



# Zastosowanie dozymetrii radiofotoluminescencyjnej RPLD w dozymetrii indywidualnej i klinicznej

## Application of RPLD radio-photoluminescent dosimetry in individual and clinical dosimetry

Joanna Dudala, Olga Fałowska

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, tel. +48 (12) 617 44 24, e-mail: Joanna.Dudala@fis.agh.edu.pl

### Wprowadzenie

Rozwój medycznych metod diagnostycznych i terapeutycznych wykorzystujących promieniowanie jonizujące wiąże się z koniecznością weryfikacji bezpieczeństwa stosowania tych metod przy użyciu systemu kontroli jakości. Ważnym elementem tego systemu są pomiary dozymetryczne. Metody dozymetryczne w kontroli jakości muszą być odpowiednio dobrane ze względu na rodzaj wykonywanej procedury medycznej. Należy uwzględnić rodzaj promieniowania, a także dawki generowane w czasie procedury (techniki diagnostyczne generują zazwyczaj niższe dawki promieniowania jonizującego niż techniki terapeutyczne). W ośrodkach wykorzystujących promieniowanie jonizujące wymagane jest także monitorowanie dawek, na jakie narażony jest personel, zakres kontroli reguluje Ustawa Prawo atomowe [1] i odpowiednie akty wykonawcze do Ustawy.

Metody dozymetryczne można podzielić na aktywne i pasywne. W metodach aktywnych stosuje się detektory (należą m.in. liczniki gazowe – komory jonizacyjne, liczniki proporcjonalne,

liczniki GM lub detektory półprzewodnikowe) wymagające zasilania, natomiast wynik pomiaru jest wyświetlany na bieżąco w trakcie pomiarów. Nie wymagają one jednak dodatkowego sprzętu do odczytu dawki. Działanie detektorów pasywnych nie jest determinowane przez zewnętrzne źródła zasilania, lecz ich odczyt odbywa się po ekspozycji na promieniowanie i niezbędny jest do tego odpowiedni sprzęt. Jedną z grup dozymetrów pasywnych są dozymetry, których działanie oparte jest na zjawisku luminescencji. W zależności od metody wymuszania luminescencji rozróżniamy detektory termoluminescencyjne (TL), optoluminescencyjne (OSL) oraz radiofotoluminescencyjne (RPL) [2].

### Szklta fosforowe domieszkowane jonami srebra (RPLGD)

Szklta fosforowe wykorzystywane w dozymetrii były znane już w latach 40. ubiegłego wieku. W latach 50. zaczęto stosować metodę radiofotoluminescencyjną w pomiarach dozymetrycznych. W początkowym okresie stosowania znaczącym

436

### Streszczenie

W artykule przedstawiono zasadę działania dozymetrów radiofotoluminescencyjnych w postaci szkieł fosforowych – RPLGD oraz charakterystyczne cechy stanowiące o ich konkurencyjności w stosunku do innych metod pasywnych stosowanych w dozymetrii. Podsumowano krótko rozwój metody RPLG na przestrzeni lat oraz wskazano przykłady wykorzystania klinicznego.

**Słowa kluczowe:** dozymetria RPL, dozymetria kliniczna, dozymetria indywidualna

### Abstract

The article presents the principle of operation of radiofotoluminescence dosimeters in the form of phosphor glass – RPLGD and characteristic features that determine their competitiveness in relation to other passive methods used in dosimetry. The development of the RPLG method has been summarized and examples of clinical use have been showed.

**Key words:** RPL dosimetry, clinical dosimetry, personal dosimetry

otrzymano / received:

26.11.2019

poprawiono / corrected:

03.12.2019

zaakceptowano / accepted:

