відомо, що різним методам променевої діагностики властиві неоднакові можливості у виявленні змін кісткових, м'якотканинних структур, рухових розладів, порушень кровоплину [1, 2, 10, 15].

Діагностика ІС є комплексом клінічних та променевих методів досліджень, важливе місце серед яких займають ультразвукографія (УСГ) та магнітно-резонансна томографія (МРТ) [1, 11, 17], однак і при застосуванні рентгенографії (РГ) також є можливість визначити ознаки такого стану, чому і присвячено це повідомлення.

Імпіджмент синдром плечового суглоба

Імпіджмент синдром плечового суглоба розвивається через здавлювання сухожилля обертальної манжети плеча в області проходження через вузький кістковий простір, який називається субакроміальним (субакроміальний імпіджмент синдром). Субакроміальний простір - це вузька (7-12 мм) щілина, утворена зверху акроміальним відростком, а знизу - голівкою плечової кістки.

В наступному відбувається роздратування сухожилля, розвивається їх запалення. Хронічний запальний процес призводить до потовщення сухожилля, які будуть згодом здавлюватися між лопаткою (акроміон) і плечем через те, що вільний простір обмежений. Формування клініко-променевого симптомо-комплексу відбувається протягом великого проміжку часу, за який у процес залучається значна кількість структур ділянки плечового суглоба [5, 9].

Так, у формуванні патологічних змін беруть участь ключично-акроміальний суглоб, прилеглі до нього

субакроміально-субдельтоподібна сумка, сухожилля надостного м'яза. Оскільки сухожилля надостного м'яза входить до складу ротаційної манжети плеча (РМП), то неодмінно вражуються й інші складові цієї структури, а також апофізи, до яких прикріплюються сухожилля РМП, а саме великий і малий горбики. У всіх перелічених структурах виникають різної вираженості дегенеративні зміни, які призводять до розривів РМП, розвитку рубцево-спайкового процесу та супроводжуються руховими порушеннями.

Найчастіше при субакроміальному ІС біль локалізується в проекції плечового суглоба, провокується отвердінням руки і може проявлятися в стані спокою або в нічний час. Існує група клінічних специфічних тестів (кілька вправ), що дозволяють виявити тугорухомість суглобу. Кім того, може бути використана ін'єкція лідокаїну безпосередньо в субакроміального сумку (діагностичний тест Нира), якщо пацієнт відзначає тимчасове зменшення сили больового нападу, ІС вважається підтвердженим.

Серед променевих методів для підтвердження даного діагнозу використовують рентгенографію і МРТ.

В.В. Логвиненко (2018) виділив прямі і непрямі рентгенографічні ознаки ІС [4]. До прямих рентгенографічних симптомів віднесено: звуження субакроміального простору менше 7 мм (рис.1) та ознаки артрозу ключично-акроміального зчленування (звуження суглобової щілини, потовщення і нерівність замикальних пластин, крайові кісткові розростання) (рис. 2).

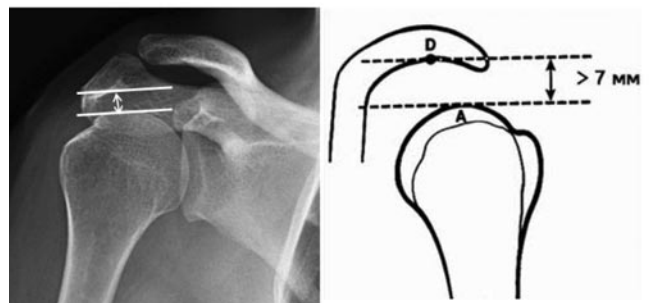


Рис. 1. Вимір субакроміального простору на схемі та рентгенограмі плечового суглоба в прямій проекції.

Непрямими рентгенографічними симптомами вважаються: остеопороз великого горбка плечової кістки; потовщення і підвищення інтенсивності кортикального шару великого горбка в місці прикріплення сухожилля надостного м'яза (рис. 3); наявність кальцинатів в проекції сухожилля надостного м'яза.

Субакроміальний ІС поділяють на первинний та вторинний [9]. Провокувати первинний імпіджмент синдром можуть: особливості будови акроміона, артроз акроміально-ключичного суглоба з утворен-



Рис. 2. Артроз ключично-акроміального счленування, звуження субакроміального простору лівого плечового суглоба.

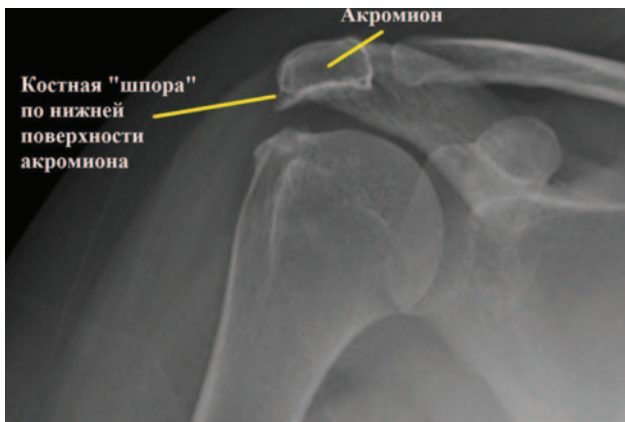


Рис. 3. Стовщення та ущільнення кортикального шару великого горбка та крайові розростання акроміону, як побічні ознаки ІС.

ням остеофітів, гіпертрофія клювоакроміальної зв'язки, зіткнення з дзюбовидним відростком, потовщення і фіброз субакроміальної сумки, виступаючий великий горбок плечової кістки, травма (пряма макротравми або хронічна мікротравма), надмірні навантаження.

Виділяють 3 типи акроміона за Bigliani and Morrison: I – плоский, II – зігнутий, III – крючкоподібний (рис. 4) [5, 9].

Вторинний ІС обумовлений перевантаженням обертальної манжети/дисбаланс м'яких тканин, ексцентричним перевантаженням м'язів, нестабільністю плечового суглоба, слабкістю довгої головки біцепса плеча, пошкодженням хрящової губи суглобової западини, м'язовим дисбалансом, дискінезією лопатки, паралічем трапецієподібного м'яза.

Стадії субакроміального ІС (Neer C.S. 1972):

Перша — наявність крововиливів і набряку тканин. Вік — менше 25 років; прогноз: добрий (при

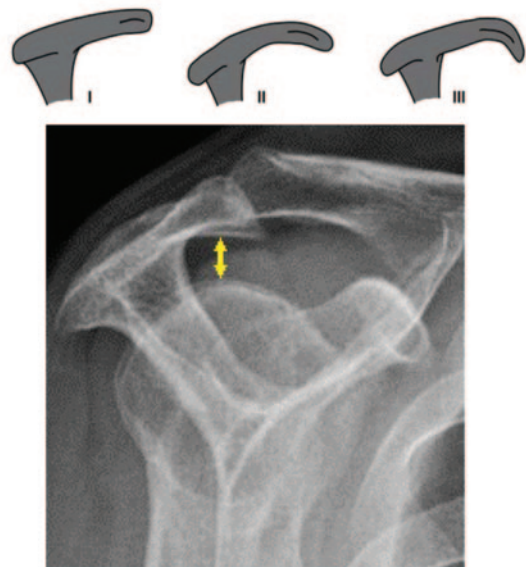


Рис. 4. Схематичні типи акроміона за Bigliani: I – плоский, II – зігнутий, III – крючкоподібний, зігнутий акроміон на рентгенограмі.

адекватної терапії — повне зцілення); лікування: консервативне.

Друга — наявність тендиніту і фіброзних змін. Вік — від 25 до 40 років; прогноз: умовно сприятливий; лікування: комплексне (акроміопластика з одночасною медикаментозною терапією).

Третя — розрив ротаторної манжети і наявність кісткових осеофітів. Вік — старше 40 років; прогноз: несприятливий (стійка втрата працездатності); лікування: тільки хірургічне.

Імпінджмент синдром кульшового суглоба

Феморо-ацетабулярний імпінджмент (ФАІ) обумовлений патологічними зіткненнями між шийкою стегнової кістки і краєм вертлюжної западини.

Клінічними ознаками ІС є раптово виникаючі болі в паху, по зовнішньої поверхні стегна, сідничної області, які проявляються при крайніх положеннях і супроводжуються обмеженням рухів. Симптоматика як правило носить односторонній характер. Найбільш яскраві прояви — після тривалого перебування в сидячому положенні або після значного фізичного навантаження. Найчастіше больовий синдром при ІС виникає у пацієнтів молодого і середнього віку [13, 16].

Причиною такої дисфункції може бути потовщення шийки стегнової кістки, що є ознакою САМ-імпінджмента або надмірне нависання кісткового краю вертлюжної западини — ознаки Pincer-імпінджмента [14].

Відповідно розрізняють 3 види ФАІ (рис. 5).

Cam — «стегновий» тип. Характеризується неправильною морфологією з'єднання головки і шийки стегнової кістки при незмінній вертлюжної западині.

Pincer — «ацетабулярний» тип. Характеризується неправильною анатомією вертлюжної западини при незмінному проксимальному відділі стегнової кістки.

Mixed — комбінація обох варіантів.

Звичайні рентгенологічні проекції для оцінки патоморфології ФАІ складаються з прямій і бічної рентге-

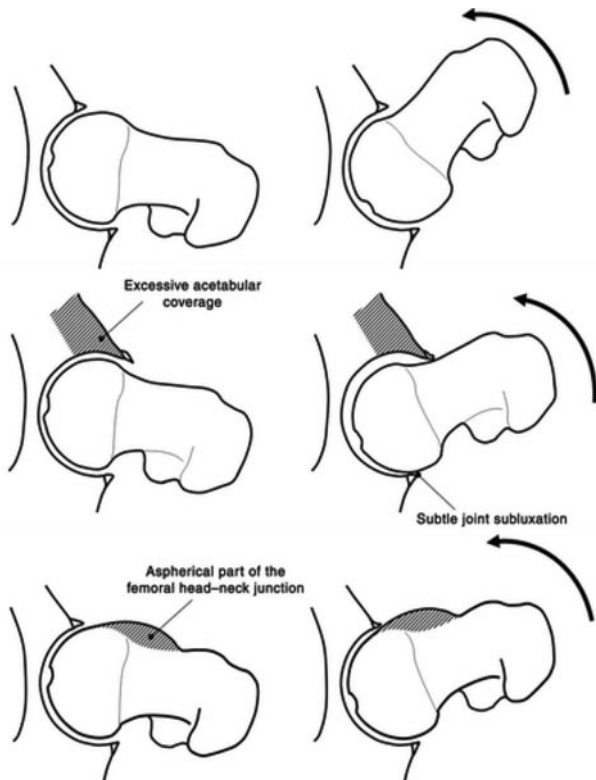


Рис. 5. Різновиди феморо-ацетабулярного імпінджменту (www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.06.0921).

нограм кульшового суглоба. Для визначення рентгенологічних ознак ФАІ необхідно добре пам'ятати показники кульшового суглоба в нормі (рис. 6, 7). Крім того, доведено, що відстань між трубкою і пацієнтом і плівкою, а також центрування і напрямок рентгенівського променя, а також орієнтація таза під час отримання зображення є факторами, які безпосередньо впливають на точність оцінки рентгенограми при аналізі суглоба для вірного трактування морфології і патології [13, 14].

Рентгенограми в прямій проекції дозволяють оцінити як стегнову, так і вертлюжно-тазову патоморфологію, включаючи глибину, охоплення і орієнтацію з боку вертлюжної западини, а також сферичність головки, зсув з ротацією головки і шийки стегнової кістки. Додаткові ознаки можуть включати в себе невідповідність суглоба через декілька основних його патологій.

Більшість рентгенометричних показників наведено попередніх публікаціях [6, 7, 13]. *Товщина кульшової западини* — це відстань між зовнішнім та внутрішнім кортикальним шаром у місці переходу ямки западини у дах. В нормі товщина дна западини складає 0,2-0,8 см; кут Шарпа — утворений дотичною до входу у западину і лінією, яка з'єднує нижні полюси «фігури сльози»; нормальні значення кута дорівнюють інтервалу 31-42°. Кут Віберга (G. Wiberg) показує ступінь занурення головки у западину. В нормі у дорослих коливається у межах від 24° до 30° та визначається таким чином: від центру головки проводять 2 лінії — одну через край западини, іншу — паралельно сагітальній площині з центру головки стегнової кістки. В нормі вертлюжна западина розташована назовні від клубово-сідничної лінії.

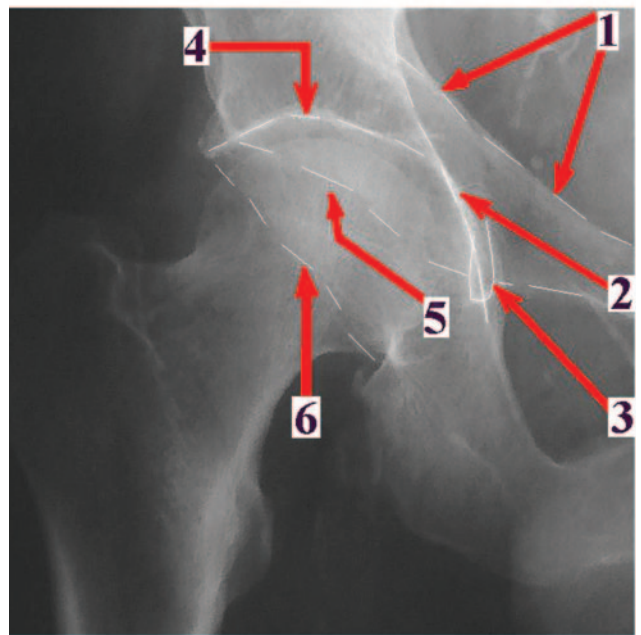


Рис. 6. Рентгенологічні орієнтири вертлюжної западини:

1. Термінальна лінія.
2. Клубово-сіднична лінія.
3. Рентгенологічна фігура «U» або «сльоза Келлера».
4. Дах вертлюжної западини.
5. Передній край кульшової западини.
6. Задній край кульшової западини.

Стегновий тип конфлікту (cam) — характеризується неправильною морфологією з'єднання головки і шийки стегнової кістки при незмінній вертлюжній западині. При такому варіанті конфлікту на шийці стегнової кістки є потовщення (горбок, нарост) і при русі стегнова кістка травмує суглобову губу (рис. 7).

Стегновий тип частіше розвивається у чоловіків молодого віку. Причиною потовщення на шийці стегнової кістки є або вроджені фактори: еліпсоїдна форма головки стегнової кістки, надмірне з'єднання головки і шийки стегнової кістки, або придбані - епіфізеоліз, хвороба Пертеса, асептичний некроз головки стегнової кістки, наслідки переломів вертлюжної западини.



Рис. 7. CAM-імпінджмент кульшових суглобів.

Ацетабулярний тип конфлікту (pincer) - характеризується неправильною анатомією вертлюжної западини, при незмінному проксимальному відділі стегнової кістки. При такому варіанті конфлікту, вертлужна западина занадто сильно перекивається, як би нависає на головку стегнової кістки і при згинанні в стегні травмується як суглобова губа, що заповнює западину, так і хрящ, що покриває головку стегнової кістки. Ацетабулярний тип частіше виникає у жінок молодого і середнього віку. Факторами є збільшення антеверсії вертлюжної западини, соха profunda, ретроверсія вертлюжної западини (як прояви дисплазії), а набутими — протрузія дна вертлюжної западини, виступаючий передньо-верхній край вертлюжної западини, ретроверсія вертлюжної западини (як наслідки травми) [13, 14].

Ацетабулярна ретроверсія на рентгенгенорамах кульшового суглоба в прямій проекції проявляється утворенням знаком перехресту між переднім і заднім краями вертлюгової западини (рис. 8); поглиблення вертлюгової западини проявляється стоншенням її дна. Крім того, глибину вертлюжної западини кількісно визначають за ознакою соха profunda і protusio acetabuli. Соха profunda визначається якщо вертлужна западина стосується або перетинає клубову лінію; протрузія западини характеризується випинанням голівки стегнової кістки за клубову лінію та індексом екструзії (EI), який визначається за формулою: $EI = B : (A + B)$ (рис. 9, 10). При наявності протрузії голівки ацетабулярний кут зменшується до 3° і стає негативним.

При поєднаному ФАІ на рентгенограмі визначаються ознаки двох вище наведених фемороацетабулярних конфліктів (рис. 11).

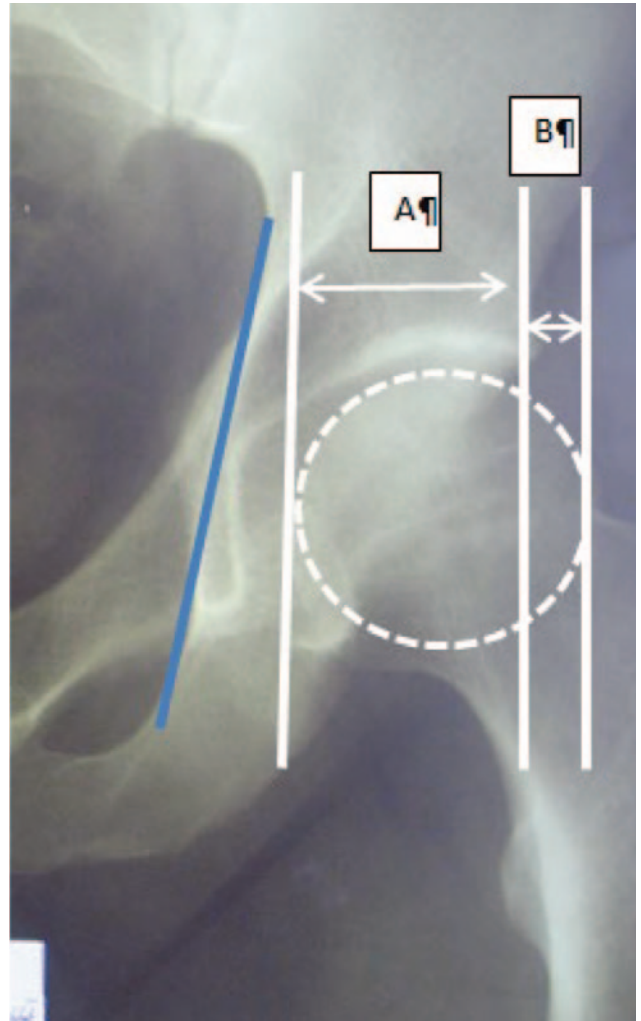


Рис. 9. Визначення ознак протрузії кульшової западини.

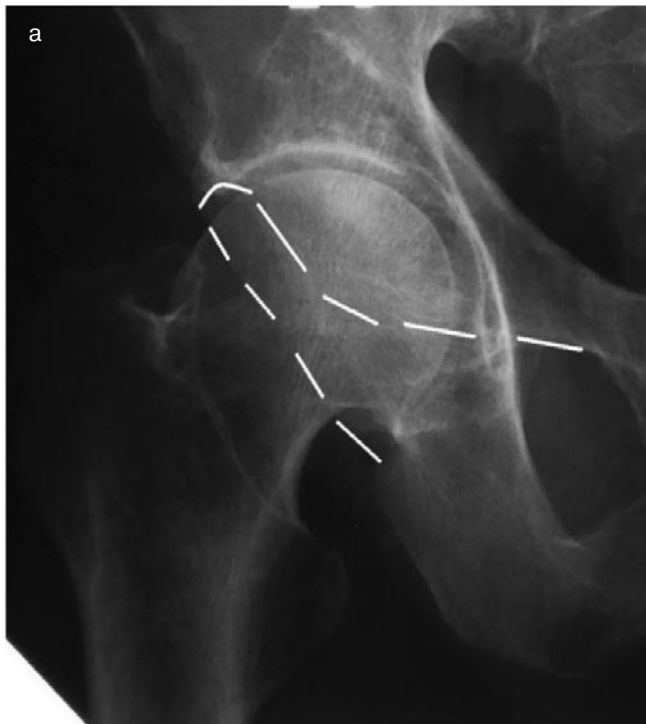


Рис. 8. Положення вертлюжної западини в сагітальній площині: **а** – вертлужна западина в положенні антеверсії; **б** – вертлужна западина в положенні ретроверсії.

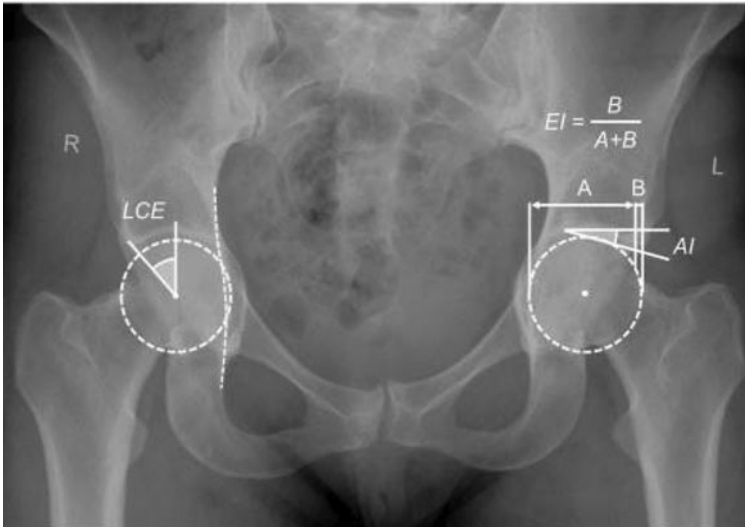


Рис. 10. Прямая рентгенограма таза у 26-річній пацієнтки з двосторонньою ацетабулярною протрузією і розвитком ФАІ за типом кліщів. Головка стегна пересекає клубово-сідничну лінію з обох сторін, що вказує на випинання вертлюжної западини. Це представлено збільшеним кутом Виберга (LCE) > 40°, негативним ацетабулярним індексом (AI) та зменшенням індексом екструзії (EI) < 16%. (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5883171/>)



Рис. 11. Поєднаний двобічний фемороацетабулярний імпінджмент

Таким чином, звичайна рентгенографія дозволяє виявляти ознаки імпінджмент синдрому плечового і кульшового суглобів, звичайно при стандартному дослідженні і ретельному трактуванні симптомів з урахуванням клінічних ознак.

ЛІТЕРАТУРА

1. Абдуллаєв Р.Я., Дудник Т.А. Ультразвукова діагностика імпінджмент-синдрому плечового суглоба. Український радіологічний журнал. — 2010. — XVIII(2). — С. 149–51.
2. Беленький А.Г. Субакромиальний (impingement) синдром. Русский медицинский журнал. 2005; 13 (8): 232–34.
3. Исакян К.Г., Буковская Ю.В. Эффективность высокотехнологичных лучевых методов в диагностике болевого синдрома области плеча. — Радиология–практика. — 2009. — С. 34–49.
4. Литвин Ю.П., Логвиненко В.В. Клініко-променева діагностика імпінджмент синдрому плечового суглоба. Український Радіологічний Журнал, 2014. — 2. — С. 6–21.
5. Логвинов А.Н., Ильин Д.О., Каданцев П.М., Макарьева О.В., Бурцев М.Е. Рентгенологические характеристики акромияльного отростка лопатки как прогностический фактор формирования неполнослойных разрывов вращательной манжеты. Теней Ортопедии, 2019. — 25(1). — С. 71–8.
6. Шармазанова О.П., Лисенко Н.С., Оборіна Н.О., Волковська ОВ. Аналіз рентгенограм до та після ендопротезування кульшового суглоба. Радіологічний Вісник. 2019. — 72-73(3-4). — С.18-25.
7. Albers C.E., Wambeek N., Hanke M.S. Schmaranzer F., Prosser G.H., Yates P.J. Imaging of femoroacetabular impingement-current concepts J Hip Preserv Surg. — 2016 Oct. — 3(4). — P. 245–261. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5883171/>

8. Eijer H., Leunig M., Mahomed M.N., Ganz R. Crosstable lateral radiograph for screening of anterior femoral head-neck offset in patients with femoro-acetabular impingement. Hip Int 2001. — 11. — P. 37–41.
9. Escamilla R.F., Hooks T.R., Wilk K.E. Optimal management of shoulder impingement syndrome. Open access journal of sports medicine. 2014;5:13–8.
10. <http://www.lechenie-sustavov.ru/patient/articles/glava-2-2-kharakteristika-metodov-obsledovaniya-patsientov/>
11. Iannotti J.P., Zlatkin M.B., Esterhai J.L. (et al.) Magnetic resonance imaging of the shoulder. Sensitivity, specificity and predictive value. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1991. — 73-A(1). — P. 17–29.
12. Neer C.S. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. The Journal of bone and joint surger. 1972.
13. Tannast M., Murphy S.B., Langlotz F., Anderson S.E., Siebenrock K.A. Estimation of pelvic tilt on anteroposterior X-rays: a comparison of six parameters. Skeletal Radiol 2006. — 35. — P. 149–155.
14. Tannast M., Siebenrock K.A., Anderson S.E. Femoro-acetabular Impingement: Radiographic Diagnosis—What the Radiologist Should Know A.J.R. 2007. — Vo. 188. — №6: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.06.0921>
15. Wagner S., Hofstetter W., Chiquet M., et al. Early osteoarthritic changes of human femoral head cartilage subsequent to femoro-acetabular impingement. Osteoarthritis Cartilage 2003; 11:508–18.
16. Weerakkody Y., Schubert R. et al. Femoroacetabular impingement <https://radiopaedia.org/articles/femoroacetabular-impingement-1>
17. Wild A., Westhoff B., Krauspe R. Femoroacetabular impingement caused by a femoral osseous head-neck bump deformity: clinical, radiological, and experimental results. J Orthop Sci. 2004; 9:256–63.

АПАРАТУРА ДЛЯ РАДІОНУКЛІДНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ: ГАММА-КАМЕРИ

Щербіна О.В.

Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м. Київ

Реєстрація радіонуклідної інформації може здійснюватися різними способами:

1) вимірюванням абсолютної або середньої кількості імпульсів (на радіометрах);

2) побудовою залежностей активності від часу (на хронографах);

3) отриманням картини розподілу гамма- та позитронного випромінювання РФП у досліджуваному органі (на сканерах, гамма-камерах, однофотонних емісійних комп'ютерних томографах та позитронних емісійних томографах). За медико-функціональним призначенням розрізняють однофотонні емісійні комп'ютерні томографи та позитронні емісійні томографи, які дозволяють отримувати пошарове сцинтиграфічне зображення.

Основними робочими вузлами будь-якого приладу є детектор, амплітудний аналізатор та блок реєстрації [1-3].

Детектор служить для реєстрації випромінювання. У ньому енергія випромінювання перетворюється на електричний струм, який підсилюється та реєструється електронними приладами. Для реєстрації РФП у певному органі детектор центрують над ним.

Сцинтиляційні лічильники вміщують у систему захисту з колімаційними пристроями, які призначаються для спрямованої реєстрації випромінювання. Захист є невід'ємною частиною конструкції детекторів, а коліматори – змінною деталлю, яку вибирають залежно від конкретного виду діагностичного дослідження.

Детектор з'єднаний з амплітудним аналізатором, в якому послідовність імпульсів аналізується за амплітудами за допомогою диференціальних та інтегральних дискримінацій. У випадку інтегрального підрахунку реєструються всі імпульси, амплітуда яких вища, ніж амплітуда зазначеного нижнього порогу дискримінації. Таким чином, можна запобігти реєстрації небажаних шумових імпульсів. Застосування диференційного дискримінатора дозволяє здійснювати диференційний підрахунок – на реєстраційний прилад надходять лише ті імпульси, амплітуда яких знаходиться в межах між двома заданими рівнями. Диференційний режим дозволяє налаштуватися на фотопік випромінювання і є основним робочим режимом.

Для візуалізації розподілу радіофармпредпарата в організмі використовують таку сучасну ядерно-медичну апаратуру [4-6].

- гамма-камери;
- однофотонні емісійні комп'ютерні томографи (ОФЕКТ);
- позитронні емісійні томографи (ПЕТ);
- комбіновані (гібридні) апарати.

Гамма-камера (рис. 1) – апарат з нерухомим детектором великого розміру, що дозволяє за корот-

кий проміжок часу отримати зображення просторового розподілу радіоактивності в досліджуваному об'єкті.



Рис. 1. Планарна гамма-камера MB-9200

Перша гамма-камера, що дала назву і поклати початок всьому класу радіодіагностичних візуалізуючих приладів, була сконструйована Н. Anger в 1952 році. Ця гамма-камера складалася з свинцевого коліматора з одним отвором типу пін-хол, детектора (сцинтиляційного кристала NaI(Tl)), скляного світоводу у формі плоского диска і фотопластини, повернутої чутливим шаром до світоводу. Прагнення підвищити чутливість детектора привело дослідників до думки про використання в сцинтиляційній гамма-камері підсилювачів зображення, які дозволяють збільшити яскравість сцинтиляційного спалаху в кристалі настільки, що стає можливим фотографування або візуальне спостереження. Перша сцинтиляційна гамма-камера з аналоговим формуванням зображення була розроблена Н. Anger в 1964 році.

Гамма-камери удосконалювалися в наступних напрямках:

- підвищення роздільної здатності;
- розширення поля зору детекторів за рахунок збільшення розмірів сцинтиляційного кристала;
- впровадження комп'ютерної техніки і спеціальних програм обробки результатів;
- створення пристроїв, що дозволяють переміщувати детектор і пацієнта один відносно одного для отримання сцинтиграми всього тіла;

- виробництво мобільних гамма-камер для обстеження нетранспортабельних хворих;
- створення томографічних гамма-камер з одним або декількома детекторами;
- розробка блоків збігу для проведення досліджень з позитрон-випромінюючими нуклідами;
- створення «гібридних апаратів», що суміщають можливості гамма-камери з комп'ютерним томографом [7].

Класифікація гамма-камер:

- аналогові;
- аналогові з комп'ютерною обробкою результатів;
- цифрові (цифрова корекція енергії, лінійності, неоднорідності);
- повністю цифрові (перетворення інформації в цифрову форму відбувається на рівні підсилювачів фотоелектронних помножувачів (ФЕП)).

Будова гамма-камери. До складу гамма-камери входять:

Детектуюча головка (блок детектування):

- коліматор;
- сцинтиляційний детектор;
- світовод;
- блок фотоелектронних помножувачів;
- передпідсилювачі фотоелектронних помножувачів;
- схема формування координатних і енергетичного сигналу;
- свинцевий захист.

Штативний пристрій.

Пульт.

Комп'ютер для збору, обробки і візуалізація інформації.

Коліматори. Коліматор – конструкція з важкого матеріалу з великою атомною масою (свинцю), що має систему отворів (каналів) і служить для селекції по напрямку гамма-квантів, що попадають на сцинтиляційний кристал, а також визначає тілесний кут зору детектора і обумовлює чутливість і просторове розрізнення всієї системи.

В коліматорі з паралельними отворами (каналами) на сцинтилятор потрапляють лише ті гамма-кванти, які рухаються перпендикулярно поверхні коліматора.

Коліматор повинен задовольняти одночасно двом суперечливим вимогам: забезпечувати високе просторове розрізнення детектора і високу чутливість. Знаходять компроміс між цими вимогами.

Основними параметрами, що впливають на ефективність і розрізнення коліматорів, є форма і площа поперечного перетину отворів, довжина каналів і товщина свинцю септ (перегородок) між каналами, яка визначає частку площі кристала, відкриту для випромінювання. Оптимальна товщина септи залежить від середньої довжини вільного пробігу фотонів і визначається їх енергією.

Класифікація коліматорів за типом фокусування:

- пін-хол коліматори (з одним отвором);
- паралельні коліматори;

- конвергентні коліматори (з отворами, що сходяться);
- дивергентні коліматори (з отворами, що розходяться).

Недоліки конвергентного коліматора:

- деформація сцинтиграм досліджуваного органу;
- еоднакова чутливість в крайових відділах (де нахил отворів максимальний) і центральній частині, отвори в якій розташовані майже паралельно.

Дивергентні коліматори, зменшуючи зображення великих органів, дозволяють візуалізувати їх за допомогою детекторів малого розміру.

Недоліки:

- деформація зображення;
 - неоднакова чутливість в центрі і по периферії.
- Зараз застосовуються переважно паралельні коліматори.

Класифікація коліматорів за чутливістю та розрізненням:

- високої чутливості;
- загального призначення;
- високого розрізнення;
- ультрависокого розрізнення.

Коліматори високої чутливості мають найменшу товщину, в той час як коліматори з високою роздільною здатністю, навпаки, найбільшу. Коліматори високої чутливості призначені для проведення динамічних досліджень, високого та ультрависокого розрізнення – для проведення статичних досліджень та ОФЕКТ, коліматори загального призначення – універсальні, в них закладено компроміс між чутливістю та розрізняльною здатністю.

Класифікація коліматорів за енергією:

- низькоенергетичні коліматори (номінальна енергія радіонукліду – 140 кев);
- середньоенергетичні коліматори (номінальна енергія радіонукліду – 300 кев);
- високоенергетичні коліматори (номінальна енергія радіонукліду – 364 кев);
- ультрависокоенергетичні коліматори (номінальна енергія радіонукліду – 511 кев).

