



Praca poglądowa/Review paper

## Wprowadzenie opartego o obrazy transit-EPID rozszerzenia istniejącego protokołu IGRT

### *Implementation of a based on transit-EPID images enhancement to an existing IGRT protocol*

Patrycja Borowska<sup>1</sup>, Marta Paluszyńska<sup>1</sup>, Urszula Sobocka-Kurdyk<sup>2</sup>,  
Sandra Kubicka<sup>2</sup>, Magdalena Peszyńska-Piorun<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Kalisz, Polska

<sup>2</sup>Zakład Radioterapii III, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Kalisz, Polska; Wydział Nauk o Zdrowiu, Akademia Kaliska, Kalisz, Polska

<sup>3</sup>Zakład Planowania Radioterapii, Wojewódzkie Wielospecjalistyczne Centrum Onkologii i Traumatologii im. M. Kopernika, Łódź, Polska

#### Streszczenie

Standardem klinicznym stało się stosowanie dostępnych systemów obrazowania mega- oraz kilowoltowego do kontroli ułożenia pacjenta w pozycji terapeutycznej przed podaniem frakcji radioterapii. Realizacja protokołu leczenia pod kontrolą obrazowania (ang. Image Guided Radiotherapy, IGRT) pozwala zminimalizować niezgodności geometryczne występujące na etapie pozycjonowania pacjenta. Nie weryfikuje ona jednak prawidłowości realizacji frakcji leczenia przez akcelerator. Standardowe metody dozymetrycznej kontroli leczenia stosowane klinicznie, takie jak pojedynczy pomiar dawki in-vivo stosowany dla techniki konformalnej (ang. 3D Conformal Radiotherapy, 3DCRT) czy weryfikacja realizowalności planu leczenia przez aparat stosowana przed rozpoczęciem leczenia dla technik z modulacją intensywności wiązki nie zapewniają informacji o powtarzalności radioterapii. Odpowiedzią na potrzebę kontroli realizacji kolejnych frakcji leczenia może być zastosowanie analizy obrazów zarejestrowanych przez kasetę portalową (ang. Electronic Portal Imaging Device, EPID) podczas sesji radioterapii. Możliwe jest odtworzenie na ich podstawie zarówno dawki w wybranym punkcie ciała pacjenta, jak i zrekonstruowanie rozkładu 3D dawki dla porównania go z zaplanowanym. Wymaga to jednak stworzenia własnych algorytmów rekonstrukcyjnych lub zastosowania rozwiązań komercyjnych, co ze względu na ograniczone zasoby ludzkie lub finansowe może nie być możliwe do zrealizowania w poszczególnych ośrodkach klinicznych. Alternatywą może być uzupełnienie protokołu

Adres do korespondencji

Patrycja Borowska

Zakład Fizyki Medycznej,

Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, Polska

Telefon. +48 61????????

e-mail: [patrycja.borowska@wco.pl](mailto:patrycja.borowska@wco.pl)

IGRT przez weryfikację powtarzalności leczenia za pomocą porównania obrazów zarejestrowanych przez EPID podczas wybranych frakcji leczenia z obrazami zarejestrowanymi podczas frakcji referencyjnej. Ocenę proponowanej metody przeprowadzono dwuetapowo: zweryfikowano jej wrażliwość na wystąpienie możliwych błędów w realizacji radioterapii oraz przeprowadzono kontrolę jej działania w warunkach rzeczywistych. Wszystkie pomiary wykonane zostały z wykorzystaniem akceleratora liniowego TrueBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) wyposażonego w zintegrowany aSi EPID. W pierwszym etapie oceniono wykrywalność błędów w realizacji leczenia przez akcelerator: przeskalowania dawki oraz zmiany Dose Rate. Sprawdzeń dokonano dla pola otwartego o wymiarach 10x10cm z zastosowaniem fantomu stałego Varian Isocenter Cube. Dla pola otwartego oraz pola pochodzącego z planu IMRT zweryfikowano ponadto wrażliwość metody na wystąpienie niezgodności geometrycznych zasymulowanych poprzez przesunięcia fantomu stałego w kierunku poprzecznym, wzdłużnym oraz pionowym. W drugim etapie zastosowano proponowany algorytm dla oceny powtarzalności leczenia w grupie 15 pacjentów, spośród których 10 osób poddanych było radioterapii techniką IMRT w lokalizacjach prostaty i płuco, natomiast 5 pacjentek poddawano radioterapii piersi techniką 3DCRT. Na podstawie uzyskanych wyników pomiarów zaproponowano progi tolerancji dla proponowanej metody analizy różne dla poszczególnych technik leczenia oraz opracowano algorytm zintegrowania metody ze stosowanym dotychczas protokołem IGRT w kontroli poprawności realizacji radioterapii.

## Abstract

Verification of the patient set-up prior to the delivery of radiation treatment with the use of available kilo- and megavolt imaging systems has become clinical standard. Image Guided Radiation Therapy (IGRT) allows minimizing patient positioning uncertainties. The protocol does not verify, however, the performance of the medical accelerator which can affect the accuracy of the dose delivery. Standard means of quality assurance (QA) such as a single in-vivo dose measurement performed for conformal radiotherapy (3DCRT) or pre-treatment dosimetric verification performed for treatment plans with modulated beams do not supply information on the repeatability of the treatment. A tool useful in the quality control of subsequent treatment fractions is the analysis of the images recorded by the Electronic Portal Imaging Device (EPID) during the patient irradiation. It allows point dose or 3D dose distribution reconstruction to be compared with the planned one. The method, however, requires the ability to develop an in-house reconstruction algorithm or purchase of a commercial solution. Due to the limited human or financial resources none of these may be possible in some radiotherapy units. As an alternative, it is proposed to enhance the existing clinical IGRT protocol by the treatment repeatability control based on the comparison of the EPID images recorded during selected treatment fractions with the baseline images recorded during the fraction selected as the reference. Proposed methodology has been validated in two stages: assessment of the sensitivity of the method to the occurrence of possible treatment errors and verification of the performance of the method in real-life conditions. All of the measurements have been performed with TrueBeam linear accelerator (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) with an integrated aSi EPID. In the first stage ability to detect dose and dose rate errors has been assessed with the open 10x10cm treatment field and Varian Isocenter Cube solid phantom. Further, for the open and IMRT fields sensitivity to phantom misalignment has been validated. In the second stage the proposed methodology has been applied to assess the treatment repeatability in a group of 15 patients (IMRT – 10 patients with prostate and lung cancer, 3DCRT – 5 patients with breast cancer). Based on the obtained results, tolerance levels have been set – separate for the different treatment techniques. Finally, an algorithm integrating the existing IGRT protocol with the EPID-based repeatability control has been developed.