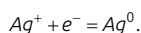
04.12.2019

ograniczeniem metody była trudność w pomiarach dawek poniżej 1 mGy. Było to spowodowane zjawiskiem występowania tzw. dawki resztkowej (z ang. *pre-dose*), czyli emisją światła luminescencji z dozymetrów, które nie były wcześniej ekspozycje na promieniowanie jonizujące. Prace nad ulepszeniem metody i zminimalizowaniem jej ograniczeń, które były prowadzone głównie w Japonii (Asahi Techno Glass Corporation – ATGC, Toshiba Corporation) oraz w Niemczech (Karlsruhe Nuclear Research Center – KNRC), zaowocowały w 1990 roku wprowadzeniem ulepszonego systemu do odczytu dawki zakumulowanej w dozymetrach RPLG [3]. Główna zmiana dotyczyła źródła wzbudającego fosforescencję, zamiast ciągłego wzbudzenia promieniowaniem ultrafioletowym badanego dozymetru RPLG zastosowano pulsowy laser UV. Dzięki temu próg detekcji obniżył się do około 10  $\mu\text{Gy}$  [4, 5]. Dozymetry RPLG są coraz chętniej wykorzystywane w dozymetrii indywidualnej i klinicznej ze względu na ich niewątpliwe zalety w porównaniu z dozymetrami TLD [6, 7, 8]. Stosuje się je głównie w Japonii (główny producent to Japońska firma Corporation Chiyoda Technol), gdzie ponad 80% pracowników zatrudnionych w warunkach narażenia na promieniowanie objętych jest monitoringiem RPLGD [5], bardzo popularne są również we Francji [9].

## Zasada działania dozymetrów radiofotoluminescencyjnych

Detekcja promieniowania jonizującego za pomocą dozymetrów radiofotoluminescencyjnych RPL jest możliwa dzięki niedoskonałościom ich budowy krystalicznej.

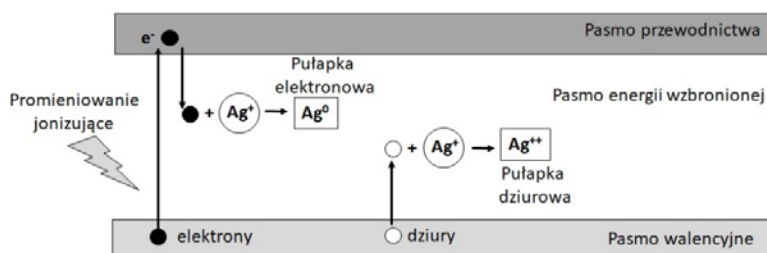
Rodzaj powstających centrów barwnych w detektorach RPL zależy od ich składu chemicznego. W przypadku napromienienia szkielet fosforowych (RPLGD) domieszkowanych jonami srebra, wybite z pasma walencyjnego elektrony są przenoszone do pasma przewodnictwa, a następnie migrując, łączą się z jonami srebra, tworząc centrum barwne zwane pułapką elektronową zgodnie z równaniem:



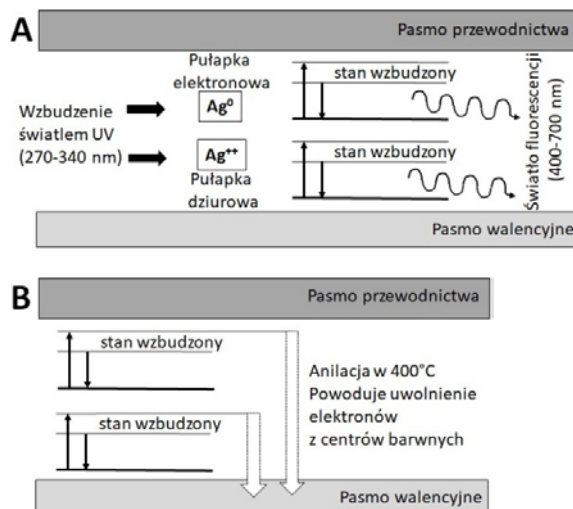
Dziury powstające w pasmie walencyjnym ( $\text{hPO}_4$  powstają, gdy  $\text{PO}_4^-$  traci jeden elektron) również migrują w pobliże pasma wzbudzonego, gdzie także łączą się z jonami srebra, tworząc dodatkowo naładowane pułapki dziurowe:



Schemat powstawania centrów barwnych w dozymetrach RPLG przedstawia rysunek 1. Poziomy energetyczne i przemiany w dozymetrach RPLG zostały pokazane na rysunku 2.