Недоліки конвергентного коліматора:

- деформація сцинтиграм досліджуваного органу;
- неоднакова чутливість в крайових відділах (де нахил отворів максимальний) і центральній частині, отвори в якій розташовані майже паралельно.

Дивергентні коліматори, зменшуючи зображення великих органів, дозволяють візуалізувати їх за допомогою детекторів малого розміру.

Недоліки:

- деформація зображення;
- неоднакова чутливість в центрі і по периферії.

Сцинтиляційний кристал. Ідеальний сцинтиляційний кристал повинен відповідати наступним параметрам:

- висока ефективність затримки гамма-квантів;
- мінімальне розсіювання гамма-квантів в кристалі;
- висока ефективність перетворення гамма-квантів в світлові;
- сцинтиляції з довжиною оптичної хвилі, що відповідає параметрам ФЕП;

- мінімальна тривалість кожної сцинтиляції;
- максимальна оптична прозорість кристала;
- механічна міцність.

Ефективність затримки гамма-квантів залежить від:

- густини,
- товщини кристала,
- енергії гамма-випромінювання.

Кристал NaI(Tl) випромінює світло з довжиною хвилі 415 нм, яке оптимальне для реєстрації фотоелектронними помножувачами. Тривалість світлового спалаху в кристалі повинна бути мінімальною для того, щоб не відбувалося накладення на неї подальших сцинтиляцій. Для кристала NaI(Tl) час висвічування – 230 нс, що дозволяє досягати високих швидкостей рахунку.

Для забезпечення прозорості кристала тільки для сцинтиляційних спалахів його зовнішня поверхня звичайно покривається тонким шаром алюмінію, який вільно пропускає гамма-кванти, але непрозорий для видимих променів.

Недоліки кристала NaI(Tl):

- висока вартість,
- крихкість,
- гігроскопічність,
- низька стійкість до механічних і температурних дій (допустимий перепад температури – не більше 5 градусів в годину) [7, 8].

Найважливішою властивістю неорганічних сцинтиляторів, у тому числі NaI(Tl), є пропорційність інтенсивності світлового спалаху величині енергії гамма-випромінювання, поглиненої в кристалі. Амплітуда електричного імпульсу на аноді фотоелектронного помножувача пропорційна поглиненій в сцинтиляторі енергії.

В гамма-камері світловий потік, що виникає в детекторі, потрапляє на різні фотоелектронні помножувачі пропорційно їх відстані від місця виникнення сцинтиляції. Амплітуда імпульсу на виході кожного фотоелектронного помножувача пропорційна інтенсивності світлового потоку, що потрапляє на фотокатод. Амплітуда імпульсу до того ж несе інформацію про віддаленість фотоелектронних помножувачів від місця виникнення сцинтиляції. Сукупність імпульсів на виході всіх фотоелектронних помножувачів несе інформацію про енергію одного фотона випромінювання, передану детектору. На базі інформації про енергію одного фотона, координати відгуку (координатах ФЕП, на яких з'являється реакція) і амплітуди цих відгуків можна обчислити координати площини, на якій з даною інтенсивністю відбулася взаємодія фотона з матеріалом детектора.

Спектр випромінювання обумовлений наступними складовими:

- первинне колімоване випромінювання.
- розсіяне випромінювання.
- проникаюче випромінювання.

Первинне колімоване випромінювання утворене фотонами, які не взаємодіють з тканинами пацієнта. Вони проходять отворами коліматора і передають всю свою енергію кристалу детектора. Ці фотони утворюють в спектрі детектора виразний пік, який називається фотопіком.

Розсіяне випромінювання утворене фотонами, які взаємодіяли з тканинами пацієнта (комptonівське розсіяння), внаслідок чого втратили частину енергії, а також фотонами, які взаємодіють з речовиною коліматора. Вторинний квант детектується кристалом. Оскільки втрата енергії при комptonівському ефекті довільна, комptonівська частина спектру безперервна і лежить нижче від лінійної частини спектру тих фотонів, які не взаємодіяли з речовиною.

Проникаюче випромінювання утворено фотонами, які пройшли через септи коліматора або зовнішній екран блоку детектування.

Розсіяне і проникаюче випромінювання призводять до розмиття образу розподілу радіоактивності і погіршують просторову роздільну здатність.

Процес взаємодії гамма-кванта з речовиною кристала можна розділити на 3 типи:

- внутрішній фотоэффект.
- комptonівське розсіювання.
- кратне комptonівське розсіювання з поглинанням всіх квантів вторинного випромінювання.

При внутрішньому фотоэффекті фотон передає всю свою енергію детектору. Світлові спалахи виникають вздовж дуже короткого шляху електрона протягом короткого часового інтервалу. Якщо позиційна інформація при подальшій обробці не буде спотворена, зареєстрована координата спалаху точно відповідатиме місцю поглинання гамма-кванта.

Комptonівське розсіяння з утворенням вторинного кванта. Частина енергії первинного кванта передається комptonівському електрону (викличе сцинтиляцію), а надлишок пройде далі у вигляді вторинного фотона гамма-випромінювання, який не буде поглинений детектором. Оскільки імпульс (реакція на комptonівський електрон) буде малим по амплітуді, він не буде зареєстрований.

Кратне комptonівське розсіяння з поглинанням всіх квантів вторинного випромінювання. За рахунок цієї взаємодії погіршується просторова роздільна здатність. Послідовні спалахи, що виникають в кристалі, можуть з'являтися практично одночасно, але завжди в різних місцях. За рахунок кратної сцинтиляції в різних ділянках кристала визначення координат спалаху здійснюватиметься з помилкою. Значення цієї помилки залежить від геометрії самого комptonівського розсіяння, від енергії первинного фотона гамма-випромінювання. Така взаємодія частіше виникає при детектуванні фотонів високих енергій.

Коефіцієнт перетворення фотопіку – відношення кількості фотонів, які утворили сцинтиляцію і були зареєстровані у фотопіку до загальної кількості фотонів, падаючих на кристал. Диференціальний дискримінатор дозволяє значно збільшити просторову роздільну здатність, але значно зменшує коефіцієнт перетворення фотопіку (не реєструє розсіяне і проникаюче випромінювання).

Детектування імпульсів у фотопіку доцільно починати з енергій 60-70 кеВ. При низьких енергіях при комptonівському розсіянні електрону передається така мала частина енергії, що область фотопіку практично лежить в комptonівській області спектру. Верхня межа енергії гамма-випромінювання обме-

жується як конструкцією коліматорів, так і товщиною кристала. Верхня межа детектування – до 600 кеВ.

Важливе значення має товщина кристалу. За допомогою товстого кристала неможливо досягти високої роздільної здатності гамма-камери, а у разі застосування надто тонкого кристала її чутливість може виявитись недостатньою. У переважній більшості сучасних гамма-камер товщина сцинтиляційних кристалів становить 9,5 мм, а в камерах, спеціально призначених для досліджень з використанням ^{99m}Tc та з іншими низькоенергетичними випромінювачами, – лише 6 мм. Зниження товщини кристала дозволило покращити роздільну здатність гамма-камер. Шукають компроміс між чутливістю і роздільною здатністю (зворотно пропорційна залежність). Для реєстрації анігіляційного випромінювання використовують кристали завтовшки $5/8''$ (15,9 мм), $3/4''$ (19 мм) і $1''$ (25,4 мм).

Розміри поля зору гамма-камери залежать від діаметра кристала. В сучасних гамма-камерах використовуються здебільшого прямокутні детектори з корисним полем зору до 40-41х54-55 см. Їхнє поле зору охоплює, наприклад, обидві легені, обидві нирки із сечоводами та сечовим міхуром або печінку з селезінкою та частиною кишечника.

Світловод. Для оптичного сполучення сцинтиляційного кристала і ФЕП застосовують світловод, який виготовляють з прозорої пластмаси. Застосування світловода дозволяє зменшити флюктуації в ефективності знімання світла по поверхні сцинтилятора. Із збільшенням товщини світловода однорідність і лінійність зображення поліпшуються, а просторове розрізнення погіршується.

Блок фотоелектронних помножувачів. Фотоелектронний помножувач – вакуумний пристрій, що має в своєму складі анод, проміжні електроди (диноди), анод. В сцинтиляторі при повному або частковому поглинанні енергії падаючих на нього гамма-квантів виникають світлові спалахи (сцинтиляції) дуже низької інтенсивності. Слабкі світлові спалахи від сцинтилятора спочатку потрапляють на фотокатод фотоелектронного помножувача, на якому світлова енергія спалахів перетворюється в потік вибитих з фотокатода електронів. Потім ці фотоелектрони за допомогою електричного поля прискорюються і прямують на перший електрод (динод) системи помноження ФЕП.

В результаті того, що електрони потрапляють на динод, маючи високу швидкість, кожний з них вибиває з матеріалу електрода декілька вторинних електронів, які у свою чергу прискорюються і потрапляють на другий динод. Оскільки з кожного динода випускається більше електронів, ніж на нього падає, у фотоелектронному помножувачі розвивається лавиноподібний процес. На аноді виникає електричний імпульс певної амплітуди.

Коефіцієнт підсилення фотоелектронного помножувача – відношення струмів анода і фотокатода.

$$M = \prod_{i=1}^m \sigma_i \gamma_i,$$

m – кількість динодів,

σ_i – коефіцієнт вторинної емісії i -го динода,

γ_i – коефіцієнт збирання.

При $\gamma_i = 1$: $M = \sigma^m$

Коефіцієнт підсилення фотоелектронного помножувача можна регулювати, змінюючи напругу на катоді ФЕП або між динодами. Фотоелектронні помножувачі ретельно підбирають по коефіцієнту підсилення з тим щоб спростити регулювання для отримання однорідного розподілу чутливості по поверхні сцинтилятора при подачі високої напруги.

Просторове розрізнення гамма-камери залежить багато в чому від діаметра фотоелектронних помножувачів (чим менше діаметр, тим вище розрізнення). Гамма-камери з фотоелектронними помножувачами діаметром 2 дюйми (5,08 см) мають більш високе просторове розрізнення, ніж гамма-камери з ФЕП діаметром 3 дюйми (7,62 см). Бажано мати фотоелектронні помножувачі гексагонального перетину, що забезпечує найбільше перекриття площі сцинтиляційного кристала.

Схема формування координатних і енергетичного сигналу. Розподіл світла між окремими фотоелектронними помножувачами, а отже, і амплітуда імпульсів, що виникають на анодах ФЕП, залежать як від розташовування помножувачів відносно сцинтиляції, так і від її інтенсивності. Завдяки наявності світловода, віддаляючого фотокатода фотоелектронних помножувачів від сцинтилятора, зони чутливості різних ФЕП перекриваються. Тому кожну сцинтиляцію реєструють відразу декілька фотоелектронних помножувачів. Мінімальну амплітуду мають імпульси на ФЕП, віддалених від місця виникнення сцинтиляції. Максимальна амплітуда – на виході фотоелектронного помножувача, розташованого над сцинтиляцією.

В повністю цифровій гамма-камері на виході передпідсилювачів фотоелектронних помножувачів відбувається перетворення сигналів з аналогової в цифрову форму. Кількість аналого-цифрових перетворювачів дорівнює кількості фотоелектронних помножувачів. Всі подальші операції над сигналами здійснюється програмним шляхом в цифровій формі. Таким чином, блок детектування повністю цифрової гамма-камери є пристроєм введення даних в комп'ютер.

Детектуюча головка закріплена на штативному пристрої, що дозволяє встановлювати та фіксувати її у потрібному положенні. В електрично зв'язаному з детектуючою головою пульті гамма-камери знаходяться джерело живлення ФЕП, амплітудний аналізатор, електронний осцилограф, таймер, лічильник імпульсів, а також інші пристрої, що управляють роботою гамма-камери.

Гамма-камеру можна представити як сукупність трьох основних функціональних елементів: детектуючої системи, коліматора та системи збору, обробки і візуалізації інформації.

Детектуюча система гамма-камери визначає положення точок потрапляння гамма-квантів на поверхню детектора та видає цю інформацію у вигляді координатних електричних сигналів.

Характер і точність отримуваних проєкцій залежать від типу і властивостей коліматора.

Система збору, обробки і візуалізації інформації. Для вирішення різноманітних завдань отримані дані

вимагають додаткової обробки. Важливе значення має і кореляція різноманітних апаратурних похибок, що виникають під час сцинтиграфічної зйомки.

Аналогові гамма-камери не здатні вирішувати різноманітні задачі радіонуклідної діагностики. Потрібна комп'ютерна обробка даних. Комп'ютер не здатний сприймати інформацію в тому вигляді, в якому вона міститься в координатних сигналах, тобто у формі амплітудних значень напруг X- і Y-сигналів. Необхідно перетворити амплітуду координатних сигналів в цифрову форму за допомогою аналого-цифрових перетворювачів. Імпульсну послідовність в двійковій системі записують в комірки матриці (піксели) зображення, що формується. Елементами матриці є числа зареєстрованих гамма-квантів. Використовують матриці розмірністю від 32x32 до 1024x1024 пікселів.

Байтова матриця (8 біт) може містити 255 імпульсів на 1 піксел.

Матриця Word (2 байти – 16 біт) може містити 65595 імпульсів на 1 піксел. Застосовується при великій статистиці рахунку.

Запам'ятовуючі пристрої: оперативна і зовнішня пам'ять (вінчестери, оптичні диски).

Для відтворення інформації використовують кольоровий дисплей. Відбувається перетворення цифрової інформації в сцинтиграму. Дані представляються у вигляді ізозон рахунку, які відображаються кольорами залежно від вибраної палітри. Число відтінків кольору визначається кількістю бітів пам'яті, яка виділяється на 1 піксел: 8 бітів – 256, 16 бітів – 65596, 24 біти – 16, 8 млн. відтінків кольору і т.д.

Гамма-камери характеризуються базовими показниками, що визначають технічний рівень даного виду виробів [9]. Всі характеристики гамма-камери можна розділити на системні і власні. Системні характеристики вимірюються для гамма-камери разом з коліматором, при цьому значення характеристик для різних коліматорів істотно відрізняються. Оскільки гамма-камери забезпечені змінними коліматорами, поряд з системними розглядають власні характеристики гамма-камер, що вимірюються без коліматора. Визначення і методи вимірювання системних і власних характеристик гамма-камер встановлені стандартами IEC (International Electrotechnical Commission) – IEC 60789:2005 «Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices – Anger type gamma cameras» – «Характеристики та методи випробувань радіонуклідних візуалізуючих пристроїв – гамма-камер типу Ангера».

У США вимоги в цій області регламентуються стандартом національної асоціації власників електротехнічних підприємств (NEMA) Standards Publication NU 1-2001 «Performance Measurements of Scintillation Cameras» («Продуктивність вимірювання сцинтиляційних камер»). Основні вимоги NEMA збігаються з вимогами IEC.

Згідно з вимогами МАГАТЕ використання гамма-камер повинно здійснюватися у відповідності зі стандартами IEC або з національно визнаними в державі аналогічними стандартами. Виробники гамма-камер

проводять випробування і приводять технічні характеристики у відповідність до стандартів IEC і NEMA. До основних контрольованих характеристик, на підставі яких проводиться оцінка і порівняння якості гамма-камер, відносяться:

- просторове розрізнення;
- просторові спотворення (нелінійність);
- чутливість;
- неоднорідність чутливості;
- енергетичне розрізнення;
- характеристика швидкості рахунку (швидкодія).

В гамма-камері розрізняють:

- загальне поле зору – TFOV (Total Field of View);
- корисне поле зору – UFOV (Usefull Field of View);
- центральне поле зору – CFOV (Central Field of View).

Корисне поле зору – область з радіусом, що становить 95% радіуса розподілу, створюваного однорідним джерелом. Центральне поле зору – область з радіусом, що становить 75% того ж значення. Корисне поле зору менше загального поля зору, що пов'язано з наявністю «мертвого» простору, обумовленого формою ФЕП та особливостями формування зображення.

Наведені тут аббревіатури широко застосовують в міжнародних та вітчизняних публікаціях та є загальноприйнятими.

1. Просторове розрізнення характеризує здатність концентрувати в точку розподіл щільності відліків на зображенні точкового джерела. Кількісні вимірювання просторового розрізнення проводяться шляхом визначення функції розсіювання (розширення, розмивання) лінії (ФРЛ) при впливі на детектор лінійного джерела. Як критерій просторового розрізнення використовуються значення:

- повна ширина ФРЛ на рівні половинної інтенсивності – Full Width at Half Maximum (FWHM);
- повна ширина ФРЛ на рівні 10%-ї інтенсивності – Full Width at Tenth Maximum (FWTM) (рис. 2).

Розрізняють:

- власне просторове розрізнення (Intrinsic Spatial Resolution) – FWHM в UFOV; FWHM в CFOV; FWTM в UFOV; FWTM в CFOV;

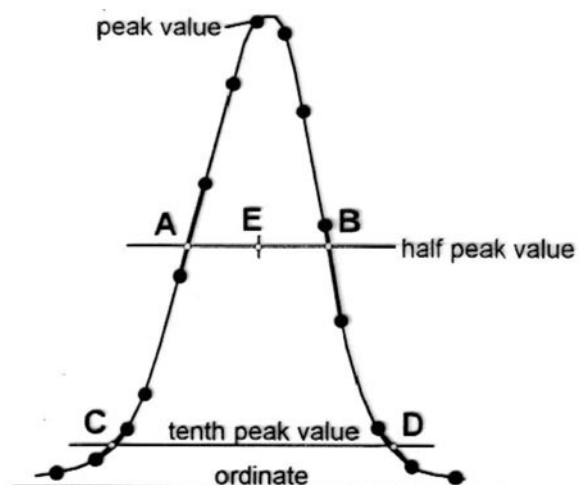


Рис. 2. Визначення FWHM (відрізок AB) та FWTM (відрізок CD)

— системне просторове розрізнення (System Spatial Resolution) – FWHM в UFOV; FWHM в CFOV; FWTM в UFOV; FWTM в CFOV.

Вимірювання системного просторового розрізнення проводять за допомогою лінійних джерел, які представляють собою заповнену радіонуклідом трубку внутрішнім діаметром 1 мм і довжиною, приблизно рівною ширині поля зору детектора. Трубку розташовують так, щоб її вісь була перпендикулярна до осі коліматора і паралельна одній з електронних осей (X, Y). За результатами аналізу зображень найбільше отримане середнє значення ширини лінії розподілу приймають за величину власного просторового розрізнення.

Вимірювання власного просторового розрізнення проводять за допомогою спеціального лінійного щілинного фантома для вимірювання власного розрізнення і просторової нелінійності. Діаметр фантома повинен бути більшим, ніж поле зору детектора досліджуваної гамма-камери. Проводять накопичення двох зображень для положення щілин фантома по осях X і Y. Потім отримане зображення розбивають на смуги 30 мм і для кожної виділеної смуги обчислюють середнє значення ширини лінії розподілу і найбільше отримане значення приймають за величину власного просторового розрізнення.

2. Просторова нелінійність характеризує спотворення зображення лінійного джерела. Для кількісної оцінки нелінійності використовується величина максимального відхилення реального зображення (виражена в мм) від ідеального зображення прямолінійного лінійного джерела. При цьому ідеальна лінія розраховується методом найменших квадратів за піками розподілу зображення лінійного джерела.

Розрізняють:

- власну просторову лінійність абсолютну (Intrinsic Spatial Linearity absolute); вимірюється в UFOV, CFOV;
- власну просторову лінійність диференціальну (Intrinsic Spatial Linearity differential); вимірюється в UFOV, CFOV.

Визначення власної просторової лінійності проводять при вимірі власного просторового розрізнення. Отримують дві групи даних: одну - з щілинами, паралельними осі X; іншу - з щілинами, паралельними осі Y. Диференціальну лінійність поля зору детектора знаходять як стандартне відхилення всіх вимірних відстаней, одержуваних від двох груп даних. Абсолютну лінійність визначають методом найменших квадратів, при обробці зображень паралельних ліній в кожній з двох груп даних окремо. Абсолютну лінійність розраховують як найбільше значення відхилень по осях X і Y в міліметрах між лініями, що спостерігаються і розрахованими лініями в полі зору детектора.

3. Системна чутливість (System Sensivity) визначає ефективність реєстрації гамма-випромінювання для різних коліматорів і радіонуклідів. Виражається відношенням швидкості рахунку до активності плоского джерела з радіонуклідом. Вимірюється за допомогою спеціального циліндричного фантома для вимірювання системної чутливості

і швидкості рахунку, розташованого на поверхні коліматора перпендикулярно до його осі. Системна чутливість кількісно визначається в імпульсах в секунду, віднесених до одиниці активності (імп/с/Бк) або в імп/хв/мкКі.

4. Неоднорідність чутливості по полю зору гамма-камери визначається у вигляді узагальненої (інтегральної) оцінки неоднорідності і у вигляді локальної (диференціальної) оцінки. Інтегральна неоднорідність характеризує діапазон максимальних варіацій чутливості в межах поля зору гамма-камери і визначається за формулою:

$$U(\%) = 100 \times ((N_{\max} - N_{\min}) / (N_{\max} + N_{\min})),$$

де N_{\max} і N_{\min} – максимальне і мінімальне число відліків в елементі зображення для матриці 64x64 пікселя.

Диференціальна неоднорідність характеризує максимальну швидкість зміни чутливості на невеликій, заздалегідь визначеній певній ділянці в межах поля зору і визначається за аналогічною формулою.

При цьому за N_{\max} і N_{\min} приймається максимальне і мінімальне значення накопичення в 5 сусідніх елементах зображення. Розрахунок проводиться для всіх можливих горизонтальних і вертикальних груп з 5 елементів зображення. За величину власної диференціальної неоднорідності приймають максимальне значення N, отримане для всіх можливих груп.

Розрізняють:

- власну інтегральну неоднорідність (Intrinsic Uniformity integral);
- власну диференціальну неоднорідність (Intrinsic Uniformity differential);
- системну інтегральну неоднорідність (System Uniformity integral);
- системну диференціальну неоднорідність (System Uniformity differential).

Вимірювання власної неоднорідності проводять без коліматора. при цьому однорідне засвічування поля зору створюється за допомогою точковим джерелом ^{99m}Tc або ^{57}Co , розташованого на відстані п'ятикратного максимального розміру поля зору детектора від поверхні кристала блоку детектування.

Вимірювання системної неоднорідності з коліматором проводять за допомогою однорідного джерела гамма-випромінювання (як правило, заливне однорідне джерело з ізотопом ^{99m}Tc), який встановлюється безпосередньо на поверхні коліматора. Збір зображення однорідного джерела проводять в матриці 64x64 пікселя, при цьому загальне накопичення повинно бути не менше 25000000 відліків.

5. Власне енергетичне розрізнення (Intrinsic Energy Resolution) – відбиває здатність виділити окремі гамма-кванти випромінювання або найменші коливання енергії гамма-випромінювання.

Визначається без коліматора при однорідному засвічуванні поля зору за допомогою точкового джерела ^{99m}Tc або ^{57}Co , розташованого на відстані п'ятикратного максимального розміру поля зору детектора від поверхні кристала блоку детектування. За величину енергетичного розрізнення приймають

ся повна ширина на половині висоти фотопіка, виражена у відсотках від значення енергії фотопіка даного радіонукліда.

6. Швидкість рахунку (швидкодія) (Intrinsic Count Rate Performance).

Розрізняють:

- максимальну швидкість рахунку;
- швидкість рахунку при 20% втрат.

Характеристики швидкості рахунку є показниками швидкодії гамма-камери. Для їх визначення використовують циліндричний фантом. Необхідно побудувати графік залежності спостережуваної швидкості рахунку від істинної швидкості рахунку при змінній активності джерела для радіонуклідів з енергією, значення якої знаходиться між 300 і 400 кеВ. З графіка визначають значення вимірюваної швидкості рахунку, яка становить 80% істинної швидкості рахунку. У технічних даних гамма-камери зазвичай вказується швидкість рахунку для 20% енергетичного вікна, при якій через наявність мертвого часу втрачається 20% відліків.

Призначення комп'ютерів в комп'ютерно-сцинтиграфічних системах:

1. Збір даних.
2. Управління системою.
3. Корекція даних в реальному масштабі часу.
4. Запам'ятовування інформації, створення електронного архіву.
5. Обробка інформації. Поділяється на декілька категорій:
 - синтез нових зображень шляхом застосування алгоритмів реконструкції зображень;
 - обробка зображень з метою або зниження рівня статистичних шумів, або підсилення якої-небудь особливості зображення. Згладжування, фільтрація;
 - отримання цифрової або графічної інформації, що дозволяє отримати додаткову діагностичну інформацію.
6. Відображення і перетворення зображень.
 - збільшення, зменшення, обертання, складання, віднімання зображень;
 - серія зображень на екрані; режим кіно;
 - тривимірні зображення;
 - вибір палітри.
7. Комп'ютерні системи архівування і передачі зображень, отриманих різними методами промене-

вої діагностики. Створення комп'ютерних мереж.

Слід зазначити, що при планарній сцинтиграфії зображення є двовимірною проекцією тривимірного розподілу радіонукліда в організмі. Зображення розподілу радіофармпрепарату в різних шарах, паралельних вхідній поверхні коліматора, нашаровуються один на одного, погіршуючи контрастність зображення. Спостерігається маскуючий ефект структур, що накопичують відповідний радіофармпрепарат. Тому створені апарати, які дозволяють одержувати зрізи розподілу радіофармпрепарату в різних площинах – однофотонні емісійні комп'ютерні томографи і позитронні емісійні томографи. Методи емісійної комп'ютерної томографії (ОФЕКТ, ПЕТ) дозволяють отримати пошаровий розподіл радіофармпрепарату в тканинах організму, який не враховує внесок радіоактивності від вище- і нижчерозташованих шарів досліджуваного органу. Завдяки цьому поліпшується контрастність зображення, більш надійно виявляються осередки з аномальним накопиченням радіофармпрепарату («холодні» і «гарячі» вогнища»).

ЛІТЕРАТУРА

1. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й., Синькоп Ю.С. Системи відображення в медицині. – К.: ТОО "БЕК+". – 1999. – 317 с.
2. Костылев В.А., Калашников С.Д., Фишман Л.Я. Эмиссионная гамма-топография. – М.: Энергоатомиздат, 1988. – 240 с.
3. Технические средства медицинской интроскопии /Под ред. Б.И. Леонова. – М.: Медицина, 1989. – 304 с.
4. Щербина О.В. Гамма-камеры //Электроника и связь. – 2006. – №4. – С. 75 – 80.
5. Мечев Д.С., Щербина О.В. Ядерно-медицинская аппаратура: гамма-камеры //Радиологичний вісник. – 2007. – №1. – С. 15 – 18.
6. *Clinical Nuclear Medicine*. Eds. G. Cook, M. Maisey, K. Britton, V. Chengazy. London: Hodder Arnold, 2006. 915 p.
7. Национальное руководство по радионуклидной диагностике: в 2-х томах /В. Д. Завадовская (и др.); ред.: Ю. Б. Лишманов, В. И. Чернов. – Томск: СГТ. Т. 1. – 2010. – 290 с. Т. 2. – 2010. – 418 с.
8. Глобус М.Е., Гринев Б.В. Неорганические сцинтилляторы: новые и традиционные материалы. – Харьков: Акта, 2000. – 324с.
9. Логунова Г.Л. Анализ основных показателей медицинских гамма-камер //Искусственный интеллект. – 2010. №4. – С. 245-252.

ДИАГНОСТИКА КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИИ

Василюк К.О., Шармазанова О.П.
ИИЦ "Медицина Украины", г. Киев

Харьковская медицинская академия последипломного образования, г. Харьков

Вспышка COVID-19, классифицированная Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ) как глобальная пандемия, серьезно затронула европейские страны и поставила под угрозу возможности систем здравоохранения по оказанию оптимальной помощи пациентам. Пандемия требует, чтобы национальные системы здравоохранения и Европейский союз (ЕС) мобилизовали полный набор инструментов и ресурсов, чтобы остановить распространение вируса.

Следовательно, системы здравоохранения должны внедрять междисциплинарные и интегрированные решения, чтобы предлагать пациентам правильные варианты диагностики и лечения. Медицинская визуализация играет определенную роль в этом начинании, предлагая экспертные знания для точной диагностики и лечения пациентов с COVID-19.

В данном обзоре предлагаются краткие выборки из рекомендаций различных ресурсов.

Рекомендации ESR диагностике COVID-19

Радиологи, рентгенологи и другие специалисты медицинской визуализации играют важную роль в диагностическом процессе и, следовательно, в оказании помощи пациентам с COVID-19. Хотя подтверждение диагноза основывается на методе отбора проб ДНК, который называется «полимеразная цепная реакция» (ПЦР), но лучевая диагностика, в том числе и компьютерная томография (КТ), помогает выявить легочные изменения и стратифицировать пациентов, отобранных из клинического теста первой линии для уменьшения нагрузки на оборудование для тестирования ДНК.

Опыт показывает, что КТ не следует рассматривать как вариант скрининга для пациентов с легкими или отсутствующими симптомами болезни. Тем не менее, пациентам с тяжелыми респираторными симптомами КТ может быть полезна, решение остается на усмотрение лечащего врача и зависит от наличия оборудования. КТ также может быть использована у пациентов с легким течением COVID-19, которые имеют сопутствующие заболевания, такие как диабет, ожирение, хронические респираторные заболевания и т.д. Однако для любого окончательного подтверждения диагноза требуется ПЦР-тест, даже если изменения КТ свидетельствуют о наличии COVID-19 и первый тест ПЦР был отрицательным. По сути, медицинская визуализация поддерживает выборку ДНК и дополняет ее для определения правильного диагноза и распространенности COVID-19.

Советы Европейского общества радиологов (ESR) и Европейского общества торакальной визуализации (ESTI):

Какие методы визуализации можно использовать при подозрении на пневмонию COVID-19 и у пациентов с подтвержденным COVID?

Рентгенография грудной клетки (РГГК) не чувствительна к обнаружению симптома матового стекла, которое является основным проявлением пневмонии COVID-19. РГГК не должна использоваться в качестве метода первой линии и применяется у пациентов, поступающих в отделения интенсивной терапии, которым не может быть сделана КТ.

УЗИ грудной клетки не позволяет дифференцировать бактериальные и вирусные пневмонии, а также отек легких и инфекцию. УЗИ используется у постели больного для диагностики осложнений, таких как пневмоторакс при искусственной вентиляции легких или плевральные выпоты, и может помочь в регулировке искусственной вентиляции легких или мониторинге за количеством плевральной жидкости.

В тех случаях, когда УЗИ уместно и необходимо (например, у беременных женщин, детей, пациентов отделения интенсивной терапии), его следует проводить у постели больного, чтобы избежать транспортировки пациента и последующего воздействия на персонал.

Использование ультразвука для других органов должно быть ограничено показаниями, которые могут влиять на результаты лечения пациентов. Если маловероятно, что УЗИ даст дополнительную диагностическую информацию, то предпочтение следует отдать КТ (даже в тех случаях, когда УЗИ могут использоваться первыми в обычных обстоятельствах). При использовании КТ персонал должен быть в средствах защиты от инфекции: необходимы четкие руководящие указания по инфекционному контролю. На момент написания (8 марта 2020 г.) были приняты следующие меры предосторожности: медицинская маска, халат, перчатки и средства защиты глаз.

Необходимо помнить, что вирусы COVID-19, распространяемые в основном крупными каплями, могут оставаться жизнеспособными на поверхности до 24 часов, но теряют инфекционность при использовании дезинфицирующих средств.

На ранней стадии заболевания КТ, как правило, показывает двусторонний симптом матового стекла с преимущественно периферическим субплевральным расположением. Такие изменения могут быть довольно обширными в субплевральных областях, но могут быть более очаговыми округлой формы. Внутрилобулярные ретикулярные изменения можно увидеть на фоне матового стекла, что обычно связано с более тяжелой стадией заболевания.

Важно знать, что КТ грудной клетки, по сообщениям, не демонстрирует никаких отклонений в первые 3 дня болезни (день 0 - день 2) у 56% пациентов. И наоборот, у пациентов без симптомов могут быть выявлены изменения при КТ, хотя с меньшим количеством вовлеченных сегментов легких, чем у симптоматических пациентов.

КТ не следует проводить в качестве скрининг-теста у пациентов с легкими или отсутствующими

симптомами COVID-19. После клинической оценки пациентов с респираторными симптомами, такими как одышка и кашель, степень тяжести, направление на КТ оставляется на усмотрение клиники и зависит от местных ресурсов.

КТ также может быть использована у пациентов с легкими симптомами COVID-19, которые имеют сопутствующие заболевания, такие как диабет, ожирение, хронические респираторные заболевания и т.д. Важно отметить, что хотя результаты COVID-19 при КТ характерны, для окончательного диагноза требуется положительный тест RT-PCR.

В случае изначально отрицательных RT-PCR и изменений КТ, при наличии клиники COVID-19, RT-PCR следует повторить, чтобы определить, был ли это ложноотрицательный результат. Чувствительность RT-PCR зависит от того, какой тест использовался, от качества мазка из зева и интенсивности вирусной нагрузки.

