

---

**XX Seminarium**  
**NIENISZCZĄCE BADANIA MATERIAŁÓW**  
**Zakopane 12-14 marca 2014**

---

**RADIOGRAFIA CYFROWA NA PAMIĘCIOWYCH LUMINOFOROWYCH  
PŁYTACH OBRAZOWYCH – PODSTAWY FIZYCZNE**

Sławomir MACKIEWICZ  
IPPT PAN, Warszawa  
*smackiew@ippt.gov.pl*

## 1. WSTĘP

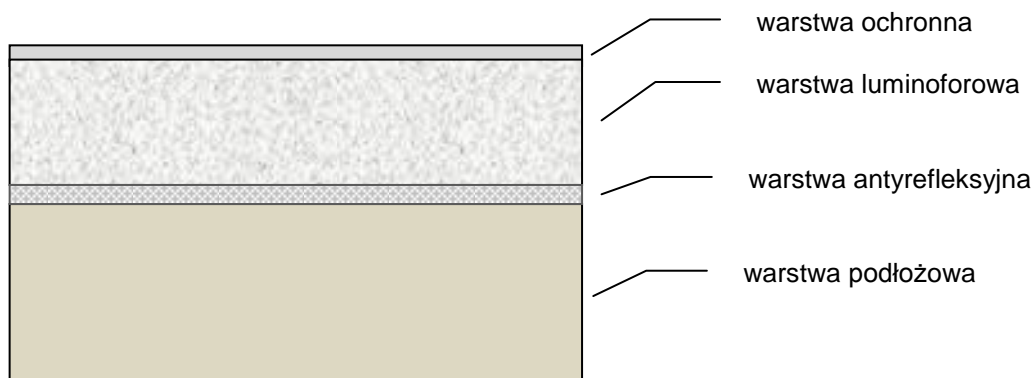
Radiografia cyfrowa na pamięciowych luminoforowych płytach obrazowych, znana także pod nazwą radiografii komputerowej lub radiografii CR, w wielu aspektach przypomina radiografię błonową i w założeniu miała doprowadzić do szybkiego wdrożenia techniki cyfrowej do radiografii przemysłowej. Jednak pomimo tego, że przemysłowe systemy CR są dostępne na rynku od ponad 10 lat, większość polskich firm i laboratoriów badań nieniszczących nadal stosuje wyłącznie tradycyjną radiografię błonową. Proces wdrażania radiograficznych technik cyfrowych do badań nieniszczących jest znacznie wolniejszy niż w przypadku radiografii medycznej czy fotografii gdzie techniki cyfrowe już niemal całkowicie wyparły techniki oparte na światłoczułych błonach i procesie fotochemicznym. Jednym z istotnych czynników, który hamuje ten proces jest brak dostatecznej wiedzy na temat radiografii cyfrowej w środowisku badań nieniszczących. Kursy badań radiograficznych uwzględniają tą tematykę w minimalnym stopniu zaś podstawowa literatura techniczna, w tym niektóre ważne normy, nie są dostępne języku polskim. W tej sytuacji głównym źródłem informacji na temat radiografii cyfrowej są referaty i artykuły prezentowane na krajowych konferencjach badań nieniszczących. Na konferencjach KKBR prezentowane były już referaty opisujące podstawy działania systemów CR [1,2,3,4] a także podstawowe wymagania normowe w zakresie ich stosowania w radiografii przemysłowej [5,6]. Wydaje się jednak, że ważnym uzupełnieniem tych informacji o charakterze praktyczno-technicznym powinno być pogłębione spojrzenie na procesy fizyczne leżące u podstaw radiografii komputerowej. Zrozumienie zjawisk fizycznych zachodzących w luminoforowych płytach obrazowych pozwala na lepszą ocenę możliwości i ograniczeń radiografii komputerowej a także właściwą interpretację parametrów systemów CR podawanych przez ich producentów.

W poniższym artykule skoncentrowano się na podstawach fizycznych radiografii CR na luminoforowych płytach obrazowych. Należy podkreślić, że radiografia komputerowa na płytach obrazowych różni się w istotny sposób od radiografii cyfrowej na płaskich detektorach typu DDR. Radiografia CR bardziej przypomina radiografię tradycyjną, w której błona radiograficzna zastąpiona została przez płytę obrazową IP zaś proces wywołania radiogramu przez proces jego odczytu w czytniku CR. Podstawową zasadą obu tych metod jest zapis obrazu utajonego na detektorze (odpowiednio na błonie radiograficznej lub płycie luminoforowej) w czasie ekspozycji a następnie jego odczyt z tego detektora w odpowiednim procesorze. W odróżnieniu od tego w systemach DDR obraz radiograficzny dostępny jest w czasie rzeczywistym. Podstawowym ograniczeniem detektorów DDR jest jednak ich wielkość oraz delikatna konstrukcja, która często uniemożliwia ich wykorzystanie w praktyce

przemysłowej. Dotyczy to zwłaszcza badań prowadzonych w trudnych warunkach terenowych lub w warunkach ograniczonego dostępu do badanych elementów.

