



Praktyczne aspekty dozymetrii filmowej w radioterapii – wykorzystanie filmów radiochromowych

Kinga Graczyk¹, Maja Rumak^{2,4}, Marta Kruszyna-Mochalska^{1,2}, Janusz Winięcki³

¹ Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 61 88 50 552, e-mail: kinga.graczyk@wco.pl

² Katedra i Zakład Elektroradiologii, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego, ul. Fredry 10, 61-701 Poznań

³ Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii w Bydgoszczy oraz Katedra Onkologii i Brachyterapii, Collegium Medicum w Bydgoszczy Uniwersytetu Mikolajaja Kopernika w Toruniu, ul. Izabeli Romanowskiej 2, 85-796 Bydgoszcz

⁴ Strahlentherapie RadioOnkologieNetzwerk GmbH, Im Kälblesrain 1, 73430 Aalen, Niemcy

Wprowadzenie

Wybór detektora pomiarowego w dozymetrii promieniowania jonizującego, który spełnia wymogi niezbędne do uzyskania wiarygodnych wyników o wysokiej jakości, jest złożoną decyzją. Przy planowaniu badania/doświadczenia zazwyczaj skupia się na warunkach pomiaru i jego specyfice oraz właściwościach dostępnych detektorów, jakimi są: czułość, wydajność, odpowiedź i czas odpowiedzi oraz czas martwy, zależność kątowna, a także rozdzielczość. W wielu przypadkach, mimo dostępności różnych rodzajów detektorów, trudno znaleźć taki, który spełniałby jednocześnie wszystkie wymagania, a przede wszystkim charakteryzował się wysoką rozdzielczością, przekładającą się na dokładność pomiaru (na przykład w obszarach o wysokim gradientcie dawki). Przykładem detektorów pozwalających na wykonanie pomiarów z rozdzielczością znacząco większą niż w przypadku komór jonizacyjnych, diod półprzewodnikowych lub kryształów termoluminescencyjnych, są filmy dozymetryczne.

Wyróżnić można dwa rodzaje filmów wykorzystywanych w dozymetrii promieniowania jonizującego – filmy radiograficzne oraz filmy radiochromowe. Ich wspólną cechą, pozwalającą na aplikację w tej dziedzinie, jest wrażliwość na promieniowanie jonizujące i w związku z tym zależność zaciemnienia – gęstości optycznej (ang. *optical density* – OD) od zadanej dawki. Różnice w ich budowie fizykochemicznej bezpośrednio wpływają na to, w jaki sposób należy z nimi pracować – w przypadku filmów radiograficznych niezbędna jest ciemnia i wywoływarka, czego nie potrzebujemy do samowywołujących się filmów radiochromowych, które nie są wrażliwe na promieniowanie w zakresie światła widzialnego.

Temat zastosowania filmów radiograficznych w dozymetrii wiązek promieniowania megawoltowego porusza raport

69. Grupy Zadaniowej Amerykańskiego Stowarzyszenia Fizyków w Medycynie (and. AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*) [1]. Z kolei aspektami aplikacji filmów radiochromowych w pierwszej kolejności zajęła się 55. Grupa Zadaniowa [2], a w 2020 roku pojawiła się aktualizacja tego raportu, którą zajęła się 235. Grupa Zadaniowa [3].

Filmy radiograficzne i radiochromowe

Geneza powstania filmów radiograficznych nieodłącznie powiązana jest z odkryciem promieniowania rentgenowskiego i ogólna zasada ich działania jest niezmienna od tamtego okresu. Zbudowane są one z dwóch podstawowych elementów:

1. bazy (podłoża) – zapewnia wytrzymałą powierzchnię i wsparcie dla filmu, a także zapewnia jego giętkość (np. baza poliestrowa);
2. warstw emulsji – mieszanka białka żelującego (np. żelatyny) stanowiącego medium dla substancji światłoczułej (np. kryształów bromku srebra).

Dodatkowo w celu trwałego naniesienia emulsji na bazę wykorzystywane są warstwy adhezyjne. Cała struktura otoczona jest ochronnym płaszczem wrażliwym na dotyk – wobec tego nieuważne obchodzenie się z filmem radiograficznym może doprowadzić do powstania niejednorodności w jego budowie, wpływających bezpośrednio na zmierzony rozkład dawki, który można utwalić dzięki zjawiskom chemicznym zachodzącym w filmie w trakcie napromieniania, a później jego obróbki w ciemni [47, 48].

Kiedy promieniowanie dociera do powierzchni filmu, z powierzchni kryształów uwalniane są słabo związane elektrony, które następnie gromadzą się wokół zanieczyszczeń – zazwyczaj są to siarczki srebra, i w tych miejscach tworzony jest obszar



ujemnego ładunku, do którego przyciągane są jony srebra Ag^+ , aż w konsekwencji formowane zostaną atomy srebra, których liczba wzrasta wraz ze zwiększaniem ekspozycji, a pozostałe nienapromienione kryształy są niezmiennicze – powstaje obraz ukryty. Następnie w celu jego uwidocznienia należy wywołać film w kilku etapach. Na proces ten składa się:

1. nałożenie wywoływalca na film, który odpowiada za wzmocnienie obrazu;
2. kąpiel przerywająca, zatrzymująca działanie wywoływalca;
3. utrwalenie filmu w utrwalaczu, który dezaktywuje działanie nienapromienionych kryształów bromku srebra, poprzez ich rozpuszczenie;
4. mycie i suszenie w celu usunięcia wcześniejszych chemikaliów [49].

Po wykonaniu wywoływania film może zostać ucyfrowiony poprzez zeskanowanie go na skanerze optycznym. Cały proces obróbki napromienionego filmu jest pracochłonny i wymaga dużej uwagi, gdyż nieświadomie można doprowadzić do zniszczenia lub przekłamania wyników przeprowadzonych pomiarów. Warto zaznaczyć, iż filmy radiograficzne wykazują zależność odpowiedzi od energii wiązki promieniowania w zakresie od 10 keV do 200 keV i nie są ekwiwalentem wody, więc ich obecność w wiązce promieniowania jest źródłem jej perturbacji. Dodatkowo nie są one przystosowane do pomiarów wysokich dawek, optymalny zakres ich użycia obejmuje dawki w zakresie radiologii diagnostycznej do kilku Gy [50].

W związku z opisanymi powyżej wadami filmów radiograficznych dążono do wszelkich starań, aby praca z filmami była prostsza i bardziej efektywna. Kolejnym etapem rozwoju dozymetrii filmowej było pojawienie się filmów radiochromowych (RCF), które są niewrażliwe na światło widzialne, co skutkuje możliwością pracy z nimi bez wykorzystania ciemni. Ponadto nie wymagają one obróbki chemicznej po ekspozycji na promieniowanie. Mechanizm ich działania oparty jest na efektach radiochromowych, polegających na polimeryzacji krystalicznych diacetylenów (sól litowa kwasu 10,12-pentakozadiynowego – LiPCDA) zawartych w warstwie aktywnej, w skład której wchodzi również barwniki, stabilizatory i inne składniki, które powodują, iż odpowiedź filmu jest niezależna od energii promieniowania jonizującego, katalizującego reakcję polimeryzacji, co w konsekwencji powoduje zmianę barwy filmu. Wyróżniamy trzy typy budowy RCF (Ryc. 1):

1. typ I – warstwa aktywana naniesiona jest na bazę (podłoże poliestrowe);
2. typ II – warstwa aktywana naniesiona jest na bazę (podłoże poliestrowe), a na powierzchni warstwy aktywnej znajduje się warstwa adhezyjna, która wiąże się z drugą warstwą poliestrową (laminacyjną), stanowiącą ochronę przed uszkodzeniami mechanicznymi i światłem widzialnym;



Ryc. 1 Budowa filmów radiochromowych: a) typ I, b) typ II, c) typ III
Źródło: Opracowanie własne na podstawie [3, 26].