Rys. 1 Struktura energetyczna RPLGD z przedstawionym schematycznie mechanizmem powstawania centrów barwnych ( $\text{Ag}^0$ ,  $\text{Ag}^{++}$ ) pod wpływem ekspozycji na promieniowanie jonizujące  
Źródło: Opracowanie na podstawie [30].



Rys. 2 A) Schematycznie przedstawiony proces odczytu dozymetrów RPLG, B) „Resetowanie” dozymetrów RPLG w procesie anilacji  
Źródło: Opracowanie na podstawie [30].

Ekspozycja na promieniowanie jonizujące powoduje powstanie centrów barwnych w strukturze detektora. Oświetlenie światłem ultrafioletowym z zakresu 270-340 nm powoduje wzbudzenie centrów barwnych, które przechodząc do stanu podstawowego, emitują światło widzialne o długości fali od 400 do 700 nm [3, 10, 11]. Energia wzbudzenia wnoszona przez promieniowanie ultrafioletowe jest niewystarczająca do rekombinacji elektronów i dziur powstałych pod wpływem promieniowania jonizującego, dzięki czemu zostają one uwięzione w centrach barwnych dopóki materiał detektora nie zostanie poddany procesowi anilacji w temperaturze 400°C.

Materiały luminescencyjne używane do produkcji dozymetrów TL i OSL obdarzone są strukturą krystaliczną z defektami sieci, które uczestniczą w tworzeniu pułapek (elektronowych i dziurowych) charakteryzujących się określoną energią. W przypadku szkielet fosforowych materiałów, z którego powstaje detektor, jest mieszaniną nieorganicznej, bezpostaciowej substancji stałej, nieposiadającej struktury krystalicznej, stąd trudno określić, jaki jest rozkład centrów luminescencji w materiale detektora. Można jedynie ustalić model radioluminescencji na podstawie energii wzbudzenia i energii emitowanego światła widzialnego [3, 12, 13].



## Charakterystyka dozymetrów RPLG pod kątem możliwości ich zastosowań klinicznych

Dozymetry radiofotoluminescencyjne w postaci szkieł fosforowych mają szereg własności, które czynią je konkurencyjnymi w stosunku do innych typów dozymetrów pasywnych (OSLD, TLD).

Parametry, które należy wziąć pod uwagę, dobierając metodę detekcji do zastosowań klinicznych czy dozymetrii indywidualnej, to powtarzalność, zanik sygnału w czasie, zależność sygnału od dawki i energii.

Dozymetry RPLG oferowane przez największego producenta, japońską firmę Chiyoda Technol Corporation, występują w postaci szklanych cylindrów o długości od 8,5 mm do 12 mm (w zależności od typu dozymetru – GD-301, GD-302M, GD-351, GD-352M) oraz średnicy 1,5 mm, które są umieszczane w kasie ochronnej (o odpowiednio większych rozmiarach) [14, 15, 16].

Dozymetry RPLG powstają ze stopionego szkła, dzięki czemu ich indywidualne współczynniki czułości są znacznie mniejsze niż dla dozymetrów TL i OSL. Należy jednak pamiętać, że istnieje wiele czynników wpływających na proces produkcji dozymetrów szklanych RPLG, które determinują właściwości fizykochemiczne dozymetrów. Należy do nich sam proces topienia szkła, szybkość grzania i chłodzenia, obróbka termiczna, stopień czystości składników szkieł [12]. Według Oonsiri i wsp. [15] jednorodność RPLGD i powtarzalność odczytu jest na poziomie 1,5%.

Ważnym parametrem, który wpływa na poprawność wyników odczytu, jest zjawisko fadingu, czyli utraty sygnału w czasie. Na podstawie badań wskazano, że detektory RPLD wykazują najmniejszy fadings na poziomie 0,4% w porównaniu z metodami TLD (4%) i OSLD (2%) [17].