**Słowa kluczowe:** transit-EPID, kontrola powtarzalności radioterapii, IGRT

**Keywords:** transit-EPID, treatment repeatability control, IGRT

---

## 1. Wstęp

Protokół radioterapii pod kontrolą obrazowania (ang. Image Guided Radiotherapy, IGRT) polega na zastosowaniu systemu obrazowania opartego na zintegrowanych z akceleratorem terapeutycznym detektorze promieniowania megawoltowego (ang. Electronic Portal Imaging Device, EPID) oraz składającego się z lampy rentgenowskiej i detektora promieniowania kilowoltowego systemu obrazowania (ang. On-Board Imaging, OBI) do weryfikacji ułożenia pacjenta w pozycji terapeutycznej. Ocena ta dokonywana jest w różnych, określonych w protokole, formach przed rozpoczęciem frakcji napromieniania [1, 2]. Standardowa kontrola jakości (ang. Quality Assurance, QA) radioterapii techniką 3DCRT (ang. 3D Conformal Radiotherapy) może być realizowana podczas jednej z pierwszych frakcji napromieniania poprzez pomiar dawki wejściowej z zastosowaniem m.in. detektora półprzewodnikowego. Po uzyskaniu prawidłowego wyniku, test nie jest powtarzany [3]. Plany leczenia z modulacją intensywności wiązki (IMRT, ang. Intensity Modulated Radiotherapy) są w praktyce klinicznej weryfikowane jednorazowo, przed pierwszą frakcją leczenia, poprzez porównanie zarejestrowanych przez EPID map fluencji dla poszczególnych pól planu z mapami wygenerowanymi przez system planowania leczenia (ang. Treatment Planning System, TPS) w postaci PDIP (ang. Portal Dose Image Prediction). Metoda ta pozwala ocenić realizowalność planu leczenia przez akcelerator [4]. Żadne z wymienionych narzędzi kontroli jakości nie dostarcza jednak informacji na temat powtarzalności realizacji leczenia podczas napromieniania. Zarówno niezgodności geometryczne, które mogą być wychwycone, choć nie w pełni wyeliminowane, dzięki stosowaniu protokołu IGRT, jak i błędy w realizacji danej frakcji leczenia przez akcelerator (które mogą zostać niewykryte w pojedynczym pomiarze dawki in-vivo czy w weryfikacji przed rozpoczęciem leczenia) mogą rzutować na dawkę zdeponowaną w pacjencie, a więc na skuteczność jak i toksyczność terapii [5]. Coraz bardziej skomplikowane techniki napromieniania wymagają coraz bardziej zaawansowanych narzędzi kontroli ich realizacji. Ze względów bezpieczeństwa rekomendowane, a w niektórych państwach obowiązkowe, staje się weryfikowanie in-vivo realizacji radioterapii dla każdego pacjenta [6]. Ta forma kontroli jakości realizacji technik dynamicznych stanowi jedno z wyzwań współczesnej dozymetrii. Od lat zespoły badawcze na całym świecie opracowują własne koncepcje weryfikacji leczenia IMRT i techniką łukową (ang. Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) podczas realizacji frakcji radioterapii. W tym celu często stosowana jest rejestracja obrazów przez kasetę portalową (EPID) w trakcie napromieniania pacjenta. Proponowane koncepcje obejmują zarówno rekonstrukcję punktową dawki, jak i odtworzenie 2D lub 3D rozkładu dawki w pacjencie [5, 7, 8, 9]. Pozwala to ocenić, nawet w czasie rzeczywistym [10], zgodność realizacji frakcji napromieniania z planem leczenia. Wprowadzenie własnego systemu rekonstrukcji dawki jest procesem skomplikowanym, możliwym przede wszystkim w dużych ośrodkach klinicznych. Zastosowanie oprogramowania komercyjnego wymaga z kolei nakładów finansowych. Rozwiązaniem, które może być wprowadzone bez dodatkowych kosztów oraz bez konieczności tworzenia własnych algorytmów rekonstrukcji dawki jest kontrola powtarzalności realizacji radioterapii poprzez porównanie obrazów EPID zarejestrowanych podczas poszczególnych frakcji leczenia z obrazem referencyjnym, zarejestrowanym na przykład podczas pierwszej frakcji [11, 12]. Proponowane połączenie istniejącego protokołu IGRT z proponowaną strategią EPID-QA może stanowić narzędzie pozwalające zidentyfikować nieprawidłowości w realizacji radioterapii niemożliwe do wychwycenia bez zastosowania uzupełniającej oceny obrazów EPID.

## 2. Cel

Celem pracy było opracowanie rozszerzenia stosowanej klinicznie procedury IGRT opartego o obrazy rejestrowane podczas frakcji leczenia za pomocą EPID. Wprowadzenie takiej formy dodatkowej kontroli poprawności realizacji leczenia nie wymaga zakupu aparatury pomiarowej ani oprogramowania, co pozwala na zastosowanie procedury w ośrodkach o ograniczonym budżecie.