3. typ III – oba podłoża poliestrowe (baza i laminacyjna) są bezpośrednio przymocowane do warstwy aktywnej [3, 51].

Początkowo filmy radiochromowe produkowane były przez GAF (General Aniline & Film Corporation) i sygnowano je jako GafChromic DM-1260 lub HD-810. Ze względu na cienką warstwę aktywana z kwasem 10,12-pentakozadiynowym (PCDA) – co pociąga za sobą niską wrażliwość na dawki w zakresie terapeutycznym, były one raczej niewykorzystywane w zastosowaniach klinicznych. Zamiennik HD-810 to GafChromic HD-V2 z żółtym barwnikiem znacznikowym dodanym w aktywnej warstwie. W połowie lat 90. wprowadzono inny model RCF, MD-55-1, charakteryzujący się wyższą czułością niż HD-810. Kolejny model RCF pojawił się na rynku niewiele później – MD-55-2 miał drugi typ budowy, a zakres pomiaru dawki dla tego filmu wynosił od 10 Gy do 100 Gy. Co ważne, MD-55-2 miał możliwość kontaktu ze środowiskiem wodnym. A jego wersja MD-V2-55 po zmianach konstrukcyjnych i produkcyjnych cechowała się znacznie lepszą jednorodnością. Po czasie do warstwy aktywnej wkomponowano żółty znacznik i powstał MD-V3.6. Zbiegło się to z wypuszczeniem na rynek modeli filmów HS i XR [3].

Stosunkowo niska czułość filmów, brak jednorodności, ograniczenie wymiarów i wysoki koszt korzystania z tego typu detektorów stały się problemami, które mocno rzutowały na możliwości ich klinicznego wykorzystania w radioterapii. Biorąc pod uwagę powyższe aspekty, w 2004 r. wprowadzono nowy model RCF – EBT (skrót od ang. *External Beam Therapy*), który był o kilka rzędów wielkości bardziej wrażliwy i jego dostępność trwała do 2009 r., gdy światło dzienne ujrzał model EBT2, do którego warstwy aktywnej dodano żółty barwnik znacznikowy, a także zmodyfikowano konfigurację warstwy poliestrowej. Obecnie dostępna jest wersja EBT3 o trzecim typie budowy, bez warstwy adhezyjnej. Wraz z rozwojem technik stereotaktycznych w radioterapii pojawiła się potrzeba pomiaru dawek powyżej 10 Gy z wykorzystaniem filmów radiochromowych i tak na początku 2015 r. pojawił się nowy model – EBT-XD o budowie oraz składzie analogicznym do EBT3, ale o zmniejszonej wielkości kryształów diacetylenów w warstwie aktywnej. Poza opisanymi modelami, dostępne są obecnie także modele dedykowane pomiarom w radiologii – XR-RV3, XR-QA2, XR-CT2 oraz XR-M. Podsumowanie budowy oraz rekomendowane zakresy dawek przykładowych modeli filmów radiochromowych wykorzystywanych w radioterapii zostały przedstawione w tabeli 1 [3, 26, 52].



Tabela 1 Wykorzystywane w radioterapii modele filmów radiochromowych i ich charakterystyka

Model filmu	Typ konfiguracji	Budowa	Wymiar pojedynczego arkusza	Zakres dawek [Gy]
HD-V2	Typ 1	warstwa aktywna: 12 μm , podłoże poliestrowe: 97 μm , razem – 109 μm	20,3 cm \times 25,4 cm	10-1000
MD-V3	Typ 2	warstwa aktywna: 10 μm , podłoże poliestrowe: 2 \times 125 μm , warstwa adhezyjna – 7 μm , razem – 267 μm	12,7 cm \times 12,7 cm	1-100
EBT3	Typ 3	warstwa aktywna: 28 μm , dwa podłoża poliestrowe: 2 \times 125 μm , razem – 278 μm	20,3 cm \times 25,4 cm	0,01-20
EBT-XD	Typ 3	warstwa aktywna: 25 μm , dwa podłoża poliestrowe: 2 \times 125 μm , razem – 275 μm	20,3 cm \times 25,4 cm	0,04-40
RTQA2	Typ 2	warstwa aktywna: 17 μm , podłoże poliestrowe: 2 \times 97 μm , warstwa adhezyjna – 20 μm , razem – 231 μm	25,4 cm \times 25,4 cm, 35,6 cm \times 43,2 cm, 3,2 cm \times 27,9 cm	0,02-8

Źródło: Opracowanie własne na podstawie [3, 26].

Charakterystyka dozymetryczna filmów radiochromowych

Przystosowanie nowego rodzaju detektorów do dozymetrii promieniowania jonizującego w danym ośrodku wymaga poznania zależności ich odpowiedzi od parametrów wiązki, do której pomiarów zostaną one wykorzystane. Na prawidłowy sposób pracy z filmami radiochromowymi wpływa także fakt zapoznania się z zaleceniami producenta.

Charakterystyka odpowiedzi RCF od dawki zależy od następujących czynników:

1. modelu filmu oraz numeru partii, z której pochodzi – różnica czułości między filmami z dwóch innych partii może dochodzić do +/-5%;
2. składu chemicznego, laminacji, zakresu absorpcji;
3. rodzaju i energii wiązki promieniowania jonizującego;
4. wykorzystanego sposobu odczytu rozkładu dawki – długości fali źródła światła, czułości detektora w skanerze, orientacji filmu na płycie skanera i jej temperatury oraz artefaktów, trybu pracy oraz rodzaju skanera;
5. czasu pomiędzy napromienieniem filmów a ich odczytaniem/zeskanowaniem [53].

Biorąc pod uwagę to, iż widmo promieniowania generowane przez akcelerator jest ciągłe i tworzą go z różnym udziałem fotony o szerokim zakresie energii: od niskich do maksymalnej energii elektronów, które były ich pierwotnym źródłem przed wyhamowaniem w materiale tarczy [6], ważne jest, aby wykorzystywany w pomiarach detektor charakteryzował się minimalną zależnością od energii i jednocześnie stanowił ekwiwalent wody. W związku z tym odpowiedź najnowszych dostępnych modeli filmów radiochromowych (EBT3 i EBTXD) jest praktycznie niezależna od energii [54]. W przypadku modeli wcześniejszych (przed EBT) ze względu na skład atomowy warstwy aktywnej, w literaturze odnotowano zależność ich odpowiedzi od energii promieniowania [7, 8, 9]. Domieszką, która zmniejszyła zależność

energetyczną RCF i jednocześnie wpływ zmian wilgotności na filmy, jest tlenek glinu. Warto zaznaczyć, iż główny składnik aktywny w RCF, czyli sól litowa kwasu 10,12-pentakozadiynowego, zmienia kolor proporcjonalnie do pochłoniętej dawki promieniowania jonizującego, niezależnie od tego, czy dana dawka dostarczana jest w pojedynczej frakcji czy w kliku. Wobec tego nie wykazują one zależności od mocy dawki pod warunkiem, iż zapewni się odpowiedni czas pomiędzy napromienianiem a skanowaniem otrzymanych rozkładów

[2]. Polimeryzacja diacetyleny zachodzi prawie natychmiastowo po ekspozycji na promieniowanie jonizujące ze względu na regularne ułożenie kryształów w warstwie aktywnej, co pozwala na liniową propagację zjawiska polimeryzacji. Jej szybkość maleje wraz ze wzrostem polimeru ze względu na wyczerpywanie wolnych grup funkcyjnych. Ma to następujący wpływ na gęstość optyczną – rośnie ona po ekspozycji filmu na promieniowanie, ale tempo jej wzrostu maleje w czasie. W przypadku modelu EBT3 po 24 h od napromieniania poziom polimeryzacji osiąga praktycznie maksimum i do dwóch tygodni może wzrosnąć o kolejne 2,5%. Wzrost na tym samym poziomie raportowany jest w przeciągu kolejnych sześciu miesięcy [10, 11]. Wobec tego optymalne jest odczytywanie filmów w przedziale czasowym 16-24 h po ekspozycji.