## 2. BUDOWA PŁYTY OBRAZOWEJ IP

Detektorem promieniowania w radiografii komputerowej CR jest pamięciowa luminoforowa płyta obrazowa określana w skrócie płytą IP. Podstawowy schemat budowy takiej płyty przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Schemat budowy pamięciowej luminoforowej płyty obrazowej IP.

Warstwa ochronna płyty IP ma za zadanie ochronić podstawową warstwę luminoforową przed uszkodzeniem mechanicznym oraz wpływem wilgoci. Konieczność ochrony warstwy luminoforowej przed uszkodzeniem mechanicznym wynika z faktu, że nawet niewielkie uszkodzenia powierzchni (np. zarysowania) będą widoczne na cyfrowym radiogramie jako artefakty utrudniające prawidłową interpretację wskazań. Konieczność ochrony luminoforu przed wilgocią wynika z kolei z tego, że kryształki  $\text{BaFBr}_{(1-x)}\text{I}_x$  będące jego podstawowym składnikiem ulegają szybkiemu rozkładowi pod wpływem wody. Jednocześnie warstwa ochronna musi mieć możliwie małą grubość (4 do 10  $\mu\text{m}$ ) tak aby nie blokowała elektronów wytworzonych w przedniej okładce metalowej, która bywa stosowana z płytą IP podczas naświetlania w celu poprawy jakości obrazu. Drugim powodem minimalizacji grubości warstwy ochronnej jest dążenie do zredukowania efektu *halo* występującego przy odczytywaniu płyty za pomocą zogniskowanej wiązki laserowej.

Warstwa luminoforowa współczesnych płyt IP wykonana jest z drobnych kryształków  $\text{BaFBr}_{(1-x)}\text{I}_x:\text{Eu}^{2+}$  połączonych polimerowym spoiwem, którym może być nitroceluloza, poliester, akryl lub poliuretan. Zawartość Jodu (I) w roztworze stałym kryształów  $\text{BaFBr}_{(1-x)}\text{I}_x$  wynosi zazwyczaj  $x=0,15$ . Ze względu na wyższą liczbę atomową Jodu zastąpienie części atomów Bromu (Br) przez Jod (I) podwyższa czułość luminoforu na promieniowanie rentgenowskie. Z drugiej strony zawartość Jodu musi być ograniczona z uwagi na wyższą wrażliwość kryształów z Jodem na wpływ wilgoci. Stosowana w praktyce wartość  $x=0,15$  stanowi pewien kompromis dodatkowo uzasadniony faktem, że kryształy  $\text{BaFBr}_{0,85}\text{I}_{0,15}$  są lepiej dostosowane do stymulacji za pomocą laserów półprzewodnikowych niż trójskładnikowe kryształy  $\text{BaFBr}$  bardziej kompatybilne z laserami He-Ne o nieco mniejszej długości fali.

Typowy średni rozmiar kryształków warstwy luminoforu wynosi 4-5  $\mu\text{m}$ . Im mniejsza wielkość kryształków tym wyższa rozdzielczość przestrzenna oraz mniejszy szum strukturalny obrazu radiograficznego jaki można uzyskać z płyty. Bardzo istotna jest też jednorodność składu oraz grubości warstwy luminoforowej. Czynniki te warunkują uzyskanie równomiernej czułości płyty IP na całej powierzchni. Wagowy stosunek fazy krystalicznej do fazy spoiwa w luminoforze płyty IP wynosi zazwyczaj 8:1. Dodatkowo, w niektórych typach

płyt IP zoptymalizowanych do zastosowań w radiografii komputerowej wysokiej rozdzielczości (CR-HR), do spoiwa dodaje się specjalny niebieski barwnik mający ograniczyć rozpraszanie promieniowania laserowego podczas skanowania powierzchni płyty IP. Barwnik ten charakteryzuje się tym, że pochłania czerwone promieniowanie laserowe nie pochłaniając jednocześnie niebieskiego promieniowania luminescencyjnego. Pochłanianie promieniowania PSL prowadziłoby bowiem do obniżenia czułości płyty bez istotnego podwyższenia jej rozdzielczości przestrzennej.