## 3. Materiał i metody

Projekt został zrealizowany z wykorzystaniem akceleratora liniowego TrueBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA), wyposażonego w zintegrowany aSi EPID 1200.

### 3.1. Ocena wrażliwości metody na możliwe błędy w realizacji radioterapii

Na wstępie zweryfikowano liniowość odpowiedzi EPID na wzrost dawki promieniowania. Miało to na celu potwierdzenie związku między liczbą CU (ang. Calibration Units), w których reprezentowany jest obraz rejestrowany przez kasetę portalową a ilością jednostek monitorowych (ang. Monitor Units, MU) promieniowania. Sprawdzono ponadto powtarzalność rejestrowanego obrazu dla pola otwartego o wymiarach 10x10cm oraz pola IMRT (pochodzącego z 7-półowego planu leczenia prostaty) w obecności fantomu stałego umieszczonego na stole terapeutycznym w osi wiązki. Oceny dokonano przeprowadzając analizę gamma dla 4 kolejno zarejestrowanych obrazów danego pola, przyjmując pierwszy pomiar za referencyjny. Dla pola otwartego o wymiarach 10x10 cm porównano testem gamma obrazy zebrane dla czasu napromieniania 160, 180, 200, 220 i 240 MU. Przyjmując obraz zarejestrowany dla 200 MU za referencyjny, oceniono wrażliwość analizowanej metody QA na błędy w leczeniu wynikające z przeskalowania dawki promieniowania. Sprawdzenia dokonano zarówno w obecności fantomu stałego w osi wiązki jak i bez obiektów osłabiających promieniowanie pomiędzy źródłem i detektorem. Przeprowadzono również ocenę wrażliwości testu na zmianę DR (ang. Dose Rate). W tym celu przyjęto obrazy zarejestrowane przez EPID dla pola otwartego o wymiarach 10x10cm i DR 600 MU/min za referencyjne, w polach testowych redukując DR do 500 i 400 MU/min.

W celu zweryfikowania wrażliwości analizowanej metody na błędy geometryczne porównano obrazy zarejestrowane przez EPID w obecności fantomu stałego umieszczonego w osi wiązki, wypozycjonowanego przy pomocy centratorów laserowych (przyjęte jako referencyjne) z obrazami zarejestrowanymi po przesunięciu fantomu w jednym z kierunków: poprzecznym, podłużnym i pionowym o 3, 5, 7 i 10 mm. Sprawdzenia dokonano zarówno dla pola otwartego jak i IMRT. Wartości przesunięć ustalono na bazie stosowanego klinicznie protokołu IGRT.

W ramach powyższego protokołu, ułożenie pacjenta w pozycji terapeutycznej kontrolowane jest, w zależności od lokalizacji leczenia, za pośrednictwem następujących technik obrazowania:

- piers: kV + MV podczas pierwszej frakcji leczenia, następnie kV poprzedzający każdą kolejną frakcję uzupełniony przez obrazowanie MV co 3 dni,
- prostata, okolica głowy i szyi (ang. Head and Neck, HaN): kV poprzedzający pierwszą i każdą kolejną frakcję leczenia, tomografia wiązką stożkową (ang. Cone Beam Computed Tomography, CBCT) przed drugą frakcją, następnie co 3 dni,
- płuco: kV przed każdą frakcją.

Zgodnie z protokołem IGRT za akceptowalne uznaje się niezgodności nieprzekraczające 7 mm. W przypadku niezgodności z zakresu 7-10 mm frakcja leczenia realizowana jest warunkowo.

Do realizacji wszystkich testów z wykorzystaniem fantomu stałego użyto fantomu sześciennego o wymiarach 5 cm x 5 cm x 5 cm Varian Isocenter Cube (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA).

### 3.2. Weryfikacja działania metody w warunkach rzeczywistych

Przeprowadzono analizę gamma obrazów zarejestrowanych przez kasetę portalową podczas realizacji wybranych frakcji leczenia 15 pacjentów poddanych radioterapii prostaty (7 pacj.), płuca (3 pacj.) i piersi (5 pacj.) porównując je do obrazów zarejestrowanych podczas frakcji referencyjnej. Zweryfikowano łącznie 916 pól: 618 IMRT, 298 3DCRT (ang. 3D Conformal RadioTherapy), dostarczone w ramach 137 frakcji leczenia (91, 46 odpowiednio: IMRT, 3DCRT).

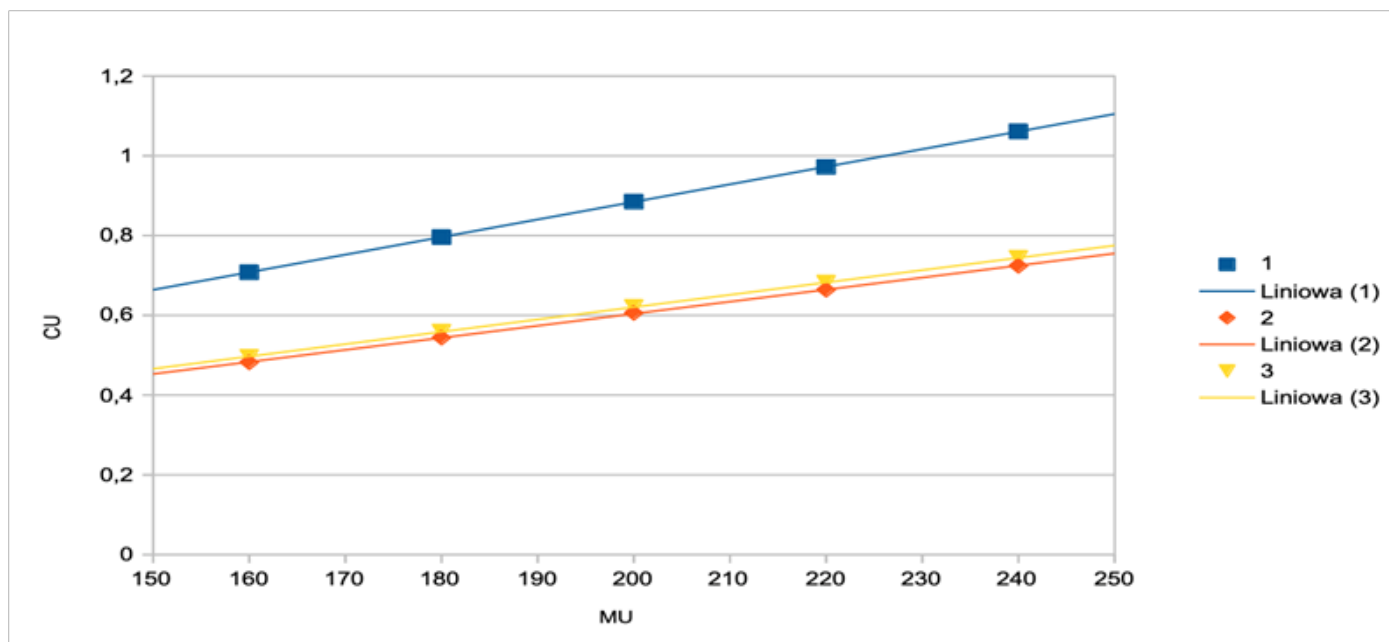
Rozkłady dawki dla wszystkich przeanalizowanych w ramach niniejszej pracy pól terapeutycznych zostały obliczone przy pomocy systemu planowania leczenia Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA).