Zalety i ograniczenia dozymetrii z zastosowaniem filmów radiochromowych

Najważniejszą zaletą filmów radiochromowych jest brak potrzeby ich obróbki chemicznej po napromienieniu, w przeciwieństwie do filmów radiograficznych. W zależności od wykorzystanego typu filmu pomiar dawki może odbywać się w zakresie od kilku cGy do kilku Gy z dokładnością około 3-5% [4, 5]. Zmierzony rozkład dawki jest trwały i powstaje od razu po ekspozycji na promieniowanie, z niewielkimi zmianami gęstości optycznej w czasie, co wprowadza pewne ograniczenia na tę metodę. Jednakże możliwe jest, aby skrócić czas, który należy odczekać, aby odczytać filmy i jednocześnie nie stracić na dokładności pomiarów – na przykład filmy pomiarowe i kalibracyjne skanować po tym samym okresie od napromienienia na tym samym skanerze albo wykorzystać „protokół pojedynczego skanowania” dostępny w komercyjnych oprogramowaniach do analizy filmów, które wykorzystują algorytmy korekcji dawki do rekalkulacji filmów.



Mała wrażliwość RCF na światło widzialne pozwala na ich użycie bez zaplecza w postaci ciemni fotograficznej. Można je docinać w świetle dziennym do potrzebnego w trakcie pomiarów kształtu. Zaleca się jednak nieeksponowanie ich przez dłuższy niż jest to niezbędne na światło widzialne i wysokie temperatury. Najlepiej przechowywać je w kopertach (ciemne koperty dotychczasowe są do każdego zestawu filmów Gafchromic) w temperaturze pokojowej w suchym miejscu bez dostępu do wilgoci. Mimo iż filmy dzięki dwóm warstwom poliestrowym są odporne na wodę, to na krawędziach może przenikać ona do ich wnętrza, więc zaleca się ich wykorzystywanie w środowisku wodnym przez jak najkrótszy okres [57, 58].

Kolejnym czynnikiem, który należy mieć na uwadze podczas pracy z filmami radiochromowymi, jest model folii oraz numer partii, gdyż dwa arkusze z różnych mogą różnić się składem chemicznym (stosunkiem poszczególnych komponentów), konfiguracją laminacji, a w konsekwencji widmami absorpcyjnymi i czułością. Dodatkowo błąd do pomiarów może wprowadzić niejednorodności w warstwie aktywnej oraz artefakty błony i zanieczyszczenia, które będą miały bezpośredni wpływ na odczytany bezpośrednio poziom dawki w metodzie jednokanałowej. Wobec tego zalecane jest użycie metod wielokanałowych z wykorzystaniem skanerów płaskich z funkcją RGB. Obecnie dostępne na rynku modele filmów radiochromowych zawierają w swojej warstwie aktywnej żółty barwnik. W przeciwieństwie do składnika aktywnego, ma on maksimum absorpcji w kanale niebieskim. Jednoczesne użycie kanałów czerwonego lub zielonego z kanałem niebieskim zapewnia dwa pomiary absorpcji. Przez co uwzględniane w pomiarze są dwie zmienne – dawka i grubość warstwy, a w konsekwencji niejednorodności w rozmiarze warstwy aktywnej, co zmniejsza błąd pomiarowy. Z kolei metoda trójkanałowa wykorzystuje odpowiedź filmu we wszystkich trzech kanałach i ma na celu rozdzielenie sygnału pochodzącego od dawki, grubości warstwy aktywnej i wszelkich artefaktów. Dzieje się to poprzez znalezienie poszczególnych zakłóceń w sygnale z każdego kanału i oddzielenie ich od składowych dawki.

Z wykorzystaniem w obróbce filmów skanerów płaskich łączy się artefakt odpowiedzi bocznej (ang. LRA – *lateral response artifact*). Odczyt dawki z jednakowo napromienionego filmu może różnić się w zależności od jego umiejscowienia względem środka płyty skanera wzdłuż osi, która jest równoległa do kierunku poruszania się źródła. Uogólniając – im większa dawka zarejestrowana na filmie i większa odległość od środka skanera, tym większy błąd wprowadzony do pomiaru, który w skrajnych przypadkach może osiągnąć do 30% [12]. Wobec tego, aby zwiększyć dokładność pomiarów, warto wprowadzić korekcję dla tego zjawiska. Może opierać się ona na charakterystyce danego skanera, poprzez skanowanie w różnych pozycjach na płycie filmów napromienionych określonym zakresem znanych dawek. Na tej podstawie można wprowadzić współczynniki korekcji dla artefaktu odpowiedzi bocznej.

Urządzenia do ucyfrowienia danych z filmów (skanery optyczne, densytometri)

Aby uzyskać pełną informację pomiarową z filmów radiochromowych, niezbędne jest ich ucyfrowienie. Można tego dokonać z wykorzystaniem wybranego urządzenia – spektrofotometru, densytometru lub skanera.

Jak wcześniej zaznaczono, filmy radiochromowe charakteryzują się wysoką rozdzielczością, wobec tego należy tak dostosować protokół ucyfrowienia, aby otrzymany obraz również charakteryzował się wysoką gębią bitową – ilością informacji o kolorze dla danego piksela wchodzącego w skład obrazu. W celu uzyskania najdokładniejszego odzwierciedlenia wersji analogowej filmu radiochromowego, jego wersja cyfrowa powinna zawierać odpowiednią liczbę bitów przypadających na jeden piksel – im więcej bitów (informacji), tym szerszy zakres kolorów i dokładniejsze odtworzenie filmu. Wykonując skanowanie w trybie RGB o 8 bitach na piksel, każdy kanał posiada zakres, który może przyjąć wartość od 0 do 255 (łącznie 256 opcji) – obraz 24-bitowy. W związku z tym w takim obrazie będzie mogło znajdować się prawie 17 milionów odcieni kolorów, będących konfiguracją wartości piksela z każdego kanału, kolejno [R, G, B]. Wypadkowy wektor tych trzech wielkości określany jest jako wartość piksela (ang. PV – *Pixel Value*). Oczywiście w celu uzyskania szerszego zakresu kolorów można wykorzystać skanowanie z większą liczbą bitów na piksel i uzyskać obraz 48-bitowy. W przypadku zapisania takiego pliku w formacie JPEG (ang. *Joint Photographic Experts Group*), który używa metody stratnej kompresji w celu zmniejszenia rozmiaru pliku, stracimy część informacji (zakresu kolorów), gdyż obraz zostanie przekonwertowany do formy 24-bitowej. Wobec tego, aby uniknąć takiego zjawiska, wszystkie skany należy zapisywać w formacie TIFF (ang. *Tagged Image File Format*), który obsługuje szerszą gamę kolorów i pierwotnie został stworzony do przechowywania zeskanowanych obrazów w trybie 8-bitowym, 16-bitowym, 24-bitowym, 32-bitowym lub 48-bitowym [55, 11].