КТ позволяет оценить степень тяжести заболевания на исходном уровне, что может помочь в прогнозировании неблагоприятного исхода и необходимости вентиляции. Если у пациентов с ограниченным распространением заболевания требуется необходимость кислородной терапии, следует заподозрить другие диагнозы, особенно легочную эмболию, и может быть показано дополнительное назначение КТ с контрастным усилением. КТ также позволяет идентифицировать признаки отека легких, что повышает подозрение на миокардит, связанный с COVID-19, и в этом случае может потребоваться измерение тропонина и эхокардиографии.

<https://www.rsna.org/news/2020/April/Fleischner-Statement-COVID-19?fbclid=IwAR2B5uaF88TBxjD4lHkSSyHKqeVqSLO2wj8-t3CftkMwJJoRBaCHtjtDnY>

Многонациональное консенсусное заявление Общества Флейшнера о роли визуализации грудной клетки в ведении пациентов с COVID-19:

КТ и рентгенография грудной клетки являются ключевыми инструментами в диагностике и лечении многочисленных респираторных заболеваний, но их роль в лечении COVID-19 не рассматривалась в контексте многих переменных, включая тяжесть респираторного заболевания, предварительное тестирование, факторы риска прогрессирования заболевания и критические ограничения ресурсов.

Визуализация грудной клетки, показана для пациентов с тяжелыми или активно прогрессирующими симптомами:

Результаты показали, что визуализация обычно не показана у бессимптомных лиц или пациентов с подозрением на COVID-19 и легкими клиническими формами. Использование визуализации грудной клетки показано пациентам с COVID-19, у которых прогрессирует дыхательная недостаточность. Визуализация также показана пациентам с умеренными и тяжелыми признаками COVID-19 независимо от результатов первичного теста на COVID-19.

Группа также обнаружила, что КТ подходит пациентам с функциональными нарушениями и/или гипоксемией (низким уровнем кислорода в крови) после диагностики COVID-19.

Согласно консенсусному заявлению Общества Флейшнера, опубликованному 7 апреля 2020 года 101:

- визуализация не показана пациентам с подозрением на COVID-19 и легкими клиническими признаками, если только они не подвержены риску прогрессирования заболевания
- визуализация показана у пациента с COVID-19 и ухудшением состояния дыхания
- в условиях ограниченных ресурсов визуализация показана для медицинской сортировки пациентов с подозрением на COVID-19, имеющих клинические признаки средней тяжести и высокую вероятность заболевания до тестирования. Кроме того, выполнение КТ регулярно для больших групп пациентов несет дополнительные риски 115 :
- повышенный риск передачи вируса (персоналу, пациентам и лицам, осуществляющим уход), поскольку положительные и отрицательные пациенты с COVID-19 находятся в непосредственной близости в отделении радиологии
- дополнительные воздействия ионизирующего излучения

(Rubin GD, Ryerson CJ, Haramati LB et al (2020) The role of chest imaging in patient management during the COVID-19 pandemic: a multinational consensus statement from the Fleischner Society. Radiology. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020201365:201365>)

ВОЗ: СООБРАЖЕНИЯ ДЛЯ ОТДЕЛОВ МЕДИЦИНСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Хотя рентгенография грудной клетки менее чувствительна, чем КТ, обычно это метод визуализации первой линии, используемый для пациентов с подозрением на COVID-19. Для простоты дезактивации предпочтительным является использование портативных рентгенографических устройств.

Пациенты, нуждающиеся в общей рентгенографии, должны получать ее на месте (для ограничения транспортировки пациентов) или в специальных отделениях. Пациенты, которым требуется транспортировка в отделения, должны носить маску от и до отделения. Машины, включая любое вспомогательное оборудование, используемое во время транспортировки, должны быть очищены после нее 40 . Рекомендуется , чтобы какие-либо исследования визуализации проводили два рентгенолога, используя «чистую, один в контакте с пациентом» системой для минимизации перекрестного загрязнения. Возбудитель, SARS-CoV-2, может выживать на поверхностях до 72 часов, что усиливает необходимость защиты оборудования с помощью барьеров, таких как крышки, и тщательной очистки оборудования между пациентами.

Существуют описание исследования переносных рентгеновских снимков грудной клетки, выполненных через стеклянное окно в комнате пациента, для уменьшения воздействия на персонал и количества средств индивидуальной защиты, хотя ведомственные протоколы могут значительно различаться.

Основные результаты исследования COVID-19 на рентгенограмме грудной клетки и КТ — атипичная пневмония или организирующая пневмония.

Однако визуализация имеет ограниченную чувствительность к COVID-19, так как до 18% больных демонстрируют нормальные рентгенограммы грудной клетки или КТ при легкой или ранней стадии

заболевания, но это снижается до 3% при тяжелой болезни. Двусторонняя и/или мультилобарная локализация характерна.

Из пациентов с COVID-19, нуждающихся в госпитализации, у 69% были выявлены изменения на рентгенограммах грудной клетки в начальный момент поступления, а у 80% были рентгенологические отклонения в период госпитализации. Результаты наиболее обширны примерно через 10-12 дней после появления симптомов.

Наиболее частыми находками являются снижение прозрачности легкого, которое описывают как консолидацию или, реже, «симптом матового стекла» (СМС –GGO). Локализация чаще всего двусторонняя, периферическая, а нижняя зона преобладает. В отличие от паренхиматозных нарушений, плевральный выпот встречается редко (3%).

Текущая рекомендация многих научных обществ и профессиональных радиологических ассоциаций заключается в том, что визуализация не должна использоваться в качестве средства скрининга/диагностики для COVID-19, а должна использоваться только для оценки осложнений

Использование КТ в качестве основного инструмента скрининга не рекомендуется, потому, что эти исследования имели тенденцию страдать от неправильного отбора, а недавний (апрель 2020 г.) мета-анализ сообщил об высокой чувствительности 94%, но низкой специфичности 37% КТ. В странах с низкой распространенностью вируса (<10%) положительная прогностическая ценность теста-ПЦР была в десять раз выше, чем при КТ грудной клетки.

Пациентам, которым требуется КТ, должны получить неконтрастную КТ грудной клетки (если не указано йодированное контрастное вещество) с реконструкцией объема с толщиной среза от 0,625 мм до 1,5 мм (без зазора). Если указано йодированное контрастное вещество, например, легочная ангиография КТ (КТАЛ), не-контрастное сканирование следует рассматривать до введения контраста, т.к. контраст может повлиять на интерпретацию СМС.

Первичные результаты КТ у взрослых были описаны в ряде статей:

- симптом матового стекла (GGO) : двусторонний, субплевральный, периферический.
- симптом «бульжной мостовой» (GGOs и среди-/внутри очаговые септальные утолщения)
- консолидация воздушного пространства
- бронхо-сосудистое утолщение в очаге поражения
- бронхоэктазы.

При ретроспективном исследовании 112 пациентов обнаружено у 54% бессимптомных пациентов пневмонические изменения на КТ.

Сообщается, что повторные результаты КТ грудной клетки имеют наибольшую дискриминационную ценность ($p < 0,001$):

- периферийное распределение
- непрозрачность матового стекла
- бронхососудистые утолщения

Атипичные результаты КТ:

- наблюдаются только у небольшого числа пациентов и должны вызывать беспокойство по поводу распространенной бактериальной пневмонии или других диагнозов;

- средостенная лимфаденопатия ;
- плевральные выпоты: могут возникнуть как осложнение COVID-19
- множественные мелкие легочные узелки (в отличие от многих других типов вирусной пневмонии)
- дерево-в-почках
- пневмоторакс
- кавитация

Временные изменения КТ

Описаны четыре стадии развития COVID-19 на КТ:

- Ранняя / начальная стадия (0-4 дня): только нормальная КТ или СМС (до половины пациентов имеют нормальную компьютерную томографию в течение двух дней после появления симптомов).
- прогрессивная стадия (5-8 дней): увеличение СМС и появление симптома «бульжной мостовой».
- Пиковая стадия (9-13 дней): консолидация.
- Стадия регрессии (> 14 дней): с улучшением течения заболевания появляются «фиброзные полоски», и изменения устраняются через месяц и более.

Ультразвук

Первоначальная работа с пациентами в Китае предполагает, что **УЗИ легких** может быть полезно при оценке критических больных пациентов с COVID-19. Наблюдаются следующие закономерности, имеющие тенденцию иметь двустороннее и постбазальное преобладание:

- несколько **В-линий**
 - в пределах от фокального до рассеянного с сохраненными областями 64
 - представляет утолщенную субплевральную межлобулярную перегородку
 - может также проявляться как знак светового луча, мимолетный, широко распространенный артефакт вертикальной реверберации, возникающий из-за правильной плевральной линии 128
- неровная утолщенная плевральная линия 63
- субплевральные уплотнения
 - может быть связано с локализованным плевральным выпотом
 - относительно аваскулярный с цветом потока Доплера опроса
 - легочная консолидация, как правило, связана с сохранением кровотока или гиперемии 65
- альвеолярное уплотнение
 - тканеподобный внешний вид с динамическими и статическими воздушными бронхограммами
 - связано с тяжелым, прогрессирующим заболеванием
- восстановление аэрации при восстановлении
 - повторное появление двусторонних линий.

(World Health Organization (2020) Coronavirus disease (COVID-19) technical guidance: laboratory testing for 2019-nCoV in humans. World Health Organization, Geneva Available via <https://www.who.int/emergencies/diseases/novel-coronavirus-2019/technical-guidance/laboratory-guidance>. Accessed 26 Mar 2020)

Корея:

Вспышка коронавирусной болезни 2019 года (COVID-19) началась в Ухани, Китай, в декабре 2019 года и быстро распространилась в соседние азиатские и западные страны.

30 января 2020 года Всемирная организация здравоохранения (ВОЗ) объявила COVID-19 чрезвычайной ситуацией в области общественного здравоохранения, имеющей международное значение [1], а 12 марта ВОЗ объявила COVID-19 как пандемию [2].

По состоянию на 8 апреля в мире было зарегистрировано в общей сложности 1 282 931 инфицированный пациент, с 72 774 смертельными исходами, а случаи COVID-19 были зарегистрированы в 211 странах или районах [2]. Учитывая нехватку наборов для тестирования обратной транскриптазы-полимеразной цепной реакции (ОТ-ПЦР) на тяжелый острый респираторный синдром коронавирус 2 (SARS-CoV-2), патоген, вызывающий COVID-19, недавние исследования показали, что компьютерная томография грудной клетки (КТ) может быть использована в качестве основного средства скрининга или диагностики в районах эпидемии [3-5]. Ai et al. [3] сообщили, что КТ грудной клетки обладает высокой чувствительностью (97%; 95% ДИ: 95%, 98%) для выявления COVID-19. Кроме того, производственный дефект в самых ранних тестовых наборах в Соединенных Штатах повысил ожидание того, что КТ грудной клетки станет основным методом скрининга или диагностики COVID-19 [6]. Тем не менее, низкая специфичность КТ грудной клетки обусловлена неспецифическими находками COVID-19, которые совпадают с данными других вирусных пневмоний, что вызывает беспокойство относительно клинической применимости КТ для скрининга COVID-19 [3, 7]. Если КТ имеет низкую положительную прогностическую ценность (PPV), пациенты получают ненужное облучение. Кроме того, большой объем рабочей нагрузки для персонала больницы и трудности с процедурами дезинфекции — это немаловажные проблемы, связанные с широким использованием КТ в качестве диагностического инструмента для COVID-19. Недавно Общество торакальной радиологии и Американское общество экстренной радиологии совместно опубликовали положение о том, что рутинный КТ-скрининг не рекомендуется для диагностики пациентов с COVID-19 [8].

США:

В связи с распространением COVID-19 в США растет интерес к роли и целесообразности рентгенограмм грудной клетки (СХР) и компьютерной томографии (КТ) для скрининга, диагностики и ведения пациентов с подозреваемым или известным COVID-19. Этому интересу способствуют ограниченная доступность на сегодняшний день наборов для тестирования на вирусы, беспокойство по поводу чувствительности к тестам из более ранних отчетов в Китае, а также растущее число публикаций, описывающих появление СХР и КТ в обстановке с известной или предполагаемой инфекцией COVID-19.

На сегодняшний день большая часть радиологических данных поступает из Китая. Некоторые исследования предполагают, что КТ грудной клетки, в частности, может быть положительным при постановке отрицательного теста. **Мы хотим подчеркнуть, что**

знание этого нового состояния быстро развивается, и не вся публикуемая и общедоступная информация является полной или актуальной.

Ключевыми задачами системы здравоохранения США в ответ на вспышку COVID-19 являются снижение заболеваемости и смертности, минимизация передачи заболеваний, защита медицинского персонала и сохранение функционирования системы здравоохранения.

ACR считает, что следующие факторы следует учитывать при использовании визуализации для подозреваемой или известной инфекции COVID-19:

- Центры контроля заболеваний (CDC) в настоящее время не рекомендуют СХР или СТ для диагностики COVID-19. Вирусное тестирование остается единственным специфическим методом диагностики. Требуется подтверждение диагноза с помощью вирусного теста, даже если результаты рентгенологического исследования свидетельствуют о наличии COVID-19 на СХР или КТ.
- Для первоначального диагностического тестирования подозреваемой инфекции COVID-19 CDC рекомендует собирать и тестировать образцы из верхних дыхательных путей (носоглоточные и ротоглоточные мазки) или из нижних дыхательных путей, если они доступны для вирусного тестирования.
- **Как правило, результаты визуализации грудной клетки при COVID-19 не являются специфическими и совпадают с другими инфекциями**, включая грипп, H1N1, SARS и MERS. Нахождение в разгар нынешнего сезона гриппа с гораздо более высокой распространенностью в США, чем COVID-19, еще более ограничивает специфичность КТ.
- Текущее заявление ACR Соответствие критериям по острым респираторным заболеваниям. Последнее обновление в 2018 году гласит, что КТ грудной клетки «обычно не подходит».
- Обзор из базы данных Cochrane систематических обзоров на рентгенограмме грудной клетки для острых инфекций нижних дыхательных путей пришел к выводу, что СХР не улучшал клинические исходы (продолжительность болезни) для пациентов с инфекцией нижних дыхательных путей; обзор включал два рандомизированных исследования, сравнивающих использование СХР с отсутствием СХР при острых инфекциях нижних дыхательных путей у детей и взрослых. Кроме того, существуют проблемы, связанные с инфекционным контролем в медицинских учреждениях, включая использование оборудования для визуализации:
 - Первичная медицинская помощь и другие медицинские работники пытаются ограничить посещения пациентов с подозрением на грипп или COVID-19 в медицинские учреждения, чтобы свести к минимуму риск распространения инфекции. CDC также попросил обследовать пациентов и посетителей медицинских учреждений на предмет симптомов острого респираторного заболевания, попросил их надеть хирургическую маску и пройти обследование в отдельной комнате с закрытой дверью.
 - В дополнение к очистке окружающей среды и дезактивации помещений, в которых находится

пациент с подозрением или известной инфекцией COVID-19 путем тщательной очистки поверхностей человеком, носящим надлежащее защитное оборудование, следует рассмотреть возможность прохождения воздуха в помещениях с фиксированной рентгенографией или КТ-сканером, прежде чем получать изображение следующего пациента. Вентиляция является важным фактором контроля воздушной передачи в медицинских учреждениях. В зависимости от скорости воздухообмена помещения могут быть недоступны в течение примерно 1 часа после визуализации зараженных пациентов; помещения после циркуляции воздуха должны быть проверены.

Эти меры по устранению загрязнения для последующих пациентов могут сократить доступ к получению исследования, что потенциально может привести к существенным проблемам для ухода за пациентами.

Исходя из этих соображений, ACR рекомендует:

- КТ не следует использовать для скрининга или в качестве теста первой линии для диагностики COVID-19
- КТ следует использовать экономно и зарезервировано для госпитализированных, симптоматических пациентов с конкретными клиническими показаниями к КТ. Соответствующие процедуры инфекционного контроля должны соблюдаться перед сканированием последующих пациентов.
- Учреждения могут рассмотреть возможность размещения портативных рентгенографических устройств в амбулаторных учреждениях для использования, когда CXR считаются необходимыми с медицинской точки зрения. Поверхности этих машин можно легко чистить, избегая необходимости приводить пациентов в рентгенологические кабинеты.
- Радиологам следует ознакомиться с КТ-инфекцией COVID-19, чтобы иметь возможность идентифицировать находки, соответствующие инфекции у пациентов, полученной по другим причинам.

(Обновлено 22 марта 2020 г.) В качестве промежуточной меры, пока не будет доступно более широкое тестирование на COVID-19, некоторые медицинские учреждения запрашивают КТ грудной клетки, чтобы сообщать о решениях относительно тестирования пациента на COVID-19, госпитализации пациента или другого лечения. ACR настоятельно рекомендует проявлять осторожность при таком подходе. Нормальная КТ грудной клетки не означает, что у человека нет инфекции COVID-19, а измененная КТ не является специфичной для диагностики COVID-19. Нормальная КТ не должна отговаривать пациента от карантина или предоставления другого клинически указанного лечения, если это нецелесообразно с медицинской точки зрения. Очевидно, что локально ограниченные ресурсы могут быть фактором в принятии такого решения.

(ACR (2020) ACR recommendations for the use of chest radiography and computed tomography (CT) for suspected COVID-19 infection. American College of Radiology, Virginia Available via

<https://www.acr.org/Advocacy-and-Economics/ACR-Position-Statements/Recommendations-for-Chest-Radiography-and-CT-for-Suspected-COVID19-Infection>. Accessed 26 Mar 2020)

На наш взгляд, интересны данные представленные группой авторов (Sergio Giuseppe Vancheri, Giovanni Savietto, Francesco Ballati et al.), в статье «Radiographic findings in 240 patients with COVID-19 pneumonia: time-dependence after the onset of symptoms» (European Radiology (30 May 2020).

Задачей исследования был анализ наиболее частых рентгенологических признаков COVID-19 и оценка эффективности рентгенографии грудной клетки (CXR) при выявлении легочных изменений. Для этого ретроспективно оценили CXR у 240 пациентов (70% мужчин, средний возраст 65 ± 16 лет) с симптомами инфекции SARS-CoV-2, подтвержденной RT-PCR. Пациенты были сгруппированы в четыре группы в зависимости от количества дней между появлением симптомов и CXR: группа A (0–2 дня), 49 пациентов; группа B (3–5 дней), 75 пациентов; группа C (6–9 дней), 85 пациентов; и группа D (> 9 дней) - 31 пациент. Оценивали тип изменения (ретикулярные изменения / симптом матового стекла (СМС/GGO) / консолидация) и локализацию (двусторонняя/односторонняя, верхнее/среднее/нижнее поля, периферические/центральные отделы). Статистическая значимость была проверена с использованием критерия хи-квадрат.

Результаты. Среди 240 пациентов, которым была сделана CXR, у 180 (75%) наблюдались изменения (группа A, 63,3%; группа B, 72%; группа C, 81,2%; группа D, 83,9%). СМС наблюдался у 124/180 пациентов (68,8%), ретикулярные изменения у 113/180 (62,7%) и консолидация у 71/180 (39,4%). Консолидация встречалась значительно реже ($p < 0,01$). Распределение по группам было следующим: изменение легочного рисунка (группа A, 70,9%; группа B, 72,2%; группа C, 57,9%; группа D, 46,1%), GGO (группа A, 67,7%; группа B, 62,9%; группа C 71%; группа D 76,9%) и консолидация (группа A 35,5%; группа B 31,4%; группа C 47,8%; группа D 38,5%). Изменения были двусторонними в 73,3%. Верхнее, среднее и нижнее поля поражались в 36,7%, 79,4% и 87,8% соответственно. Поражения были периферическими у 49,4%, центральными у 11,1%, сочетанными у 39,4%. Верхние поля и центральные зоны значительно реже вовлекались в патологический процесс ($p < 0,01$).

Авторы пришли к следующим выводам:

Наиболее частыми поражениями у пациентов с COVID-19 были СМС/GGO (промежуточная / поздняя фаза) и ретикулярные изменения (ранняя фаза), в то время как консолидация постепенно увеличивалась со временем. Наиболее часто поражение было двусторонним, периферическим и со средним / нижним преобладанием. Общий показатель отрицательного CXR составил 25%, который постепенно снижался с течением времени.

Ключевые моменты:

- Преобладающими изменениями в легких были GGO и ретикулярные изменения, тогда как консолидация была менее частой.
- Типичная схема распределения была двусторонней, периферической или как периферической, так

и центральной и включала преимущественно нижнюю и среднюю зоны.

- Рентгенография грудной клетки показала изменения легких у 75% пациентов с подтвержденной инфекцией SARS-CoV-2, диапазон варьировался от 63,3% (через 0–2 дня) до 83,9% (> 9 дней с момента появления симптомов).

«Недавние заявления нескольких влиятельных радиологических обществ [7, 8, 17-22] рекомендуют, чтобы КТ не использовалась в качестве инструмента первой линии для поддержки диагностики COVID-19, и поощряют использование CXR в сочетании с тестом RT-PCR. Наше исследование является одним из первых, которое решает эту проблему и

систематически описывает результаты CXR при поступлении при пневмонии COVID-19 По нашему опыту, общий показатель нормальных результатов CXR у пациентов с положительной ОТ-ПЦР составил 25% по сравнению с общим показателем нормальной КТ грудной клетки 0–22% [23, 24, 25], о чем сообщается в литературе.»

В данной статье авторами рекомендуется применение рентгенографии грудной клетки (75% выявленной патологии), начиная с первых дней заболевания и впервые описаны изменения по типу «матового стекла» на обычных рентгенограммах (выявленные в 68,8%), что заставляет пересмотреть наши возможности и провести свои исследования.

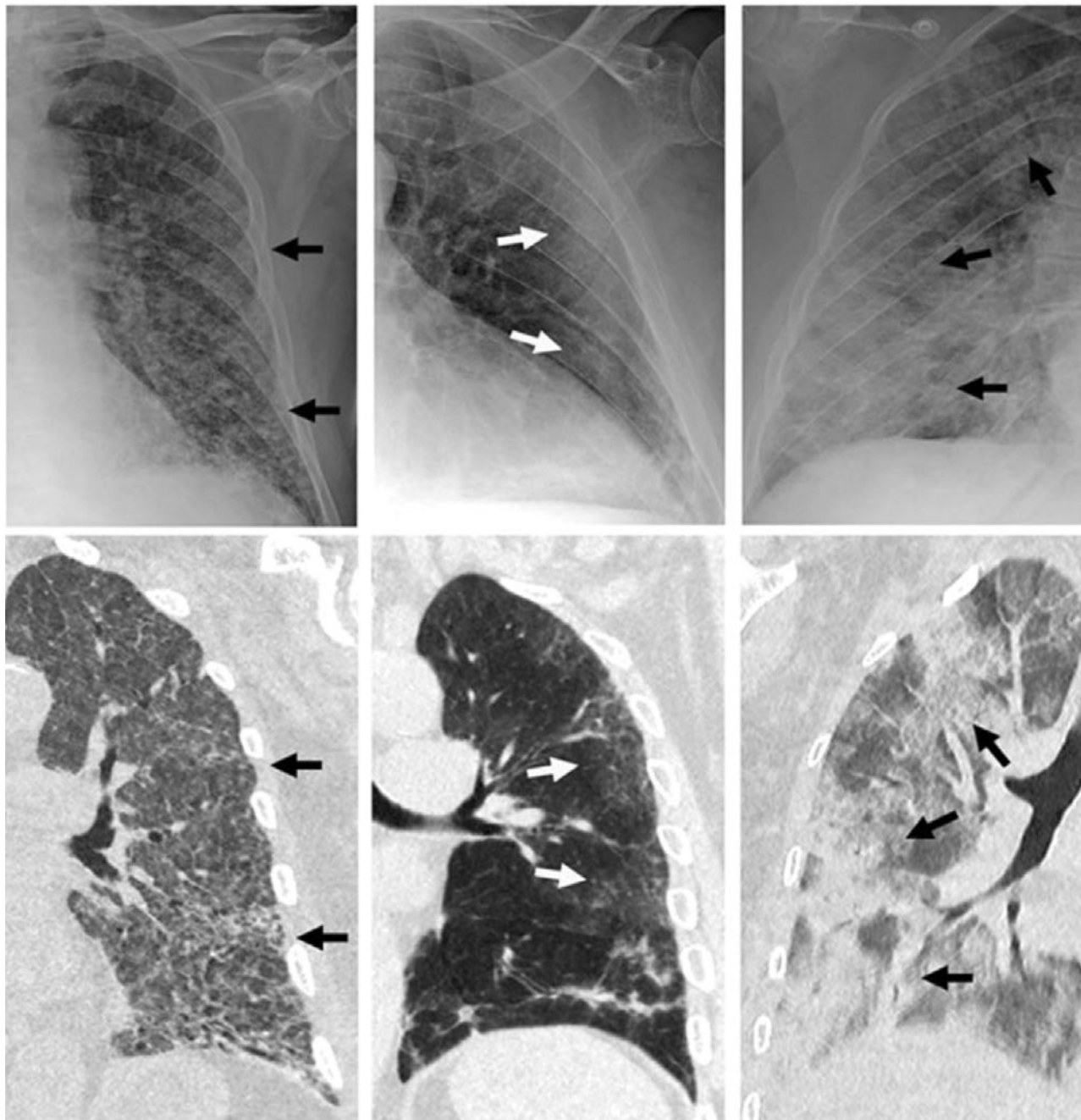


Рис. 1. Три основных изменения в рентгенографии грудной клетки и соответствующие результаты на КТ грудной клетки. Слева: диффузное ретикулярное изменение (стрелки). Соответствующая КТ показывает диффузное снижение прозрачности легких и утолщение межлобулярных перегородок (стрелки). Посередине: периферические симптомы матового стекла (стрелки). Справа: обширные уплотнения (стрелки). Соответствующая КТ показывает преобладающие консолидационные изменения (стрелки).

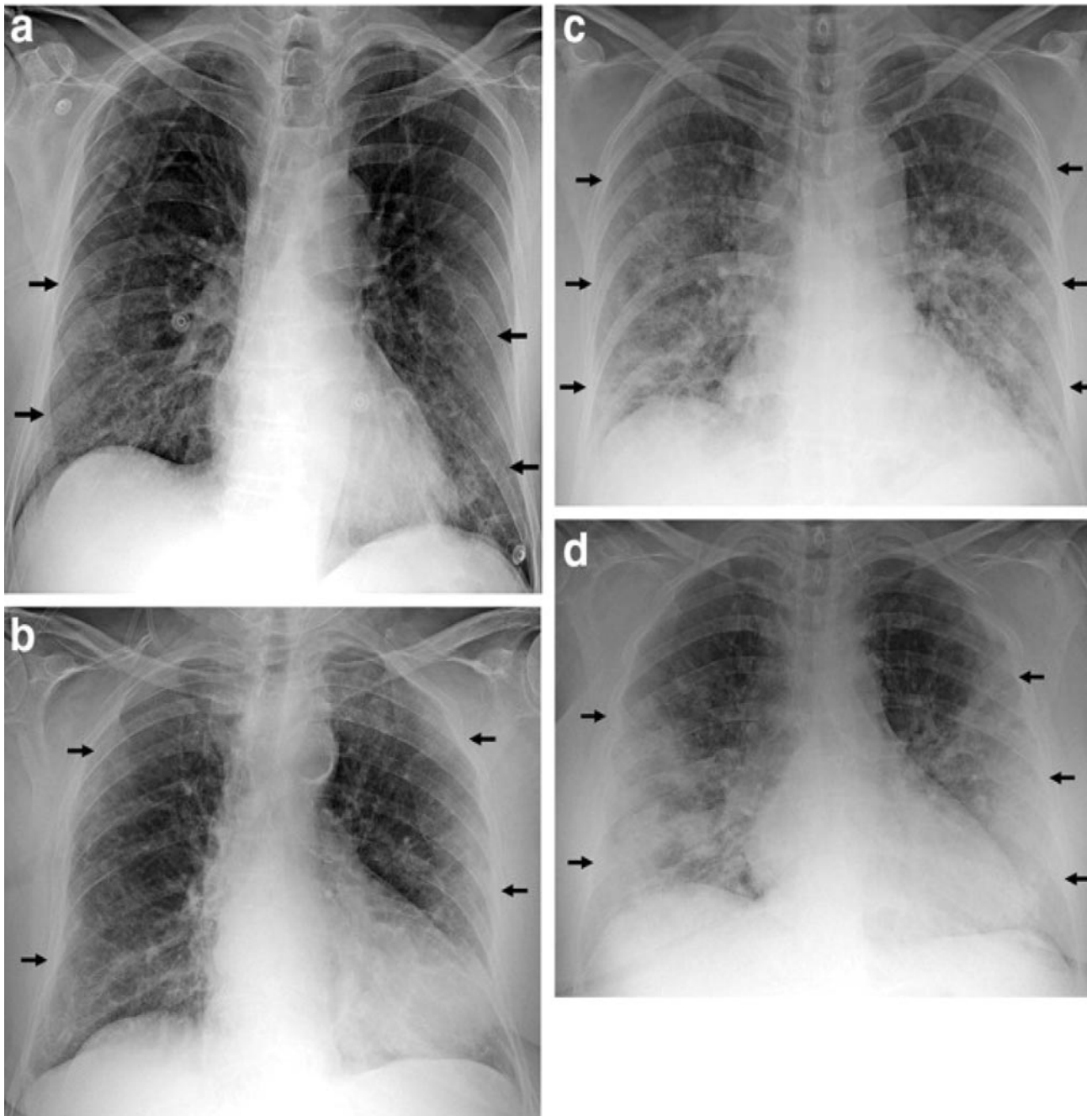


Рис. 2. Група А (а): рентгенографія грудної клітки 78-літнього чоловіка, (перші 2 дні з моменту появи симптомів), показуюча двостороннє ретикулярне змінення в середньому і нижньому легочних полях (стрілки). Група Б (б): рентгенографія грудної клітки 79-літньої жінки, (3–5 днів з моменту появи симптомів): двосторонні затемнення в вигляді периферического матового скла (стрілки) і слабкі ретикулярні змінення в правому нижньому полі. Група С (с): рентгенографія грудної клітки 60-літньої жінки (6–9 днів з моменту появи симптомів): двостороннє і симетричне змінення легочного рисунка з зонами матового скла, пятнистими ущільненнями (стрілки); ретикулярні змінення в правому нижньому і середньому полях. Група D (d): рентгенографія грудної клітки 61-літньої жінки (через 10 днів після появи симптомів), показуюча двосторонні і симетричні обширні ущільнення (стрілки).

Україна:

При госпіталізації обстеження здійснюються для оцінки клінічного стану пацієнта і визначення можливості застосування вказаних в протоколі лікарських засобів з урахуванням наявності протипоказань і взаємодії лікарських засобів.

- Список обстежень при госпіталізації:
- ЕКГ з метою виключення подовження інтервалу QT;
- Загальний клінічний аналіз крові з підрахунком формених елементів;
- Загальний клінічний аналіз сечі біохімічний аналіз крові визначення рівня глюкози крові.

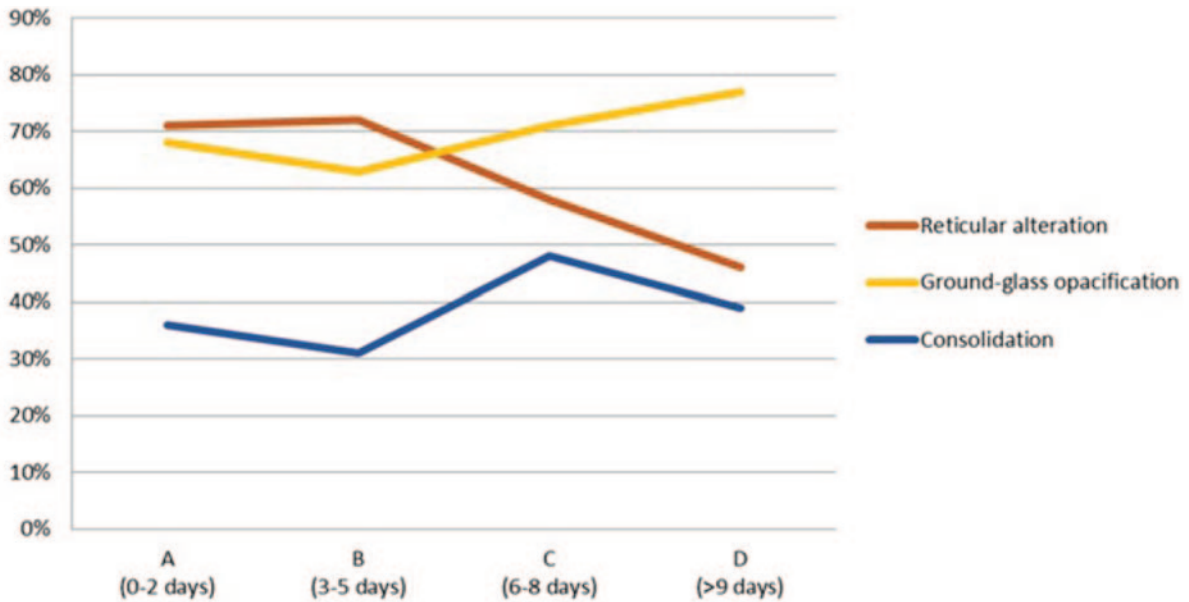


Рис.3. Тенденция радиографических изменений в разных группах.