Wszystkie analizy gamma przeprowadzono stosując kryteria 3% DD (ang. Dose Difference) i 3 mm DTA (ang. Distance to Agreement) z wykorzystaniem aplikacji Portal Dosimetry (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA). Powyższe kryterium stosowane jest klinicznie w weryfikacji pre-treatment planów leczenia techniką IMRT.

## 4. Wyniki

### 4.1. Ocena wrażliwości metody na możliwe błędy w realizacji radioterapii

Potwierdzono liniowość odpowiedzi EPID na wzrost dawki promieniowania. W testach przeprowadzonych bez obecności fantomu pomiędzy źródłem promieniowania a detektorem, dla pomiarów wykonanych w obecności fantomu: w osi wiązki oraz wykonanych w odległości 1,5 cm od osi wiązki uzyskano dla zależności odpowiedzi kasyety portalowej od dawki promieniowania wartości współczynników determinacji równe 1 każdy (ryc. 1).



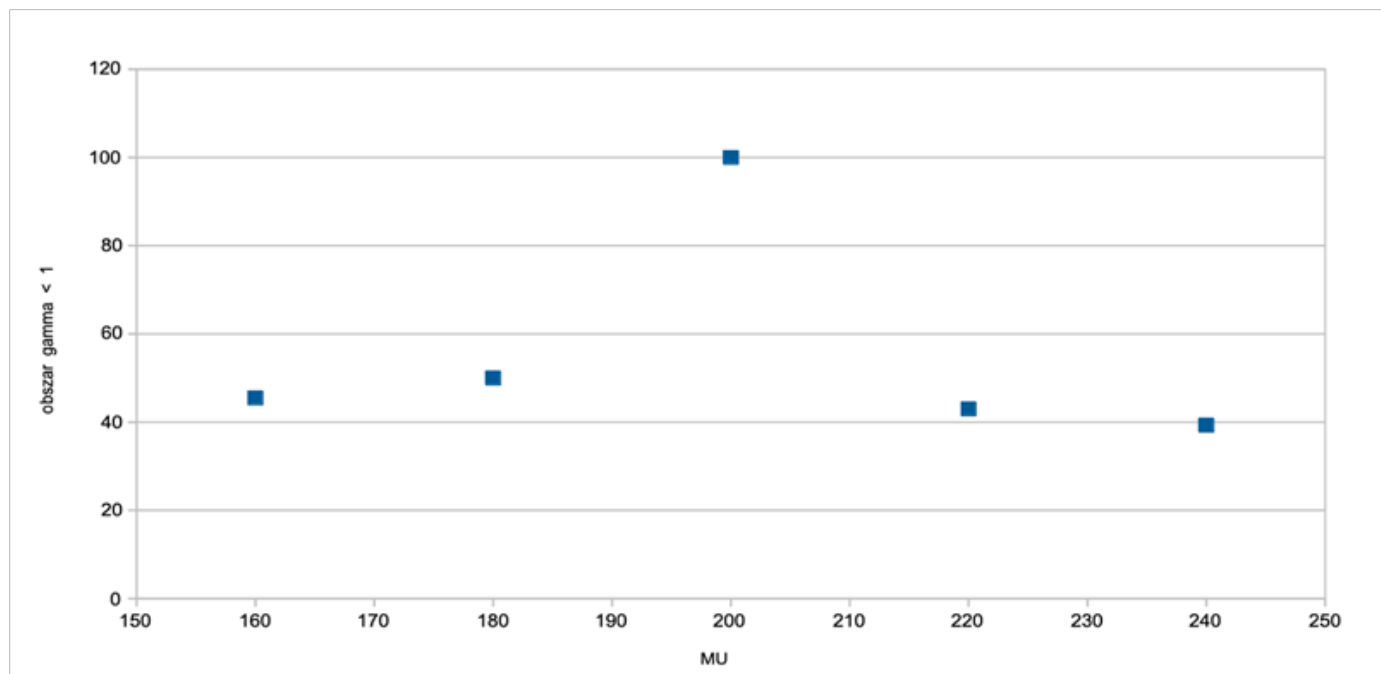
Ryc. 1. Zależność odpowiedzi kasyety portalowej wyrażonej w jednostkach kalibracyjnych (CU) na dawkę promieniowania wyrażoną w jednostkach monitorowych (MU), wyznaczona bez obecności fantomu pomiędzy źródłem promieniowania a detektorem (1), wyznaczona w osi wiązki, w obecności fantomu stałego pomiędzy źródłem promieniowania a detektorem (2), wyznaczona w odległości 1,5 cm od osi wiązki, w obecności fantomu stałego pomiędzy źródłem promieniowania a detektorem (3).