Grubość warstwy luminoforowej płyty IP jest podstawowym parametrem, który decyduje o czułości płyty IP na promieniowanie oraz jej rozdzielczości przestrzennej. Czym większa grubość aktywnego luminoforu tym wyższa czułość płyty na promieniowanie ale i gorsza rozdzielczość. Standardowe płyty IP stosowane w medycynie oraz w mniej wymagających zastosowaniach przemysłowych mają grubości warstwy luminoforowej w zakresie 300-370  $\mu\text{m}$ . W płytach wysokiej rozdzielczości - IP-HR grubości warstwy luminoforu są znacznie mniejsze i wynoszą od 130 do 150  $\mu\text{m}$ .

Bezpośrednio pod warstwą luminoforową płyty IP znajduje się warstwa antyodblaskowa, której podstawowym zadaniem jest pochłanianie promieniowania laserowego skanującego powierzchnię płyty. Podobnie jak obecność niebieskiego barwnika w warstwie luminoforowej pomaga to w ograniczeniu rozpraszania promieniowania laserowego w luminoforze i redukuje efektywną średnicę obszaru odczytu. W zależności od rodzaju płyty warstwa antyrefleksyjna może pochłaniać lub odbijać niebieskie promieniowanie powstające w wyniku fotostymulowanej luminescencji. Warstwa antyrefleksyjna pochłaniająca promieniowanie PSL poprawia nieco rozdzielczość przestrzenną płyty jednak kosztem jej czułości. Warstwa antyodblaskowa odbijająca promieniowanie luminescencyjne niemal dwukrotnie powiększa liczbę fotonów PSL wychodzących na powierzchnię płyty i tym samym prowadzi do proporcjonalnego podwyższenia jej czułości.

Pod warstwą antyrefleksyjną znajduje się warstwa podłożowa mająca za zadanie zapewnić mechaniczną wytrzymałość i spójność całej płyty. Warstwa podłożowa ma grubość rzędu 0,5 mm i wykonana jest z tworzywa sztucznego na bazie poliestru. Cała struktura płyty IP jest wystarczająco elastyczna i wytrzymała aby można było dopasowywać ją do krzywizny badanego obiektu w podobny sposób jak robi się to w przypadku standardowych błon rentgenowskich.

Płyty obrazowe IP są czułe na światło widzialne w mniejszym stopniu niż błony rentgenowskie jednak podobnie jak one powinny być pakowane w zaciemnionym pomieszczeniu do światłoszczelnych kopert lub kaset. Ochrona przed światłem jest szczególnie istotna po wykonaniu ekspozycji radiograficznej gdyż naświetlenie płyty światłem widzialnym prowadziłoby do osłabienia lub nawet całkowitego wymazania zapisanego na płycie obrazu utajonego.

### 3. ZJAWISKO FOTOSTYMULOWANEJ LUMINESCENCJI

Podstawą radiografii komputerowej CR jest złożone i stosunkowo niedawno odkryte zjawisko *fotostymulowanej luminescencji*, w skrócie PSL. Przed właściwym omówieniem tego zjawiska należy przypomnieć, że efekt o podobnym charakterze nazywany *fluorescencją* wykorzystywany był od dawna w luminoforach stosowanych w tradycyjnej fluoroskopii medycznej i przemysłowej. Efekt fluorescencji polega na tym, że luminofor emituje światło widzialne pod wpływem padającego na niego promieniowania rentgenowskiego. W klasycznej fluoroskopii światło emitowane jest natychmiast po pochłonięciu przez luminofor promieniowania rentgenowskiego. W luminoforach stosowanych w radiografii CR światło luminescencyjne emitowane jest dopiero po dodatkowej stymulacji luminoforu za pomocą promieniowania laserowego. Oznacza to, że luminofor taki może przez pewien czas przechowywać (pamiętać) obraz radiograficzny wytworzony w nim podczas ekspozycji



Liczba elektronów uwięzionych w centrach  $F(Br^{-1})$  jest wprost proporcjonalna do dawki promieniowania rentgenowskiego pochłoniętego przez kryształ podczas ekspozycji. W tym miejscu należy zauważyć, że w procesie jonizacji kryształu (efekt fotoelektryczny wewnętrzny), w którym elektron zostaje przeniesiony z pasma walencyjnego do pasma przewodnictwa w paśmie walencyjnym powstaje swobodna *dziura* o ładunku +1. Również dziury mogą swobodnie poruszać się po kryształach i być przechwytywane przez centra-pułapki znajdujące się w strukturze kryształu. Najczęściej przyjmuje się, że dziury zostają zatrzymane w pobliżu jonów *Europium*  $Eu^{2+}$ , którymi domieszkowany jest kryształ BaFBr. Ostatecznie w naświetlonym luminoforze płyty IP tworzy się obraz utajony w postaci rozkładu uwięzionych elektronów i dziur, które nie mogą samodzielnie wydostać się ze swoich pułapek. Wytworzony w ten sposób stan luminoforu stopniowo zanika jednak zapisany obraz może być skutecznie odczytany jeszcze po kilkudziesięciu godzinach po naświetleniu.