Najwcześniej wykorzystywanymi urządzeniami do uzyskania danych liczbowych z filmów były densytometri punktowe, a następnie dwuwymiarowe densytometri optyczne. W ich przypadku informacje o dawce uzyskiwano w zależności od gęstości optycznej (ang. OD – *optical density*), która definiowana jest jako logarytm stosunku natężenia światła padającego na dany materiał do światła przez niego przepuszczonego. Proces otrzymania wartości gęstości optycznej danego filmu z użyciem densytometru punktowego polega na sztywnym umieszczeniu filmu pomiędzy źródłem światła białego, które jest skolimowane, a systemem odczytu sygnału, którym jest fotopowielacz lub półprzewodnik. Obecnie densytometri punktowe nie są wykorzystywane w praktyce klinicznej ze względu na potrzebę manualnej obsługi, niską powtarzalność, rozdzielczość, a także fakt, iż jest to metoda jednowymiarowa, co wprowadza liczne ograniczenia. Wobec tego niezbędne stało się opracowanie metod do uzyskania dwuwymiarowych informacji cyfrowych

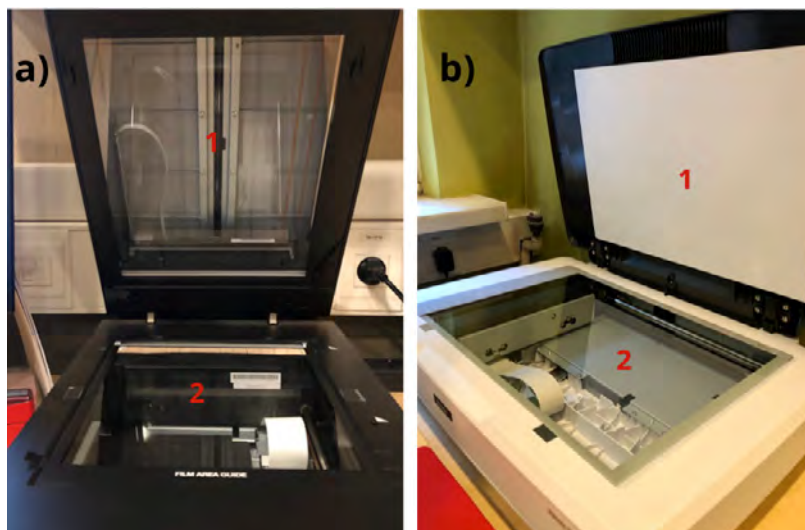


o napromienionym filmie w postaci PV, którą można odnieść do gęstości optycznej z wykorzystaniem odpowiedniego oprogramowania lub matematycznej zależności między tymi wielkościami. Systemy dwuwymiarowe opierają się na pomiarze absorpcji światła przez warstwę aktywną filmu radiochromowego w trybie transmisyjnym lub odbiciowym. Skanery filmy VIDAR (Herndon, VA) pierwotnie wykorzystywano przy obróbce klisz radiograficznych, ale ze względu na dużą dostępność tego sprzętu, skanowano także na nich RCF. Nie sprawdziło się to ze względu na źródło światła białego i fakt, iż filmy radiochromowe mają maksimum absorpcji w zakresie odpowiadającemu kolorowi czerwonemu w widmie spektralnym [25]. W kolejnych latach pojawiły się skanery płaskie z opcją skanowania RGB w kilku bitach na piksel, co zapoczątkowało erę wielokanałowej dozymetrii.

Obecnie w dozymetrii promieniowania jonizującego w radioterapii najczęściej wykorzystywane są płaskie skanery kolorowe firmy EPSON o wymiarach A4 i A3, modele takie jak 450, 4870, 4990, 1680, V700, V750, V800, GT-X970, 10000XL, 11000XL, 12000XL [14-21]. Poza nimi dostępne są także skanery takich firm jak: Microtek Scan-Maker [13], HP Scanjet [22], Nikon Super Coolscan [23] i Agfa Arcus Products [24]. Istotne w każdym skanerze jest źródło światła białego, którym w większości skanerów płaskich są diody LED lub świetlówka o szerokim spektrum. Pozwala to na uzyskanie pełnego spektrum światła widzialnego. Poza tym w skanerze znajdują się także lustro, soczewki i matryca detektorów CCD. Posiada ona trzy linie czujników, każdy zawierający niebieski, zielony lub czerwony filtr optyczny, co umożliwia przeprowadzanie analizy wielokanałowej.

Każdy skaner płaski pracuje domyślnie w trybie odbicia (refleksyjnym). W tym trybie źródło światła będące w podstawie skanera oświetla przednią część filmu, a na jego górnej części znajduje się białe tło (najczęściej wykonane z arkusza plastiku) – Ryc. 2b. W takiej sytuacji światło, które dociera do detektorów, jest odbite przez podłoże filmu lub tło skanera i dwukrotnie przenika warstwę aktywną filmu, co wzmacnia sygnał pochodzący od filmu, ale składa się na niego także światło odbite od przedniej części filmu, które nie jest tłumione i ma wkład do całkowitego sygnału. Mniejszy przy pomiarach niskich dawek, więc czułość RCF w tym zakresie pomiarów jest zwiększona. Z kolei przy pomiarze dawek wyższych z tego powodu mamy ograniczony zakres pomiarowy.

Opcją w danym skanerze jest możliwość skanowania w trybie transmisyjnym i zdarza się, iż wymaga to zakupienia dodatkowego elementu w postaci pokrywy ze źródłem światła, które nakładane jest nad film – Ryc. 2a. Światło, przechodząc przez film, który leży na szklanej płycie skanera, jest skupiane przez elementy optyczne, a następnie przekazywane na układ detektorów CCD znajdujących



Ryc. 2 Płaskie skanery kolorowe firmy EPSON wykorzystywane do digitalizacji filmów radiochromowych z zaznaczoną pokrywą (1) i płytą skanera (2), a) model Perfection V850Pro pracujący w trybie transmisyjnym, b) model 12000XL pracujący w trybie refleksyjnym (odbicia)
Źródło: Źródło własne.

się w podstawie skanera i rejestrowany jest sygnał transmisji, który konwertowany jest na obraz w systemie bitowym RGB. W tym trybie nie ograniczamy zakresu dawek w żadnym z kanałów.

Oprogramowanie

Kolejnym elementem niezbędnym przy wykorzystywaniu filmów radiochromowych w dozymetrii promieniowania jonizującego w radioterapii są programy komputerowe.

Programy, których użyć można do wykonania krzywej kalibracyjnej, to między innymi: FilmQA Pro (Ashland, Bridgewater, NJ, USA), MEPHYSTO (PTW-Freiburg, Niemcy) oraz ImageJ (National Institutes of Health; Bethesda, Maryland, USA). Wykonywanie krzywej kalibracyjnej opiera się na wyznaczeniu punktu zainteresowania, zmierzenia go oraz przypisania mu dawki, która została zadana. Programy FilmQA Pro oraz ImageJ posiadają funkcję do analizy filmów we wszystkich trzech kanałach, zaś MEPHYSTO tylko w kanale czerwonym.

Główne oprogramowania, które służą do analizy zdigitalizowanych filmów radiochromowych, to: FilmQA Pro oraz VeriSoft (PTW-Freiburg, Niemcy). Po eksporcie planu leczenia z systemu planowania leczenia możliwe jest porównanie napromienionego filmu do planu. Zarówno w oprogramowaniu FilmQA Pro, jak i VeriSoft można wykonać analizę globalną i lokalną oraz wybrać odpowiedni test i kryteria.

Na przykładzie oprogramowania FilmQA Pro zostanie przedstawiony sposób postępowania z napromienionymi filmami radiochromowymi. Jest to zaawansowane narzędzie do analizy ilościowej, zaprojektowane specjalnie w celu uproszczenia i usprawnienia zapewniania kontroli jakości planów leczenia wykonanych w technikach dynamicznych i stereotaktycznych.