Wyniki analizy gamma przeprowadzonej w celu oceny powtarzalności odpowiedzi detektora wyniosły odpowiednio: obszar  $\gamma < 1 = 100 \pm 0\%$ ,  $\gamma_{\text{średnia}} = 0,4 \pm 0,1$ , obszar  $\gamma < 1 = 100 \pm 0\%$ ,  $\gamma_{\text{średnia}} = 0,12 \pm 0$  dla pola otwartego i IMRT.

Zmiana Dose Rate ze stosowanego klinicznie 600 na 500 oraz 400 nie została wykryta z zastosowaniem analizy gamma porównania obrazów zarejestrowanych przez kasetę portalową przy zmienionym DR z obrazami zarejestrowanymi przy DR 600. W każdym zbadanym przypadku obszar  $\gamma < 1 = 100 \pm 0\%$ .

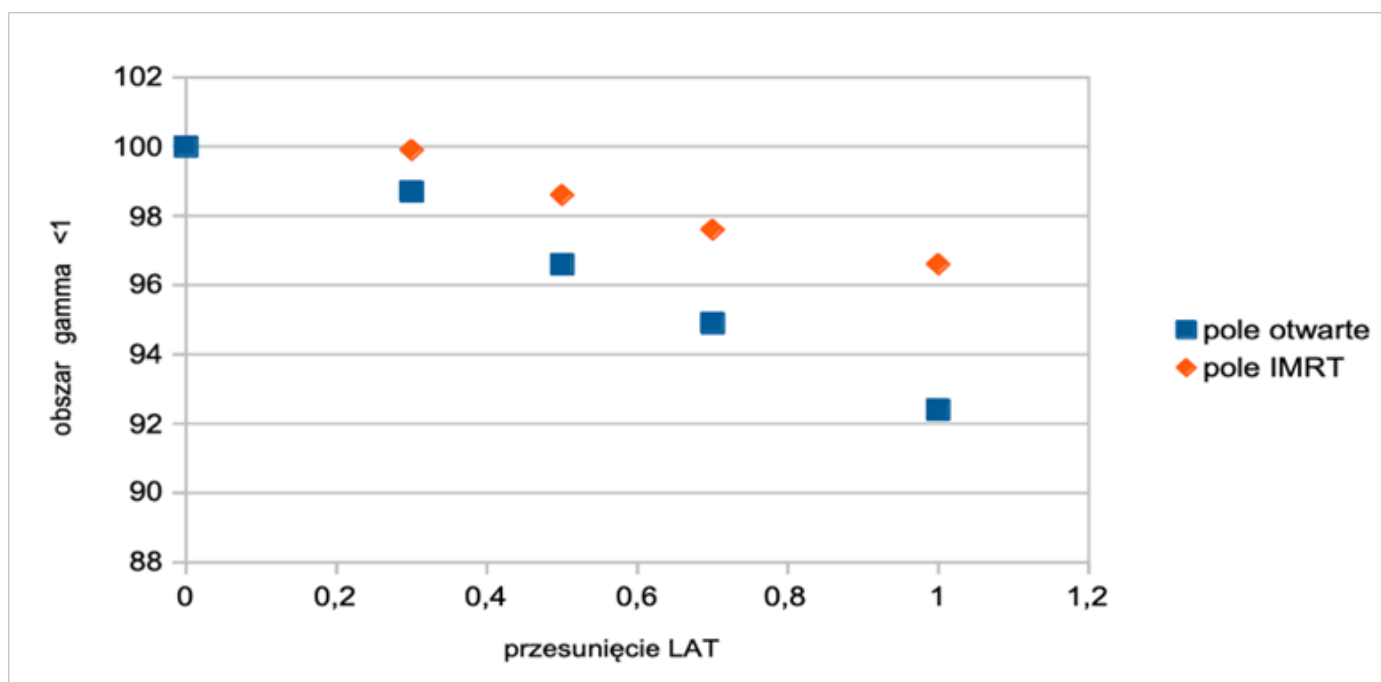
Porównanie testem gamma obrazów zebranych dla zmienianej w zakresie 160-240 liczby jednostek monitorowych promieniowania z obrazem referencyjnym zarejestrowanym dla pola otwartego przy 200 MU wykazało wrażliwość analizowanej metody na zmianę MU (ryc. 2).