В процессе лечения лекарственными средствами гидроксихлорохин, хлорохин, лопинавир / ритонавир повторно оценивается интервал QT пациента, с целью контроля возникновения противопоказаний. Назначение лекарственных средств осуществляется с учетом индивидуального течения заболевания, сопутствующей патологии и наличия противопоказаний и при условии получения информированного согласия, который прилагается.

Медицинский работник, обнаруживший лицо, отвечающее определению случая COVID-19:

1) регистрирует случай в форме первичной учетной документации № 060 о "Журнал учета инфекционных заболеваний" и заполняет форму первичной учетной документации № 058 / о «Экстренное извещение об инфекционном заболевании, пищевом, остром профессиональном отравлении, необычной реакции на прививку», утвержденные приказом Министерства здравоохранения Украины от 10 января 2006 года № 1, зарегистрированного в Министерстве юстиции Украины 8 июня 2006 под № 686/12560 (далее — ф. № 060/о и ф. № 058 / у) и осуществляет информирование руководства заведения здравоохранения для организации дальнейшего клинического наблюдения, своевременной медицинской помощи и противоэпидемических мероприятий индивидуального уровня и на уровне общества;

2) в срок до 2-х часов с момента установления случая COVID-19, ф. № 058 / о, информирует лабораторный центр МЗ Украины по административно-территориальной принадлежности;

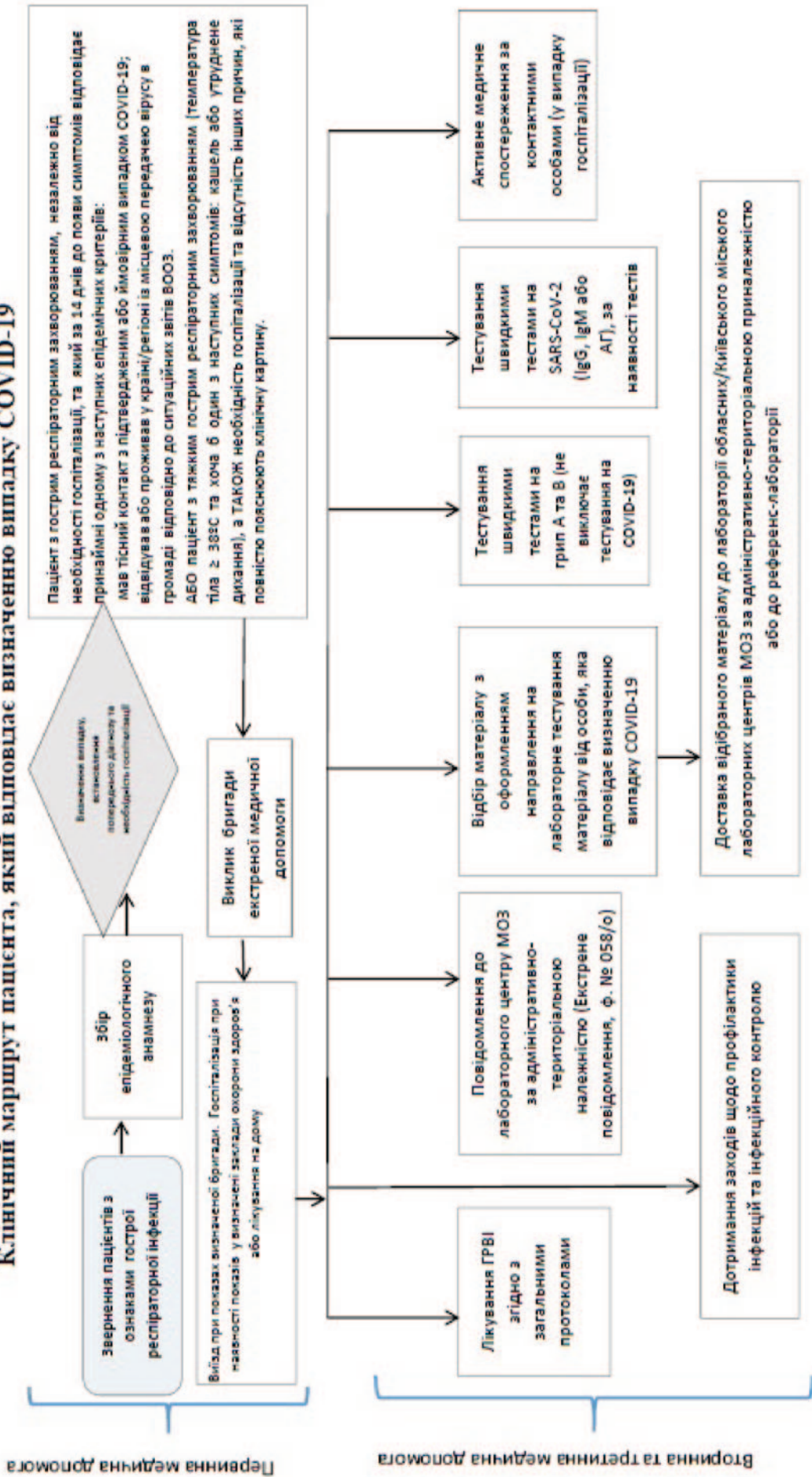
3) в случае поступления лица, соответствует определению случая COVID-19, в учреждения здравоохранения, оказывающих круглосуточную стационарную медицинскую помощь, проводится отбор образцов материалов (приложение 3) и обеспечивается транспортировка с соответствующим направлением (приложение 4) отобранных образцов в лабораторный центр МЗ Украины по административно-территориальной принадлежности.

Активный эпидемиологический поиск случаев осуществляется путем лабораторного тестирования на SARS-CoV-2 среди лиц, соответствующих критериям подозрительного случая, или в рамках дифференциальной диагностики у пациентов с вирусной пневмонией и / или ТОРС. Отбор образцов материалов и транспортировки с соответствующим направлением в лабораторных центрах МЗ Украины по административно-территориальной принадлежности или лабораторий, которые проводят тестирование на SARS-CoV-2 осуществляется согласно приложений 3, 4 этих стандартов. 6

Лаборатории проводят тесты на SARS-CoV-2 самостоятельно и в сотрудничестве со специализированными лабораториями в случаях неоднозначных (сомнительных) результатов. В частности образцы первых пяти положительных случаев и первых десяти негативных, которые соответствуют определению случае COVID-19 для тестирования, необходимо подтвердить в лаборатории ГУ «Центр общественного здоровья Министерства здравоохранения Украины». Один положительный тест подтверждается вторым тестом ПЦР, который определяет другой ген SARS-CoV-2. Единичный отрицательный тест на выявление SARS-CoV-2 (особенно, если это образец из верхних дыхательных путей) или положительный результат исследования по выявлению другого респираторного возбудителя не исключает заражения COVID-19. Если существует обоснованное подозрение на инфицирование COVID19, следует проверить другой образец с помощью первичного и вторичного ПЛР-анализов. В случаях отрицательного результата первого теста, с целью проведения повторного исследования у пациента, который является подозреваемым по COVID-19, собираются образцы с различных участков дыхательных путей (нос, мокроты, эндотрахеальный аспират). Делать забор образцов крови, мочи и испражнений для проведения рутинного обследования больного SARS-CoV-2 методом ПЦР не рекомендуется и может использоваться исключительно в научных целях.

Додаток 1
до Стандартів медичної допомоги
COVID-19

Клінічний маршрут пацієнта, який відповідає визначенню випадку COVID-19



Поставщиками первичной медицинской помощи осуществляется мониторинг лиц, имевших контакт с больными COVID-19 (приложение 5).

Все медицинские работники, находящиеся в зоне пациента и / или контактируют со слизью из дыхательных путей - например, мокрота, БАЛ, материал отобран из слизистых носа, имеют использовать СИЗ.

Литература

1. World Health Organization (2020) WHO Director-General's opening remarks at the media briefing on COVID-19. World Health Organization, Geneva Available via <https://www.who.int/dg/speeches/detail/who-director-general-s-opening-remarks-at-the-media-briefing-on-covid-19%2D%2D-11-march-2020>. Accessed 26 Mar 2020 Google Scholar
2. Huang C., Wang Y., Li X. et al. (2020) Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China. *Lancet* 395:497–506 Article Google Scholar
3. Shi H., Han X., Jiang N. et al (2020) Radiological findings from 81 patients with COVID-19 pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *Lancet Infect Dis* 20:425–434 Article Google Scholar
4. World Health Organization (2020) Coronavirus disease (COVID-19) technical guidance: laboratory testing for 2019-nCoV in humans. World Health Organization, Geneva Available via <https://www.who.int/emergencies/diseases/novel-coronavirus-2019/technical-guidance/laboratory-guidance>. Accessed 26 Mar 2020 Google Scholar
5. Ng M-Y., Lee E.Y., Yang J. et al. (2020) Imaging profile of the COVID-19 infection: radiologic findings and literature review. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*. <https://doi.org/10.1148/ryct.2020200034> Google Scholar
6. Song F., Shi N., Shan F. et al. (2020) Emerging 2019 novel coronavirus (2019-nCoV) pneumonia. *Radiology* 295:210–217 Article Google Scholar
7. Rubin G.D., Ryerson C.J., Haramati L.B. et al. (2020) The role of chest imaging in patient management during the COVID-19 pandemic: a multinational consensus statement from the Fleischner Society. *Radiology*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020201365>
8. Societa Italiana di Radiologia Medica e Interventistica (2020) Documento intersocietario SIRM di marzo 2020. Societa Italiana di Radiologia Medica e Interventistica, Milano. Available via <https://www.sirm.org/wp-content/uploads/2020/03/DI>. Accessed 26 Mar 2020
9. Wong H.Y.F., Lam H.Y.S., Fong A.H. et al. (2019) Frequency and distribution of chest radiographic findings in COVID-19 positive patients. *Radiology*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020201160>
10. Yoon S.H., Lee K.H., Kim J.Y. et al. (2020) Chest radiographic and CT findings of the 2019 novel coronavirus disease (COVID-19): analysis of nine patients treated in Korea. *Korean J Radiol* 21:494–500 Article Google Scholar
11. Salehi S., Abedi A., Balakrishnan S. Gholamrezanezhad A. (2020) Coronavirus disease 2019 (COVID-19): a systematic review of imaging findings in 919 patients. *AJR Am J Roentgenol*. <https://doi.org/10.2214/AJR.20.23034>:1-7
12. Soldati G., Smargiassi A., Inchingolo R. et al. (2020) Is there a role for lung ultrasound during the COVID-19 pandemic? *J Ultrasound Med*. <https://doi.org/10.1002/jum.15284>
13. Hansell D.M., Bankier A.A., MacMahon H., McLoud T.C., Muller NL, Remy J (2008) Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging. *Radiology* 246:697–722 Article Google Scholar
14. Timmerman R., McGarry R., Yiannoutsos C. et al. (2006) Excessive toxicity when treating central tumors in a phase II study of stereotactic body radiation therapy for medically inoperable early-stage lung cancer. *J. Clin. Oncol.* 24:4833–4839. Article Google Scholar
15. Zu Z.Y., Jiang M.D., Xu P.P. et al. (2020) Coronavirus disease 2019 (COVID-19): a perspective from China. *Radiology*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020200490>:200490
16. Pan F., Ye T., Sun P. et al. (2020) Time course of lung changes on chest CT during recovery from 2019 novel coronavirus (COVID-19) pneumonia. *Radiology*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020200370>:200370
17. BMJ Best Practice (2020) Coronavirus disease 2019 (COVID-19) British Medical Journal, London Available via <https://bestpractice.bmj.com/topics/en-gb/3000168/diagnosis-approach>. Accessed 26 Mar 2020
18. ACR (2020) ACR recommendations for the use of chest radiography and computed tomography (CT) for suspected COVID-19 infection. American College of Radiology, Virginia Available via <https://www.acr.org/Advocacy-and-Economics/ACR-Position-Statements/Recommendations-for-Chest-Radiography-and-CT-for-Suspected-COVID-19-Infection>. Accessed 26 Mar 2020 Google Scholar
19. RCR (2020) RCR position on the role of CT in patients suspected with COVID-19 infection. Royal College of Radiologists. Available via <https://www.rcr.ac.uk/college/coronavirus-covid-19-what-rcr-doing/rcr-position-role-ct-patients-suspected-covid-19>. Accessed 26 Mar 2020
20. Society of Thoracic Radiology (2020) STR/ASER COVID-19 position statement. Society of Thoracic Radiology, Illinois Available via <https://thoracicrad.org>. Accessed 26 Mar 2020 Google Scholar
21. Royal Australian and New Zealand College of Radiologists (2020) COVID-19 essential role of clinical radiology services position statement. Royal Australian and New Zealand College of Radiologists, Sydney Available via <https://www.ranzcr.com/our-work/coronavirus#advic>. Accessed 26 Mar 2020 Google Scholar
22. Canadian Society of Thoracic Radiology and the Canadian Association of Radiologists (2020) Canadian Society of Thoracic Radiology and the Canadian Association of Radiologists' statement on COVID-19. Canadian Society of Thoracic Radiology and the Canadian Association of Radiologists, Ottawa Available via <https://carca/cstr>. Accessed 26 Mar 2020 Google Scholar
23. Bernheim A, Mei X, Huang M et al (2020) Chest CT findings in coronavirus disease-19 (COVID-19): relationship to duration of infection. *Radiology*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020200463>:200463
24. Kanne JP (2020) Chest CT findings in 2019 novel coronavirus (2019-nCoV) infections from Wuhan, China: key points for the radiologist. *Radiology* 295:16–17 Article Google Scholar
25. Vancheri S.G., Savietto G., Ballati F. et al. (2020) Radiographic findings in 240 patients with COVID-19 pneumonia: time-dependence after the onset of symptoms. *European Radiology* (30 May 2020)

ПРОПОЗИЦІЇ ЦЕНТРУ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ТЕХНОЛОГІЙ АСОЦІАЦІЇ РАДІОЛОГІВ УКРАЇНИ ЩОДО АДАПТАЦІЇ РЕНТГЕНОЛОГІЧНОЇ СЛУЖБИ КРАЇНИ ДО РОБОТИ В УМОВАХ ПАНДЕМІЇ COVID-19

Згідно досвіду країн, які вже добре знайомі з коронавірусом **важливою складовою його діагностики є рентгенологічне обстеження двома способами: використання портативних апаратів в медичних закладах першого рівня та палатних апаратів і комп'ютерних томографів у лікарнях.**

Особливості ситуації з рентгенодіагностикою в нашій країні:

- **дефіцит лікарів-рентгенологів;**
- **рентгенологічне обладнання практично відсутнє в закладах первинної медико-санітарної допомоги, обстеження можливе лише в закладах другого рівня, що збільшує ризик перехресного зараження і час для встановлення діагнозу;**
- **більшість рентгенологічного обладнання аналогова, що унеможлиблює проведення дистанційних консультацій, що є необхідним в умовах нестачі кадрів та недостатнього досвіду діагностики пневмонії при COVID-19;**
- **у приймальних відділеннях більшості лікарень, зокрема інфекційних, комп'ютерні томографи відсутні.**

Наші пропозиції орієнтуються на можливість вітчизняних підприємств, які забезпечують поставку і монтаж обладнання своїми спеціалістами не залежно від епідеміологічної ситуації за кордоном.

Пропозиції

1. **Централізована закупівля для лікарень рентгенологічних апаратів з режимом томосинтезу, який за своїми технічними можливостями наближається до комп'ютерної томографії.** Таке обладнання значно дешевше комп'ютерних томографів і виробляється в Україні. Всі питання поставки, монтажу та навчання персоналу здійснюють українські спеціалісти.

2. **Централізована та за рахунок місцевих бюджетів закупівля легких цифрових рентгенодіагностичних комплексів, які не потребують рентгенологічних кабінетів та відповідають п.3 Постанови КМУ №1174 2011 року щодо звільнення від ліцензування діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання, для центрів ПМСД.**

3. **Переведення на цифрову технологію візуалізації аналогового рентгенодіагностичного обладнання за рахунок місцевих бюджетів.**

4. **Впровадження телерентгенології, тобто дистанційного опису рентгенологічних зображень спеціалістами.**

Реалізувати ці пропозиції реально протягом кількох місяців.

(24 березня 2020 року ці пропозиції було розміщено на сайті Всеукраїнської асоціації рентгенологів та розіслано керівництву країни та регіонів)

УКРАЇНА ЗДАТНА ЗАБЕЗПЕЧИТИ СЕБЕ ЦИФРОВИМ РЕНТГЕНОДІАГНОСТИЧНИМ ОБЛАДНАННЯМ НОВОГО ПОКОЛІННЯ, НЕОБХІДНИМ У БОРОТЬБІ З COVID-19

Дічек О.І.¹, Мірошніченко С.І.²

²Науково-виробнича компанія «ТЕЛЕОПТИК», Київ

Асоціація «УКРМЕДПРОМ», яка об'єднує вітчизняних виробників медичного обладнання, запропонувала керівництву держави та регіонів оснастити медичні заклади українськими цифровими рентгенологічними апаратами нового діагностичного рівня. В їх основі використовується технологія томосинтезу, яка розроблена в останнє десятиліття світовими лідерами рентгенодіагностики [1,2] і являє собою золотим перетином між цифровою рентгенографією і комп'ютерною томографією [3].

Зокрема, у зверненні Асоціації до керівництва країни було зазначено, що вітчизняна промисловість здатна протягом кількох місяців поставити в лікарні 1 лінії Covid-19 до 50 цифрових рентгенодіагностичних комплексів з режимом томосинтезу та понад 100 цифрових рентгенологічних апаратів для загальної рентгенографії, зокрема пересувних.

Гарантованими перевагами обладнання національного виробництва є:

- короткі терміни поставки – 5- 60 днів
- у 2-3 рази нижчі в порівнянні з закордонними аналогами ціни
- повертання до 40% кошторису обладнання громадянам України заробітними платами та відрахуваннями до державних фондів
- в кілька разів нижча вартість експлуатації
- швидка реакція на несправність обладнання - протягом 12 годин з моменту заявки
- створення в країні понад 500 нових робочих місць

У зверненні Асоціації підкреслено, що в умовах конкуренції країн за обладнання для збереження життя громадян та розповсюдження пандемії, необхідно використовувати 100% доступні, якісні, власні ресурси. В умовах обмежених коштів та часу, необхідно приймати управлінські рішення на користь українців – придбати медичне обладнання українських виробників, щоб не тільки дати роботу більшій кількості співвітчизників, але й більше грошей залишити в країні та повернути до бюджету.

Не зважаючи на те, що цифрові технології в рентгенодіагностиці в Україні впроваджуються вже 20 років, на сьогодні понад 80% рентгенодіагностичного обладнання залишається аналоговим. В країні на майже 12.0 тисяч одиниць радіологічного обладнання залишилось менше 4000 рентгенологів і щоріч-

но кількість останніх зменшується на понад 200 осіб.

Очевидно, що в такій ситуації без переходу на цифрову технологію візуалізації рентгенологічних зображень та телерадіологію забезпечити ефективну рентгенодіагностику неможливо.

Крім того, в Україні багато рентгенологічних апаратів, оснащених системами на основі фосфорних запам'ятовуючих люмінофорів (комп'ютерної рентгенографії) та принтерами «сухого друку» для роздруківки цифрових зображень на спеціальній плівці. Такі апарати вважаються цифровими, але вони не використовують цифрову технологію: цифрові зображення роздруковуються на принтері і аналізуються, як звичайні плівкові рентгенограми. Такі апарати є коштовним аналоговим рентгенологічним обладнанням погіршеної якості, оскільки в них використовується подвійне – аналогове-цифрове та цифро-аналогове - перетворення діагностичної інформації, внаслідок чого частина її втрачається.

У рентгенодіагностичному обладнанні, що виробляється членами асоціації «Укрмедпром», системи комп'ютерної рентгенографії не використовуються. Діагностична інформація перетворюється в ньому у цифровий вигляд за лічені секунди без усяких проміжних ланцюгів. В якості прикладу на рис. 1 показана сучасна цифрова рентгенодіагностична система з режимом томосинтезу на базі універсального рентгенографічного штативу, яка може використовуватися і замість флюорографа, і замість комплексу на 2 робочі місця, і частково замість комп'ютерного томографа.

Цифрова технологія візуалізації рентгенологічних зображень дозволяє розділити у часі і просторі процеси отримання та аналізу діагностичних зображень, оптимізувати навантаження на обладнання та персонал, використовувати дистанційні консультації експертів, підвищити інфекційну безпеку у рентгенологічних відділеннях за рахунок зменшення контактів персоналу та пацієнтів.

Впровадження цифрової рентгенодіагностики та телерентгенології є одним з найважливіших завдань в умовах епідемій небезпечних інфекцій, дефіциту кадрів та обмежених ресурсів

Особливо важливо те, що всі українські виробники рентгенологічного обладнання, які входять до асо-



Рис. 1. Цифрова рентгенодіагностична система на базі універсального рентгенографічного штативу

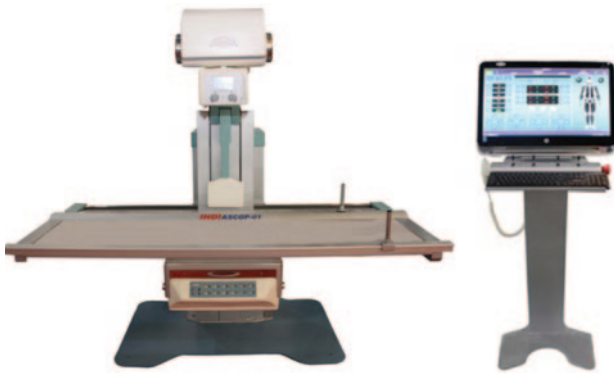


Рис.2. Цифровий рентгенодіагностичний комплекс з томосинтезом виробництва компанії «КВАНТ»

ціації «Укрмедпром» — компанії «Квант», «Медапаратура» та «Телеоптик», сьогодні виготовляють рентгенодіагностичні системи з режимом томосинтезу (рис. 2-4), який за діагностичними можливостями наближається до комп'ютерної томографії (КТ). При томосинтезі (ТС) променеве навантаження на пацієнта значно менше, а пропускна здатність значно більша в порівнянні з КТ. Рентгеновське обладнання з ТС в рази дешевше за комп'ютерні томографи та доступніші для вітчизняних медичних закладів. Крім того, персоналу для роботи на рентгенодіагностичних системах з ТС не потрібні курси спеціалізації, тому що він працює із звичайними рентгеновськими зображеннями з усуненим ефектом сумачії тіней. До того ж значна частина рентгенологів має досвід використання лінійної томографії, що значно полегшує опанування ТС.

Про доцільність закупівлі та використання вітчизняного рентгеновського обладнання з ТС говорять сьогодні і фахівці.



Поліщук М.Є. — народний депутат України 4-го скликання, колишній Міністр охорони здоров'я України, доктор медичних наук, професор, член-кореспондент АМНУ:

«...У боротьбі з коронавірусом важливу роль має відігравати не тільки тестування, але й виявлення змін у легенях на ранніх етапах...

...закупка українського рентгеновського обладнання підтримує близько 500 робочих місць в країні, а закупка іноземного – менше»



Шармазанова О.П. — професор, д. мед. н., президент Всеукраїнської асоціації рентгенологів:

«...Купівля обладнання з томосинтезом дозволяє проводити майже всі рентгенологічні дослідження і зменшити кількість направлень на КТ

за рахунок можливості проведення диференційної діагностики на місці. Обладнання, що пропонує Асоціація «УКРМЕДПРОМ», не потребує додаткової спеціалізації рентгенологів...

...При оновленні рентгенодіагностичного обладнання більша кількість радіологічних досліджень виконується на новітньому інноваційному обладнанні і результат дій влади бачить значно більша кількість пацієнтів...»



Рис.3. Цифровий рентгенодіагностичний комплекс з томосинтезом виробництва компанії «МЕДАПАРАТУРА»



Рис.4. Цифровий рентгенодіагностичний комплекс з томосинтезом виробництва компанії «ТЕЛЕОПТИК»



Урина Л.К. — завідувача рентгеновським кабінетом ДКЛ №3 м. Києва, головний спеціаліст з променевої діагностики в педіатрії

«...Томосинтез в цілому не замінює комп'ютерну томографію, але значно розширює діагностичні можливості рентгенографії без істотного збільшення променевого навантаження на пацієнтів, що особливо важливо в педіатрії [4]...

...Робота на інноваційному рентгенодіагностичному обладнанні приносить задоволення всьому персоналу кабінету...»

В умовах обмежених фінансових та часових ресурсів закупівля вітчизняних рентгенодіагностичних систем з режимом томосинтезу великої пропускної здатності в лікарні 1 лінії боротьби з Covid-19 може бути значно ефективнішою, ніж придбання для опорних медичних закладів комп'ютерних томографів.

ЛІТЕРАТУРА

1. The evolving role of X-ray in the fight against COVID-19. // www.GEhealthcare.com
2. Multi-purpose R/F System - SONIALVISION G4. // www.shimadzu.com
3. Leaflet-Digital-Tomosynthesis_v2_280220. // www.AGFA.com
4. Мирошніченко С.И., Урина Л.К. Томосинтез на базовой рентгенографической системе – К.: Медицина України, 2019. – 42 с.

ЩОДО ПИТАНЬ БЕЗПЕКИ В РЕНТГЕНОДІАГНОСТИЦІ

Коваленко Ю.М.

Цього року вийшла нова редакція Закону України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії» з урахуванням змін, внесених до нього згідно Закону № 107-IX від 18.09.2019. Зокрема внесено зміни до статті 7, якими Державну

інспекцію ядерного регулювання усунуто від визначення джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ), які звільняються від ліцензування.

Нижче наведено цю статтю у старій та новій редакції

Стара редакція статті 7	Нова редакція статті 7
<p>Стаття 7. Окремі види діяльності у сфері використання ядерної енергії, що підлягають ліцензуванню</p> <p>У сфері використання ядерної енергії обов'язковому ліцензуванню підлягають такі види діяльності:</p> <p>{Абзац другий частини першої статті 7 виключено на підставі Закону N 1874-VI (1874-17) від 11.02.2010}</p> <p>переробка уранових руд;</p> <p>перевезення радіоактивних матеріалів;</p> <p>переробка, зберігання радіоактивних відходів;</p> <p>{Абзац п'ятий частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом N 1874-VI (1874-17) від 11.02.2010}</p> <p>виробництво джерел іонізуючого випромінювання;</p> <p>{ Абзац шостий частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом N 1874-VI (1874-17) від 11.02.2010 }</p> <p>використання джерел іонізуючого випромінювання;</p> <p>підготовка персоналу для експлуатації ядерної установки (за переліком посад та спеціальностей (1683-2000-п), який визначається Кабінетом Міністрів України);</p> <p>підготовка, перепідготовка та підвищення кваліфікації спеціалістів з фізичного захисту ядерних установок, ядерних матеріалів, радіоактивних відходів, інших джерел іонізуючого випромінювання.</p> <p>{Абзац дев'ятий частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом N 747-IV (747-15) від 15.05.2003; в редакції Закону N 1874-VI (1874-17) від 11.02.2010}</p> <p>Ліцензування зазначених видів діяльності здійснюється органом державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки відповідно до законодавства. { Частина друга статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом N 5460-VI (5460-17) від 16.10.2012 }</p> <p>Від ліцензування звільняється діяльність, пов'язана з використанням джерел іонізуючого випромінювання, за таких умов:</p>	<p>Стаття 7. Окремі види діяльності у сфері використання ядерної енергії, що підлягають ліцензуванню</p> <p>У сфері використання ядерної енергії обов'язковому ліцензуванню підлягають такі види діяльності:</p> <p>{Абзац другий частини першої статті 7 виключено на підставі Закону № 1874-VI від 11.02.2010}</p> <p>видобування, переробка уранових руд;</p> <p>{Абзац третій частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом № 107-IX від 18.09.2019}</p> <p>перевезення радіоактивних матеріалів;</p> <p>переробка, зберігання радіоактивних відходів;</p> <p>{Абзац п'ятий частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом № 1874-VI від 11.02.2010}</p> <p>виробництво джерел іонізуючого випромінювання;</p> <p>{Абзац шостий частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом № 1874-VI від 11.02.2010}</p> <p>використання джерел іонізуючого випромінювання;</p> <p>підготовка персоналу для експлуатації ядерної установки (за переліком посад та спеціальностей, який визначається Кабінетом Міністрів України);</p> <p>підготовка, перепідготовка та підвищення кваліфікації спеціалістів з фізичного захисту ядерних установок, ядерних матеріалів, радіоактивних відходів, інших джерел іонізуючого випромінювання.</p> <p>{Абзац дев'ятий частини першої статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом № 747-IV від 15.05.2003; в редакції Закону № 1874-VI від 11.02.2010}</p> <p>Ліцензування зазначених видів діяльності здійснюється органом державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки відповідно до законодавства. {Частина друга статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законом № 5460-VI від 16.10.2012}</p> <p>Від ліцензування звільняється діяльність, пов'язана з використанням джерел іонізуючого випромінювання, які відповідають критеріям, встановленим Кабінетом Міністрів України.</p>

Стара редакція статті 7	Нова редакція статті 7
<p>безпека використання джерела іонізуючого випромінювання забезпечується його конструкцією;</p> <p>використання джерела іонізуючого випромінювання не потребує спеціальної підготовки персоналу з питань ядерної та радіаційної безпеки, що виходить за межі вивчення інструкції з використання цього джерела іонізуючого випромінювання;</p> <p>досвід використання свідчить про відсутність аварій з радіаційними наслідками.</p> <p>Перелік джерел іонізуючого випромінювання, діяльність по використанню яких звільняється від ліцензування (з2148-13), визначається органом державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки за погодженням з центральним органом виконавчої влади, що забезпечує формування державної політики у сфері охорони здоров'я відповідно до критеріїв (1174-2011-п), установлених Кабінетом Міністрів України.</p> <p>{Частина четверта статті 7 із змінами, внесеними згідно із Законами N 1874-VI (1874-17) від 11.02.2010, N 5460-VI (5460-17) від 16.10.2012}</p>	<p>{Частина третя статті 7 в редакції Закону № 107-IX від 18.09.2019}</p> <p>{Частину четверту статті 7 виключено на підставі Закону № 107-IX від 18.09.2019}</p>

Цими змінами Верховна Рада підкреслила, що саме Кабінет Міністрів України визначає ДІВ, які звільняються від ліцензування.

У 2011 році Кабінет Міністрів України своєю постановою №1174 від 16 листопада затвердив критерії, за якими діяльність з використання джерел іонізуючого випромінювання звільняється від ліцензування, а два роки по тому постановою №753 від 2 жовтня 2013 р. затвердив Технічний регламент щодо медичних виробів, у якій, зокрема йдеться про таке:

«9. Введення в обіг та/або в експлуатацію медичних виробів дозволяється тільки в разі, коли вони повністю відповідають вимогам цього Технічного регламенту, за умов належного постачання, встановлення, технічного обслуговування та застосування їх за призначенням.

Медичні вироби, що відповідають вимогам національних стандартів, включених до переліку національних стандартів, які відповідають європейським гармонізованим стандартам та добровільне застосування яких може сприйматися як доказ відповідності медичних виробів вимогам цього Технічного регламенту, вважаються такими, що відповідають вимогам цього Технічного регламенту».

Вимоги до радіаційної безпеки діагностичного рентгенівського обладнання викладені у національному стандарті ДСТУ EN 60601-1-3:2015 ВИРОБИ МЕДИЧНІ ЕЛЕКТРИЧНІ. Частина 1-3. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Додаткові вимоги щодо радіаційного захисту в діагностичному рентгенівському обладнанні (EN 60601-1-3:2008; AC:2010; A1:2013, IDT), у якому, зокрема, є п. 12.5, викладений у наступній редакції:

«Повітряна керма, не у стані навантаження, через паразитне випромінювання від блоків рентге-

нівських трубок та блоків джерела рентгенівського випромінювання, на відстані 5 см від будь-якої поверхні з врахуванням середнім значенням на ділянці площею 10 см², основні лінійні розміри якої не перевищують 5 см, не повинна перевищувати 20 мкГр за 1 год....»