Proces odczytu obrazu utajonego zapisanego w luminoforze płyty IP polega na dostarczeniu dodatkowej energii (2,1 – 2,5 eV) elektronom uwięzionym w F- centrach tak aby mogły przejść do stanu wzbudzonego, który wskutek szybkiej relaksacji sieciowej staje się stanem RES czyli stanem luźno związanym z macierzystym F-centrum. Stan ten leży na poziomie energetycznym zaledwie o 35 meV niższym od pasma przewodnictwa (patrz rys. 3). Energia potrzebna do przeniesienia elektronu do stanu RES może być dostarczona np. przez promieniowanie laserowe wytworzone przez laser gazowy He-Ne ( $\lambda=633$  nm) lub półprzewodnikowy ( $\lambda=680$  nm).

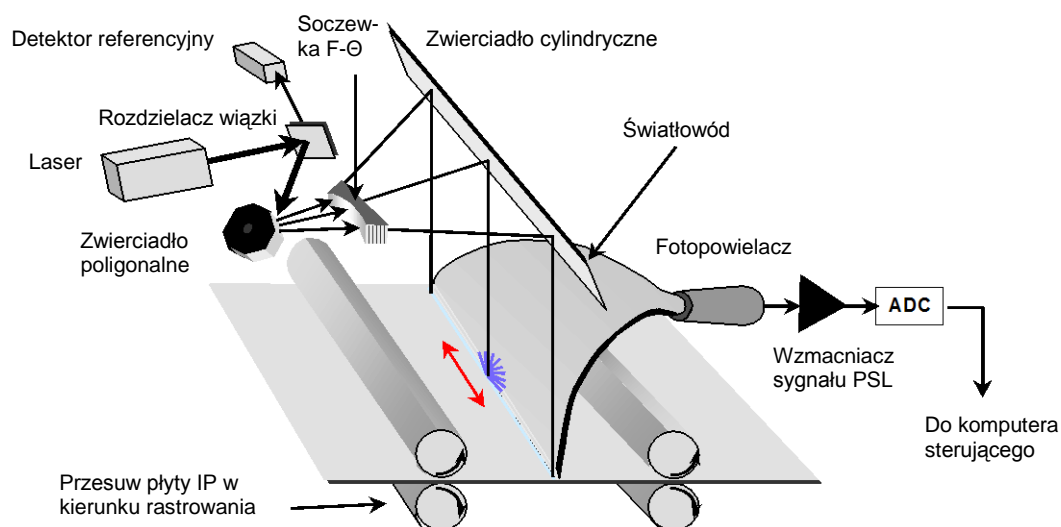
Po wzbudzeniu uwięzionego elektronu do luźno związanego stanu RES mogą wystąpić 3 alternatywne zdarzenia: 1) przeniesienie elektronu do pasma przewodnictwa wskutek wzbudzenia termicznego i przechwycenie go przez znajdujące się na jego drodze centrum  $Eu^{2+}$ -dziura, 2) bezpośrednie tunelowanie elektronu do pobliskiego centrum  $Eu^{2+}$ -dziura, 3) powrót elektronu do stanu podstawowego F-centrum z emisją fotonu promieniowania podczerwonego. Dwa pierwsze zdarzenia prowadzą ostatecznie do tego samego efektu czyli spotkania a następnie anihilacji pary elektron-dziura z przekazaniem powstałej energii do znajdującego się w pobliżu jonu  $Eu^{2+}$ . Energia ta zużyta zostaje na wzbudzenie jonu  $Eu^{2+}$  do wyższego (+3,2 eV) stanu energetycznego. Czas życia tego stanu wzbudzonego jest bardzo krótki ( $\tau = 0,7 \mu s$ ) po czym następuje relaksacja jonu  $Eu^{2+}$  do stanu podstawowego połączona z emisją fotonu o długości fali  $\lambda=390$  nm (kolor niebieski). Liczba fotonów fotostymulowanej luminescencji emitowanych z określonego obszaru luminoforu podczas jego odczytu jest proporcjonalna do liczby uwięzionych w nim par elektron-dziura a ta z kolei do dawki promieniowania pochłoniętej w tym obszarze. Tym samym natężenie emisji fotonów PSL jest miarą intensywności obrazu radiograficznego zarejestrowanego na płycie IP.