Dozymetry stosowane w procedurach klinicznych powinny wykazywać liniowość w szerokim zakresie stosowanych dawek. W przypadku zastosowań terapeutycznych, głównie wiązek wysokoenergetycznych fotonów, konieczna jest znajomość zależności sygnału od dawki, a także od energii stosowanego promieniowania. Przeprowadzone badania wskazały, że w zakresie dawek od 1 do 4 Gy detektory TLD i OSLD wykazują nadliniowość w przeciwieństwie do detektorów RPLD, które wykazują w tym zakresie podliniowość [17]. Dozymetry RPLG mogą być stosowane w szerokim zakresie dawek od 10  $\mu$ Gy do 500 Gy [18]. Zakres ten obejmuje dawki stosowane w medycynie. Dzięki temu RPLGD nadają się do weryfikacji planów leczenia w radioterapii, a także w diagnostyce. Dzięki niewielkim wymiarom efektywnej części dozymetru detektory RPLGD nadają się do pomiarów w polach charakteryzujących się wysokim gradientem dawki, np. w procedurach IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy) lub HDR (High Dose Rate Remote Afterloader). Bardzo dobrze sprawdzają się również w monitoringu indywidualnym. Badania wykazały jednak zależność sygnału od energii promieniowania dla dozymetrów RPLG [19], która nie może być pominięta. Stosunkowo duża gęstość dozymetrów RPLG (2,61 g/cm<sup>3</sup>), jak i wysoka wartość efektywnej liczby masowej ( $Z_{\text{eff}} =$

12,04) są przyczyną ich nadmiernej odpowiedzi na niskoenergetyczne fotony docierające do dozymetru w postaci promieniowania rozproszonego [11].

Szczególnie korzystną właściwością detektorów RPLD jest możliwość ich wielokrotnego odczytu. Ta cecha oraz bardzo niski stopień utraty sygnału w czasie, a także wysoka powtarzalność odczytu sprawiają, że dozymetry RPLG mogą być z powodzeniem stosowane do archiwizacji danych dotyczących naświetlania.

## Przykłady wykorzystania klinicznego dozymetrów RPLD

Dozymetria pasywna od wielu lat jest wykorzystywana w pomiarach dozymetrycznych weryfikujących poprawność działania systemów radioterapeutycznych i radiologicznych, a także w pomiarach porównawczych i audycie dozymetrycznym. Ponadto zdominowała obszar dozymetrii indywidualnej. Stosowane metody dozymetryczne muszą zapewniać właściwy odczyt zarówno w standardowych warunkach, jak i w przypadku bardziej złożonych planów leczenia. Poprawność działania systemów radioterapeutycznych jest weryfikowana przez audyty zewnętrzne, które odbywają się metodą wysyłkową przy użyciu dozymetrów pasywnych. Są one naświetlane w referencyjnych warunkach (geometria, dawka), a następnie przekazywane do ośrodka wykonującego pomiary porównawcze. Przez blisko 50 lat w procedurach audytu metodą wysyłkową dominowały detektory TLD [20, 21, 22]. W ostatnich latach wzrosło zainteresowanie detektorami OSLD i RPLD dzięki ich unikalnym cechom stanowiącym o konkurencyjności względem metody TLD. Badania porównawcze detektorów pasywnych są prowadzone na szeroką skalę przez Międzynarodową Agencję Energii Atomowej [17], jak również przez inne zespoły badawcze [15, 16, 23].


W początkowym okresie stosowania dozymetrów RPL (wczesne lata 50. XX w.) nie były one zbyt popularne ze względu na trudność pomiarów niskich dawek [3, 4, 10]. Możliwości pomiarowe dozymetrów RPL silnie zależą od składu chemicznego, etapów procesu produkcji, a także od samego systemu odczytu. Intensywne prace zaowocowały wprowadzeniem dozymetrii RPL do praktyki klinicznej. Mówiąc o dozymetrii radiofotoluminescencyjnej, należy mieć na uwadze, że kryterium przynależności do tej grupy dozymetrów jest spełnione zarówno przez materiały krystaliczne, takie jak fluorek litu, ale także amorficzne, jak szkła fosforowe. Jeden i drugi typ materiałów jest stosowany w dozymetrii, jednak ze względu na swoje właściwości, dozymetry szklane są obecnie intensywnie badane i coraz chętniej stosowane w dozymetrii klinicznej.