Оскільки в постанові КМУ №1174 критерій звільнення від ліцензування визначений в амбієнтному еквіваленті дози $H^*(d)$ на відстані 10 см, то потрібно перейти від повітряної керми Ка до цього показника на тій же відстані. У Керівництві з безпеки МАГАТЕ «Оцінка професійного опромінення від зовнішніх джерел випромінювання» [1] наведено дані співвідношення амбієнтного еквівалента дози $H^*(10)$ та повітряної керми Ка для різних енергій фотонів. Для енергій 40-150 кеВ, які використовуються в рентгенодіагностиці це співвідношення знаходиться в межах 1.47-1.74. В стандарті наведено значення повітряної керми на відстані 5 см від поверхні, яке не має перевищувати 20 мкГр. Згідно закону зворотних квадратів на відстані 10 см повітряна керма не перевищуватиме 5 мкГр. Відповідно, для будь яких енергій фотонів в діапазоні 40-150 кеВ амбієнтний еквівалент дози $H^*(10)$ не перевищуватиме 5 мкГр $41.74 = 8.7$ мкЗв, що менше встановленої межі в 10 мкЗв.

Тобто, відповідність цій вимозі ДСТУ EN 60601-1-3:2015 задовольняє критерію звільнення від ліцензування рентгенівського обладнання, викладеного у п.3 постанови КМУ №1174:

«... 3. Діяльність з використання нерадіонуклідних установок та пристроїв, які генерують іонізуюче випромінювання, звільняється від ліцензування за таких умов:

1) для дентальних рентгенівських апаратів для прицільної :

- рентгенографії — при величині номінальної напруги на рентгенівську трубку не більш як 90 кВ та за умови розміщення в окремому кабінеті або виконання не більш як 100 знімків на тиждень;

2) для дентальних рентгенівських апаратів панорамної рентгенографії (пантомографії, ортопантомографії) та конусно-променевої комп'ютерної томографії за умови:

- якщо величина номінальної напруги на рентгенівську трубку не більш як 90 кВ для ортопантомографів і не більш як 120 кВ для конусно-променевих комп'ютерних томографів;

- виконання не більш як 50 знімків на тиждень;

3) для діагностичних рентгенівських апаратів у разі неперевищення 10 мкЗв на годину потужності амбієнтного еквівалента дози (або потужності еквівалента направленої дози) на відстані 0,1 м від фокусної точки в усіх напрямках, крім напрямку цільового опромінення;...

Тобто відповідність діагностичного рентгенівського обладнання вимогам стандарту ДСТУ EN 60601-1-3:2015 задовольняє критерію його звільнення від ліцензування, визначеного у постанові КМУ №1174.

Переважна більшість рентгенівських діагностичних апаратів 99,99% річного часу знаходиться у стані навантаження і менше години на рік є джерелами іонізуючого випромінювання (ДІВ). Для стану навантаження РДА, коли вони є ДІВ, вищезгаданим стандартом (п.12.4) встановлено обмеження на паразитарне випромінювання витоку, яке не повинно перевищувати 1.0 мЗв на відстані 1 м у будь-якому напрямку за виключенням напряму корисного променю. Це означає, що на відстані 10 см від поверхні випромінювача згідно закону зворотних квадратів еквівалентна доза не перевищуватиме 100.0 мЗв за годину. На практиці ці значення менші, оскільки кожний виробник рентгенівського діагностичного обладнання бажає перестрахувати себе і робить певний страхувальний проміжок до максимально допустимого значення.

Близько 80% рентгенологічних досліджень складають рентгенографії легень та кінцівок [1], які виконуються при часі експозиції 0.05-0.5 с. Навіть, якщо інші дослідження виконуються з часом експозиції 1.0 с., то середній час експозиції складає близько 0.3 с. Згідно наказу МОЗ України №340 1997 року кількість рентгенологічних досліджень не може перевищувати 30 на день, або 7500 досліджень на рік. За статистичними даними, середнє навантаження на один бюджетний рентгенівський апарат в країні складає близько 2500 досліджень на рік. Але навіть при максимально можливому навантаженні час перебування рентгенівського апарату у стані ДІВ не перевищуватиме $7500 \times 0.3 \text{ с} = 2250 \text{ с}$ або $2250/3600 = 0.625$ години на рік.

Тобто за рік на відстані 10 см від поверхні рентгенівського випромінювача за рахунок переведення рентгенівського апарату в стан ДІВ буде створено додаткову еквівалентну дозу, яка не перевищуватиме $100.0 \text{ мЗв/год.} \times 0.625 \text{ год.} = 62.5 \text{ мЗв}$.

Кожного року ми маємо 364 дні \times 24 години = 8736 годин. Тобто в середньому за одну годину на відстані 10 см від рентгенівського випромінювача додаткова еквівалентна доза не перевищуватиме $62.5 \text{ мЗв} / 8736 \text{ годин} = 7.15 \text{ мкЗв/год.}$, що знову ж відповідає критеріям звільнення від ліцензування.

Можливо, в певні години додаткова еквівалентна доза перевищить 10 мкЗв, але ж основний спосіб

захисту в рентгенодіагностиці – це захист відстанню (п.13.3 ДСТУ EN 60601-1-3:2015): при виконанні дослідження всі мають знаходитись на безпечних відстанях від джерела випромінювання, тобто це перевищення гарантовано не заповдіє будь-кому якоїсь шкоди.

Мабуть, тут ще потрібно нагадати загальні правила вилучення ДІВ від регулювання, які наведено у міжнародних Базових Стандартах Безпеки 2014 року[2]:

«КРИТЕРІЇ ВИЛУЧЕННЯ

I-1. Загальні критерії вилучення зводяться до наступного:

а) радіаційні ризики, пов'язані з практичною діяльністю або джерелом в рамках практичної діяльності, є досить низькими і не вимагають застосування регулюючого контролю, без будь-якої суттєвої ймовірності виникнення ситуацій, які могли б привести до невиконання загального критерію вилучення; або

б) застосування регулюючого контролю до даної практичної діяльності або даного джерела не може принести чистої користі, так як ніякі розумні заходи контролю не дадуть результативною віддачі в плані зниження індивідуальних доз або ризиків для здоров'я.

I-2. Практична діяльність або джерело в рамках практичної діяльності можуть бути вилучені зі сфери дії вимог цих Норм згідно з підпунктом а) пункту I-1 без подальшого розгляду, якщо у всіх розумно передбачуваних обставин ефективна доза, яка, як очікується, буде отримана будь-якою особою з населення (зазвичай оцінюється на основі аналізу безпеки) внаслідок впливу практичної діяльності або джерела, що вилучається, становить близько 10 мкЗв на рік або менше. Для обліку малоімовірних сценаріїв можна використовувати інший критерій, **а саме що ефективна доза, яка, як очікується, буде отримана будь-яким особою з населення при таких малоімовірних сценаріях, не перевищує 1 мЗв на рік».**

В рентгенодіагностиці у більшості випадків навіть пацієнт, опромінення якого не нормується, отримує ефективну дозу порівняну з межею нехтування стохастичними ефектами – 0.1 мЗв, тому про опромінення персоналу та населення, які мають знаходитися у безпечних зонах, тут говорити зовсім немає сенсу. Мабуть, ще раз доцільно нагадати про те, що внаслідок природного опромінення кожний мешканець України щорічно отримує дозу понад 1.13 мЗв. Для порівняння, у Великобританії природне опромінення населення перевищує 2.2 мЗв, а на острові Пасхи сягає 13 мЗв на рік.

Таким чином, коли виробник або постачальник діагностичного рентгенівського обладнання надає замовнику Декларацію відповідності Технічному регламенту №753, то цим документом він фактично підтверджує той факт, що обладнання задовольняє п.3 постанови КМУ №1174 та не підлягає ліцензуванню.

Внесені Верховною Радою зміни до Закону України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії» фактично звільняють діагностичне рентгенівське обладнання від ліцензування, що сприятиме меншому відволіканню рентгенологів від їх прямих обов'язків у наданні якісної діагностичної допомоги населенню країни.

На жаль, хтось хоче чекати від когось якихось роз'яснень з цього питання. Але їх не буде, тому що всі питання вже врегульовано. Верховна Рада визначила, що компетенція Кабінету Міністрів України (КМУ) звільняти джерела іонізуючого випромінювання від ліцензування шляхом встановлення критеріїв. Кабінет Міністрів такі критерії встановив у Постанові №1174. Чинними українськими стандартами, яким має відповідати рентгівське діагностичне обладнання (РДО) згідно Технічного регламенту №753 (ТР753), затвердженого знову ж КМУ, встановлено вимоги до його радіаційної безпеки, згідно яких воно відповідає критеріям звільнення від ліцензування. Відповідність РДО чинним стандартам України та ТР753 перевіряють органи сертифікації, після чого видають виробникам та постачальникам РДО сертифікати відповідності. На підставі цих сертифікатів виробники та постачальники РДО при поставці обладнання замовникам надають останнім декларацію відповідності, яка підтверджує його відповідність чинним стандартам та ТР753 і, таким чином, звільнення від ліцензування.

Ми просто маємо дотримуватися Законів України та Постанов КМУ.

Проте саме на спеціалістах лежить відповідальність за забезпечення безпеки в рентгівських кабінетах і не тільки радіаційної. Тому минулого року у «Радіологічному віснику» було надруковано переклад спільної статті Європейського товариства радіологів (ESR) та Європейської федерації товариств радіологічних технологів (EFRS) щодо безпеки пацієнтів під час медичної візуалізації, в якій розглянуто питання безпеки пацієнтів при виконанні радіологічних досліджень, які мають бути в центрі уваги спеціалістів [3]. Що стосується радіаційної безпеки в рентгівських кабінетах, то вони викладені в чинних Санітарних правилах [4, 5]. І саме санітарний паспорт, а не ліцензія, яку видавала медичним закладам ДІЯР, гарантує безпеку роботи рентгівських кабінетів для персоналу та населення.

Тут доцільно згадати ще один документ [6], де було наведено приклад типової інструкції з використання РДО (див. Додаток 1).

Слід звернути увагу на те, що крім питань радіаційної безпеки, у цій інструкції враховано питання електробезпеки, охорони праці та пожежної безпеки. Видана 20 років тому фахівцями з Львівщини «Абетка рентген-лаборанта», оскільки в ній розглянуто всі питання роботи персоналу рентгівського кабінету, є фактично прообразом настанови з належної радіологічної практики, про необхідність наявності якої у кожному радіологічному відділенні багато говорять в останні роки. Мабуть, і в нашій країні сьогодні є потреба в наявності подібного документу, розробленого з урахуванням нових міжнародних та вітчизняних нормативних документів і рекомендацій Європейського товариства радіологів (ESR) та Європейської федерації товариств радіологічних технологів (EFRS).

Доцільно ще згадати й про інструкцію з експлуатації РДО, у якій, згідно згаданого вище стандарту ДСТУ EN 60601-1-3:2015, мають бути викладені всі питання безпечного використання обладнання. Приклад такої інформації наведено на рис. 1. За допомогою цієї інформації можна уточнити зміст наведеної інструкції по користуванню обладнанням. А якщо її доповнити

ще рекомендаціями ESR та EFRS [3] з урахуванням призначення даного рентгівського кабінету, то можна отримати кондиційну інструкцію з застосування обладнання, яка має бути як у пакеті документів кабінету, так і висіти у ньому на видному місці. Корисним буде до пакету документів додати пояснювальну записку від постачальника рентгівського обладнання щодо можливості його безпечного застосування в даному приміщенні. Приклад такого документа наведено в додатку 2.

Другий документ, який доцільно повісити поруч, - це протокол дозиметричного контролю в кабінеті з наведенням точок вимірювання та коментарями виконавців з безпечного знаходження в процедурній та сусідніх приміщеннях за результатами вимірювань у кожній точці, позначеній на схемі.

Приклад такої інформації наведено на рис.2.

І третій документ, який необхідний в рентгівському кабінеті для його нормальної роботи, - це інформація для пацієнта щодо дози, яку він отримує під час дослідження та ризиків, з цим пов'язаними.

В теперішній час чинними нормативними документами передбачено наявність в рентгівському діагностичному апараті індикації дози на пацієнта. Це стосується нового обладнання. Важливо, щоб пацієнт знав, що його не переопромінили. Для старих рентгенодіагностичних комплексів, а також для палатних та переносних рентгівських апаратів, можна рекомендувати повісити у процедурній чи у приміщенні для очікування перелік досліджень з відповідними для них ефективними дозами. Ці дані можна взяти, наприклад, з наказу МОЗ України №295 2002 р., або попросити спеціалістів, які вимірюють радіаційний вихід рентгівського апарату та/або проводять дозиметричний контроль у процедурній, надати додаткову услугу щодо перерахунку доз для кожного дослідження, що виконуються в кабінеті, або зробити цей перерахунок самостійно. У вітчизняних цифрових рентгенодіагностичних комплексах, обладнаних приймачами «Альфа» та «Іона», є програма розрахунку дози для пацієнта на підставі параметрів експозиції. Можливо, для психологічного заспокоєння пацієнта доцільно розмістити в кабінеті інформацію, подібну до наведеної на рис.3.

А для юридичного захисту персоналу рентгівських кабінетів доцільно з кожного пацієнта брати згоду на проведення рентгенологічного дослідження наступного змісту:

«Я, (ПІБ), ознайомлений з користю призначеного мені рентгенологічного дослідження, а також з можливим впливом на моє здоров'я рентгівського випромінювання під час його виконання.

Я даю згоду на проведення рентгенологічного дослідження та, зокрема, на дистанційний аналіз отриманих діагностичних зображень.

Дата _____ Підпис _____»

Якщо наявність таких документів буде прописано в ліцензійних умовах на медичну практику, то будь-які інші дозволи на роботу рентгівських кабінетів будуть просто зайвими.

Інструкція по користуванню обладнанням

1. Загальні положення

1.1. Інструкція є нормативним документом, який містить обов'язкові для дотримання працівником вимоги з охорони праці при обслуговуванні ним електрообладнання.

1.2. Рентгенапарат _____ призначений для проведення рентгендіагностичного обстеження.

1.3. До виконання робіт на рентгенапараті допускаються особи, які досягли 18-річного віку, мають курси спеціалізації і дозвіл диспансерної комісії на право роботи в шкідливих умовах. Вищевказані роботи відносяться до робіт з підвищеною небезпекою. Обслуговуючий персонал (рентгенлаборанти, ліка-рентгенологи) щорічно проходять спеціальне навчання на перевірку знань на право виконання цих робіт, а також проходять щорічний медогляд. Повторний інструктаж — щоквартально.

1.4. При роботі з рентгенапаратом має місце вплив шкідливого фактору — іонізуюче випромінювання, свинцевий пил.

1.5. При обслуговуванні апарату необхідно користуватися засобами індивідуального захисту (фартухи, рукавиці, ширма).

1.6. Обслуговуючий персонал зобов'язаний:

- застосовувати санітарний одяг та засоби індивідуального захисту;
- не допускати на робоче місце осіб, які не мають відношення до роботи;
- бережливо відноситися до апаратури та використовувати її за призначенням;
- виконувати тільки ту роботу до якої допущений;
- виконувати вищоги безпеки;
- вміти користуватися засобами пожежогасіння;
- сповістити заввідділом при виявленні несправності апарату;
- знати місце розташування загального рубильника та щитків,
- які відключають окремі кабінети, вміти вимкнути рубильник;
- апарат повинен експлуатуватись у суворій відповідності до вимог інструкцій по експлуатації.

2. Вимоги безпеки перед початком роботи

2.1. Працівник зобов'язаний:

- одягнути спецодяг і засоби індивідуального захисту; візуально перевірити стан апарату;
- перевірити справність та надійність ізоляції електропроводів та штепсельних вилок, біля кожної розетки повинна бути вказана її номінальна напруга;
- перевірити надійність з'єднань та цілісність заземлюючого провідника з обладнанням та контуром заземлення;
- перевірити в контрольно-технічному журналі наявність запису рентгентехніка: «рентгенапарат справний, до експлуатації допускається»;
- перевірити наявність аптечки для надання, невідкладної допомоги;
- перевірити наявність засобів пожежогасіння.

2.2. Зробити пробне включення апарату.

3. Вимоги безпеки під час роботи

3.1. Працівник зобов'язаний:

- при обслуговуванні рентгенапарату слідкувати за дотриманням вимог інструкції з охорони праці, пожежної безпеки, інструкції по експлуатації;
- здійснювати постійний нагляд за справністю апарату; під час проведення рентгендослідження постійно слідкувати за роботою апарату і станом хворого.

3.2. Працівнику забороняється:

- залишати хворого без нагляду;
- залишати без нагляду ввімкнену в електромережу апаратуру, освітлення;
- працювати з несправними електроприладами та без їх заземлення;
- підключати до розетки апаратуру без штепсельної вилки; використовувати для заземлення водопроводу або опалювальну систему;
- самовільно проводити ремонт електромережі та апарату; користуватись відкритим вогнем в процедурній, використовувати саморобні запобіжники;
- проводити вологе прибирання при включеному апараті;
- проводити обстеження без призначення лікаря;
- вмикати рубильник без захисного кожуха.

3.3. Умови, за яких робота повинна бути припинена:

При помічених несправностях апарату, виникненні аварійної ситуації, поганому самопочутті працівник зобов'язаний: привести своє робоче місце в безпечний стан; припинити роботу і сповістити про це заввідділом.

4. Вимоги безпеки після закінчення роботи

4.1. Працівник повинен:

- вимкнути апарат з електромережі;
- привести в порядок своє робоче місце;
- провести вологе прибирання кабінету із застосуванням дезінфікуючого засобу;
- інформацію про виявлені несправності занести в журнал технічного обслуговування і повідомити заввідділом; на несправному апараті повісити табличку «Не вмикати»; закрити воду, вимкнути світло; здати ключі від кабінету в відведене місце.

5. Вимоги безпеки в аварійних ситуаціях

5.1. Працівник повинен:

- відключити апарат від електромереж: на щитку або загальний рубильник;
- негайно повідомити заввідділом; попередити працюючих про небезпеку;
- допомагати в усуненні аварії.

5.2. При нещасних випадках з людьми:

- надати невідкладну допомогу потерпілим згідно «Інструкції по наданню невідкладної допомоги»;
- негайно сповістити заввідділом;
- зберегти обстановку, при якій стався нещасний випадок, якщо це не загрожує життю оточуючих людей.

5.3. У випадку загорання: вимкнути загальний рубильник; негайно сповістити заввідділом;

- діяти згідно інструкції по пожежній безпеці; до прибуття пожежної команди самостійно здійснювати необхідні заходи для ліквідації загорання; гасити вогонь порошковим вогнегасником.

Інструкція з використання продукції: DIG-1100

1.3 Примітка для безпечного використання

Цей посібник містить інструкцію з безпечного використання і експлуатації медичного рентгенографічного обладнання. Оператор повинен пройти підготовку з використання цього обладнання. Інформація про таку підготовку міститься в цьому посібнику.

Власник несе відповідальність за роботу з системою належним чином підготовленими кваліфікованими персоналом, який отримав повноваження від місцевих, державних та федеральних органів влади, якщо існує така необхідність.

При використанні медичних електронних приладів і рентгенівських систем існує потенційна небезпека. Всі користувачі і оператори повинні знати суть процедур з безпеки та дій на випадок надзвичайних обставин, так само бути обонями з інструкціями з експлуатації, поданими в цьому посібнику.

DONGMUN засвідчує той факт, що кожна система відповідає вимогам радіаційного контролю відповідно до Закону про безпеку охорони праці, Заголовок 21, Розділ I, розділ J Кодексу федеральних норм і правил в США та EN 60601. Загальні вимоги до радіаційного захисту в діагностичному рентгенівському обладнанні для IEC 601-1-3 в європейських країнах.

1.EN60601-1:1990+A1:1993+A2:1995+A13:1996 Медичне електричне обладнання — Частина1: Загальні вимоги до безпеки та необхідне виконання.

2.EN60601-2:2001/A1:2006 Медичне електричне обладнання — Частина1-2: Загальні вимоги до безпеки — доповнений стандарт: Електромагнітна сумісність — Вимоги та тести.

3.EN60601-2-32:1994 Медичне електричне обладнання — Частина2: Особливі вимоги до безпеки допоміжних пристроїв рентгенівського обладнання.

4.EN60601-1-3:1994 Медичне електричне обладнання — Частина1: Загальні вимоги до безпеки — 3. доповнений стандарт: Загальні вимоги для захисту від радіації діагностичного рентгенівського обладнання.

5.EN60601-2-7:1998 Медичне електричне обладнання — Частина2-7: Особливі вимоги до безпеки високовольтних генераторів рентгенівських апаратів.

6.EN60601-2-28:1993 Медичне електричне обладнання — Частина2: Особливі вимоги до безпеки рентгенівських комплексів та трубок рентгенівських збірних для медичної діагностики.

DONGMUN і дистрибутори не несуть жодної відповідальності за експлуатацію і практичні методи забезпечення безпеки після продажу і не можуть нести відповідальність у разі нещасних випадків або пошкодження в результаті неправильного користування рентгенівською системою. Просимо направляти запитання і зауваження з питань безпеки до сервісної організації DONGMUN та/або кожного дистрибутора у вашому регіоні.

1.4 Попередження

Можливі ризики, пов'язані з неналежною експлуатацією рентгенівського обладнання і з небезпеки вказані на наступних попереджувальних або застережних знаках разом із запобіжними засобами, які необхідно вжити.

4/43

Інструкція з використання продукції: DIG-1100

ПОПЕРЕДЖЕННЯ

Рентгенівське випромінювання може бути небезпечним для пацієнтів та операторів, якщо вони не будуть суворо дотримуватися наступних правил техніки безпеки.

2. Примітка для безпечного використання

2.1 Інструкція для обладнання

Безпека користування, простота в експлуатації і надійність продукту відносяться до наших основних турбот при розробці цієї рентгенівської системи. Проте, рекомендується дотримуватися наступних інструкцій і вказівок для вашої додаткової безпеки при експлуатації даного обладнання.

- 1) Дана продукція повинна обслуговуватися лише під наглядом кваліфікованих осіб.
- 2) DIG-1100 призначений для використання в радіографічних цілях, а не для рентгенокопії чи інших, пов'язаних з нею програм.
- 3) DIG-1100 має використовуватися для діагностики, а не для терапії.
- 4) DIG-1100 визначається в якості обладнання Класу I типу B відповідно до стандартів IEC 601-1, 2.

ПОПЕРЕДЖЕННЯ

Дане обладнання не захищене від потраплення води чи іншої рідини.

- 5) Не дозволяється змінювати обладнання на власний розсуд, а у випадку необхідності будь-якої модифікації, звертатися до DONGMUN чи її авторизованих дилерів для обслуговування.
- 6) Дана система відкалібрована для оптимальної роботи.
- 7) При виникненні будь-яких проблем з обладнанням, необхідно негайно вимкнути живлення та звернутися до DONGMUN чи її авторизованих дилерів за допомогою.
- 8) Якщо ви бажаєте підключити це обладнання до пристрою, виготовленого іншими виробниками, необхідно звернутися до DONGMUN чи її авторизованих дилерів за інструкцією.

2.2. Інструкція з шкідливих відходів

Це обладнання та додаткові пристрої потрібно безпечно утилізувати після закінчення їх терміну дії з дотриманням національних правил: обладнання та додаткові пристрої утилізуються відповідно до інструкцій, поданих в національних правилах, або можна звернутися до національної сервісної компанії з проханням про здійснення їх утилізації.

2.3. Інструкція стосовно електромагнітних хвиль

Це обладнання було перевірено на відповідність вимогам до виробів медичного призначення в IEC 60601-1-2:1994. Ця обмеження розроблені для забезпечення розумного захисту від шкідливих перешкод в типовому медичному закладі.

Це обладнання генерує, використовує та може випромінювати радіочастотну енергію і якщо воно не встановлене та не використовується

5/43

Інструкція з використання продукції: DIG-1100

Відповідно до інструкцій, то може створювати шкідливі перешкоди для інших пристроїв в безпосередній близькості. Однак, немає жодної гарантії відсутності таких перешкод в тому чи іншому закладі. Якщо це обладнання дійсно створює шкідливі перешкоди для інших пристроїв, що може бути визначено шляхом вимірювання та вимкнення обладнання, користувач може спробувати усунути перешкоди, знизивши один чи декілька таких заходів:

- Переорієнтувати чи перемістити пошкоджений пристрій.
- Збільшити відстань між обладнанням.
- Підключити обладнання до іншої розетки, ніж та, до якої підключені решта пристроїв.
- Звернутися до виробника або до спеціаліста служби забезпечення за допомогою.

3. Робоче середовище

3.1. Для правильної експлуатації і технічного обслуговування просимо уникати таких розміщень.

- 1) Де обладнання зазнає впливу водяної пари.
- 2) Де обладнання зазнає впливу прямих сонячних променів.
- 3) Де обладнання зазнає впливу сильного пилу.
- 4) Де обладнання зазнає впливу високої вологості.
- 5) Де є недостатня вентиляція.
- 6) Де обладнання зазнає впливу соленої атмосфери.
- 7) Де обладнання зазнає впливу хімічних речовин або газів.

3.2. Дотримуватися безпечної відстані від сильної вібрації та підтримувати хороше середовище

Умови експлуатації

Діапазон температури	10°C ~ 40°C (50°F ~ 104°F)
Діапазон вологості	30% ~ 75%RH

Нестандартне робоче середовище

Діапазон температури	17°C ~ 23°C (63°F ~ 73°F)
Діапазон вологості	40% ~ 60%RH

3.3. Для безпечного зберігання та транспортування, необхідно дотримуватися належної температури, вологості та інших умов.

Зберігання та транспортування

Діапазон температури	-25°C ~ +60°C (-13°F ~ +140°F)
Діапазон вологості	10% ~ 95%RH

6/43

Інструкція з використання продукції: DIG-1100

4. Радіаційна безпека

ПОПЕРЕДЖЕННЯ

Іонізоване випромінювання може бути небезпечним для пацієнтів та операторів, якщо суворо не дотримуватися таких правил техніки безпеки.

- 1) Користувачі та оператори повинні одягати відповідний захисний одяг та дозиметри, як це передбачене національними нормативними документами.
- 2) Користувачі та оператори повинні дотримуватися безпечної дистанції від джерела випромінювання та зони вторинного випромінювання. При виконанні дослідження оператор має надіти індивідуальні засоби захисту, або використовувати захисну ширму, та знаходитися на відстані не менше 2 метрів від джерела випромінювання. Особи, що не приймають участь у дослідженні, мають знаходитися на відстані не менше 4 метрів від джерела випромінювання та об'єкту дослідження, або на відстані не менше 2 метрів за умов використання індивідуальних засобів захисту.
- 3) Користувачі та оператори повинні усунути всі непотрібні об'єкти поблизу зони впливу.
- 4) Користувачі та оператори при виконанні рентгенологічних досліджень використання повинні використовувати мінімальні значення кВ та мАс, достатні для отримання якісного діагностичного зображення.
- 5) Користувачі та оператори повинні бути обережними та використовувати колімацію зони опромінення, необхідної для отримання корисної діагностичної інформації.

7/43

Рис. 1. Приклад інформації щодо безпечного використання рентгенівського діагностичного обладнання, викладеної в інструкції з його використання

**ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА ЩОДО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ
ПІД ЧАС ВИКОРИСТАННЯ КОМПЛЕКСА РЕНТГЕНОДІАГНОСТИЧНОГО
ЦИФРОВОГО КРДЦ-02-АЛЬФА ТС**

Комплекс рентгенодіагностичний цифровий КРДЦ-02-АЛЬФА являє собою універсальну рентгенодіагностичну систему для проведення цифрової рентгенографії, цифрової динамічної рентгенографії та цифрової лінійної томографії (томосинтезу) в положенні пацієнта стоячи, сидячи та лежачи.

До його складу входить універсальний рентгенографічний штатив UNIMAT з рентгенівським випромінювачем X42/C40 (з фокусними плямами 0,6 і 1,5 мм) з ручною діафрагмою, рентгенівською трубкою і цифровим приймачем високого дозволу "IONA2-R- 4360" (роздільна здатність 4.0 п. л. / мм), високочастотний рентгенівський генератор з режимом «пульс-флюоро» GENESIS-50DT (50 кВт), комплект високовольтних кабелів 12 м з роз'ємами, каталка з рентгенопрозорою декою, автоматизоване робоче місце рентгенолаборанта, обладнане комп'ютером класу PROFESSIONAL з IPS-дисплеєм 20", автоматизоване робоче місце лікаря-рентгенолога, обладнане комп'ютером класу PROFESSIONAL з двома 2 мегапіксельними моніторами 20" (один медичний), струменевим принтером формату А4 з системою безперервної подачі чорнил.

Основним режимом роботи комплексу є рентгенографія оскільки 80% всіх рентгенологічних досліджень є рентгенографія легень та кінцівок [1]. Оскільки до складу комплексу входить потужний високочастотний рентгенівський генератор з вихідною потужністю 50.0 кВт, то це дозволяє використовувати найкоротші експозиції при проведенні цих досліджень - 0.02-0.1 с. Крім того, наявність в генераторі режиму «пульс-флюоро» дозволяє в режимі цифрової лінійної томографії при часі сканування 6 с. зменшити час опромінення пацієнта до 1.2-2.0 с.

Оскільки в комплексі використовується високочастотний генератор з перетворенням частоти у головному ланцюгу, то більшість пунктів Санітарних правил "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних досліджень" (Державні санітарні правила та норми ДСП 6.6.1.6.3.000-03) [2], не може бути до нього застосовано. Це пов'язано з тим, що вказані Санітарні правила розроблено на основі ГОСТ 26140-84, який вже відмінено в Україні. У преамбулі до цього документу написано, що «стандарт не розпространяється на импульсные аппараты с длительностью импульса менее 0,1 мс, на вычислительные томографы, на аппараты с накопителями энергии и преобразованием частоты в главной цепи, а также на дентальные рентгеновские аппараты с анодным напряжением свыше 125 кВ, электрорентгенографические и перевозимые аппараты». Всі сучасні діагностичні рентгенівські апарати комплектуються пристроями живлення з перетворенням частоти у головному ланцюгу, тому положення ГОСТ26140-84 не можуть бути до них застосовано.

Проте у наведених вище Санітарних правилах є п. 3.7 є таке положення: «... Для інших апаратів, що не

значені вище, а також при нестандартному застосуванні перелічених типів апаратів у W розраховують за значенням фактичної експозиції при стандартизованих значеннях анодної напруги...», - яким можна скористатися при розрахунку вимог до стаціонарних засобів захисту у процедурній, де будуть проводитися рентгенологічні дослідження.

Розрахуємо спочатку тижневе робоче навантаження на комплекс. Згідно Наказу Міністерства охорони здоров'я України №340 1997 року [3] кількість рентгенологічних досліджень в день не може перевищувати 30 і, відповідно, 150 у тиждень. Слід зауважити, що кількість досліджень визначається не технічними можливостями обладнання, а часом, необхідним для роздягання-одягання пацієнта, а також дезінфекції приміщення та апаратури, що в теперішній час набуває особливої актуальності.

При клінічному застосуванні комплексу 80% досліджень скадатиме рентгенографія з кількістю електрики до 40 мАс (це рентгенографія кінцівок, легень, черепу). Решта 20% досліджень при розрахунку матиме кількість електрики 120 мАс, що відповідає цифровій лінійній томографії.

$$W=150 \times (0.8 \times 40.0 \text{ (мАс)} + 0.2 \times 120.0 \text{ (мАс)}) = 8400 \text{ (мАс/тижд.)} = 140 \text{ (мА} \times \text{хв./тижд.)}$$

Відповідно п. 3.1 Санітарних правил розрахуємо потрібний коефіцієнт ослаблення рентгенівського випромінювання на відстані 1 м від точки випромінювання, як відношення дози, що створюється в даній точці протягом тижня, до дози $D_{dt} = 1.0 \text{ (мЗв)/52 (тижн.)} = 0.019 \text{ (мЗв/тижн.)}$, яку може отримати людина протягом тижня у даній точці, щоб протягом року сумарна доза не перевищила 1 мЗв:

$$KB = W \times N \times N / D_{dt} = 140 \text{ (мА} \times \text{хв./тижд.)} \times 9.0 \text{ (мГр} \times \text{м}^2 \text{/мА} \times \text{хв.)} \times 0.05 / 0.019 = 3315.79$$

Таким чином, **стіна В має послабити рентгенівське випромінювання в 3315.79 рази**, щоб персонал в кабінеті лікаря протягом року отримав дозу меншу за 1.0 мЗв.

Цю стіну виконано з повнотілої цегли товщиною 420 мм, що згідно даних, наведених у Санітарних правилах, **послаблює рентгенівське випромінювання в 1000000 разів**, тобто радіаційний захист персоналу гарантовано забезпечено.