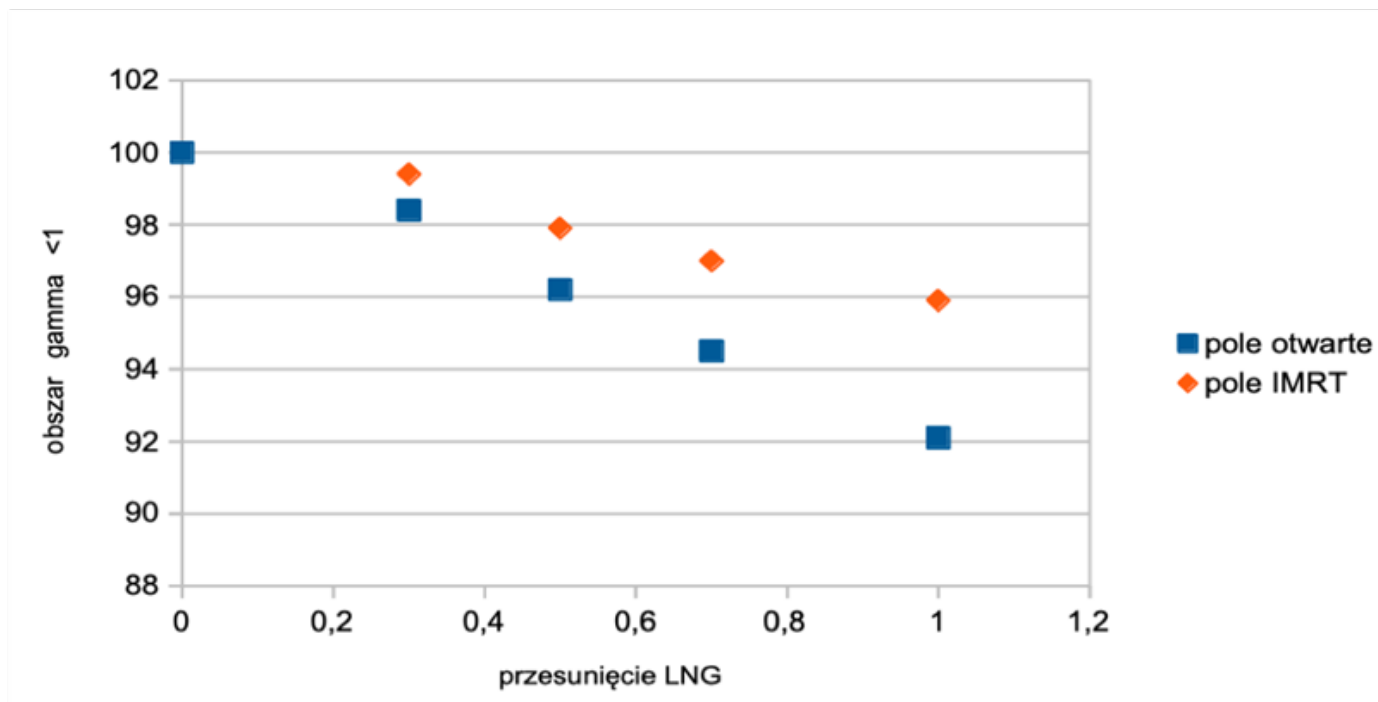


Ryc. 2. Zależność wyniku parametru obszar  $\gamma < 1$  od liczby jednostek monitorowych promieniowania dla porównania metodą analizy gamma obrazu zarejestrowanego przez EPID dla różnych wartości MU z obrazem referencyjnym zebrany dla 200 MU promieniowania.

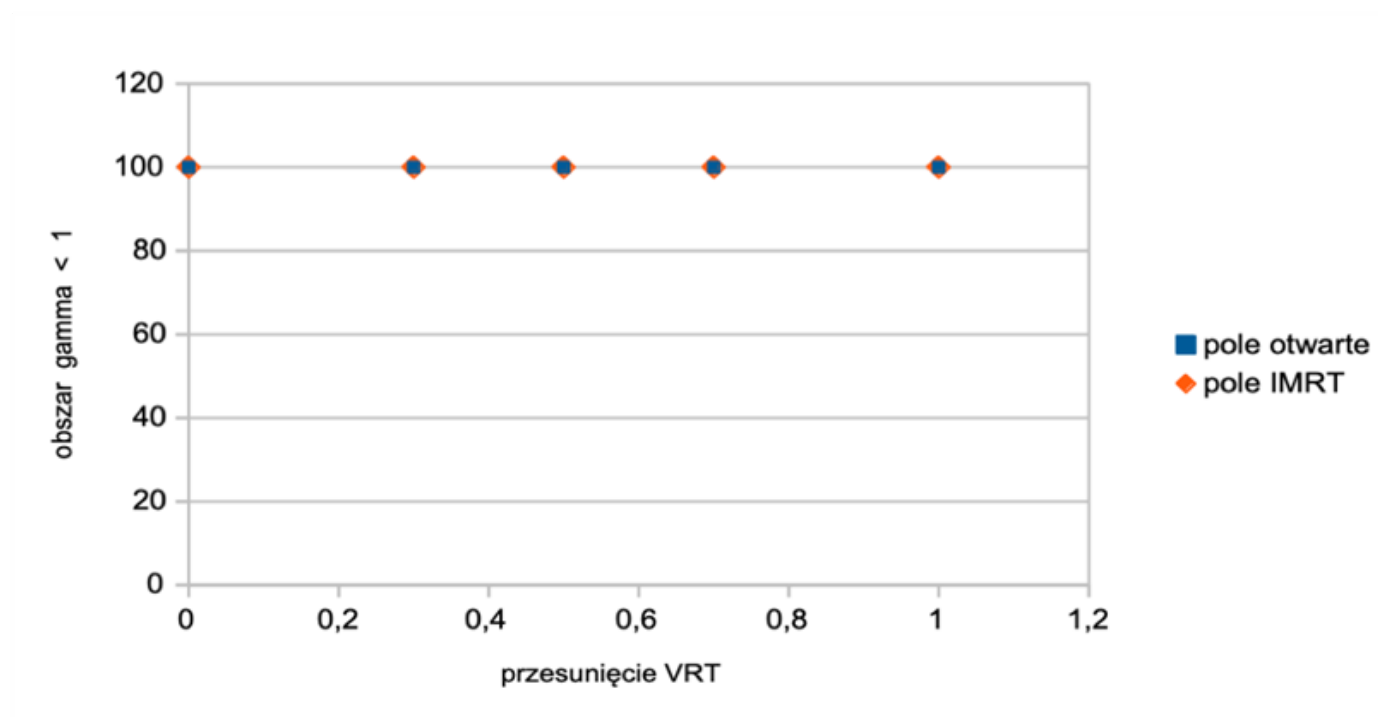
Zarówno dla pola otwartego, jak i IMRT przesunięcie fantomu stałego w zakresie 3 – 10 mm względem położenia referencyjnego w kierunkach poprzecznym (ang. LATeral, LAT) i podłużnym (ang. LoNGitudal, LNG) manifestuje się obniżeniem wartości parametru obszar  $\gamma < 1$  wraz ze zwiększaniem się przesunięcia (ryc. 3 i 4). Natomiast dla translacji w kierunku pionowym (ang. VeRTical, VRT) nie obserwuje się zależności wyniku analizy gamma od skali przesunięcia fantomu (ryc. 5).