Pierwszym etapem pracy jest przygotowanie krzywej kalibracyjnej – w oprogramowaniu FilmQA Pro rekomendowany jest

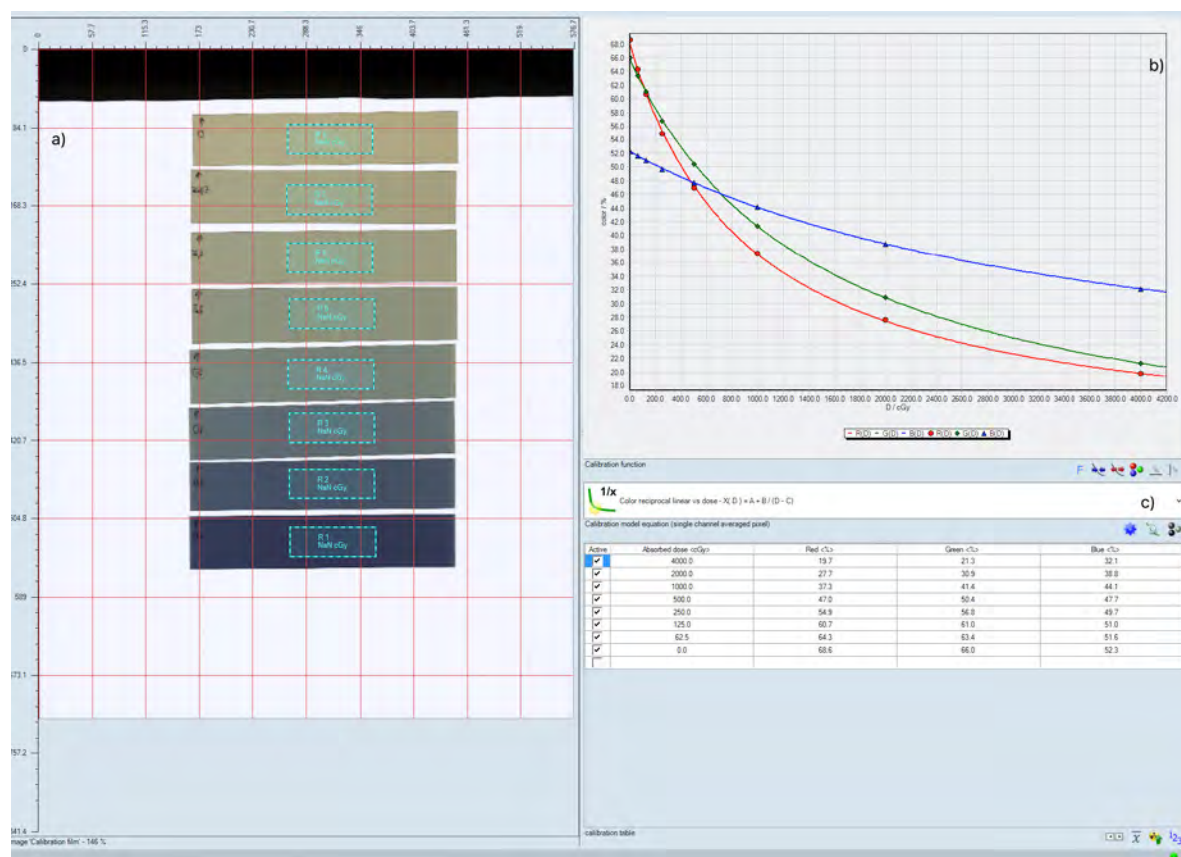


wzrost geometryczny dawek (np. 1,25 Gy, 2,5 Gy, 5,0 Gy) – Ryc. 3. Zeskanowane w odpowiedni sposób filmy (odpowiednie parametry skanera, prawidłowa pozycja i orientacja filmu na płycie, czas po ekspozycji do skanowania > 12 h), które zapisano w formacie TIFF, otworzono w oprogramowaniu, a na każdym z nich wyznaczono region zainteresowania i przypisano zadaną dawkę. Na tej podstawie program dopasowuje do punktów pomiarowych odpowiednie funkcje w trzech kanałach – czerwonym, niebieskim i zielonym. Wykonywanie kalibracji zalecane jest dla każdej partii filmów radiochromowych po ich dostarczeniu do placówki – numer partii znajduje się na opakowaniu. Do wyznaczenia dokładnej krzywej kalibracyjnej producent zaleca wykorzystanie od 3 do 5 sztuk filmów napromienionych znaną dawką i jednego filmu nienapromienionego, który stanowi tło. Tak otrzymaną krzywą kalibracyjną można zapisać w odpowiednim folderze, aby móc skorzystać z niej w dalszej pracy z konkretną partią filmów.

Kolejny etap to uzyskanie rozkładu dawki z napromienionego filmu. Niezbędne do tego jest zeskanowanie filmu z planem z dodatkowymi dwoma filmami kalibracyjnymi – jednym będącym tłem, a drugi z zadaną dawką stanowiącą około 110-120% dawki maksymalnej z planu weryfikacyjnego – Ryc. 4. Dzięki

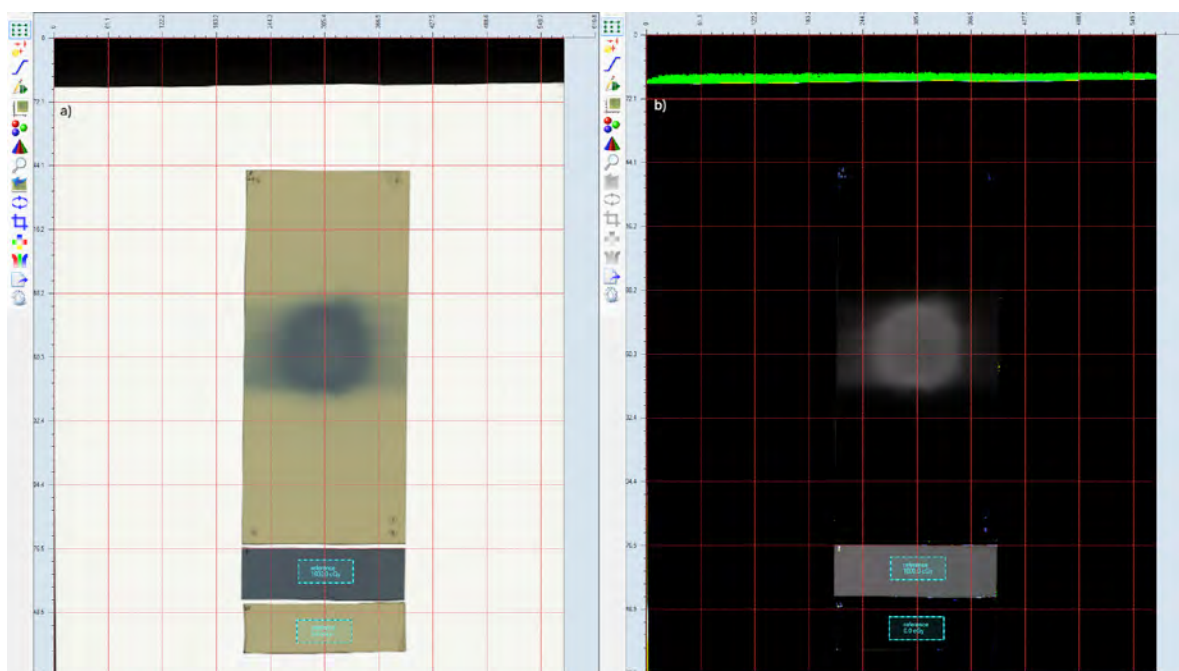
zastosowaniu tej metody (*one scan protocol*) nie jest konieczne oczekiwanie 12 h, aby zeskanować film. Na podstawie dwóch filmów referencyjnych krzywa kalibracyjna jest dostosowana do obecnej sytuacji pomiarowej. W celu uzyskania jak największej dokładności wyników zalecane jest skanowanie po upływie czterokrotności czasu będącego różnicą pomiędzy godziną zakończenia ekspozycji filmu weryfikującego plan i godziną zakończenia ekspozycji filmu z zadaną dawką, np. jeżeli o 15:00 skończono napromieniać film, a o 15:05 film referencyjny, to po upływie 20 minut można rozpocząć ich digitalizację. Po przypisaniu filmom referencyjnym znanych dawek, program wykonuje dostosowanie krzywej kalibracyjnej i otrzymywany jest rozkład dawki.