Ważną i ciągle nie do końca wyjaśnioną kwestią pozostaje ustalenie w jaki sposób w kryształach powstają defekty punktowe dające początek centrów typu F. Według jednej z teorii defekty punktowe istnieją w kryształach przed napromieniowaniem a efektem oddziaływania promieniowania rentgenowskiego jest jedynie zapełnienie ich wzbudzonymi elektronami. Jednak teorii tej nie potwierdziły doświadczenia mierzące do kontrolowanego wytwarzania defektów w kryształach jonowych. Natężenie fotostymulowanej luminescencji okazywało się praktycznie niezależne od wstępnego zdefektowania kryształów. Druga teoria, zaproponowana przez Itoha i von Seggera [7,8], zakłada, że defekty punktowe i centra barwne typu F powstają w kryształach dopiero wskutek naświetlenia go promieniowaniem rentgenowskim. Postulowany mechanizm tego procesu jest następujący. Wytworzone w wyniku jonizacji swobodne elektrony i dziury spotykają się w kryształach tworząc tzw. ekscytyny czyli związane ze sobą pary ładunku dodatniego i ujemnego, które mogą przez pewien czas przemieszczać się w kryształach. Ostatecznie jednak, w wyniku anihilacji takiej pary, wyzwolana jest stosunkowo duża energia, która zużywana jest na wybicie jonu  $Br^{-1}$  ze

swego regularnego położenia w sieci przy pozostawieniu w opuszczonym węźle jego jednego elektronu. W ten sposób powstaje defekt punktowy zapełniony elektronem czyli gotowe centrum typu F.

#### 4. ODCZYT OBRAZU UTAJONEGO Z PŁYT IP

Praktyczne wykorzystanie opisanego mechanizmu fotostymulowanej luminescencji do odczytu obrazów radiograficznych z płyt IP wymaga zastosowania zaawansowanego urządzenia technicznego jakim jest laserowy czytnik CR. Ogólny schemat takiego urządzenia pokazano na rys.4.



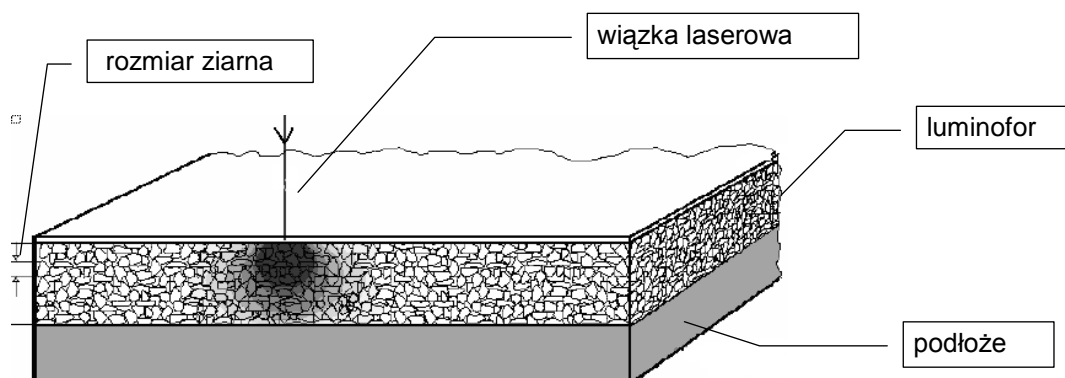
Rys. 4. Schemat odczytu obrazu utajonego w czytniku CR.

Odczytywanie obrazu polega na skanowaniu powierzchni płyty promieniem laserowym punkt po punkcie i linia po linii. W czasie odczytu płyta IP transportowana jest przez mechanizm rolkowy w kierunku prostopadłym do kierunku przemieszczania się wiązki laserowej tak aby w kolejnych skanach liniowych odczytywać kolejne linie obrazu.

Laser półprzewodnikowy emituje skolimowaną wiązkę promieniowania o średnicy ok. 1 mm, która pada na zwierciadło półprzepuszczalne rozdzielającą wiązkę na dwa promienie. Jeden z nich pada na fotodiode, która stanowi detektor referencyjny monitorujący moc lasera tak aby utrzymywać ją na stałym poziomie. Drugi, silniejszy promień kierowany jest na obracające się poligonalne zwierciadło (graniastosłup ze zwierciadlanymi ścianami bocznymi) odchylające wiązkę laserową tak aby po dodatkowym odbiciu od cylindrycznego zwierciadła przemiałała całą szerokość skanowanej płyty. Pomiedzy zwierciadłem poligonalnym a cylindrycznym znajduje się soczewka typu F- $\theta$ , której zadaniem jest ogniskowanie wiązki laserowej dokładnie na powierzchni skanowanej płyty. Specjalna konstrukcja soczewki F- $\theta$  zapewnia, że ogniskowanie jest utrzymywane na całej szerokości skanowanej płyty pomimo tego, że długość drogi wiązki laserowej zmienia się w funkcji odległości od środka płyty.