Ryc. 3. Zależność parametru obszar  $\gamma < 1$  dla przesunięcia fantomu względem położenia referencyjnego w kierunku LAT dla pola otwartego oraz pola IMRT.



Ryc. 4. Zależność parametru obszar  $\gamma < 1$  dla przesunięcia fantomu względem położenia referencyjnego w kierunku LNG dla pola otwartego oraz pola IMRT.



Ryc. 5. Zależność parametru obszar  $\gamma < 1$  dla przesunięcia fantomu względem położenia referencyjnego w kierunku VRT dla pola otwartego oraz pola IMRT.

## 4.2. Weryfikacja działania metody w warunkach rzeczywistych

W przeprowadzonej dla grupy pacjentów analizie  $\gamma$  przyjęto wstępnie następujące progi tolerancji: obszar  $\gamma < 1 > 95\%$ ,  $\gamma_{\text{mean}} < 0,5$ . Spośród przeanalizowanych 916 pól 80 (8,7%) dało wynik analizy gamma poza przyjętymi granicami tolerancji (ang. Out Of Tolerance, OOT). 20 wyników OOT uzyskano dla pól IMRT i 60 - pól 3DCRT, co stanowi odpowiednio 3,2% i 20,13% przeanalizowanych obrazów dla każdej z technik. Wyznaczono ponadto wartości średnie dla parametru obszar  $\gamma < 1$  dla poszczególnych technik oraz lokalizacji leczenia, uzyskując następujące wyniki (tab 1, 2):

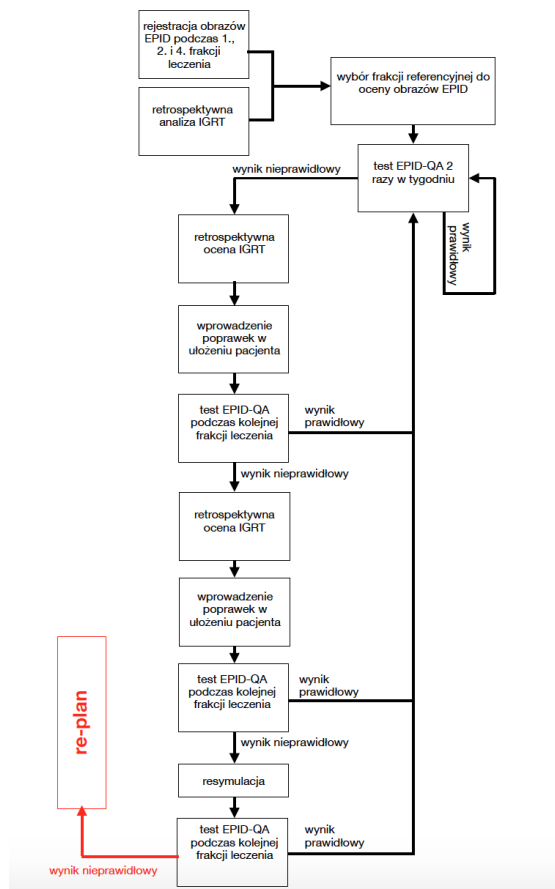
Tab. 1. Wynik analizy gamma dla poszczególnych technik napromieniania

Technika	Obszar $\gamma < 1$
3DCRT	96,47±0,2%
IMRT	99,36±0,61%

Tab. 2. Wynik analizy gamma dla poszczególnych lokalizacji napromieniania

Lokalizacja	Obszar $\gamma < 1$
prostata	99,52±0,12%
płuco	98,99±0,12%
piers	96,01±0,22%
piers/blizna z węzłami	97,17±0,17%

Efektom analizy zebranych danych było opracowanie algorytmu postępowania w postaci rozszerzenia stosowanego klinicznie schematu IGRT o weryfikację powtarzalności leczenia za pośrednictwem EPID poprzez porównanie obrazów zarejestrowanych dla wybranych frakcji leczenia z obrazem referencyjnym - test EPID-QA (ryc. 6).





Ryc. 6. Schemat zastosowania obrazów EPID (test EPID-QA) jako uzupełnienia istniejącego protokołu IGRT w celu weryfikacji powtarzalności realizacji radioterapii.

## 5. Dyskusja

Zweryfikowano, że analizowana metoda wsparcia kontroli jakości realizacji radioterapii jest wrażliwa zarówno na wykrycie błędów związanych z funkcjonowaniem akceleratora (nieprawidłowa dawka), jak i z ułożeniem pacjenta w pozycji terapeutycznej (translacje w osi poziomej). Zmiana liczby jednostek monitorowych promieniowania o 10% powoduje spadek wartości parametru obszar  $\gamma < 1$  do poniżej 50%, a zmiana 20% - poniżej niż 45,5%. Zaobserwowano, że zwiększenie liczby jednostek monitorowych w większym stopniu wpływa na wartość parametru obszar  $\gamma < 1$  niż zmniejszenie tej liczby o takiej samej skali. Zmniejszenie wartości parametru obszar  $\gamma < 1$  wraz z wzrostem wartości wprowadzonego przesunięcia jest większe dla pola otwartego niż IMRT. Najniższe wartości parametru uzyskano dla przesunięcia 1 cm w osi LNG – odpowiednio 92,1 i 95,9%.

Zauważono jednocześnie, że zaproponowana metoda analizy obrazów EPID pozostaje niewrażliwa na zmianę Dose Rate oraz przesunięcia w osi pionowej. W obu przypadkach porównanie obrazów zebranych dla pól z wprowadzonymi zmianami z obrazami dla pól niezmodyfikowanych dało wynik obszar  $\gamma < 1 = 100\%$ .