Стіна Б є зовнішньою. В цьому напрямку спрямовується прямий промінь рентгенівського випромінювача при виконанні досліджень пацієнта в положенні стоячи та сидячи. Кабінет знаходиться на 4-му поверсі, ближче 30 м житлових споруд немає, тому **додатковий захист чи свинцеві жалюзі на вікна також не потрібні.**

Стіна А, оскільки знаходиться від джерела вторинного випромінювання на відстані більше 4.0 м, **має послаблювати рентгенівське випромінювання в**

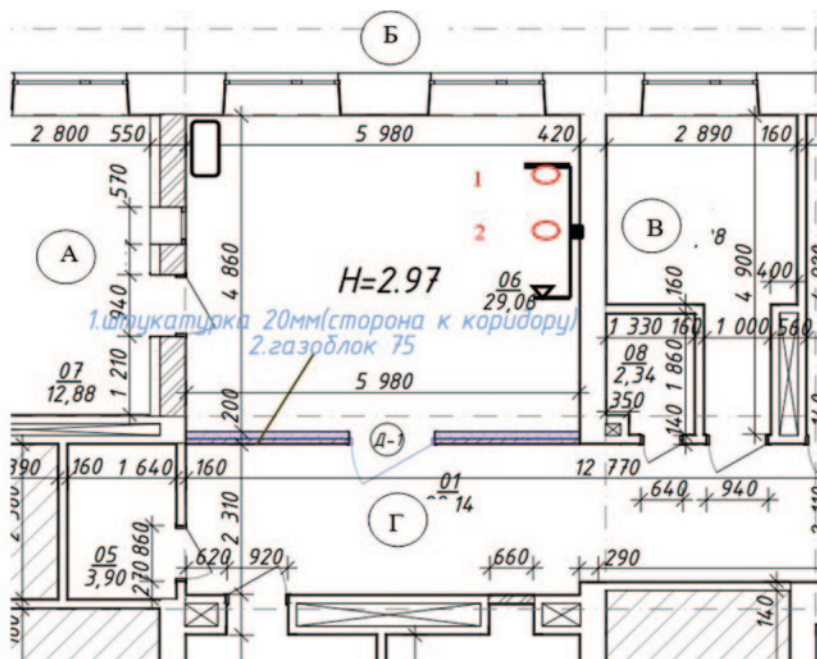


Схема розміщення рентгенівського обладнання в рентгенівському кабінеті. Червоним позначено місце знаходження джерела вторинного рентгенівського випромінювання: 1 – при дослідженні пацієнта в положенні стоячи та сидячи; 2 – в положенні лежачи

$KA = 3315.79/16 = 207.24$ рази. Її виконано з повнотілої цегли товщиною 380 мм, що забезпечує послаблення рентгенівського випромінювання майже в 106 разів, тобто в цьому напрямку радіаційну безпеку персоналу також гарантовано забезпечено.

Стіна Г знаходиться від джерела вторинного випромінювання на відстані понад 3.0 м. Щоб люди, які знаходяться в коридорі не отримали за рік 1.0 мЗв, стіна Г має ослаблювати рентгенівське випромінювання в $KГ = 3315.79/9 = 368.42$ рази. Встановлена стіна Г з газоблоків послаблює рентгенівське випромінювання приблизно в 10 разів, проте у коридорі за нею ніхто не повинен знаходитися. Слід зауважити, що в цьому напрямку немає робочих місць персоналу, тому він не є критичним для розрахунку.

Фактично стіна Г виконує роль додаткового захисту для персоналу, який періодично може знаходитися у приміщенні тимчасового перебування, які розташовано за коридором за товстою цегловою стіною.

В положенні пацієнта лежачи прямий промінь рентгенівського випромінювача спрямовується в підлогу, тобто у бетонне покриття товщиною 200 мм, яке послаблює рентгенівське випромінювання в 50000 разів. Враховуючи на те, що висота приміщень 3 м, на висоті 2 м від підлоги на 3-му поверсі потужність вторинного рентгенівського випромінювання буде вже в межах норми. Крім того, значна кількість рентгенологічних досліджень буде виконуватися в положенні пацієнта стоячи, що гарантовано забезпечить безпечне використання комплексу.

Згідно Санітарних правил для рентгенівських діагностичних апаратів на базі універсального рентгенографічного штативу, які використовуються разом з пересувною каталкою з рентгенопрозорою декою, достатньо мати процедурну 12 кв.м, тобто дане приміщення за розміром повністю задовольняє вимогам Санітарних правил.

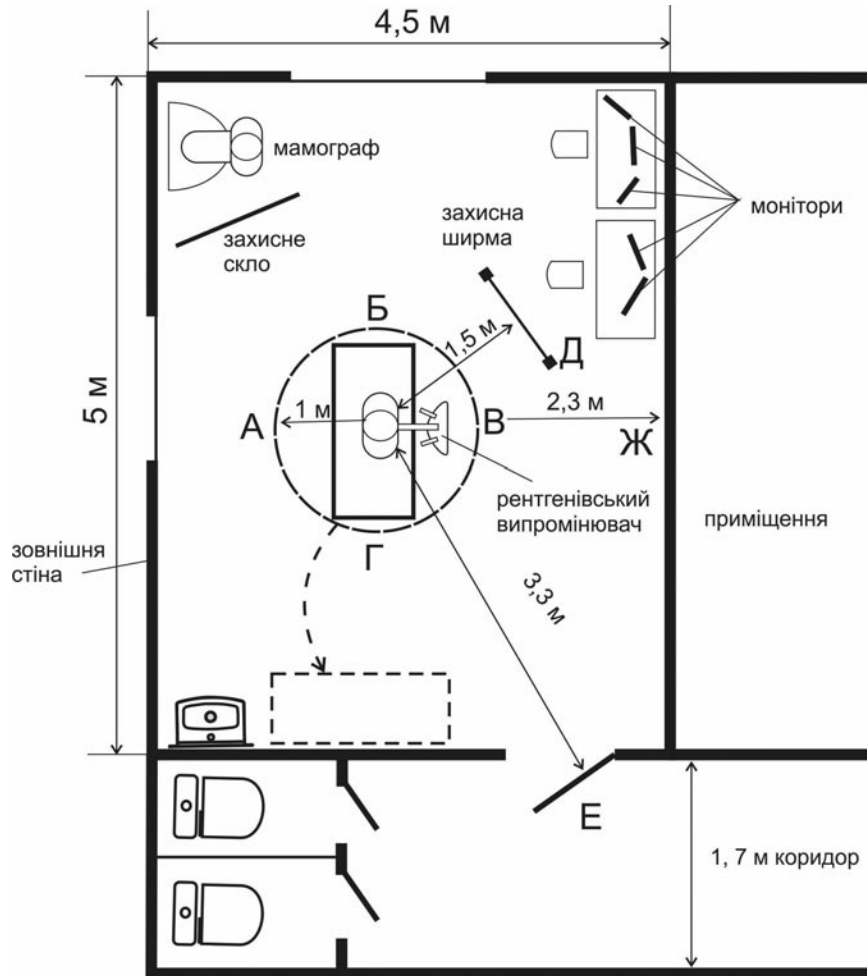
Схема розміщення рентгенівського обладнання в рентгенівському кабінеті. Червоним позначено місце знаходження джерела вторинного рентгенівського випромінювання: 1 – при дослідженні пацієнта в положенні стоячи та сидячи; 2 – в положенні лежачи

Висновок

Комплекс рентгенодіагностичний цифровий КРДЦ-02-АЛФА може бути встановлено в даному рентгенівському кабінеті. Найвний в кабінеті стаціонарний захист гарантовано забезпечує його безпечно застосування для персоналу та населення.

Література

1. Національне керівництво для лікарів, які направляють пацієнтів на радіологічні дослідження. – К.: Медицина України. – 78 с.
2. Наказ МОЗ України №294 від 04.06.2007 р. «Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур" <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z1256-07>
3. Наказ МОЗ України №340 від 28.11.1997 р. «Про удосконалення організації служби променевої діагностики та променевої терапії» <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0340282-97>



Точка вимірювання	Результат вимірювання	Коментар
Точка А	48.0 мкЗв/год.	Потребує використання засобів індивідуального захисту
Точка Б	9.6 мкЗв/год.	Потребує використання засобів індивідуального захисту
Точка В	26.4 мкЗв/год.	Потребує використання засобів індивідуального захисту
Точка Г	30.6 мкЗв/год.	Потребує використання засобів індивідуального захисту
Точка Д	0.8 мкЗв/год.	Відстань 10 см за ширмою забезпечує річну дозу меншу 1.0 мЗв – захист не потрібен
Точка Е	0.8 мкЗв/год.	Відстань 10 см за ширмою забезпечує річну дозу меншу 1.0 мЗв – захист не потрібен
Точка Ж	6.0 мкЗв/год.	Потребує використання засобів індивідуального захисту

Рис. 2. Приклад інформації щодо результатів дозиметричного контролю

ЛІТЕРАТУРА

1. Оценка профессионального облучения от внешних источников излучения: руководство по безопасности – Вена: МАГАТЭ, 1999. – 94 с.
2. Національне керівництво для лікарів, які направляють пацієнтів на радіологічні дослідження. – К.: Медицина України. – 78 с.
3. Радиационная защита и безопасность источников излучения: Международные основные нормы безопасности. – Вена, МАГАТЭ, 2014. – 329 с.
4. Безпека пацієнтів під час медичної візуалізації: спільна стаття ESR та EFRS (переклад Башинська Ю.І., Омельченко О.М., Коваленко Ю.М.)// Радіологічний

вісник, 2019. - №1-2. – с. 51-66

5. Наказ МОЗ України №54 від 02.02.2005 р. «Про затвердження державних санітарних правил "Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України"» <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0552-05>
6. Наказ МОЗ України №294 від 04.06.2007 р. «Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур"» <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z1256-07>
7. Абетка рентгенлаборанта: практично-методичний посібник/З. Стадник, С. Куфтяк, Ю. Ковбатюк, О. Друшкевич. - Львів-Стрий, 2000. - 56 с.

РЕНТГЕНОДІАГНОСТИКА КОРИСТЬ ЧИ ШКОДА ДЛЯ ВАШОГО ЗДОРОВ'Я?

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я до 80% діагнозів в медицині ставиться за допомогою рентгенодіагностики, яка дозволяє виявляти захворювання на ранній стадії, коли лікування ще ефективне.

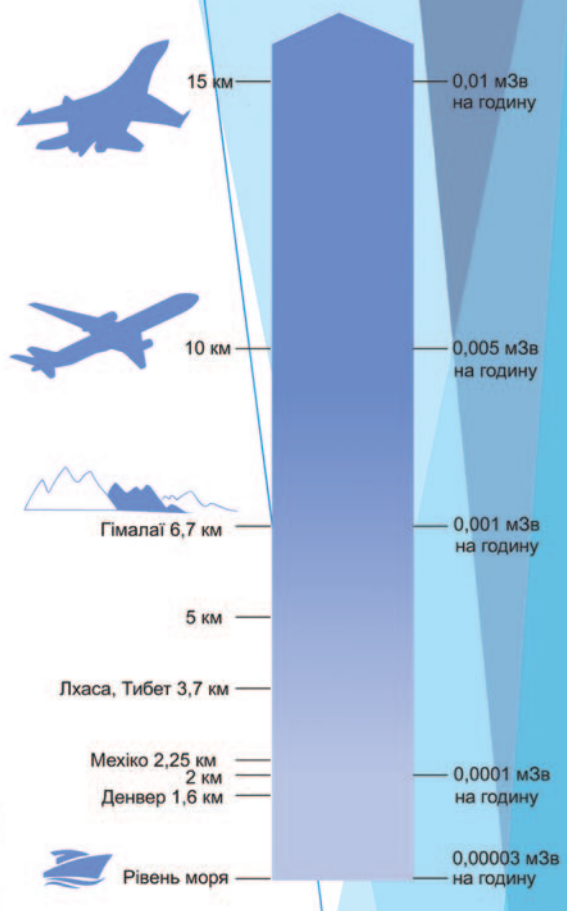


Дозу опромінення, яку отримує пацієнт при переважній більшості рентгенологічних досліджень (мЗв) можна порівняти з дозою природного опромінення, яку ми отримасмо в нашому повсякденному житті протягом кількох днів чи тижнів або навіть кількох годин польоту на сучасному літаку.



Природне річне опромінення в деяких місцях:

- Україна - 0.8-1.3 мЗв
- Київ - 1.14 мЗв
- Нью Делі - 0.7 мЗв
- Бомбей - 0.4 мЗв
- Острів Пасхи - 13.0 мЗв
- Великобританія - 2.2 мЗв
- Керала - 4.0 мЗв (на вузькій полосі узбережжя)



ТИПОВІ ЕФЕКТИВНІ ДОЗИ ПРИ РАДІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ *

Діагностична процедура	Типова ефективна доза (мЗв)	Еквівалентна кількість рентгенографій ОГК	Приблизний еквівалентний період дії природного радіаційного фону**
Рентгенологічні дослідження:			
Кінцівки і суглоби (виключаючи кульшовий суглоб)	<0,01	<0,5	<1,5 днів
Органи грудної клітки (одна задньопередня проекція)	0,02	1	3 дні
Череп	0,06	3	9 днів
Хребет (грудний відділ)	0,7	35	4 місяці
Хребет (поперековий відділ)	1,0	50	5 місяців
Кульшовий суглоб	0,4	20	2 місяці
Кістки таза	0,7	35	4 місяці
Черевна порожнина	0,7	35	4 місяці
Внутрішньовенна урографія	2,4	120	14 місяців
Дослідження стравоходу за допомогою барієвої суспензії	1,5	75	8 місяців
Дослідження шлунка за допомогою барієвої суспензії	2,6	130	15 місяців
Пасаж барієвої суспензії	3	150	16 місяців
Ірігоскопія	7,2	360	3,2 року
КТ голови	2,0	100	10 місяців
КТ грудної клітки	8	400	3,6 року
КТ черевної порожнини або таза	10	500	4,5 роки
Томосинтез*** органів грудної клітки та кісток	≤1,0	50	≤ 5 місяців

* Національне керівництво для лікарів, які направляють пацієнтів на радіологічне дослідження. – К: Медицина України, 2016. – 78 с.

** У Великобританії загальне фонове опромінення = 2,2 mSv на рік; у регіонах – середній рівень = 1,5 – 7,5 mSv на рік. (За рекомендацією D Wall, National Radiological Protection Board.)

*** Томосинтез – це нова технологія рентгенівської візуалізації, яка з 2017 року впроваджується в медичних закладах України

© Всеукраїнська асоціація рентгенологів

© Видавничо-інформаційний центр "Медицина України"

Рис. 3. Приклад інформації для пацієнта щодо шкідливості рентгенологічних досліджень

ІВАН ПУЛЮЙ - ДО 175-РІЧЧЯ ВІД ДНЯ НАРОДЖЕННЯ

Василюк К.О.

ІВЦ "Медицина України", м. Київ

2 лютого 2019 року виповнилося 175 років від дня народження знаменитого фізика і електротехніка, винахідника "X"-променів, перекладача Біблії та Псалтиря, відомого громадсько-політичного діяча, вченого і патріота України – Івана Пулюя.

Народився Іван Пулюй 2 лютого 1845 року в релігійній греко-католицькій родині у містечку Гримайлові на Тернопільщині. Закінчив Тернопільську гімназію (1865р.),

02.02.1845 – 31.01.1918 теологічний (1869р.) і філософський (1872р.) факультети Віденського університету. У 1876 році захистив докторську дисертацію та здобув ступінь доктора філософії Страсбурзького університету. Автор близько 50 наукових і науково-популярних праць із фізики та електротехніки українською, німецькою та англійською мовами. Іван Пулюй був дійсним і почесним членом Наукового Товариства імені Т. Шевченка, належав до когорти вчених світової слави, що формували світ двадцятого століття.

У 1884 році вчений очолив кафедру фізики Німецької вищої технічної школи в Празі (зараз – Чеський технічний університет), яку він у 1903 році перетворив у першу в Європі кафедру фізики й електротехніки. Цією кафедрою Пулюй керував протягом тридцяти двох років. А, окрім того, в 1888–1889 роках був ректором цього вищого навчального закладу.

Саме під час роботи в Празі вчений провів фундаментальне дослідження щодо природи та властивостей X-променів, які з часом почали іменуватися рентгенівськими. Перша стаття дослідника про походження цих променів та їхню фотографічну дію була подана 13 лютого 1896 року в «Доповідах Віденської академії наук». А незадовго перед цим, у січні цього ж року, Пулюй зробив і опублікував кілька якісних фотографій, зроблених з допомогою X-променів.

Щоправда, не Пулюю приписують це відкриття, а німецькому вченому Вільгельму Конрадту Рентгену, який незадовго перед цим, 28 грудня 1895 року, опублікував повідомлення «Про новий тип променів», де, власне, і йшлося про X-випромінювання. Однак за чотирнадцять років перед тим уже існувала «лампа Пулюя», що випромінювала такі промені. Рентген цілком міг скористатися цим винаходом, а також іншими напрацюваннями Пулюя. Загалом можемо констатувати, що Рентген і Пулюй майже одночасно відкрили існування X-випромінювання.

Життя Івана Пулюя пройшло в основному за межами України. Здавалося, Пулюй, працюючи в європейських наукових центрах, міг би забути про своє українське походження, стати таким собі космополітом. Проте він лишився свідомим українцем. Такою була і його сім'я.



Пулюй активно займався громадською діяльністю. Він підтримував ідею відкриття українського університету у Львові. Був членом Наукового товариства Шевченка. Організовував стипендії для українських студентів у Австро-Угорщині. Публікував статті в підримку української мови.

Вчений прагнув, щоб його нащадки теж зростали українськими патріотами. На літні місяці він спеціально наймав для своїх дітей (їх було в нього шестеро) вчителів української мови.

Не випадково життєвим кредом Пулюя стали такі слова: «Нема більшого гонору для інтелігентного чоловіка, як берегти свою і національну честь та без нагороди вірно працювати для добра свого народу, щоб забезпечити йому кращу долю».

Сьогодні ім'я вченого світової слави Івана Пулюя назавжди повертається із забуття, як символ інтелектуальної могутності українського народу і орієнтир майбутніх звершень нашої держави.

Література:

1. <https://library.tntu.edu.ua/exhibitions/tematychni-vystavky/ivan-puljuj/>
2. <https://www.radiosvoboda.org/a/30372144.html>

ПАМЯТИ ПРОФЕССОРА Л.Д. ЛИНДЕНБРАТЕНА

В.Т. Демин, канд. мед. наук

Печальную весть узнали рентгенологи – 6 января 2020 года на 98-м году жизни скончался профессор Леонид Давидович Линденбратен, многолетний заведующий кафедрой рентгенологии и радиологии Московского медицинского института им. И.М.Сеченова. Более подробно о его жизненном пути можно прочитать в журнале «Медицинская радиология и радиационная безопасность», №1-2020 (<http://www.medradiol.ru>).

Впервые я лично познакомился с ним в далеком 1969 году, когда меня, молодого врача-рентгенолога, направили из Киева на курсы в Центральный институт усовершенствования врачей в Москве, хотя и до этого читал его статьи, в частности, в журнале «Вестник рентгенологии и радиологии». Посетив заседание Московского городского общества рентгенологов, услышал его доклад о научной командировке в Японию и был поражен глубиной и доходчивостью изложения. После этого я несколько раз был на руководимой им кафедре, где ознакомился с проводимыми там научными исследованиями, в частности, с разработками селективной артериографии при заболеваниях различных органов и систем, что послужило основой для моей работы над кандидатской диссертацией по возвращении после курсов в Киевский научно-исследовательский рентгено-радиологический и онкологический институт (сейчас – Национальный институт рака).

В разговорах с Леонидом Давидовичем меня больше всего поражало его стремление сделать так, чтобы собеседник, несмотря на разницу в возрасте и положении в служебной иерархии, чувствовал себя с ним на равных. В частности, мне запало в душу его откровение, что он часто посещает музеи и картинные галереи, чтобы развивать в себе чувство художественного восприятия действительности; по его словам, это очень помогает при анализе и оценке рентгенограмм. После этого в течение 2,5 месяцев, будучи на курсах усовершенствования, следуя его совету, я посетил не менее по 10 раз как Третьяковскую Галерею, так и Музей изобразительных искусств им. А.С. Пушкина, чтобы ближе познакомиться с творчеством выдающихся мастеров живописи; как мне



кажется, это было очень полезно для освоения профессии рентгенолога.

Все мы знакомы с руководством «Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии)», написанным профессором Л.Д. Линденбратеном в 1957 году (в дальнейшем в соавторстве с профессорами И.П. Королюком и Ю.И. Воробьевым). Оно неоднократно переиздавалось, (последний раз в 2013 г.) и внесло большой вклад в овладение специальностью многими врачами-рентгенологами. В частности, из этой книги мне особенно запал в душу его совет, что не надо бояться задавать вопросы, если что-то непонятно, ибо, как говорил Вольтер «Нет глупых вопросов, есть глупые ответы».

Светлая Вам память, Леонид Давидович! Рентгенологи навсегда запомнят Вас, как прекрасного учителя и специалиста.

МЕДВЕДЕВ ВОЛОДИМИР ЄГОРОВИЧ 75-РІЧНИЙ ЮВІЛЕЙ



Цього року відсвяткував свій 75-річний ювілей Медведєв Володимир Єгорович, який 6 років був президентом Асоціації радіологів України (2003-2006, 2009-2012)

Він народився 27 лютого 1945 року у Москві, проте школу закінчив вже в Одесі, а спеціальні знання отримав в Києві. У 1969 році Володимир Єгорович з відзнакою закінчив Київський медичний інститут імені О.О. Богомольця, а у 1973 році – Київську філію Одеського електротехнічного інституту зв'язку ім. О.С. Попова.

У 1973 році В.Є. Медведєв захистив кандидатську, а в 1989 році - докторську дисертацію.

У 1991 році йому було присвоєно вчене звання "професор".

У 1986 році за колективний цикл робіт «Розробка, теоретичне обґрунтування та клінічне впровадження нових методів оперативного лікування, детоксикації та реабілітації хворих із захворюваннями печінки і жовчовивідних шляхів» Володимир Єгорович був удостоєний Державної премії Української РСР в галузі науки і техніки.

У 1992 році професору Медведєву В.Є. присвоєно почесне звання «Заслужений діяч науки і техніки України». Володимир Єгорович є автором понад 400 наукових праць та близько 10 монографій та підручни-

ків. Під керівництвом професора Медведєва В.Є. підготовлено 13 кандидатських і 5 докторських дисертаційних робіт.

Трудова діяльність Володимира Єгоровича почалася у 1972 році на кафедрі нормальної фізіології Київського медінституту імені О.О. Богомольця, де він 2 роки працював асистентом. Пізніше він послідовно був завідувачем лабораторією функціональних методів дослідження органів травлення Київського НДІ клінічної та експериментальної хірургії, завідувачем відділом променевої діагностики та заступником директора з наукової роботи Українського НДІ онкології та радіології, професором кафедри променевої діагностики Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика.

Тривалий час професор Медведєв В.Є. був спочатку заступником голови спеціалізованої вченої ради із захисту дисертацій на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук за спеціальностями «Онкологія», «Променева діагностика, променева терапія», а пізніше - головою спеціалізованої вченої ради із захисту дисертацій на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук за спеціальністю «Променева діагностика, променева терапія».

Понад 10 років Володимир Єгорович очолював редакцію журналу Асоціації радіологів України «Променева діагностика, променева терапія».

Професор Медведєв В.Є. є засновником школи ультразвукової діагностики в Україні. Він одним з перших в світі і першим в СРСР в 70-х роках минулого століття під керівництвом академіка А.А. Шалімова впровадив в практику інтервенційний ультразвук (черезшкірні малоінвазивні хірургічні втручання під контролем ультразвуку). Під керівництвом Володимира Єгоровича були створені й успішно функціонують відділення інтервенційного ультразвуку в багатьох містах України, розроблені сучасні методики хірургічного лікування різних захворювань печінки, жовчовивідних шляхів, підшлункової залози під контролем ультразвуку.

Професор Медведєв В.Є. — чудовий педагог, чуйна та добра людина. За багаторічну педагогічну діяльність, як на курсах первинної спеціалізації, так і тематичного удосконалення, їм підготовлені сотні лікарів-фахівців з ультразвукової діагностики та інтервенційного ультразвуку, які працюють у всіх регіонах України.

Лікарська, наукова та педагогічна діяльність професора В.Є. Медведєва відрізняється високим професіоналізмом, відповідальністю, наполегливістю в досягненні мети, умінням спілкуватися з колегами.

Володимир Єгорович завжди на передових позиціях життя і науки, його чуйність, доброта, оптимізм здобули заслужений авторитет серед радіологічної громадськості країни.

**Бажаємо йому міцного здоров'я, енергії і
плідної роботи на довгі роки!
З повагою та любов'ю, радіологи України**

ВІН ВІДКРИВ ПАМ'ЯТІ РОГОЖИНА В.О.: ВІН ВІДКРИВ ЄВРОПУ ДЛЯ УКРАЇНСЬКИХ РАДІОЛОГІВ



16 червня 2020 на 70-му році життя пішов від нас Рогожин Володимир Олександрович, який дуже багато зробив для української радіології, до її наближення до Європи...

Народився Рогожин В.О. 10 квітня 1951 року в Ленінграді. Після закінчення середньої школи у 1968 році він поступив до Одеського медичного інституту і у 1974 році отримав диплом лікаря з відзнакою, а вже у 1975 році після закінчення курсів у Київському інституті підвищення кваліфікації лікарів став рентгенологом.

З 1974 до 1980 року Володимир Олександрович працював науковим співробітником у Науково-дослідному інституті офтальмології Академії медичних наук (АМН), де виконував практичну та дослідну роботу в області офтальморадіології, зокрема досліджував можливості рентгенологічної локалізації чужорідних тіл в очах, використання комп'ютерної томографії (КТ) для діагностики захворювань органів зору та лицевого черепа, а також використання радіоактивних ізотопів для оцінки активності запального процесу у судинній оболонці ока.

З квітня 1980 року по січень 1999 року Володимир Олександрович працював на керівних посадах у Республіканській клінічній лікарні «Феофанія». Саме там за його активної участі було відкрито перший в Україні кабінет комп'ютерної томографії, а кількома роками пізніше – знову ж таки перший в країні сучасний радіологічний центр, в якому використовувалися всі методи променевої діагностики, в т.ч. вже і магнітно-резонансна томографія (МРТ).

У 1984 році у Науково-дослідному інституті онкології та радіології АМН України він успішно захистив кандидатську дисертацію на тему «Рентгено-радіологічні

дослідження в діагностиці травматичних увеїтів», а у 1999 році – дисертацію доктора медичних наук на тему «Комп'ютерна, спіральна комп'ютерна та магнітно-резонансна томографія в діагностиці і диференціальній діагностиці новоутворень тазової локалізації».

У січні 1999 року Рогожина В.О. запросили на посаду директора радіологічного центру «Здоров'я людей похилого віку», де він протягом семи років керував практичною та науковою роботою створеного ним колективу спеціалістів у всіх напрямках діагностичної радіології – рентгенодіагностики, ультразвукової діагностики, мамографії, комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії.

Його унікальні організаторські здібності у створенні сучасних радіологічних центрів та команд професіоналів в період з 2006 до 2020 років активно використовували керівники провідних приватних медичних центрів України. В цей період за його участі було створено радіологічні відділи таких відомих в країні приватних медичних закладів, як «Оберіг», «Борис», «Онко консалтинг центр» та «R+ Medical Network».

Ще в кінці 90-х років Володимир Олександрович брав участь у міжнародних радіологічних форумах. У 1997 році його доповідь «CT and MRI in the diagnosis of extra-organic pelvic neoplasms» включено до програми Європейського Конгресу Радіологів ECR-97, а роком пізніше вже дві доповіді «Spiral CT and MRI in the diagnosis of the Tumors of paranasal sinuses» та «MRI in diagnosis of pelvic space occupying processes» - в програму 20-го Міжнародного конгресу радіології (20th International congress of Radiology), який у 1998 році проходив в Нью Делі (Індія). У 2000 році Рогожин В.О. стає членом Північно-Американського Товариства Радіології (RSNA), а у 2004 – членом Європейської Асоціації Радіології (EAR – попередня назва Європейського Товариства Радіології ЕТР - ESR).

У 2006 році українські радіологи обирають його президентом одразу ж двох професійних асоціацій – Української асоціації рентгенологів, спеціалістів з комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії



Київ, 2006 рік, Рогожин В.О. вперше стає президентом АРУ

(УАРКТМРТ – стара назва Всеукраїнської асоціації рентгенологів) та Асоціації радіологів України (АРУ). Того ж року він також стає головним редактором журналу «Радіологічний вісник» та одним з редакторів «Українського радіологічного журналу». З цього часу починається його активна діяльність з наближення української радіології до європейської. Він додає багато зусиль, щоб збільшити чисельність делегацій українських радіологів на міжнародних радіологічних форумах, приймає участь у щорічних зустрічах президентів європейських радіологічних товариств та керівництва Європейської Асоціації Радіології, де знайомить провідних радіологів Європи з Україною та запрошує до нашої країни. Найактивніший рух української радіології до європейської почався вже у 2012 році, коли Рогожин В.О. вдруге був обраний президентом АРУ та визначив налагодження співпраці з європейською радіологічною спільнотою однією з головних завдань Асоціації.

Новий етап співпраці з Європейським Товариством Радіології почався після проведення на Українському конгресі радіологів УКР-2012 міжнародного симпозиуму «День турецької республіки». Тоді в Київ приїхала делегація турецьких радіологів, яку очолювала тодішній президент Асоціації радіологів Туреччини Nevra Elmas, що стало початком дружби та

постійної співпраці радіологічних асоціацій двох країн. Зразу ж після закінчення Українського конгресу радіологів делегація АРУ на чолі з її президентом вирушає до Кишиніва для участі у Національному конгресі радіологів Молдови, а на початку листопаду – до Туреччини для проведення Дня України на 33-му Конгресі радіологів Туреччини. У листопаді 2012 року делегація виконкому АРУ вперше взяла участь у Зборах керівництв національних радіологічних асоціацій, які щорічно проводяться керівництвом ЄТР, і після цього вже їх не пропускала.

В березні 2013 року в Києві було проведено 1-й Національний конгрес с міжнародною участю «Радіологія в Україні», на який, крім традиційно присутніх на той час на українських радіологічних форумах представників Росії та Білорусії, приїхали делегації Туреччини та Молдови. Вперше на українському конгресі радіологів було проведено англомовну наукову секцію за участі молдавських колег. А на науково-практичній конференції «Радіологічні читання-2013», що проходила осінню того ж року в Одесі, лекції читала вже група провідних радіологів з Європи, серед яких Bernd Hamm (Берлін, Німеччина), Helmut Schoellnast (Грац, Австрія), Ewout Smit (Неймеген, Нідерланди), Sukru Mekhmet Erturk (Стамбул, Туреччина).



2012 р., Кишинів, делегація АРУ на 3-му Конгресі Республіки Молдова з медичної візуалізації



2012 р., Белек, Туреччина, делегація АРУ на 33-му конгресі TURKRAD-2012

На жаль, у 2014 році співпраця з європейськими колегами призупинилася, оскільки у зв'язку з відомими подіями в Києві, Криму та на Донбасі, їх в Україну не пустили. І лише в 2015 році до України знову почали приїжджати іноземні гості.

На 3-му Національному конгресі з міжнародною участю «Радіологія в Україні» вперше з'явився стенд Європейського Товариства Радіології і на відкритті Конгресу виступив представник офісу ЄТР Robert Grynkrantz. Тоді вперше в Україну приїхав представник Міжнародного та Європейського Товариств з нейрорадіології Turgut Tali, завдяки якому в АРУ було створено секцію з нейрорадіології, подано заявку на вступ до Міжнародного Товариства з нейрорадіології, а трохи пізніше у Львові проведено Перші курси з нейрорадіології, на яких заняття проводили провідні європейські нейрорадіологи: Turgut Tali (Анкара, Туреччина), Sem Calli (Ізмір, Туреччина) та Paul M. Parizel (Антверпен, Бельгія), який у 2016 році став президентом ЄТР.

Свідомством того, що наша країна поступово переміщується до центру уваги Європейського Товариства Радіології став приїзд у 2016 році на 4-й Конгрес «Радіологія в Україні» керівника офісу ЄТР Peter Baierl. На Конгресі було проведено пленарне засідання «Українські радіологи зустрічають Європейське Товариство Радіології», на якому виступили представники Польщі, Сербії, Туреччини, Молдови та Казахстану. А вже влітку Рада Директорів ЄТР прийняла рішення про особливу підтримку України в період з березня 2017 по березень 2018 року. В рамках цієї програми підтримки українським радіологам було надано пільгові реєстраційні внески на Європейські Конгреси Радіологів ECR-2017 та ECR-2018, українські члени ЄТР та АРУ були звільнені від сплати членсь-

ких внесків за 2017 рік, а в березні 2017 вперше в Україну приїхала Європейська Школа Радіології (ESOR) на чолі з її директором Nicholaos Gourtsoyiannis (Афіни, Греція).

Курси, які того року провела Європейська Школа Радіології напередодні 5-го Національного конгресу з міжнародною участю «Радіологія в Україні», були присвячені візуалізації в онкології. Для їх проведення в Київ приїхали провідні європейські радіологи Luis Marti-Bonmati (Валенсія, Іспанія), Nikolaos Kartalis (Стокгольм, Швеція) та Harriet Thoeny (Берн, Швейцарія). Завдяки підтримці ЄТР понад 70 українських радіологів з різних регіонів країни змогли удосконалити свої знання з цього розділу радіології.