W ostatnim etapie otrzymany rozkład dawki porównuje się z wyeksportowanym rozkładem z systemu planowania leczenia – dwuwymiarowy lub trójwymiarowy (Ryc. 5). W oprogramowaniu test gamma można dokonać, wykorzystując różne wartości jego parametrów, a także podejście lokalne lub globalne w trzech kanałach – w zależności od potrzeb. Dodatkowo w celu głębszej analizy dostępne są narzędzia pozwalające na przykład na ocenę profili, histogramów, map izodoz. Oprogramowanie umożliwia również uwzględnienie korekcy artefaktów bocznych skanera.



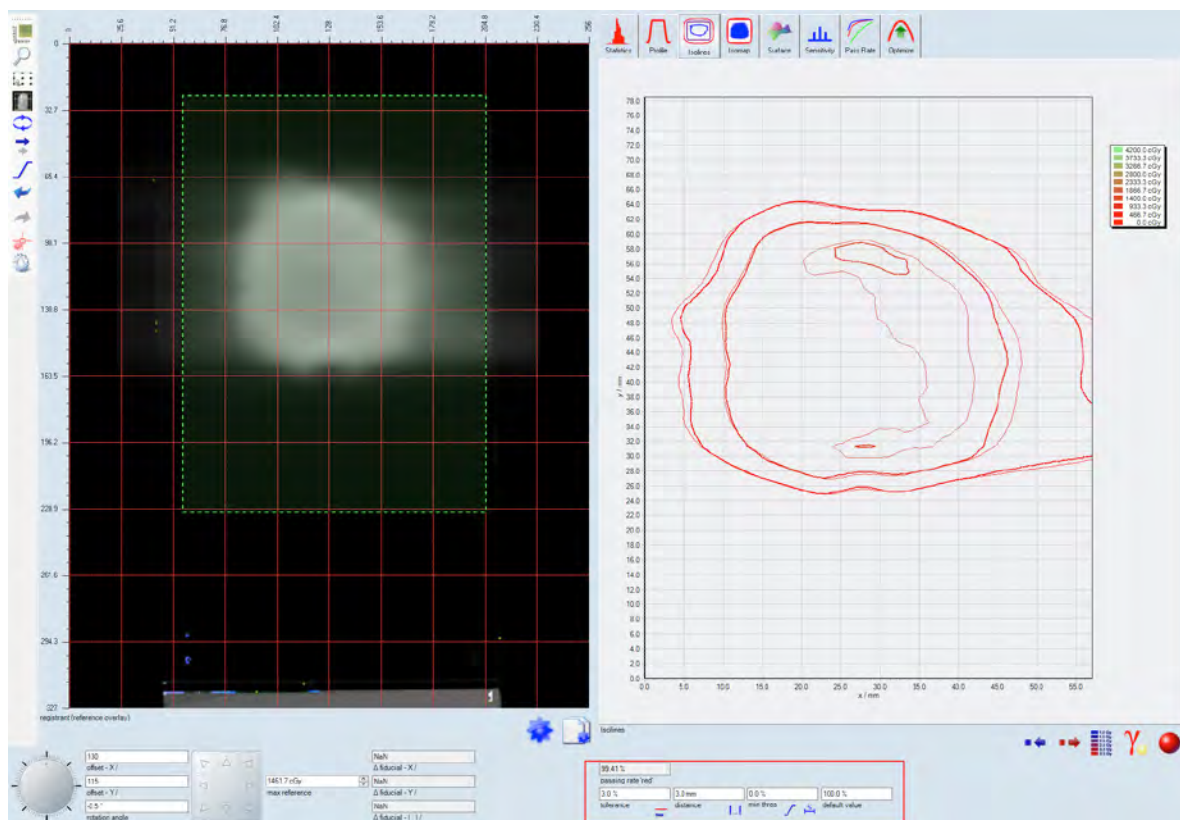
Ryc. 3 Widok okna w oprogramowaniu FilmQAPro służącym do wykonania krzywej kalibracyjnej: a) zdigitalizowane filmy kalibracyjne z zaznaczonym regionem zainteresowania, b) dopasowana krzywa kalibracyjna w trzech kanałach, c) równanie funkcji krzywej kalibracyjnej oraz wartości zadanych dawek. Kalibracja wykonana została dla filmów radiochromowych EBT-XD

Źródło: Opracowanie własne w oprogramowaniu FilmQA Pro.



Ryc. 4 Widok okna w oprogramowaniu FilmQA Pro służącym do uzyskania rozkładu dawki napromienionego filmu: a) film weryfikacyjny z filmami referencyjnymi, do których przypisano znaną dawkę, przed zastosowaniem kalibracji, b) film weryfikacyjny z filmami referencyjnymi, po zastosowaniu kalibracji z dostosowaniem krzywej kalibracyjnej, wykorzystując dwa punkty rekalkibracji

Źródło: Opracowanie własne w oprogramowaniu FilmQA Pro.



Ryc. 5 Widok okna w oprogramowaniu FilmQA Pro służącym do porównania rozkładu zaplanowanego i zmierzonego. Kolorem zielonym oznaczono obszar zainteresowania podlegający ocenie metodą gamma w podejściu globalnym (DD 3%, DTA 3 mm). Dla kanatu czerwonego test gamma zdało 99,41% punktów podlegających analizie

Źródło: Opracowanie własne w oprogramowaniu FilmQA Pro.



Sposób postępowania/ wskazówki/zalecenia

Przykłady zastosowania filmów w radioterapii

Podczas pracy z filmami należy zapewnić sobie możliwie jak najbardziej sterylne środowisko pracy. Na dłoniach należy mieć założone rękawiczki lateksowe oraz przy długotrwałej pracy pamiętać o ich regularnej wymianie, aby nie zostawiać śladów oraz plam na powierzchni filmu. Warto również związać długie włosy i ściągnąć biżuterię, aby nie spowodować uszkodzeń mechanicznych. Do zmiany kształtu arkusza doskonale sprawdza się gilotyna, jednak gdy chcemy uzyskać niestandardowy kształt filmów, należy używać ostrych nożyczek. Istotnym jest, aby wykorzystywać ostre narzędzia do cięcia filmów, gdyż to minimalizuje ryzyko rozwarstwienia detektora. Podczas cięcia filmów należy zachować jednakową orientację filmu, w tym celu warto oznaczyć film w rogu, ponieważ należy skanować je w takiej samej orientacji. Po nadaniu odpowiedniego kształtu warto owinąć je w bibułkę, aby zapewnić im dodatkową ochronę przed przetarciami oraz uszkodzeniami mechanicznymi. Po wykonanej pracy należy filmy przechowywać w ciemnej kopercie – rekomendowane jest zamknięcie w szafce, by zminimalizować ekspozycję na światło dzienne.


Przed wykonaniem krzywej kalibracyjnej należy zweryfikować dawkę przy użyciu komory jonizacyjnej. Po napromienieniu filmów należy odczekać co najmniej 12 godzin po to, by umożliwić filmom stabilizację wzrostu dawki warstwy aktywnej. Jeżeli niewykorzystywane jest odpowiednie oprogramowanie z możliwością pracy w trybie *one scan protocol*, analizowane filmy muszą być zeskanowane po takim samym czasie od napromieniania co krzywa kalibracyjna. To znaczy, że jeżeli wykonaliśmy krzywą kalibracyjną, a następnie zeskanowaliśmy ją po 24 godzinach, to filmy, które analizujemy, muszą zostać również zeskanowane po 24 godzinach od napromieniania. Analizowane filmy należy również skanować w tej samej orientacji co filmy z krzywej kalibracyjnej.