W pierwszych latach XXI w. dozymetry RPLGD zastosowano w radiochirurgii stereotaktycznej do pomiaru dawki – systemy Gamma Knife oraz Cyberknife [25, 26]. Dozymetry RPLGD mogą być wykorzystywane do precyzyjnych pomiarów promieniowania w małym polu. Jest to szczególnie ważne w przypadku weryfikacji planów leczenia i poprawności naświetlania guzów



mózgu [27] lub zmian znajdujących się w sąsiedztwie narządów krytycznych. Dozymetry RPLGD były również stosowane w procedurach brachyterapii, m.in. do weryfikacji dostarczonej dawki w przypadku leczenia nowotworów prostaty [28] oraz nowotworów głowy i szyi [29] metodą HDR-BT (high-dose-rate brachytherapy). RPLGD stosowano również do oceny dawki pochłoniętej w sklepieniu pochwy u ciężarnych kobiet poddanych obrazowaniu fluoroskopowemu [30]. Zakres wykorzystania detektorów pasywnych OSL, TL i RPLGD w radioterapii został szczegółowo przedstawiony przez Knežević i współautorów [11].

## Wnioski

Dozymetry radiofotoluminescencyjne w postaci szkieł fosforowych stanowią obecnie przedmiot intensywnych badań. Ze względu na swoje właściwości są konkurencyjne w stosunku do innych, pasywnych metod dozymetrycznych, takich jak TLD i OSLD. Do najważniejszych cech dozymetrów RPLG można zaliczyć możliwość wielokrotnego odczytu dawki praktycznie bez utraty sygnału, mały rozrzut czułości, możliwość pomiarów w szerokim zakresie stosowanych dawek, niewielkie rozmiary, dzięki czemu możliwy jest pomiar w polach o dużym gradientcie dawki. Należy jednak pamiętać o nadmiernej odpowiedzi dozymetrów RPLG na niskoenergetyczne fotony. Możliwości, jakie niesie ze sobą dozymetria RPLG, skutkuje rosnącym zainteresowaniem tą metodą, szczególnie w weryfikacji planów leczenia w radioterapii. 