Проте кульмінацією особливої уваги Європейського Товариства Радіології до України став приїзд на 5-й Конгрес «Радіологія в Україні» новообраного президента ЄТР Bernd Hamm (Берлін, Німеччина). Це була перша його закордонна поїздка після обрання президентом ЄТР. Bernd Hamm приїхав до Києва зі своїми колегами з Клініки Шарите Th. Fischer, St. Niehues та F. Colletini, які прочитали цікаві лекції учасникам Конгресу. У своїй вітальній доповіді президент ЄТР привітав Асоціацію радіологів України з 25-річчям і підкреслив, що надана нашій країні підтримка – це оцінка її діяльності в останні роки з наближення українських радіологів до європейської радіологічної спільноти, що стало можливим завдяки зусиллям В.О. Рогожина.

З 2012 до 2017 рр. кількість членів Європейського Товариства Радіології від України збільшилася з 38 до 358 осіб. У 2017 році українські радіологи подали найбільшу за 25 років кількість тез до наукової програми Європейського Конгресу Радіологів ECR-2017 і до його програми було включено найбільшу за всю істо-



Київ, 2017 рік, організатори конгресу «Радіологія в Україні» разом з іноземними гостями.



Організатори та доповідачі міжнародного семінару «Сучасна візуалізація в онкології», Київ, 16 червня 2018 року

рію АРУ кількість усних презентацій з України. У 2017 році до Відня на ECR-2017 поїхало 238 представників нашої країни, що було втричі більше в порівнянні з 2016 роком.

Те, що приїзд Bernd Hamt був не випадковий і що саме міжнародний авторитет Володимира Олексійовича відіграв у візиті президента ЄТР до Києва не

останню роль, підтвердив наступний рік, коли Рогожин В.О. вже не був президентом АРУ, а працював керівником радіологічного відділу у компанії «Онко Консалтинг Центр». 16 червня 2018 року у готелі Hilton пройшов масштабний семінар під назвою «Сучасна візуалізація в онкології», який відвідало понад 300 лікарів із різних куточків України. Організаторами



Європейський Конгрес Радіології ECR-2017, Відень, загальне фото молодих радіологів, що приїхали на конгрес за програмою «Invest in Youth»

цього заходу були компанії Canon Medical Systems та «Онко Консалтинг Центр». Тоді на запрошення Володимира Олексійовича до України в черговий раз приїхали лектори з клініки Шарите на чолі з професором Bernd Hamm, щоб розповісти українським радіологам про останні досягнення в області онкологічної радіології.

Велику увагу Рогожин В.О. приділяв підготовці молодих радіологів і докладав багато зусиль, щоб наблизити рівень їх знань до міжнародних вимог. Ще у 2003 році за його головуванням в Києві пройшла конференція молодих радіологів. У 2007 році за його участі було проведено конкурс молодих рентгенологів, а у 2010 році – створено Українську школу безперервної післядипломної освіти в радіології. Він робив все можливе, щоб молоді українські радіологи їздили навчатися за кордон, виступали на міжнародних радіологічних заходах. Зокрема, в період з 2012 до 2017 рр. багато молодих радіологів з нашої країни змогли відвідати Європейські Конгреси Радіології у Відні за програмою "Invest in Youth". І символічно, що на загальному фото молодих радіологів, що приїхали за цією програмою до Відня у 2017 році, в центрі поруч з президентом ЄТР професором Paul M. Parizel стоїть учень Володимира Олексійовича з прапором України.

Не зважаючи на зайнятість на роботі, він з задоволенням в різні роки редагував журнали Асоціації

радіологів України «Радіологічний вісник» та «Променева діагностика, променева терапія», за сумісництвом викладав на кафедрі радіології Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика.

Останнім часом Володимир Олексійович працював над перекладом на українську мову європейської програми підготовки радіологів. Він дуже хотів, щоб учбові програми підготовки радіологів в нашій країні наближалися до європейської. На жаль, він не встиг завершити цю роботу...

Не зміг Володимир Олексійович реалізувати і свої плани на цей рік... Він дуже хотів поїхати до Відня на Європейський Конгрес Радіології ECR-2020, відсвяткувати у Кам'янець-Подільському 15 річчя Всеукраїнської асоціації рентгенологів та 10-річчя Української школи безперервної післядипломної освіти імені проф. М.І. Спужяка, поїхати на конференцію до Одеси у вересні... Проте пандемія коронавірусу та доля не дали можливості їх реалізувати...

Рогожин Володимир Олексійович пішов від нас дуже рано, але всі радіологи країни завжди будуть пам'ятати його не тільки за те, що відкрив для них Європу, але й за те, що він був унікальною людиною, в якій гармонічно поєднувалися принципова професійність з відкритістю, людяністю, доброзичливістю та вмінням об'єднувати людей.

***Світла пам'ять Володимиру Олексійовичу!
З повагою та любов'ю, колеги та друзі.***

ТЕЗИ ІV ФОРУМУ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ УКРАЇНИ

КОНТРОЛЬ ЯКОСТІ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ЛАНЦЮГА ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ РАКУ З ВИКОРИСТАННЯМ АНТРОПОМОРФНИХ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ФАНТОМІВ НА ОСНОВІ 3D ПРИНТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

*О.А. Безшийко, Л.О. Голінка-Безшийко
Київський національний університет
імені Тараса Шевченка (КНУТШ), Київ*

Вступ. За останні 20 років суттєвий прогрес технологій лікування онкологічних захворювань з використанням джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ) значно підвищив ефективність і якість такого лікування, але при цьому різко виросли вимоги до професійної кваліфікації, як медичних фізиків, так і медичного персоналу усіх рівнів. Нові методики і обладнання (IMRT, RapidArc, VMAT, радіаційна хірургія, PET/CT, MRI, томотерапія, протонна терапія, терапія легкими іонами і т.п.) вимагають збільшеної просторової і кількісної точності доведення дози до частин тіла пацієнта, постійного контролю цієї точності. Також кардинально змінився підхід регулюючих органів до покращення радіаційної безпеки пацієнтів – онкологічних хворих, яких опромінюють джерелами іонізуючого випромінювання з метою діагностики чи лікування. Окрім зменшення радіаційного навантаження на здорові органи пацієнта необхідно гарантувати відповідність задекларованим величинам доведених дозових навантажень на пухлину і здорові критичні органи. Для надійного вирішення такої задачі вже недостатньо використання простих гомогенних (або з простою гетерогенною структурою) спеціалізованих фантомів для рентгенодіагностики, CT, PET, MRI та терапевтичного опромінення (променевої терапії, брахітерапії, терапевтичної ядерної медицини).

Основна частина. Антропоморфні фантоми, і особливо детекторизовані мають набагато більше можливостей і переваг для акуратного визначення дозових навантажень в негомогенній структурі тіла людини, з можливими вставками із штучних матеріалів (складові протезування). Вони дозволяють провести перевірку усього лікувального ланцюжку від діагностики до опромінення, включно із обладнанням і кваліфікацією дій персоналу - тобто провести повноцінне моделювання лікування пацієнта з використанням ДІВ. Це дозволяє не тільки контролювати якість лікування, але і забезпечити навчання персоналу на максимально високому рівні якості. Але такі фантоми мають два важливі недоліки – висока складність виготовлення, та відповідна висока ціна таких фантомів (від 20-25 тисяч доларів і більше) з досить лімітованою жорстко визначеною номенклатурою.

В Україні, з огляду на обмежені економічні ресурси на сучасному етапі розвитку, практично повністю відсутня практика систематичного використання антропоморфних фантомів для навчання та контролю. Систематичне застосування таких фантомів може дозволити різко підвищити якість лікування ракових захворювань, гарантує точність доведення дози згідно розрахованих планів опромінення, помітно підвищить кваліфікацію персоналу лікувальних закладів в Україні, забезпечить високий рівень кваліфікації професорсь-

ко-викладацького складу та якісне навчання в університетах в області медичної фізики при дрібно-серійному виробництві антропометричних детекторизованих фантомів при одночасній мінімізації ціни до рівня собівартості та скорочення до мінімуму ланцюга від наукової розробки до готового продукту. Вітчизняні розробки таких складних фантомів з детекторними системами в більшій своїй частині практично відсутні, або знаходяться в початковому нерозвинутому стані.

Пропонується на основі антропометричних детекторизованих фантомів створення системи підвищення якості лікування в Україні онкологічних захворювань з використанням ДІВ та контролю і гарантування цієї якості. Запропонований проект спирається на розробку спеціалізованого 3D-принтера для ефективного і швидкого створення антропометричних фантомів при мінімальній собівартості.

Висновки. В результаті виконання запропонованого проекту буде створено фізико-технічні та організаційно-економічні засади для можливості побудови всеукраїнської програми підвищення якості променевої терапії в онкології - шляхом забезпечення відповідними фантомами і відкритим програмним забезпеченням планування доз кожного онкологічного центру, а також створення контролюючої структури для періодичного контролю всіх онкологічних закладів стосовно якості доведення дозових навантажень на органи та тканини пацієнта.

Зменшити кардинально ціну фантома, не спрощуючи його складність потенційно можливо з використанням технологій 3D друку. На жаль використання стандартних 3D принтерів зіштовхується з цілим рядом ускладнень і недоліків, робота таких принтерів дуже повільна, а точність і вибір матеріалів сильно обмежені. Планується розробка спеціалізованого 3D принтеру, що дозволить зменшити ціну антропоморфного фантому на порядок, при цьому складність структури фантому не тільки не зменшиться, а навіть можна суттєво додатково ускладнити і легко підбирати структуру фантому під поставлені задачі.

Також необхідно розробити більш дешеві детекторні комплекси, детектори яких вміщуються в середину фантомів, а точність вимірювання дози цими детекторами повинна досягати величин помітно менше 5%.

ЗВІТ ПРО ДІЯЛЬНІСТЬ УКРАЇНСЬКОЇ АСОЦІАЦІЇ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ ЗА 2018-2019 РОКИ

Зелінський Р.М.

Українська асоціація медичних фізиків, м.Київ

Вступ. Українська асоціація медичних фізиків після офіційної реєстрації в кінці 2017 року отримала ряд можливостей, зокрема брати участь в громадських радах, експертних групах, офіційно звертатися до органів влади, співпрацювати з органами влади, медичними закладами та іншими громадськими організаціями, впливати на формування державної політики у відповідних сферах.

Основна частина. На початку своєї діяльності ГО «УАМФ» організувала процеси інформування (міжна-

родна інтернет платформа MailChimp) та голосування (онлайн системи Ballotbin та SurveyMonkey), що дозволило реалізувати одні з основних принципів діяльності – відкритість та демократичність.

Діяльність ГО «УАМФ» можна умовно розділити на декілька напрямків, а саме: популяризація медичної фізики, систематична розбудова галузі медичної фізики та вирішення поточних проблем галузі.

Основні досягнення за звітний період:

- Було прийнято участь з доповідями в ряді науково-практичних заходів.
- Організовано Форум медичних фізиків України.
- Проведено налагодження зв'язків з міжнародними організаціями, зокрема Medical Physics for World Benefit (MPWB), International Organization for Medical Physics (IOMP), European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP).
- Створено сайт uamp.org.ua
- Ініційовано внесення протоколу МАГАТЕ TRS398 в умови отримання ліцензії на використання ДІВ (в дистанційній променевої терапії).
- Розроблено «Список протоколів та рекомендацій для використання в терапевтичній медичній фізиці».
- Розроблено мобільний додаток для корекції режиму фракціонування при наявності незапланованої перерви під час курсу променевої терапії.
- Активна участь в засіданнях Експертної групи Державної інспекції ядерного регулювання та Міністерства охорони здоров'я з питань радіаційного захисту в медицині.
- Розроблено кваліфікаційні характеристики спеціальності «медичний фізик» на основі міжнародних рекомендацій.
- Розроблено Рекомендацій до магістерських програм з медичної фізики.
- Участь в проєкті Міжнародної організації медичних фізиків (IOMP) по створенню україномовної версії словника з медичної фізики для сайту <http://www.emitel2.eu>

Висновки. Протягом перших двох років існування ГО «УАМФ» було організовано процеси діяльності організації, проведено роботу за різними напрямками, що дозволило закласти фундамент подальшого становлення та розвитку галузі «медична фізика» в Україні. А постійне збільшення кількості членів ГО «УАМФ» свідчить про правильні вектори розвитку організації.

ПРОМЕНЕВА ТЕРАПІЯ ЕЛЕКТРОНАМИ. ПРАКТИЧНИЙ ПІДХІД

Зелінський Р.М.

Медичний центр ім.ак. Ю.П.Спіженка, м.Київ

Вступ. В сучасній дистанційній променевої терапії найбільш поширене використання для опромінення пучків фотонів. Але існують ситуації, коли використання фотонів не може дати оптимального результату. Зокрема, при необхідності опромінення поверхневих зон, наприклад, рак шкіри, післяопераційні рубці тощо. В такій ситуації можна використовувати опромінення електронами, адже характеристики пучків електронів ідеально підходять для таких випадків. Пучки електронів доступні у всіх сучасних лінійних прискорювачів. Як правило, клінічно використовуються енергії електронів від 4 до 25 МеВ.

Основна частина. Для отримання фотонного пучка в лінійних прискорювачах передбачена спеціальна мішень, на яку потрапляє тонкий пучок електронів та генерується гальмівне фотонне випромінювання. Для того ж, щоб на виході отримати пучок електронів, ця мішень прибирається, а замість неї в пучок поміщається спеціальна фольга, яка дозволяє «тонкий» пучок перетворити на «широкий», який далі колімується за допомогою вторинного (діафрагми) та третинного (аплікатор) коліматорів. У більшості випадків частиною третинного коліматора є спеціальні блоки, які виплавляють по форму зони опромінення та кріпляться на край аплікатора. Для виплавки блоків використовується сплав Вуда, комерційні назви Cerrobend, Bendalloy, MCP 158. Ми використовуємо сплав Cerrobend (олово - 12,5 %, свинець - 25 %, вісмут - 50 %, кадмій - 12,5 %, густина 9,4 кг/см³, температура плавлення 700С).

Пучки електронів характеризуються такими параметрами: доза на поверхні (75-95% в залежності від енергії), глибина максимуму дози, глибина, на якій проходить 90% та 50% дози, максимальна глибина проникнення електронів, Bremmstrahlung tail (хвіст, який виникає внаслідок «забруднення» пучка електронів гамма-випромінюванням), градієнт дози.

Для пучків електронів є притаманні такі властивості: зі збільшенням енергії Bremmstrahlung tail зростає (для 4МеВ менше 1%, для 20МеВ близько 4%), градієнт дози збільшується, поверхнева доза та терапевтична ширина також збільшуються. При збільшенні поля опромінення глибина максимальної дози переміщується глибше, зменшується доза на поверхні. Стандартні умови калібрування: 1 моніторна одиниця дорівнює 1 сГр на глибині максимального поглинання дози для кожної енергії, аплікатор 10x10 см, відстань джерело-поверхня 100 см. Для калібрування використовуються плоскопаралельні іонізаційні камери. При лікуванні використовуються різні додаткові засоби, зокрема болюси, захисні засоби для органів (наприклад, для ока).

На практиці у більшості випадків зона опромінення має просту форму. В таких ситуаціях немає потреби проводити КТ-симуляцію для пацієнта. При цьому може бути МРТ для оцінки глибини залягання пухлини. Відповідно розрахунок дози може відбуватися у ручному режимі, без застосування систем планування. Для цих цілей було розроблено протокол розрахунку дози. Також було виміряно глибинний розподіл дози та профіль для полів різного діаметру.

Процес підготовки лікування складається з наступних кроків:

1. Зняття ескізу зони опромінення.
2. Підбір оптимальної комбінації енергії електронів та товщини болюса з використанням глибинного розподілу дози для поля відповідного розміру (зона опроміненн повинна покриватися як мінімум 90% ізодози в точці найглибшого залягання).
3. Оцінка ширини напівтіні та формування остаточного ескізу зони опромінення.
4. Виплавка персонального блоку.
5. Проведення вимірів коефіцієнту виходу для персонального блоку.
6. Внесення даних в протокол розрахунку дози та отримання необхідної кількості моніторних одиниць для доставки приписаної дози з використанням персонального блоку.

7. Внесення даних лікувального пучка в систему управління лікуванням.

8. Проведення лікування.

Висновки. Використання електронів при дистанційній променевої терапії має ряд переваг у випадках розміщення зони опромінення на поверхні. Використання ручного розрахунку дози для опромінення електронами при простій формі та розміщенні зони опромінення дозволяє швидко і якісно провести лікування, без необхідності проведення КТ-симуляції.

WEB-САЙТ УКРАЇНСЬКОЇ АСОЦІАЦІЇ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ

*В.В. Іванець**, *О.С. Лаворик**, *М.В. Горбаченко**,
*О.А. Безшийко**, *Л.О. Голінка-Безшийко**,
*Р.М. Зелінський***

**Київський національний університет
імені Тараса Шевченка (КНУТШ), Київ*

***Українська асоціація медичних
фізиків/Медичний центр ім. ак. Ю.П. Спіженка, Київ*

Вступ. Останні роки в Україні швидкими темпами розвиваються медичні центри для лікування онкологічних захворювань. Одним з основних засобів лікування є використання джерел іонізуючого випромінювання – як для терапії, так і для діагностики. При цьому використовується вартісне і складне обладнання, як в технологічному плані, так і з точки зору застосування нових фізичних принципів і підходів. Для коректної і ефективної роботи з таким обладнанням окрім спеціалістів-інженерів необхідний кваліфікований персонал з глибокою фізичною освітою – медичні фізики. Кількість медичних фізиків в Україні збільшилася до критичної межі, коли для захисту їх прав та розвитку умов праці та професійного навчання виникла нагальна необхідність створення добровільних професійних об'єднань і організацій. 12 грудня 2017 року було створено професійну громадську організацію “Українська асоціація медичних фізиків” (УАМФ).

Основна частина. У 2014-2016 році для комунікації між спеціалістами Ініціативна група створила сторінку спільноти на Facebook. Дана сторінка об'єднала близько 500 експертів та зацікавлених осіб. Але при цьому весь час була потреба у створенні повноцінного сайту організації для поширення інформації та обміну думками, публікації новин, залучення нових учасників.

В роботі розглянуто основні передумови, базова структура та інструментарій для розробки Web сайту УАМФ, базова версія якого представлена влітку 2019 року за адресою <https://uamp.org.ua> для оцінки спільнотою медичних фізиків та отримання від них подальших рекомендацій та пропозицій для розвитку і покращення функціональних характеристик сайту. Розробка базової структури сайту було виконано студентами кафедри ядерної фізики фізичного факультету КНУТШ. Сайт було створено на базі системи керування контентом WordPress і включає наступну функціональність: новини та оголошення, форма вступу до УАМФ, календар подій, форма зворотного зв'язку та статичні сторінки з корисною інформацією. Також він дозволяє створити обліковий запис користувача, що надасть в подальшому можливість користуватися Форумом, створюючи теми для обговорення та коментуючи їх.

Висновки. Сайт УАМФ покращить комунікацію між організацією та медичною спільнотою.

КОНТРОЛЬ ЯКОСТІ В ДІАГНОСТИЧНІЙ РАДІОЛОГІЇ

Є. В. Кудряшова

*Державний науково-технічний центр з ядерної та
радіаційної безпеки, м. Київ*

Вступ. За останні сорок років колективні ефективні дози, що отримуються в діагностичній радіології, постійно збільшувалися через зростаючу діагностичну потужність та доступність методів радіологічної візуалізації. Незважаючи на те, що основний акцент у сучасній радіологічній практиці ставиться на підвищенні діагностичної якості зображення, потрібно приділяти максимум уваги зниженню дози опромінення пацієнта.

Мета. Впроваджені новими змінами до Закону України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання» діагностичні референтні рівні (ДРР) мають стати прапорцем, який сигналізуватиме про несправність та неспроможність адекватної роботи апарату в межах радіаційної безпеки. Їх використання потребує обрахунку доз від певного виду досліджень.

Матеріали та методи. Контроль рівнів опромінення як складова радіаційного захисту, контроль якості зображення та апарату (КЯ) – все це складові забезпечення якості для діагностичної радіології. Вони не можуть розглядатися як окремі системи.

При реалізації програм забезпечення якості процедури рентгеновської візуалізації зазвичай розглядаються три мети:

- економічно ефективно використання ресурсів (витрати);
- контроль радіаційного опромінення (ризик);
- покращення/максимізація результатів діагностики (переваги).

Загальний ризик, що виникає в результаті діагностичної радіології, визначається:

$$P = PP + PD,$$

де PP - радіаційний ризик, а PD - діагностичний ризик, пов'язаний з хибнопозитивним чи помилковим діагностуванням. Зниження дози опромінення може знизити PP, але збільшити PD. Тобто радіаційний захист включає одночасний контроль за якістю зображення та дозою на пацієнта.

Міжнародна комісія з радіаційного захисту (МКРЗ) не рекомендує застосування рівнів дози для обмеження опромінення пацієнта при діагностичних дослідженнях, але звертає увагу на використання референтних рівнів дози в якості допомоги для оптимізації захисту при медичному опроміненні. Якщо діагностичне обстеження було клінічно виправдано, подальший процес візуалізації повинен бути оптимізований. Оптимальне використання іонізуючого випромінювання передбачає взаємодію трьох важливих аспектів процесу візуалізації:

- якість діагностики рентгенологічного зображення;
- дози опромінення пацієнта;
- вибір фізико-технічних параметрів.

Результати досліджень та їх обговорення.

Контроль дози пацієнта на практиці може бути здійснено трьома шляхами.

1. За допомогою DAP-метра (DAP – dose area product; ДДП – добуток дози на площу).
2. Іонізаційної камери/напівпровідникового детектора.

3. Термолюмінесцентної дозиметрії (ТЛД).

Фактори, що впливають на дозу пацієнта: якість променю (анодна напруга, фільтрація, матеріал анода), радіаційний вихід, час експозиції та відстань до об'єкта.

Вплив на пацієнта від рентгенологічних досліджень кількісно визначається у ефективній дозі для певних радіочутливих органів людського тіла. Оскільки ці величини не можуть бути виміряні *in vivo*, звичайною практикою є використання фізичних або обчислювальних моделей впливу, які імітують вплив на пацієнта із використанням віртуального уявлення людського тіла – математичних фантомів.

Визначення ефективної дози опромінення пацієнтів при рентгенологічних дослідженнях загального призначення (рентгенографія, рентгеноскопія) засновано на використанні однієї з двох вимірюваних на практиці величин: ДДП (сГр м²) або радіаційного виходу рентгенівського випромінювача (мГр м²/мАс).

Перехід від ДДП до значення ефективної дози опромінення пацієнта даного віку при проведенні рентгенологічного дослідження визначається за допомогою коефіцієнта переходу від значення ДДП до ефективної дози у пацієнта даного віку з урахуванням виду проведеного рентгенологічного дослідження, проєкції, розмірів поля, фокусної відстані і анодного напруги на рентгенівській трубці. Перехід від значення радіаційного виходу до значення ефективної дози Е опромінення пацієнта даного віку при проведенні рентгенологічного дослідження визначається за допомогою коефіцієнта переходу від значення радіаційного виходу рентгенівського випромінювача до ефективної дози опромінення пацієнта даного віку з урахуванням виду проведеного рентгенологічного дослідження, проєкції, розмірів поля, фокусної відстані і анодного напруги на рентгенівській трубці.

Якщо ми маємо радіаційний вихід та (або) добуток дози на площу, можемо обрахувати ефективну дозу на пацієнта при конкретному виді дослідження, що буде рівнем ризику для пацієнта.

Діагностичний еталонний (референтний) рівень визначається у кожній лікарні на кожному рентген-апараті для стандартного пацієнта та порівнюється із загальнонаціональним рівнем для даного типу дослідження. Референтний рівень – це максимальна доза для цього обстеження в стандартних умовах.

Оскільки Національні ДРР були виміряні за допомогою методу ТЛД та наведені у вигляді вхідної поверхневої дози, для порівняння із ДРР дані радіаційного виходу потрібно перерахувати у ВПД з використанням зареєстрованих параметрів експозиції при проведенні досліджень пацієнта. Після чого провести зіставлення отриманого значення ВПД із встановленими ДРР. У разі перевищення виявити причини (невідповідність параметрів апарата критеріям прийнятності, некоректні режими опромінення пацієнтів, помилки в позиціонуванні пацієнтів) і провести коригувальні дії, спрямовані на зниження доз опромінення пацієнтів.

Висновки. ДРР для пацієнта – величезний крок вперед для оптимізації дози в лікарнях. Але крім цього робота по оптимізації діагностики пов'язана також з якістю зображення, тож чудово було б мати також ДРР для якості зображення.

Для ефективного впровадження контролю якості увесь процес має бути детально описаний та стандар-

тизований відповідно до типу апарату та процедури, розроблений пошагові інструкції, створені максимально зручні, зрозумілі та ефективні протоколи. Тільки після цього можна створювати систему лабораторій, які виконуватимуть КЯ, результати якого будуть контролюватися Держатомрегулювання.

Це означає, що для регулятора має бути базова опорна лабораторія (експертна), через практичну діяльність якої будуть проходити ініціативи запровадження стандартів, навчання та сертифікація персоналу чи організацій, в обов'язки яких буде покладено проведення контролю якості в діагностичній радіології.

ВПРОВАДЖЕННЯ СИСТЕМИ НАВЧАННЯ З РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ В ЯКОСТІ ПІСЛЯДИПЛОМНОГО ПІДВИЩЕННЯ КВАЛІФІКАЦІЇ НА БАЗІ ЗАКЛАДУ ВИЩОЇ ОСВІТИ

Соловйов О.Л.

Миколаївський обласний онкологічний
диспансер, м. Миколаїв

Вступ. Програма підвищення кваліфікації з питань радіаційної безпеки при використанні джерел іонізуючого випромінювання (далі – Програма) розробляється відповідно до чинного законодавства України та рекомендацій Міжнародного агентства з атомної енергії.

Тематичний план і Програма визначають необхідний об'єм знань з питань радіаційної безпеки при використанні джерел іонізуючого випромінювання (далі – ДІВ) для персоналу та посадових осіб, які забезпечують радіаційну безпеку, та передбачають надання слухачам теоретичних знань і практичних навичок з радіаційної безпеки необхідні при використанні ДІВ в медичних закладах.

Проведення практичних занять передбачено на базі радіологічної служби Миколаївського обласного онкологічного диспансеру, який має відповідну матеріально-технічну базу (гамма-терапевтичні установки, рентгенодіагностичні і рентгенотерапевтичні апарати), фахівців та обладнання для вимірювання гамма-та рентгенівського випромінювання.

Мета. Набуття слухачами знань з організації радіаційного контролю (далі – РК), виконання вимог радіаційної безпеки в установах, що використовують джерела іонізуючого випромінювання, вивчення нормативно-технічної документації та регламентуючих вимог при роботі з радіоактивними речовинами та ДІВ. Отримання навичок роботи з дозиметричним, радіометричним та спектрометричним обладнанням.

Матеріали і методи.

- Ліцензована Міністерством освіти і науки України діяльність з підвищення кваліфікації, що надає можливість отримання слухачами курсів СВІДОЦТВ ДЕРЖАВНОГО ЗРАЗКУ;
- тематичний план і Програма розроблені клінічним фахівцем – керівником Служби радіаційної безпеки Миколаївського обласного онкологічного диспансеру у співпраці з співробітниками Науково-дослідного інституту радіаційної та техногенно-екологічної безпеки Чорноморського національного університету ім. Петра Могили;
- Програму курсу розширено лекціями з радіобіології та забезпечення якості в сфері радіаційної без-

пеки, контролю якості медичного радіологічного обладнання та спеціалізованого програмного забезпечення;

- матеріальна база включає адаптовані для навчання аудиторії з мультимедійним обладнанням, а також, необхідні для практичних занять, радіометричні прилади;
- гнучкий графік комплектації навчальних груп з індивідуальним підходом;
- можливість дистанційного навчання з використанням сучасних мережевих технологій.

Отримані результати. Надання пріоритетів конкретним додатковим модулям у Тематичному плані створює для навчального закладу можливість гнучкого підходу до кожного окремого курсу в залежності від фахового напрямку діяльності слухачів, а саме:

- метрологічні аспекти забезпечення якості радіаційної безпеки (процедури верифікації даних, калібрування, атестування та перевірки обладнання з джерелами іонізуючого випромінювання та вимірювальної техніки);
- оптимізація дозових навантажень персоналу та пацієнтів (процедури визначення та перевірки доз в робочих полях, оптимізація методик лікування, ідентифікація пацієнта, процедури виявлення, обліку та аналізу відхилень від встановленого плану лікування та інше).

Висновки. Завдяки розгляданню питань радіаційної безпеки та радіаційного контролю, як складових щодо створення та імплементації систем якості медичного опромінення та завдяки розширенню програми, навчання набуває актуальності для більш широкого переліку фахівців, діяльність яких пов'язана з використанням джерел іонізуючого випромінювання.

Вищезазначені заходи, що проваджуються в Навчально-науковому інституті післядипломної освіти і Науково-дослідному інституті радіаційної та техногенно-екологічної безпеки Чорноморського національного університету ім. Петра Могили задовольняють вимогам наказу МОЗ України № 446 від 22.02.2019 «Деякі питання безперервного професійного розвитку лікарів», додатку 5 до Порядку проведення атестації лікарів (пункт 1 розділу V) та надають можливість нарахування балів лікарям за професійним напрямком.

НАУКОВО-ПРОЕКТНА ДІЯЛЬНІСТЬ, ЯК НАПРЯМОК РОЗВИТКУ УКРАЇНСЬКОЇ АСОЦІАЦІЇ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ

Хохола Т. В.

*Українська асоціація медичних фізиків /
Медичний центр ім. ак. Ю. П. Спіженко, м. Київ*

Вступ. Популяризація медичної фізики серед студентської спільноти наразі є актуальною темою у зв'язку із розвитком галузі. Проте, для поліпшення якості освіти та залучення нових кадрів необхідна певна інфраструктура та постійна співпраця з діючими медичними фізиками. Тому доцільно запропонувати модель співпраці асоціації зі студентською молоддю, та на прикладах показати можливості отримання результатів.

Мета. Обговорити можливі варіанти співпраці, навести приклад отриманих результатів проекту,

створеного за інформаційною підтримкою асоціації, навести приклади актуальних проектів на сьогодні.

Прикладом проекту, створеного за підтримки асоціації, стала розробка приладу для автоматизації процесів контролю якості механічних параметрів пристроїв для дистанційної променевої терапії. Результатом випробувань стала методика вимірювання девіації ізоцентру, що визначається за допомогою світлового поля та лазерних центраторів. Запропонована методика дозволяє проводити виміри зі значно більшою точністю, ніж передбачається стандартною. Похибка вимірів зменшилась з ± 1.4 мм до ± 0.3 мм.

На обговорення було винесено модель співпраці із зацікавленими студентами, що передбачає:

- визначення актуальних тем для дослідження;
- консультативна допомога при реалізації проектів;

Висновки. Запропонована модель комунікації дає змогу в процесі виконання проектів, що можуть бути використані у повсякденній роботі медичних фізиків, надавати якісні та актуальні знання для студентів, які цікавляться даною галуззю.

ДЕОНТОЛОГІЯ І МЕДИЧНА ФІЗИКА

Чигрин О. О., Чистякова Л. В., Скоморохова Т. В.

*ТОВ «Медична клініка «Інновація»,
Київська обл., с. Лютіж*

Вступ. Деонтологія або наука про мораль (від гр. deon – "належне, необхідність" і logos – "учення") - наука про обов'язок, моральні зобов'язання, професійну етику. Деонтологія особливо важлива в тих галузях професійної діяльності, в яких найширше використовуються різні форми складних міжлюдських взаємин, взаємовпливів і відповідальних взаємодій. Поняття "деонтології" перш за все пов'язується з медичною діяльністю, в якій істотну роль відіграють різноманітні форми психологічного впливу медичних працівників на хворого.

Основна частина. В онкології найчастіше та більш гостро ніж в інших медичних професіях зустрічаються різні питання деонтології і саме в онкології – комплексній спеціальності, деонтологічні проблеми зачіпають не тільки лікарів різних спеціальностей, але й фізиків. Медичний фізик є медичним працівником, зі своїми специфічними обов'язками та функціями, та є повноправним учасником лікувально-діагностичного процесу.

При оснащенні медичних закладів новим складним обладнанням виникають нові, не менш складні взаємовідносини в системі «лікар-пацієнт-апарат-фізик». Завдання клінічного медичного фізика полягає в тому, щоб залишаючись представником точних наук, вирішуючи технічні завдання, думати в першу чергу про користь для пацієнта та про підвищення ефективності роботи лікаря, про забезпечення безпеки пацієнта та персоналу, а також про збереження навколишнього середовища.