Filmy należy umieścić w centralnym położeniu skanera oraz skanować je ze szklaną płytą na powierzchni. Skanując film weryfikacyjny pacjenta, należy zeskanować go wraz z dwoma filmami referencyjnymi (film nienapromieniony oraz film napromieniony znaną dawką – filmy muszą być z jednej partii). Film referencyjny powinien zostać napromieniony bezpośrednio po filmie weryfikacyjnym pacjenta oraz powinien posiadać dawkę o około 10-20% większą od wartości dawki maksymalnej z planu weryfikacyjnego pacjenta. Oba filmy referencyjne oraz film weryfikacyjny pacjenta powinny zostać zeskanowane razem.

Skanowanie filmów dozymetrycznych ma na celu ich konwersję z formy analogowej do cyfrowej. Zeskanowane filmy należy zapisać w pliku o formacie TIFF. Rekomendowane jest, aby skaner uruchomić co najmniej 30 minut przed planowanym skanowaniem oraz bezpośrednio przed skanowaniem filmów wykonać kilka wstępnych skanów, po to by rozgrzać lampę skanera. Zaleca się, aby skanować filmy w rozdzielczości 72 dpi oraz 48-bitowym typie obrazu bez korekcji kolorów.

Aplikacja kliniczna – przykłady	Technika	Referencje
Teleradioterapia		
Weryfikacja planów leczenia pacjenta (PSQA)	Tomoterapia	34, 44
	SBRT, SRS	28, 31
	Bramkowanie oddechowe, weryfikacje w fantomach dynamicznych	36, 43
	Elektrony – weryfikacja oston, bolusów tkankopodobnych	37
Weryfikacja w fantomach antropomorficznych	Protonoterapia: bolusy i kompensatory	40, 46
	Weryfikacja systemów planowania leczenia	42, 45
	Weryfikacja procesu RT dla urządzeń typu MRI-Linac	29
Dozymetria in vivo	Audyty kliniczne	41
	IORT	35
	TBI	32
	Flash-RT	27, 30
Brachyterapia	Pomiar dawki poza polem	38
	Weryfikacja postępu źródeł, weryfikacja aplikatorów, dozymetria in vivo	33, 39

Podsumowanie

Dzięki wykorzystaniu dozymetrii filmowej możliwe jest uzyskanie wyników o największej rozdzielczości. Dostępne obecnie na rynku filmy radiochromowe pozwalają na pomiary w szerokim zakresie dawek, na co nie pozwalają inne detektory, co pociąga za sobą zastosowanie ich w wielu dziedzinach dozymetrii promieniowania jonizującego. Ich niewątpliwą zaletą jest niewrażliwość na światło w zakresie widzialnym, wobec tego do ich obróbki nie potrzeba zaplecza w postaci ciemni i wywoływarki z odpowiednimi odczynnikami chemicznymi. Wymagają one jednak usystematyzowanego i dokładnego sposobu pracy, co ułatwiają dostępne obecnie oprogramowania komputerowe i skanery o szerokim spektrum odwzorowania kolorów, poza zasięgiem naszego narządu wzroku. Na konferencji Europejskiego Stowarzyszenia Radioterapii Onkologicznej (ESTRO) w maju 2022 roku, która odbyła się w Kopenhadze, ogłoszono, iż w najbliższym czasie pojawią się nowe modele filmów radiochromowych, w tym model EBT4. 

Piśmiennictwo

1. S. Pai, I.J. Das, J.F. Dempsey et al.: *TG-69: radiographic film for megavoltage beam dosimetry*, Med Phys., 34(6), 2007, 2228-2258.
2. A. Niroomand-Rad, C.R. Blackwell, B.M. Coursey et al.: *Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55*. American Association of Physicists in Medicine, Med Phys., 25(11), 1998, 2093-2115.
3. A. Niroomand-Rad, S.T. Chiu-Tsao, M.P. Grams et al.: *Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55*, Med Phys., 47(12), 2020, 5986-6025.



4. A. El-Attar, A.H. El-kamel, M.A. Hefni: *Dosimetric Measurements Using Radiographic Film and Ionization Chamber in Radiotherapy*, VII Radiation Physics & Protection Conference, 2004.
5. N. Suchowska, A. Davison, J. Drew, P. Metcalfe: *The validity of using radiographic film for radiotherapy dosimetry*, Australas Phys Eng Sci Med., 20(1), 1997, 20-26.
6. J. Malicki, K. Ślosarek: *Planowanie leczenia i dozymetria w radioterapii (Tom 1)*, Via Medica, Gdańsk 2016.
7. W.L. McLaughlin, C.G. Soares, J.A. Sayeg et al.: *The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics*, Med Phys., 21(3), 1994, 379-388.
8. P.J. Muench, A.S. Meigooni, R. Nath, W.L. McLaughlin: *Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry*, Med Phys., 18(4), 1991, 769-775.
9. S.T. Chiu-Tsao, A. de la Zerda, J. Lin, J.H. Kim: *High-sensitivity GafChromic film dosimetry for 125I seed*, Med Phys., 21(5), 1994, 651-657.
10. H. Miura, S. Ozawa, F. Hosono et al.: *Gafchromic EBT-XD film: dosimetry characterization in high-dose, volumetric-modulated arc therapy*, J Appl Clin Med Phys, 17, 2016, 312-322.
11. S. Khachonkham, R. Dreindl, G. Heilemann et al.: *Characteristic of EBT-XD and EBT3 radiochromic film dosimetry for photon and proton beams*, Phys Med Biol., 63, 2018, 065007. 1-11.
12. D. Lewis, M.F. Chan: *Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry*, Med Phys., 42, 2015, 416-429.
13. G.S. Sim, J.H. Wong, K.H. Ng: *The use of radiochromic EBT2 film for the quality assurance and dosimetric verification of 3D conformal radiotherapy using Microtek ScanMaker 9800XL flatbed scanner*, J Appl Clin Med Phys., 14(4), 2013, 4182.
14. J.M. Lárraga-Gutiérrez, O.A. García-Garduño, C. Treviño-Palacios, J.A. Herrera-González: *Evaluation of a LED-based flatbed document scanner for radiochromic film dosimetry in transmission mode*, Phys Med., 47, 2018, 86-91.
15. B.C. Ferreira, M.C. Lopes, M. Capela: *Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry*, Phys Med Biol., 54(4), 2009, 1073-1085.
16. H. Alnawaf, P.K. Yu, M. Butson: *Comparison of Epson scanner quality for radiochromic film evaluation*, J Appl Clin Med Phys, 13(5), 2012, 3957.
17. T. Shameem, N. Bennie, M. Butson, D. Thwaites: *A comparison between EPSON V700 and EPSON V800 scanners for film dosimetry*, Australas Phys Eng Sci Med., 10, 2020, 1007/s13246-019-00837-3.
18. C. Corbally, J. Cronin, P. Woulfe: *Implementation and evaluation of an Epson V800 Scanner and Gafchromic EBT3 Film for use in routine Linac QA and Patient Specific QA checks*, Med Phys., 2018, conference paper.
19. D. Lewis, M.F. Chan: *Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry*, Med Phys., 42(1), 2015, 416-429.
20. I. Mendez, Z. Slijvic, R. Hudej, A. Jenko, B. Casar: *The repeatability of the scanner in radiochromic film dosimetry*, Med Phys., 2016, conference paper.
21. M. Mathot, S. Sobczak, M.T. Hoornaert: *Gafchromic film dosimetry: four years experience using FilmQA Pro software and Epson flatbed scanners*, Phys Med., 30(8), 2014, 871-877.
22. G. Massillon-Jl, L. Zúñiga-Meneses: *The response of the new MD-V2-55 radiochromic film exposed to 60Co gamma rays*, Phys Med Biol., 55(18), 2010, 5437-5449.
23. A. De Puyseleer, R.P. Srivastava, L. Paelinck, W. De Neve, C. De Wagter: *Evaluation of a glassless photographic film scanner for high-gradient radiochromic film dosimetry*, Phys Med Biol., 57(1), 2012, 127-142.
24. L. Bin Xu: *Commissioning of a GafChromic EBT film dosimetry protocol at Ionizing Radiation Standards group of National Research Council*, 2009, McGill University, Montreal.
25. M.J. Butson, T. Cheung, P.K. Yu: *Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure*, Phys Med Biol., 50(13), 2005, N135-N140.
26. Strona producenta: <https://www.ashland.com/industries/medical/gafchromic-dosimetry-films> [dostęp: 11.05.2022].
27. J. Bourhis et al.: *Treatment of a first patient with FLASH-radiotherapy. Radiotherapy and oncology*, Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 139, 2019, 18-22, doi:10.1016/j.radonc.2019.06.019.
28. T. Santos et al.: *A protocol for absolute dose verification of SBRT/SRS treatment plans using Gafchromic™ EBT-XD films*, Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB), 82, 2021, 150-157, doi:10.1016/j.ejmp.2021.01.082.
29. A. Axford et al.: *An end-to-end assessment on the accuracy of adaptive radiotherapy in an MR-linac*, Physics in Medicine and Biology, 66(5), 2021, 055021, doi:10.1088/1361-6560/abe053.
30. D. Villouing et al.: *Technical note: Proton beam dosimetry at ultra-high dose rates (FLASH): Evaluation of GAFchromic™ (EBT3, EBT-XD) and OrthoChromic (OC-1) film performances*, Medical Physics, 49(4), 2022, 2732-2745, doi:10.1002/mp.15526.
31. J. Li et al.: *Assessment of Delivery Quality Assurance for Stereotactic Radiosurgery With Cyberknife*, Frontiers in Oncology, 11, 2021, 751922, doi:10.3389/fonc.2021.751922.
32. L.G. Aldrovandi et al.: *Commissioning of a three-dimensional arc-based technique for total body irradiation*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 22(9), 2021, 123-142, doi:10.1002/acm2.13355.
33. G. Bielęda et al.: *Dosimetric assessment of the impact of low-cost materials used in stereolithography in high-dose-rate brachytherapy*, Journal of Contemporary Brachytherapy, 13(2), 2021, 188-194, doi:10.5114/jcb.2021.105287.
34. J.-P. Cleuziou et al.: *Total body irradiation using helical tomotherapy: Set-up experience and in-vivo dosimetric evaluation*, Cancer Radiotherapie: Journal de la Societe Francaise de