## Literatura

1. Ustawa Prawo atomowe z dnia 29 listopada 2000 r. z późniejszymi zmianami.
2. P. Olko: *Advantages and disadvantages of luminescence dosimetry*, Radiat Meas., 45, 2010, 506-511.
3. D.Y.C. Huang and S.-M. Hsu: *Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD)* in *Advances in Cancer Therapy*, Hala Gali-Muh-tasib, IntechOpen, DOI: 10.5772/23710. 2011, Available from: <https://www.intechopen.com/books/advances-in-cancer-therapy/radio-photoluminescence-glass-dosimeter-rplgd>.
4. E. Piesch, B. Burgkhardt, M. Vilgis: *Photoluminescence dosimetry: progress and present state of art*, Radiat Prot Dosimetry, 33, 215, 1990.
5. Corporation, A.T.G., RPL glass dosimeter/Small element system Dose Ace, 2000.
6. E. Piesch, B. Burgkhardt, M. Vilgis: *Progress in Phosphate Glass Dosimetry: Experiences and Routine Monitoring with a Modern Dosimetry System*, Radiat. Prot. Dosim., 47(1-4), 1993, 409-414.
7. E. Piesch, B.B. Burgkhardt: *Photoluminescence dosimetry: the alternative in personnel monitoring*, Radioprotection, 29(1), 1994, 39-67.
8. J.H. Lee, M.S. Lin, S.M. Hsu et al., *Dosimetry characteristics and performance comparison: Environmental radiophotoluminescent dosimeters versus thermoluminescent dosimeters*, Radiation Measurements, 44, 2009, 86-91.
9. B.C. Bhatt, M.S. Kulkarni, *Worldwide Status of Personnel Monitoring using Thermoluminescent (TL), Optically Stimulated Luminescent (OSL) and Radiophotoluminescent (RPL) Dosimeters*, Int. J. Lumin and Appl, 3(1), 2013, 6-10.
10. J.A. Perry, *RPL dosimeter*, Radiophotoluminescence in Health Physics, editor Adam Hilger, Bristol 1987.
11. Ž. Knežević, L. Stolarczyk et al., *Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry*, Radiat Meas., 2013, 1-10.
12. S.M. Hsu, H.W. Yang et al., *Development and physical characteristics of novel compound radiophotoluminescent glass dosimeter*, Radiat Meas., 43, 2008, 538-541.
13. H. Kawamoto, Y. Fujimoto et al., *Analysis of radiophotoluminescence center formation mechanism in Ag-doped phosphate glasses*, Jpn. J. Appl. Phys., 57, 2018, 062401.
14. A. Hirotsawa, K. Matsubara et al.: *Properties of radiophotoluminescent glass dosimeters for computed tomography dosimetry*, Electronic Presentation Online System, European Society of Radiology, DOI: 10.1594/ecr2014/C-0391.
15. P. Oonsiri, S. Kingkaew et al.: *Investigation of the dosimetric characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeter for high-energy photon beams*, Journal of Radiation Research and Applied Sciences, 12(1), 2019, 65-71.
16. N.N. Shehzadi, J.P. Chung et al.: *Preliminary study on precision dosimetry using radio-photoluminescent glass dosimeters for future use in radiotherapy*, J Nucl Sci Technol, 6, 2019, 221-224.
17. P.E. Wesotowska, A. Cole et al.: *Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy*, Radiat Meas., 106, 2017, 556-562.
18. Chiyoda Technol Corporation, *RPL In-Vivo Dosimetry System for Medical Use*, <http://www.c-technol.co.jp/jeng/e-small>.
19. F. Araki, T. Ohno: *The response of radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon and electron beams*, Med. Phys., 41(12), 2014, 122102-1 – 122102-8.
20. J. Izewska, P. Andreo: *The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals*, Radiotherapy and Oncology, 54, 2000, 65-72.
21. J. Izewska, P. Bera, S. Vatnitsky: *IAEA/WHO TLD postal dose audit service and high precision measurements for radiotherapy level dosimetry*, Rad. Prot. Dosim., 101(1-4), 2002, 387-392.
22. J. Izewska, P. Andreo et al.: *The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy: a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries*, Radiation and Oncology, 69, 2003, 91-97.
23. J.H. Lee, M.S. Lin et al.: *Dosimetry characteristics and performance comparison: Environmental radiophotoluminescent glass dosimeters versus thermoluminescent dosimeters*, Radiat Meas., 44, 2009, 86-91.
24. S.M. Hsu, H.W. Yang et al.: *Comparison on characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters and thermoluminescent dosimeters*, Radiat Prot Dosim., 119(1-4), 2006, 327-331.
25. F. Araki, T. Ikegami et al.: *Measurements of Gamma-Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and diode detector*, Med. Phys., 30(8), 2003, 1976-1981.
26. F. Araki, N. Moribe et al.: *Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass rod detector in high-energy photon beams from a linear accelerator and Cyber-Knife*, Med. Phys., 31, 2004, 1980-1986.
27. F. Araki, T. Ishidoya et al.: *Application of radiophotoluminescent glass plate for small field dosimetry*, Med. Phys., 32, 2005, 1548-1554.
28. S.M. Hsu, Ch.Y. Yeh et al.: *Clinical application of radiophotoluminescent glass dosimeter dose verification of prostate HDR procedure*, Med. Phys., 35(12), 2008, 5558-5564.
29. T. Nose, M. Koizumi et al.: *In vivo dosimetry of high-dose-rate brachytherapy: study on 61 head-and-neck cancer patients using radio-photoluminescence glass dosimeter*, Int. J Radiat Oncol Biol Phys., 61, 2005, 945.
30. A.L. Mennin: *Clinical applications of radiophotoluminescence (RPL) dosimetry in evaluation of patient radiation exposure in radiology, determination of absorbed and effective dose*, Acta Universitatis Ouluensis D Medica, 1265, 2014.