Średnica skanującej wiązki laserowej na powierzchni płyty wynosi, w zależności od typu czytnika, od 25 do 100  $\mu\text{m}$ . W tym miejscu należy zauważyć, że redukcja średnicy

plamki laserowej poniżej 50  $\mu\text{m}$  nie prowadzi do istotnego podwyższenia rozdzielczości obrazu radiograficznego odczytywanego z obecnie dostępnych płyt IP. Wyjaśnienie tego faktu pokazano na rys. 5.



Rys. 5. Rozpraszanie wiązki laserowej w warstwie luminoforowej płyty IP.

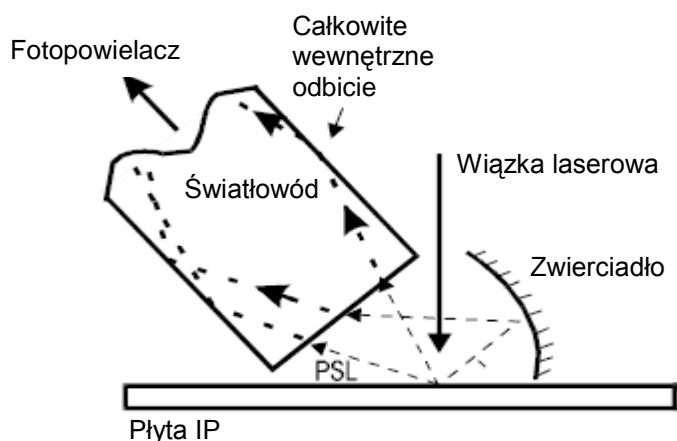
Warstwa luminoforowa płyty IP składa się z wielu drobnych kryształków  $\text{BaFBr}_{0.85}\text{I}_{0.15}:\text{Eu}^{2+}$  rozmieszczonych w sposób przypadkowy w organicznym spoiwie polimerowym. Padając na taki układ światło lasera załamuje się i odbija w różnych kierunkach penetrując obszar luminoforu znacznie szerszy niż wynikałoby to ze średnicy wiązki na powierzchni płyty. Oznacza to, że wielkość obszaru pobudzonego do luminescencji, z którego odczytywany jest sygnał pojedynczego piksela, zdeterminowana jest głównie przez efekt rozpraszania światła laserowego w warstwie luminoforowej. Tak więc samo zmniejszanie średnicy padającej wiązki laserowej bez jednoczesnego zastosowania płyt IP o proporcjonalnie podwyższonej rozdzielczości nie spowoduje poprawy rozdzielczości uzyskiwanych radiogramów.

Szybkość skanowania płyty IP nie może być zbyt duża z uwagi na fakt, że obszar luminoforu pobudzony do emisji promieniowania PSL światłem laserowym emituje to promieniowanie jeszcze przez pewien czas po naświetleniu. Czas połowicznego zaniku fotostymulowanej luminescencji w kryształach  $\text{BaFBr}_{(1-x)}\text{I}_x:\text{Eu}^{2+}$  wynosi  $\tau = 0,7 \mu\text{s}$ . Oznacza to, że dla pełnego odczytu sygnału z pojedynczego piksela, w taki sposób aby nie nakładał się on na sygnały pochodzące z sąsiadujących pikseli, potrzebny jest czas przebywania wiązki laserowej nad jego obszarem wynoszący przynajmniej 4  $\mu\text{s}$ . Czas ten limituje całkowity czas skanowania płyty IP w sposób niezależny od technicznej doskonałości urządzenia skanującego. Przykładowo dla radiogramu cyfrowego o rozmiarze 2000x2000 pikseli minimalny czas skanowania nie może być krótszy niż ok. 16 sekund. Oznacza to również, że stosowanie zbyt wysokich rozdzielczości skanowania bez wyraźnej potrzeby jest niekorzystne z powodu znacznego wydłużenia czasu skanowania płyty.