Dokonując analizy obrazów zarejestrowanych podczas napromieniowania pacjentów zaobserwowano, że przeciętna wartość wyniku analizy testu gamma dla planów 3DCRT jest wyraźnie niższa niż dla planów IMRT. Wartość ta jest bliska dolnej granicy tolerancji przyjętej wstępnie dla testu. Plany 3DCRT realizowane były w lokalizacji piersi lub piersi/blizna z węzłami chłonnymi. Analiza obrazów zarejestrowanych dla pacjentek zarówno przez kasetę portalową podczas realizacji frakcji napromieniania, jak i przez system OBI (ang. On-Board Imaging) w ramach weryfikacji ułożenia w pozycji terapeutycznej, pozwoliła zidentyfikować potencjalne przyczyny zaobserwowanych niezgodności. W przypadku pól tangencjalnych z ruchomości oddechowej i przemieszczania się obrysu piersi w polu promieniowania, co jest uwzględnione w procesie planowania leczenia poprzez zastosowanie odpowiednich marginesów pola leczenia. W polach obejmujących węzły chłonne na wynik weryfikacji wpływa widoczny w polu promieniowania element systemu unieruchomienia, którego położenie może zmieniać się w poszczególnych frakcjach, co nie jest jednoznacznym wyznacznikiem nieprawidłowego ułożenia pacjentki. Z tych powodów w przypadku radioterapii piersi liczba wyników fałszywie negatywnych może być istotnie wyższa niż dla innych lokalizacji. Dlatego też zaproponowano zmianę prognozy tolerancji dla leczenia w okolicy piersi do 90%. W przypadku przeanalizowanej grupy pacjentek spowodowało to zmniejszenie liczby wyników OOT z 60 do 8 (2,68%).

Zaobserwowano ponadto, że, szczególnie w przypadku napromieniania piersi, istotny jest dobór odpowiedniej frakcji leczenia jako referencyjnej. Nie zawsze ułożenie pacjenta podczas pierwszego seansu radioterapii jest optymalne i powtarzalne w dalszej części leczenia. Spowodowane to może być m.in. odczuwanym przez pacjenta niepokojem towarzyszącym w szczególności pierwszej frakcji leczenia. Z tego powodu w zaproponowanym protokole oceny powtarzalności radioterapii obrazy EPID rejestrowane są podczas dwóch pierwszych i czwartej frakcji leczenia w celu wyboru optymalnej frakcji referencyjnej.

## 6. Podsumowanie i wnioski

Zaobserwowanie podczas realizacji niniejszej pracy niezgodności w ułożeniu pacjentów w pozycji terapeutycznej, zaistniałych pomimo stosowania klinicznie obowiązującego protokołu IGRT może wskazywać, że protokół ten nie jest wystarczającym narzędziem kontroli jakości realizacji leczenia. Połączenie go z analizą obrazów zarejestrowanych przez EPID podczas frakcji napromieniania pozwala uzupełnić informacje na temat powtarzalności radioterapii bez narażenia pacjenta na dodatkową dawkę promieniowania.

## Bibliografia

- [1] A. J. Mundt, edited by J.C. Roeske. Image Guided Radiation Therapy: A Clinical Perspective, Shelton, United States 2011
- [2] J. Topczewska-Bruns, T. Filipowski, R. Chrenowicz, B. Pancewicz-Janczuk, E. Rożkowska. Zastosowanie

- radioterapii sterowanej obrazem (IGRT) za pomocą kilowoltowej stożkowej tomografii komputerowej (kV CBCT) w codziennej praktyce klinicznej. *Nowotwory Journal of Oncology* 2013, volume 63
- [3] A. Walewska, M. Zalewska, M. Kania, J. Rostkowska, W. Bulski, Analiza wyników kilkuletnich pomiarów dawki wejściowej metodą *in vivo* u pacjentów leczonych technikami wysokospecjalistycznymi w Zakładzie Teleradioterapii II Centrum Onkologii – Instytutu w Warszawie na Ursynowie, *Nowotwory Journal of Oncology* 2011, volume 61
- [4] K. Ślosarek, Weryfikacja realizacji technik dynamicznych w radioterapii, *Inżynier i Fizyk Medyczny*, 2013, vol. 2 nr 5
- [5] M. A. Najem, M. Tedder, D. King, D. Bernstein, R. Trouncer, C. Meehan, A. M. Bidmead In-vivo EPID dosimetry for IMRT and VMAT based on through-air predicted portal dose algorithm, *Physica Medica* 2018, vol. 52
- [6] Swedish Radiation Safety Authority, SSMFS 2018:5, Strålsäkerhetsmyndighetens författningssamling (ang: The Swedish Radiation Safety Authority's regulations and advice on medical exposures)], <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/contentassets/5ca0970e939642f68ac4b0f5adfd391a/ssmfs-20185-stralsakerhetsmyndigheten-foreskrifter-och-allmanna-rad-om-medicinska-exponeringar.pdf> (dostęp z: 11.05.2021r.)
- [7] M. D. Falco i wsp., A Feasibility Study for *in vivo* Dosimetry Procedure in Routine Clinical Practice, *Technology in Cancer Research and Treatment* 2018, vol. 17
- [8] S. Peca, D. W. Brown, W. L. Smith, A Simple Method for 2-D *In Vivo* Dosimetry by Portal Imaging, *Technology in Cancer Research and Treatment* 2017, vol. 16
- [9] E. Van Uytven i wsp., Validation of a method for *in vivo* 3D dose reconstruction for IMRT and VMAT treatments using on-treatment EPID images and a model-based forward-calculation algorithm, *Medical Physics* 2015
- [10] T. Fuangrod i wsp., Investigation of a real-time EPID-based patient dose monitoring safety system using site-specific control limits, *Radiation Oncology* 2016
- [11] M. Kruszyna-Mochalska, EPID-based daily verification of reproducibility of patients' irradiation with IMRT plans, *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 2018
- [12] A. Klimas i wsp., EPID – a useful interfraction QC tool, *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* 2019