- Radiotherapie Oncologique, 25(3), 2021, 213-221, doi:10.1016/j.canrad.2020.07.009.
35. J. Santos et al.: *Optimized method for in vivo dosimetry with small films in pelvic IOERT for rectal cancer*, Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB), 81, 2021, 20-30, doi:10.1016/j.ejmp.2020.11.019.
 36. T. Erdoğan et al.: *Patient-specific tumor and respiratory monitoring phantom design for quality controls of stereotactic ablative body radiotherapy in lung cancer cases*, Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB), 90, 2021, 40-49, doi:10.1016/j.ejmp.2021.09.003.
 37. H. Alhamada et al.: *Monte Carlo dose calculations of shielding disks with different material combinations in intraoperative electron radiation therapy (IOERT)*, Cancer Radiotherapie: Journal de la Societe Francaise de Radiotherapie Oncologique, 24(2), 2020, 128-134, doi:10.1016/j.canrad.2020.02.006.
 38. M. Kruszyna-Mochalska et al.: *Development of a quasi-humanoid phantom to perform dosimetric and radiobiological measurements for out-of-field doses from external beam radiation therapy*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 23(4), 2022, e13514, doi:10.1002/acm2.13514.
 39. G. Zwierchowski et al.: *Film based verification of calculation algorithms used for brachytherapy planning-getting ready for upcoming challenges of MBDC*, Journal of Contemporary Brachytherapy, 8(4), 2016, 326-335, doi:10.5114/jcb.2016.61828.
 40. D.M. Borowicz et al.: *Dose distribution at the Bragg peak: Dose measurements using EBT and RTQA gafchromic film set at two positions to the central beam axis*, Medical Physics, 44(4), 2017, 1538-1544, doi:10.1002/mp.12159.
 41. P. Kazantsev et al.: *IAEA methodology for on-site end-to-end IMRT/VMAT audits: an international pilot study*, Acta Oncologica (Stockholm, Sweden), 59(2), 2020, 141-148, doi:10.1080/0284186X.2019.1685128
 42. B. Pawałowski et al.: *Accuracy of the doses computed by the Eclipse treatment planning system near and inside metal elements*, Scientific reports vol. 12,1 5974. 8 Apr. 2022, doi:10.1038/s41598-022-10072-8.
 43. E. Dyce et al.: *Dose verification for liver target volumes undergoing respiratory motion*, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 42(2), 2019, 619-626, doi:10.1007/s13246-019-00737-6.
 44. M. Zani et al.: *In phantom assessment of superficial doses under TomoTherapy irradiation*, Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB), 32(10), 2016, 1263-127, doi:10.1016/j.ejmp.2016.09.017.
 45. Y. Akdeniz et al.: *Effects of metal implants and a metal artifact reduction tool on calculation accuracy of AAA and Acuros XB algorithms in small fields*, Medical Physics, 46(11), 2019, 5326-5335, doi:10.1002/mp.13819.
 46. D.M. Borowicz et al.: *Wax boluses and accuracy of EBT and RTQA radiochromic film detectors in radiotherapy with the JINR Phasotron proton beam*, Reports of practical oncology and radiotherapy: journal of Great Poland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology, 19(1), 12-18, 2013, doi:10.1016/j.rpor.2013.05.007.
 47. Hale JI, Kerr AT, Shragge PC. Calibration of film for accurate megavoltage photon dosimetry. *Med Dosim.* 1994;19(1):43-46.
 48. van Bree NA, Idzes MH, Huizenga H, Mijnheer BJ. Film dosimetry for radiotherapy treatment planning verification of a 6 MV tangential breast irradiation. *Radiother Oncol.* 1994;31(3):251-255.
 49. http://www.ndt-system.com.pl/12_PDF/Obrobka_blonAGFA.pdf - dostęp na dzień 11.05.2022 r.
 50. Suchowerska N, Davison A, Drew J, Metcalfe P. The validity of using radiographic film for radiotherapy dosimetry. *Australas Phys Eng Sci Med.* 1997;20(1):20-26.
 51. Casolaro P, Campajola L, Breglio G, et al. Real-time dosimetry with radiochromic films. *Sci Rep.* 2019;9(1):5307.
 52. Howard ME, Herman MG, Grams MP. Methodology for radiochromic film analysis using FilmQA Pro and ImageJ. *PLoS One.* 2020;15(5):e0233562.
 53. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Phys Med.* 2016;32(4):541-556.
 54. Villarreal-Barajas JE, Khan RF. Energy response of EBT3 radiochromic films: implications for dosimetry in kilovoltage range. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(1):4439.
 55. Kabachinski J. TIFF, GIF, and PNG: get the picture?, *Biomed Instrum Technol.* 2007;41(4):297-300.
 56. <https://howtoscan.ca/scanning-tips/difference-between-24-bit-vs-48-bit-scans.php> - dostęp na dzień 11.05.2022 r.
 57. León-Marroquín EY, Lárraga-Gutiérrez JM, Herrera-González JA, Camacho-López MA, Villarreal Barajas JE, García-Garduño OA. Investigation of EBT3 radiochromic film's response to humidity. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(3):283-290.
 58. Khachonkham S, Dreindl R, Heilemann G, et al. Characteristic of EBT-XD and EBT3 radiochromic film dosimetry for photon and proton beams. *Phys Med Biol.* 2018;63(6):065007.