Skuteczny odczyt obrazu utajonego zapisanego w luminoforze płyty IP wymaga zarejestrowania możliwie dużej liczby fotonów promieniowania luminescencyjnego wygenerowanego przez stymulującą wiązkę laserową. W tym celu stosuje się specjalne światłowody oraz zwierciadła mające za zadanie zebrać niemal wszystkie fotony PSL opuszczające powierzchnię skanowanej płyty.

Schemat układu optycznego stosowanego do tego celu pokazano na rys. 6. Część fotonów PSL wychodzących z płyty IP trafia bezpośrednio do wejścia światłowodu wykonanego z przezroczystego tworzywa sztucznego, który dostarcza je do okienka fotopowielacza. Część fotonów opuszczających płytę IP w innych kierunkach odbija się od

specjalnego zwierciadła i także trafia w aperturę światłowodu. Zarówno czoło światłowodu jak i zwierciadło muszą znajdować się bardzo blisko powierzchni skanowanej płyty w celu zapewnienia wysokiej efektywności układu.



Rys. 6. Rejestracja fotonów PSL generowanych przez skanującą wiązkę laserową w luminoforze płyty IP.

Światłowód transportujący fotony PSL z powierzchni płyty do wejścia fotopowielacza ukształtowany jest w taki sposób, że od strony płyty ma przekrój wydłużonego prostokąta o długości odpowiadającej długości linii skanowania (patrz rys. 4) natomiast od strony fotopowielacza ma przekrój kołowy odpowiadający średnicy okienka wejściowego fotopowielacza. Zmiana przekroju światłowodu pomiędzy końcami oraz cała jego trajektoria musi być precyzyjnie zaprojektowana tak aby zminimalizować straty transportowanego promieniowania wynikające z wewnętrznych odbić pod kątami mniejszymi od kąta krytycznego (niecałkowite wewnętrzne odbicie).

Drugim poważnym wyzwaniem technicznym związanym z detekcją niebieskiego promieniowania luminescencyjnego jest fakt, że liczba fotonów PSL emitowanych z luminoforu płyty IP jest śladowo mała w porównaniu z liczbą fotonów promieniowania laserowego padającego na powierzchnię płyty. W typowych warunkach odczytu na jeden niebieski foton PSL przypada  $10^5 - 10^7$  czerwonych fotonów promieniowania laserowego. Oczywiście tylko niebieskie fotony PSL niosą informację o zapisanym obrazie natomiast czerwone fotony promieniowania laserowego stanowią jedynie zakłócające tło. W celu maksymalnego ograniczenia wpływu promieniowania laserowego stosuje się specjalne filtry optyczne umieszczane na wejściu fotopowielacza, których zadaniem jest przepuszczenie do jego wnętrza niebieskiego promieniowania PSL oraz maksymalne zablokowanie światła czerwonego. Również odpowiedni dobór fotokatody fotopowielacza powoduje, że fotony niebieskie są rejestrowane bardziej efektywnie niż fotony czerwone.

Docierające do fotopowielacza fotony powodują wybitcie z jego fotokatody elektronów, które przyśpieszane są w silnym polu elektrycznym wytworzonym przez wysokie napięcie przyłożone do jego elektrod. Rozpędzone elektrony wybijają z przeciwległej antykatody zwiększoną liczbę elektronów, które następnie przyśpieszane są między kolejną parą elektrod. Proces ten, powtarzany w kolejnych zespołach elektrod tzw. dynodach prowadzi do wielokrotnego wzmocnienia pierwotnego prądu elektronowego przy bardzo niskim poziomie szumów. Dzięki temu, fotopowielacz potrafi mierzyć bardzo małe natężenia promieniowania fotostymulowanej luminescencji, występujące przy odczytywaniu płyt IP.



Po wzmocnieniu sygnału PSL przez fotopowielacz sygnał ten jest filtrowany a następnie zamieniany na formę cyfrową przez odpowiedni przetwornik analogowo-cyfrowy - ADC. Ze względu na dużą dynamikę rejestrowanych sygnałów PSL (rzędu  $10^5$ ) do cyfryzacji sygnału stosuje się przetworniki 14 lub 16 bitowe. Cyfrową wartość sygnału zwaną też wartością piksela lub poziomem szarości zapisuje się w formie cyfrowej tabeli zindeksowanej współrzędnymi pikseli w kierunku skanowania i rastrowania. Odczytane obrazy (radiogramy cyfrowe) mogą być poddawane dalszej obróbce cyfrowej i wyświetlane na ekranach monitorów komputerowych jako mapy bitowe.