Особливо гостро відчувається важливість супроводження медичним фізиком лікувально-діагностичного процесу при розробці та впровадженні нових методів та обладнання, тощо для діагностики та лікування пацієнтів: фізики навчають медичний персонал особливостям роботи з новою складною технікою, завжди присутні поряд з медичним персоналом під час процедури або сеансів опромінення (особливо на

перших етапах освоєння нового обладнання або програмного забезпечення). При цьому фізик повинен досягнути повного розуміння медичним персоналом всіх технологічних особливостей процедури, що вивчається.

Професійна діяльність медичного фізика багато в чому залежить від того, як складаються його відносини з лікарями, середнім та молодшим медичним персоналом, пацієнтами, а також іншими технічними спеціалістами.

Основні принципи взаємодії медичного фізика та лікаря на всіх етапах лікувальних чи діагностичних процедур: партнерство заради пацієнта; взаємодія заради прогресу; положення медичного фізика в клініці. В будь-якому випадку саме лікар несе повну відповідальність за здоров'я пацієнта і тільки від його остаточного рішення залежить, як буде обстежуватись і лікуватись пацієнт. Фізик може лише надати рекомендації лікарю щодо альтернативних варіантів, пояснивши їх переваги.

Під час взаємодії медичного фізика з іншими технічними спеціальностями (інженерами, представниками фірми-виробника чи фірми, що проводить тех-

нічне обслуговування), завданням клінічного медичного фізика є захист інтересів клініцистів та пацієнтів.

Взаємодія медичних фізиків з пацієнтами та їх родичами. В присутності пацієнтів чи їх родичів недопустимі будь-які переговори, суперечки або обговорення техніки і тим паче будь-які медичні дискусії, оскільки такі розмови викликають у пацієнта відчуття, що його лікують не найкращим чином чи щось не працює. Коли пацієнти чи їх родичі бачать людину у білому халаті, яка знаходиться в пультовій під час діагностики чи лікування, вони намагаються розпитати її про стан пацієнта, його діагноз, методи лікування тощо. В таких випадках необхідно обов'язково направляти людину, що запитує, до лікуючого лікаря, оскільки реакція на, навіть нейтральні, відповіді може бути непередбачуваною. За необхідності лікар може залучити медичного фізика для роз'яснення пацієнту певних фізико-технічних питань.

Висновки. Деонтологія допомагає вирішувати складні та неоднозначні питання, що виникають при взаєминах в середині системи «лікар-пацієнт-апарат-фізик», виокремлює найгостріші моральні та етичні проблеми, тим самим надаючи поштовх до їх вирішення.

**ТЕЗИ ДОПОВІДЕЙ ТА МАТЕРІАЛИ
НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ З МІЖНАРОДНОЮ УЧАСТЮ
УАФУД-УДК 2019
«НОВІТНІ ТЕХНОЛОГІЇ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТА ДОПЛЕРІВСЬКОЇ ДІАГНОСТИКИ»
10-11 ЖОВТНЯ 2019 РОКУ, КИЇВ, БУДИНОК КІНО**

**ПРАКТИЧЕСКИЙ ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ
СДВИГОВОВОЛНОВОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ
КАК ВСПОМОГАТЕЛЬНЫЙ МЕТОД ОЦЕНКИ
ТРОМБОЗА СИСТЕМЫ ГЛУБОКИХ
ВЕН НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ**

Бекало И.С.

Клиника «Инто-сана», Одесса

Вступление и цель исследования. Целью нашего исследования было оценить эффективность использования сдвиговолновой эластографии как вспомогательного метода при диагностике тромбозов системы глубоких вен нижних конечностей и возможности дифференциальной диагностики при острых и хронических венозных тромбозах.

Материалы и методы. Допплерографическое исследование вен нижних конечностей было проведено 72 пациентам, которые проходили обследование в нашей клинике. Пациенты были представлены двумя группами — 34 пациента с клиническими и ультразвуковыми признаками острого венозного тромбоза глубоких вен нижних конечностей (уровень проксимальной и дистальной части поверхностной бедренной вены). Вторая группа была представлена 38 пациентами с клиническими и ультразвуковыми признаками хронического венозного тромбоза системы глубоких вен нижних конечностей. Диагноз тромбоза был выставлен на основании клинических и ультразвуковых признаков, которые были получены при дуплексном сканировании, в соответствии с рекомендациями Американского колледжа радиологии (ACR) и техническими стандартами. Исследования были выполнены на ультразвуковом аппарате Aplio 500 (Toshiba Medical Systems, Co., Ltd., Otawara, Japan) при использовании линейного датчика частотой 4.8-11 МГц и эластографического программного обеспечения. Исследования выполнены в соответствии с гайдами и рекомендациями EFSUMB для клинического использования ультразвуковой эластографии.

Результаты. Ультразвуковыми признаками острого (не более 2 дней после клинической манифестации) венозного тромбоза были гипозоногенное гомогенное содержимое при исследовании в В-режиме, расширение диаметра вены, отсутствие компрессии вены во время компрессионных проб, что коррелировало с показателями жесткости при сдвиговолновой эластографии 9 ± 1.4 kPa ($p \leq 0.01$).

Ультразвуковыми признаками хронического венозного тромбоза, такими как — гетерогенное содержимое в В-режиме с гиперэхогенным компонентом, отсутствие компрессии вен при проведении

компрессионной пробы имели высокую корреляцию с более высокими показателями жесткости при сдвиговолновой эластографии 28 ± 1.03 kPa ($p \leq 0.01$).

Выводы. Выбор тактики лечения при тромбозе системы глубоких вен зависит от давности тромбоза. Сдвиговолновая эластография может быть эффективным вспомогательным инвазивным методом для оценки степени давности венозного тромбоза и может также быть полезной для диагностики повторного тромбоза для создания более эффективного протокола лечения на основании полученных ультразвуковых и эластографических результатов.

**ЖОВЧНО-КАМ'ЯНА ХВОРОБА У ПАЦІЄНТІВ
СТАРЕЧОГО ВІКУ**

*Богомаз В.М.¹, Зюзь Н.Ю.², Шкавера А.М.²,
Динник Н.В.¹, Токар І.В.²*

¹Національний медичний університет
імені О.О. Богомольця, Київ,

²ДЗ «Республіканська клінічна лікарня
МОЗ України», Київ.

Вступ. Системи охорони здоров'я найближчим часом зустрінуться з викликом значного зростання медичних потреб людей старших вікових груп. Частка людей віком 65 років і старше у структурі чисельності постійного населення України станом на 1 січня 2018 року складала 16,5%, а за величиною частки осіб віком 60 років і старше у загальній чисельності населення Україна входить у число тридцяти найстаріших держав світу. Однією з важливих медичних проблем людей цього віку є жовчно-кам'яна хвороба (ЖКХ). Протягом останніх десятиліть захворюваність ЖКХ в Україні зростала, відзначалась суттєва регіональна різниця її поширеності.

Мета. Визначення поширеності патології жовчно-вивідної системи у пацієнтів старечого віку для прогнозування їх можливих медичних потреб.

Матеріали та методи. Групі пацієнтів віком 75 років або більше, які були госпіталізовані для планового лікування у терапевтичне, кардіологічне та неврологічне відділення лікарні, було виконане ультразвукове дослідження органів черевної порожнини. У жодному з випадків причиною госпіталізації хворих не були гострі болі в животі або жовтяниця. Обстеження виконувалось на сканері середнього класу після стандартної підготовки пацієнтів. Всього були оглянуті 236 хворих у віці 76-93 роки. Середній вік оглянутих пацієнтів склав $80,28 \pm 0,23$ роки.

Результати. У складі обстежених було 41,1% чоловіків з середнім віком $80,05 \pm 0,35$ років та 58,9%

жінок з середнім віком $80,45 \pm 0,31$ років. Статистичної різниці між середнім віком обстежених чоловіків і жінок не було ($p = 0,33$). Гендерна диспропорція підгруп обстежених пацієнтів відображає вітчизняну популяційну ситуацію. Частота виявлення ЖКХ у підгрупах жінок і чоловіків була однаковою — 21,6%. Феномен підвищеної ехогенності жовчі без ультразвукових ознак наявності конкрементів нами було знайдено у 8 хворих. Таким чином, майже кожен четвертий серед обстежених хворих старечого віку перебував на певному етапі континууму ЖКХ. Також у 1,7% хворих були знайдені невеликі конкременти у внутрішньо-печінкових протоках. У 3,4% обстежених знайдені поліпи жовчного міхура. Жовчний міхур був видалений впродовж життя у 55 обстежених хворих, зокрема, у підгрупі чоловіків холецистектомія була виконана у 14,4% осіб, у підгрупі жінок — у 29,5% від їх загальної кількості. Такі результати можуть бути пояснені більшою поширеністю хвороби серед жінок загалом та вищою частотою згоди жінок на холецистектомію.

Висновки. Знайдена нами поширеність холелітіазу і прогнози вікової структури населення передбачають збільшення кількості пацієнтів старших вікових груп, які потребуватимуть лікування ЖКХ. Майже кожен другий пацієнт старечого віку потребує спостереження з приводу наявної або вже прооперованої ЖКХ з необхідністю періодичної сонографічної оцінки жовчно-вивідної системи.

ЕФЕКТИВНІСТЬ МУЛЬТИФОКАЛЬНОЇ БІОПСІЇ ПЕРЕДМІХУРОВОЇ ЗАЛОЗИ ПІД КОНТРОЛЕМ ТРАНСРЕКТАЛЬНОЇ ЕХОГРАФІЇ В ЯКОСТІ ОСТАТОЧНОГО МЕТОДУ ДІАГНОСТИКИ РАКУ ПЕРЕДМІХУРОВОЇ ЗАЛОЗИ

Іванов І.Ю.¹, Церковнюк Р.Г.¹, Шевчук В.І.¹, Костюченко С.А.², Костюченко-Файфор О.С.²

¹Подільський регіональний центр онкології, м. Вінниця, Україна;

²КНП Вінницька міська клінічна лікарня №3, м. Вінниця, Україна;

³Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова, м. Вінниця, Україна

Вступ. Рак передміхурової залози (РПЗ) — одна з найбільш розповсюджених злоякісних пухлин серед чоловіків, особливо у віці від 50 до 60 років та старше. У віці 50 років розвиток РПЗ складає 42%. Серед чоловічого населення РПЗ займає 1 місце по захворюваності в США, 2 місце в Євросоюзі, 3 місце в Україні, а також 4 місце у Вінницькій області. У 2014 році в Україні був затверджений уніфікований клінічний протокол щодо діагностики та лікування раку передміхурової залози (ПЗ).

Скринінг РПЗ за допомогою онкомаркера ПСА (PSA, простатичний специфічний антиген) дозволяє відбирати пацієнтів на проведення мультифокальної біопсії простати під контролем ультразвукового променя з подальшою гістологічною верифікацією діагнозу.

Мета дослідження. З'ясувати ефективність мультифокальної біопсії ПЗ з подальшим морфологічним дослідженням у комплексній діагностиці РПЗ.

Матеріали і методи. Біопсія ПЗ виконувалась під контролем трансректальної ехографії (використовувався ультразвуковий сканер My Lab Seven, оснаще-

ний ректальним датчиком з частотою 7,5 МГц, з біопсійною насадкою для біопсійної голки діаметром 18G). Застосовувались одноразові голки для біопсії 18G із системою для автоматичної біопсії Bard Magnum. Обстежено 150 чоловіків у віці від 49 до 76 років з рівнем ПСА вище 4 нг/мл, але нижче 10 нг/мл (так звана «сіра зона»).

Згідно сучасним рекомендаціям Європейської асоціації урологів (EAU, 2014) біопсія ПЗ має виконуватись з 10-12 ділянок. У рекомендаціях Європейського товариства медичних онкологів (ESMO) біопсію ПЗ необхідно проводити, як мінімум, з 8-ми ділянок. Нами виконувалась біопсія ПЗ з 10-ти ділянок.

Результати. У більшості пацієнтів, яким була виконана мультифокальна біопсія ПЗ під ехографічним контролем, крім підвищеного рівня ПСА (4-10 нг/мл) не визначалося клінічно значущих урологічних симптомів. РПЗ морфологічно верифікований у 144 пацієнтів (96%).

Висновки. Обов'язкове впровадження проведення біопсій ПЗ під контролем ультразвукового променя пацієнтам з підвищеним рівнем ПСА дозволить адекватно встановити діагноз та групу ризику, що вплине на тактику лікування та прогноз.

МЕТОДИКА МОДЕЛЮВАННЯ МОРФОМЕТРИЧНИХ ЕХОГРАФІЧНИХ ПОКАЗНИКІВ СЕЛЕЗІНКИ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ПОКАЗНИКІВ ЗАГАЛЬНОЇ КОНСТИТУЦІЇ ЛЮДИНИ

Іванов І.Ю.¹, Шевчук В.І.¹, Прокопенко С.В.², Іванов Ю.Ю.³

¹Подільський регіональний центр онкології, м. Вінниця, Україна;

²Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова, м. Вінниця, Україна;

³Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Вступ. Більшість нормативних показників морфометричних сонографічних параметрів органів людини та формул для прогностичного підрахунку їх належного об'єму, маси та лінійних розмірів отримані як середні значення певних вибірок здорових людей, або враховують тотальні показники тіла (зріст, маса тіла) та похідні від них (площа поверхні тіла). Індивідуальний підхід до здорової, або хворої людини вимагає пошуків визначення норми для більш вузьких груп населення, наприклад, певних типів конституції, а, в ідеалі — індивідуальної норми з урахуванням конституційних, антропометричних особливостей певної особи.

Мета дослідження. Розробка регресійних моделей індивідуальних сонографічних параметрів селезінки у здорових міських жінок Поділля першого зрілого віку, в тому числі різних соматотипів, з урахуванням їх антропометричних та соматотипологічних особливостей.

Матеріали та методи. Дослідження лінійних морфометричних параметрів селезінки проведене в 187 практично здорових жінок віком від 21 до 35 років з використанням діагностичної ультразвукової системи Voluson 730 Pro (Австрія) за загальноприйнятою методикою (Митьков та ін., 1996). Визначали довжину, товщину, висоту селезінки, вираховували об'єм селезінки. Антропометричне обстеження виконане за В.В. Бунаком (1941); абсолютну кількість жирового,

кісткового і м'язового компонентів маси тіла розраховували за формулами J. Matiegka (1921) та м'язовий компонент додатково – за формулами Американського інституту харчування (Heumtsfield, 1982); оцінку соматотипу проводили за математичною схемою J. Carter і V. Heath (1990). Побудова регресійних моделей морфометричних параметрів селезінки, проведена в пакеті "STATISTICA" з використанням методу покрокового регресійного аналізу.

Результати. Встановлено, що всі розміри та об'єм селезінки у жінок загалом, без урахування конституційних типів, залежать від сумарного комплексу антропометричних і соматотипологічних ознак менше, ніж на 50% ($RI < 0,50$), що робить недоцільним їх застосування в практичній медицині. Після розподілу жінок на групи осіб різних за соматичними типами побудовані наступні достовірні моделі сонографічних морфометричних показників селезінки в залежності від антропометричних показників: для жінок мезоморфного соматотипу – довжина ($RI = 0,604$), товщина ($RI = 0,660$), об'єм ($RI = 0,638$); для жінок екоморфного соматотипу – довжина ($RI = 0,811$), висота ($RI = 0,755$), товщина ($RI = 0,854$), об'єм ($RI = 0,831$); для жінок ендомезоморфного соматотипу – товщина ($RI = 0,692$), об'єм ($RI = 0,561$); для жінок збалансованого соматотипу довжина ($RI = 0,628$), висота ($RI = 0,568$), товщина ($RI = 0,765$), об'єм ($RI = 0,617$).

Висновки. Врахування соматичного типу індивідуума, вікового періоду онтогенезу та належність до певної статі необхідно для коректної оцінки стану селезінки в нормі та її патологічних станах, які можуть супроводжуватись змінами розмірів.

ВИПАДОК УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ ВІЛЛОНОДУЛЯРНОГО СИНОВІІТУ

Іваницький І.В., Ждан В.М.

*Українська медична стоматологічна академія,
м. Полтава*

Вступ. Пігментний віллонодулярний синовіт (ПВНС) — рідкісне проліферативне захворювання синовіальної оболонки. Цей вид синовіальної гіперплазії призводить до утворення ворсинок і вузликів, що характеризуються відкладенням внутрішньоклітинного гемосидерину, процес може розповсюджуватися на кістку, викликаючи її кістозну дегенерацію та пошкодження хряща.

Метою нашого дослідження було висвітлити сучасні данні щодо діагностики та тактики ведення пацієнтів з ПВНС та описати власний клінічний випадок.

Матеріали та методи. Нами проаналізовані сучасні данні щодо етіопатогенезу, клініки та діагностики ПВНС та представлений власний клінічний випадок.

Результати. Етіологія ПВНС досі невідома. Деякі автори припускають, що захворювання виникає внаслідок травми з подальшою кровотечею в ураженому суглобі. ПВНС вважається доброякісним захворюванням, але існує високий ризик виникнення рецидиву і потенціал для локального руйнування хряща та кісток, тому його зараховують до псевдопухлинних захворювань.

Частіше за інші вражається колінний суглоб. Клінічними ознаками майже у всіх випадках є біль та припухлість ураженого суглобу, обмеження рухів.

Абсолютна відсутність будь-яких характерних клінічних ознак ускладнює правильний диференціальний діагноз. Діагностика ПВНС базується на клінічній картині, результатах повторних пункцій, в яких знаходять геморагічну синовіальну рідину, артроскопії, біопсії та даних променевої діагностики. Остаточний діагноз встановлюється гістологічно при виявленні внутрішньоклітинних включень гемосидерину, переважання вузлових структур порівняно з ворсинками, виявленні багатоядерних макрофагів. При ультразвуковому дослідженні (УЗД) виявляється гіпоехогенна синовіальна проліферація, та наявна гіперваскулярність ураженої області при енергетичному доплерівському картуванні (ЕДК).

Клінічний випадок. До клініки звернувся молодий чоловік 25 років зі скаргами на припухлість, почервоіння правого колінного суглоба, випинання в підколінній ямці, незначне обмеження рухів. З анамнезу відомо, що хворий 1 рік тому прооперований з приводу кісти Бейкера. В цей же період лікувався в ревматологічному відділенні з діагнозом реактивний артрит. Проведена терапія бажаного ефекту не дала.

При УЗД виявлена велика кількість анехогенного вмісту у супрапателлярному завороті, нерівномірне потовщення синовіальної оболонки з вузловими утвореннями та ворсинчастими розростаннями, з довжиною ворсинок до 7 мм біля наколінника. При ЕДК у ворсинках та вузлах відмічались поодинокі локуси кровотоку. В медіальній частині підколінної ямки візуалізувалась багатокамерна кіста Бейкера розміром 72 x 45 x 47 мм. Враховуючи стійкий, рецидивуючий перебіг синовіту, відсутність ефекту від попереднього лікування, пацієнту була проведена пункція верхнього завороту та кісти Бейкера. Отримано синовіальну рідину кров'янистого забарвлення. При проведенні мікроскопії осаду були виявлені незмінені еритроцити, лейкоцити, переважно нейтрофіли і макрофаги. Встановлено попередній діагноз пігментний віллонодулярний синовіт. Пацієнт направлений на лікування в травматологічне відділення, де під час оперативного лікування діагноз був підтверджений.

Висновки. Таким чином, на наш погляд, наявність стійкого рецидивуючого синовіту одного суглобу, вузлових та ворсинчастих розростань синовіальної оболонки повинно викликати у лікаря УЗД настороженість щодо наявності у пацієнта ПВНС.

ЄВРОПЕЙСЬКІ РЕКОМЕНДАЦІЇ GIUS ПО УЛЬТРАЗВУКОВІЙ ДІАГНОСТИЦІ ДИВЕРТИКУЛЯРНОЇ ХВОРОБИ

*Жайворонок М.М.¹, Кушнеров О.І.²,
Динник О.Б.³, Федусенко О.А.⁴*

¹МЦ «DoctorVera», м.Київ.

²3-я міська клінічна поліклініка, м. Мінськ.

³МЦ «Інститут еластографії», м.Київ.

⁴МЦ «Доктор Лахман», м.Запоріжжя

Вступ. Дивертикулярна хвороба (ДХ) товстої кишки є морфофункціональним патологічним процесом, який характеризується наявністю мішкоподібних вип'ячувань стінки ободової кишки. Хронічний перебіг запального процесу розвивається у 30-60% пацієнтів, які перенесли напад гострого дивертикуліту або паракришечного інфільтрату. Зараз найбільш інформативними методами виявлення ДХ ободової кишки є рентгенівська іригоскопія з барієвою сумішшю та фіброко-

лоноскопія (ФКС). В сучасній науковій літературі небагато робіт, які присвячені ультразвуковій семіотичі ДХ та її хронічних запальних ускладнень.

Мета. Запропонувати впровадження в клінічну практику рекомендації УЗД ШКТ для фахівців УЗД, лікарів первинної ланки та гастроентерологів, що представляють собою сучасні докази для тлумачення нормальних та патологічних соноанатомічних та фізіологічних особливостей при використанні мультипараметричного УЗД ШКТ при ДХ.

Результати та їх обговорення. Наш досвід 15 років УЗД ШКТ та Рекомендації EFSUMB (gastrointestinal ultrasound) GIUS пропонують унікальну можливість неінвазивно діагностувати ДХ та її ускладнення у широких верств населення України – популяційний ультразвук – поп-УЗД. Для підготовки спеціалістів УЗД ШКТ має високу інформативність і повторюваність не тільки в первинній діагностиці патології але і в спостереженні за перебігом гострих та хронічних захворювань ШКТ.

Рекомендації: 1) УЗД ШКТ має проводитися всім пацієнтам з підозрою на дивертикуліт; 2) УЗД дозволяє підтвердити діагноз гострого дивертикуліту та виявити можливі ускладнення; 3) УЗД ШКТ дозволяє встановити діагноз гострого дивертикуліту на основі локального потовщення товстої кишки (>5мм), наявності дивертикулу з ознаками запалення та параколітичного інфільтрату; 4) УЗД ШКТ має бути первинною діагностичною процедурою, яка може доповнюватися КТ у випадках непереконливих ультразвукових даних; 5) контрастна ультразвукова діагностика може використовуватися у випадках диференційної діагностики параколітичної флегмони та абсцесу; 6) пункція та дренування параколітичних абсцесів більше 3 см є ефективним методом лікування; 7) дренування параколітичних абсцесів за допомогою троакару є зазвичай нескладною процедурою; 8) контрастна ультразвукова діагностика перед оперативним втручанням дозволяє візуалізувати реальні розміри абсцесу; 9) УЗД ШКТ та КТ показують однакову чутливість та специфічність при оцінці гострого дивертикуліту.

Висновок. УЗД ШКТ може застосовуватися як при первинному виявленні безсимптомної ДХ на етапі обстеження ОЧП, так і для діагностики гострого дивертикуліту та динамічного спостереження під час лікування, особливо паракишкових інфільтратів, що зменшить необхідність частого застосування ФКС та КТ. Особливо слід врахувати відсутність променевого навантаження, ендоскопічної травми та позитивного ставлення пацієнтів до УЗД.

ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЇ ЩИТОПОДІБНОЇ ЗАЛОЗИ ПРИ СКРИНІНГОВОМУ ОБСТЕЖЕННІ ДОРΟΣЛОГО НАСЕЛЕННЯ

Зорич Д.Б., Ткач В.О.

Вінницький обласний клінічний високоспеціалізований ендокринологічний диспансер, м. Вінниця

Вступ. Патологія щитовидної залози за даними різних авторів зустрічається у 8-20% дорослого населення земної кулі, а в ендемічних районах цей показник переважає за 50% (Калінін А.П. та ін., 2004). Дослідження останніх років свідчать про збільшення частоти тиреоїдної патології, зокрема раку щитовидної залози практично в усіх країнах, в тому числі і в

Україні. Часто захворювання щитовидної залози перебігають безсимптомно і виявляються у багатьох пацієнтів як випадкові знахідки при УЗД. Саме своєчасна діагностика патології щитовидної залози дозволить забезпечити максимально ефективне лікування та профілакувати ускладнення.

Мета. Оцінити доцільність рутинного обстеження щитовидної залози пацієнтам середнього та старшого віку.

Пацієнти та методи. Проведено рутинне УЗ обстеження щитовидної залози 683 пацієнтам, без патології щитовидної залози в анамнезі, віком старше 30 років (з них жінок 67%, чоловіків 33%) за період січень-березень 2019рр.. Обстеження виконувалось на апараті MyLabGamma, лінійним датчиком (L 3-13 MHz), із застосуванням кольорового та енергетичного доплерівського картування (чутливість та специфічність методу становить 96 та 98% відповідно).

Результати. Серед обстежених пацієнтів патологія щитовидної залози була виявлена у 84% випадків. Найчастіше 59% (n = 403) виявлялись вузлові форми зобу. УЗ-ознаки аутоімунного тиреоїдиту діагностовано у 12% обстежених (n=82). Дифузне збільшення об'єму щитовидної залози вище вікової норми спостерігалось у 13% (n=89). Без ознак патології щитовидної залози всього 16% (n=109). Частина пацієнтів з вузловим зобом дообстежували (n=32), а саме хворим з виявленими утвореннями Д. більше 10мм було виконано ТАПБ з проведінням цитологічного дослідження пунктату. У 29 пацієнтів (91%) цитологічне дослідження відповідало категорії Bethesda 1-2-3. У 3-х пацієнтів (9%) - категорії Bethesda 4 і вище, ці хворі в подальшому були направлені на консультацію до хірурга заради вирішення питання стосовно хірургічного втручання у ВОКВЕЦ та інших закладах. В рамках проведеного скринінгового дослідження було виявлено збільшення частоти виявленої патології у пацієнтів жіночої статі та зі збільшенням віку.

Висновки. Патологія щитовидної залози є однією з найбільш поширеніших захворювань дорослого населення. Виявлений зв'язок між захворюваннями щитовидної залози та жіночою статтю та віком пацієнтів старше 40 років, що може бути пов'язано з ендемічним йододефіцитом та наслідками аварії на ЧАЕС. Враховуючи високий відсоток виявленої патології щитовидної залози рекомендується усім жінкам та чоловікам старше 40 років проводити рутинне УЗ дослідження щитовидної залози 1 раз на рік

КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ ВЫЯВЛЕНИЯ АДЕНОКАРЦИНОМЫ РЕКТОСИГМОИДНОГО ПЕРЕХОДА ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОМ ИССЛЕДОВАНИИ ОРГАНОВ МАЛОГО ТАЗА

Садовников С.А., Луговская Т.В.

*Центр планирования семьи Тамары Луговской,
Днепр*

Вступление. Рак толстой кишки характеризуются медленным ростом и постепенным появлением клинических симптомов. Чаще всего опухоль локализуется в ректосигмоидном отделе толстой кишки – 68% (M. Corman, 1989).

В связи с доступностью многие пациенты начинают своё обследование с УЗИ, и часто от врача ультразвуковой диагностики зависит раннее выявление опухоли кишечника.

Материалы и методы. Исследование проводилось на аппарате Medison Sonoace X8 конвексным и вагинальным датчиками с частотой 2-8 МГц и 4-9 МГц соответственно, трансабдоминальным, трансвагинальным и трансректальным доступами, с применением ЦДК и с ретроградным контрастированием толстой кишки диагностическим раствором (ультразвуковая ирригоскопия).

Результаты. К нам в Центр самостоятельно обратилась пациентка Д., 39 лет для УЗИ органов малого таза (ОМТ) с жалобами на дискомфорт внизу живота. Гинекологической патологии у нее не выявили. При трансабдоминальном УЗИ (ТАУЗИ) за маткой визуализировалось гетерогенное образование с четкими ровными контурами по типу "псевдопочки".

При трансвагинальном УЗИ (ТВУЗИ) на уровне дна матки определялось патологическое образование размерами 50x33x50 мм, контуры четкие, несущественно неровные. Местами прослеживалась слоистая стенка. При ЦДК избыточные цветочные локусы.

При трансректальной ультразвуковой ирригоскопии (ТРУЗир) в проекции ректосигмоидного перехода, по задней стенке кишки выявлено бугристое изоэхогенное образование неправильной формы по типу "цветной капусты" размерами 34x30 мм, переходящее на правую стенку кишки, без инвазии в окружающие ткани, на широком основании. Протяженность по органу 46 мм. При ЦДК избыточные цветочные локусы. Наружный контур кишки над этим образованием втянут. Внутренний просвет кишки сужен до 5 мм. Патологическое образование захватывает все слоистые стенки, её слоистость в проекции опухоли не определяется. Передняя стенка, обращенная к матке, а также участки кишки, расположенные проксимальнее и дистальнее новообразования, не изменены. Заключение: Ультразвуковые признаки синдрома поражения пологого органа.

Пациентке выполнена лапароскопическая передняя резекция сигмовидной кишки с протективной илеостомой. Гистология: высокодифференцированная аденокарцинома. Стадия IIA (T3N0M0). Через месяц планируется восстановительная операция.

Выводы: скрининг органов малого таза при рутинном гинекологическом УЗИ позволяет выявить новообразования толстой кишки на ранней, доклинической стадии, что повышает эффективность лечения онкологических заболеваний.

Эндокавитальное ультразвуковое исследование (ТРУЗИ, ТВУЗИ) позволяет оценить инвазию опухоли слоев кишечной стенки.

УЗД ГИПЕРЭХОГЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗ.

МУЛЬТИПАРАМЕТРИЧЕСКИЙ ПОДХОД

Федусенко А.А.¹, Дынник О.Б.²,
Жайворонок М.Н.³, Макарова Ж.Н.¹,
Федусенко А.А. (мл.)⁴

¹МЦ «Доктор Лахман», г. Запорожье.

²Институт эластографии, г. Киев.

³МЦ «DoctorVera», г. Киев.

⁴Центр диагностики и томографии «Медкор Юг», г. Одесса

Введение. Гиперэхогенные образования МЖ (ГОМЖ) в целом считаются доброкачественными, но их клиническое значение изучено недостаточно.

Молочные железы (МЖ) являются органами-мишенями для воздействия стероидных и гонадотропных гормонов, влияния пролактина, гормонов коры надпочечников, щитовидной железы, инсулина и факторов роста. Гормоны оказывают свое влияние на клеточном уровне, связываясь со специфическими рецепторами в тканях МЖ. Доказано также, что доброкачественные заболевания МЖ и ранние стадии рака МЖ (РМЖ) имеют во многом схожие молекулярные патогенетические механизмы. Известно, что главными индукторами гормонозависимой пролиферации в органах и тканях женской репродуктивной системы являются эстрогены.

Цель работы: определение частоты и риска малигнизации ГОМЖ при проведении мультипараметрической УЗД (мп-УЗД). Анализ соносемиотических характеристик, которые могут предсказать злокачественность.

Материалы и методы. За период 2014-2019 г., посредством мп-УЗД обследовано 2783 пациентки с новообразованиями МЖ. УЗД выполнялась на УЗ-сканерах: Ultrason Soneus P7, Philips ClearVue 550 и Radmir Ultima PA мультичастотными линейными трансдюссерами с частотами 3-12 МГц. Использовались УЗ-методики: 2Д, цветочные доплеровские (ЦДК, ЭД, ИВД), эластографические (компрессионная и сдвиговолновая). Результаты мп-УЗД сопоставляли с данными маммографии (РМГ), МРТ с/в контрастированием, данными биопсий и оперативных вмешательств.

Результаты и обсуждение. Подавляющее большинство опухолей МЖ при УЗД выглядели гипоэхогенными относительно жировой ткани. По данным литературы, риск того, что солидное ГОМЖ является злокачественным, находится в диапазоне 0,5-4,9%. Наши данные – менее 2% наблюдений. Все выявленные ГОМЖ оценивались по критериям US BI-RADS. Выявленные доброкачественные ГОМЖ представлены: липомой, жировым некрозом, фиброаденомой, гамартомой, аденозом, ангиомиолипомой, гемангиомой, абсцессом, доброкачественной эпителиальной пролиферативной опухолью. Достаточно редкие злокачественные ГОМЖ представлены: инвазивной протоковой карциномой (до 80%); коллоидным раком и прочими злокачественными гистотипами (мтс, лимфома, ангиосаркома... (до 5%). При этом изо- и гиперэхогенные паттерны наиболее часто связаны с инвазивной дольковой карциномой. Наличие мелкоочаговых гипоэхогенных зон внутри гиперэхогенного очага значительно чаще наблюдается в злокачественных новообразованиях.

Заключение: ГОМЖ являются редкими и, как правило, являются доброкачественными. Гиперэхогенность очага МЖ при УЗД не позволяет исключить возможность злокачественности. В рамках проведения мп-УЗД идентификация сонографических признаков, подозрительных на злокачественные, может помочь избежать ошибочных заключений (при использовании их как дополнения к РМГ). Врач-сонолог должен выполнить полную сонографическую оценку и категоризацию выявленной очаговой патологии в соответствии с US BI-RADS. Применение всех доступных УЗ-инструментов (мп-УЗД) в большинстве случаев позволяет правильно охарактеризовать ГОМЖ и заподозрить редкий гиперэхогенный РМЖ.