## 7. ZAKOŃCZENIE

W artykule opisano najważniejsze podstawy fizyczne radiografii cyfrowej na pamięciowych luminoforowych płytach obrazowych, nazywanej też radiografią komputerową lub radiografią CR. Jak wynika z przedstawionego, niepełnego zresztą opisu radiografia CR oparta jest na bardzo zaawansowanych podstawach fizycznych, które w niektórych aspektach nie zostały jeszcze dostatecznie wyjaśnione.

Praktyczne wykorzystanie tych zjawisk wymagało stworzenia zaawansowanych technologicznie detektorów promieniowania (płyt IP) oraz skomplikowanych urządzeń odczytujących (czytników CR). Fakt ten przekłada się na jedno z istotnych ograniczeń spowalniających wdrażanie techniki CR do praktyki przemysłowej. Jest to niewątpliwie wysoki koszt urządzeń i materiałów eksploatacyjnych niezbędnych do jej stosowania, szczególnie w zestawieniu z kosztem urządzeń stosowanych w tradycyjnej radiografii błonowej. Dotyczy to zwłaszcza mniejszych firm i laboratoriów badań nieniszczących, w których koszty takich inwestycji zwracają się w długim okresie.

Wśród innych ograniczeń radiografii komputerowej wymienić należy:

- ograniczoną rozdzielczość przestrzenną, która jest ciągle niższa niż rozdzielczość uzyskiwana na błonach radiograficznych,
- ograniczoną żywotność płyt IP w przypadku stosowania ich w trudnych warunkach przemysłowych (wrażliwość na uszkodzenia, zanieczyszczenia i wilgoć)
- konieczność zachowania wysokich standardów fachowości przy obsłudze systemów CR oraz ocenie radiogramów przy wykorzystaniu oprogramowania komputerowego.

Z drugiej strony radiografia komputerowa posiada wiele niewątpliwych zalet, które mogą przekonać potencjalnych użytkowników do odejścia od tradycyjnej radiografii błonowej. Wymienić tutaj należy:

- szeroki zakres dynamiczny zobrazowania, który powoduje, że za pomocą jednej ekspozycji można skutecznie prześwietlać wyroby o bardzo zróżnicowanej grubości,
- krótsze czasy ekspozycji niezbędne do uzyskania radiogramów w tej samej klasie jakości,
- brak obróbki fotochemicznej i możliwość szybszego odczytu wykonanych radiogramów,
- cyfrowa forma obrazów radiograficznych i związane z tym ułatwienia dotyczące ich wyświetlania, oceniania, przesyłania i archiwizowania.

## LITERATURA

- [1] P. Descheper, Zastosowania radiografii komputerowej w badaniach nieniszczących, Krajowa Konferencja Badań radiograficznych – Popów 2005
- [2] B. Józwiak, T. Morawski, Aktualne możliwości zastosowania przemysłowej radiografii komputerowej., czasopismo Badania Nieniszczące nr 3/2006

- [3] S. Mackiewicz, Rola i znaczenie czasu ekspozycji w radiografii komputerowej, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Popów 2008
- [4] S. Mackiewicz, Ocena jakości radiogramów komputerowych – aspekty praktyczne i metodologiczne, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Stary Młyn 2012
- [5] J. Kielczyk, Przemysłowa radiografia komputerowa (CR) z użyciem płyt obrazowych według norm europejskich, Krajowa Konferencja Badań radiograficznych – Popów 2005
- [6] S. Mackiewicz, Badania złączy spawanych technikami radiografii cyfrowej w świetle wymagań normy EN ISO 17636-2, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Popów 2013
- [7] M. Thoms, H. von Seggern and A. Winnacker, Spatial correlation and photostimulability of defect centers in the x-ray-storage phosphor BaFBr:Eu<sup>2+</sup>, Physical Review B, Volume 4, Number 17, November 1991
- [8] H. von Seggern, Photostimulable X-ray Storage Phosphors: a Review of Present Understanding, Brazilian Journal of Physics, Volume 29, Number 2, June 1999
- [9] J.A. Rowlands, The physics of computed radiography., Physics in Medicine and Biology, Vol. 47, 2002.
- [10] PN-EN 14784-1 Badania nieniszczące – Radiografia przemysłowa z użyciem pamięciowych luminoforowych płyt obrazowych Część 1: Klasyfikacja systemów
- [11] PN-EN 14784-2 Badania nieniszczące – Radiografia przemysłowa z użyciem pamięciowych luminoforowych płyt obrazowych Część 2: Ogólne zasady radiograficznych badań materiałów metalowych za pomocą promieniowania X i gamma
- [12] PN-EN ISO 17636-2 Badania nieniszczące spoin – Badanie radiograficzne Część 2: Techniki promieniowania X i gamma z detektorami cyfrowymi