



# Wdrożenie półautomatycznej metody weryfikacji zgodności pola promieniowania z polem symulacji świetlnej akceleratorów liniowych

## Implementation of a semi-automatic method of verification of the compliance of the radiation field with the light simulation field of linear accelerators.

Marta Paluszyńska, Urszula Sobocka-Kurdyk, Patrycja Borowska, Hubert Szweda, Krzysztof Matuszewski, Katarzyna Paciorkowska, Maksymilian Wośicki, Bartosz Pawałowski

Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 62 332 25 49, e-mail: marta.paluszynska@wco.pl

### Streszczenie

### Abstract

Zapewnienie oraz utrzymanie najwyższych standardów leczenia radioterapeutycznego wymaga realizacji szeregu testów oceniających jakość pracy akceleratora medycznego. Jednym z podstawowych wymagań procesu kontroli jakości jest przede wszystkim dbałość o poprawność wykonywania dedykowanych procedur, które umożliwiają weryfikację parametrów pracy akceleratora. Zgodnie z rozporządzeniem Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego, a także zaleceniami międzynarodowymi, jednym z kontrolowanych parametrów jest zgodność pola promieniowania z polem symulacji świetlnej. Od lat podstawową metodą oceny tej zgodności jest pomiar na filmie radioczułym.

Celem pracy było sprawdzenie, czy tradycyjna metoda może zostać z powodzeniem zastąpiona przez częściowo zautomatyzowaną procedurę opierającą się na obrazowaniu fantomu V3 Calibration Phantom (Aquilab, Lille, Francja) z wykorzystaniem kasety portalowej akceleratora medycznego (ang. *Electronic Portal Imaging Device*, EPID).

W pracy porównano obie metody, a także zbadano czułość metody fantomowej (EPID) w warunkach błędów kontrolowanych – pole promieniowania względem pola świetlnego przesunięto o 1 mm, 2 mm i 3 mm w kierunkach x, y oraz xy, a także zrotowano o 0,5°, 1° i 2°. Na podstawie otrzymanych wyników stwierdzono, że pomiar fantomowy z wykorzystaniem kasety portalowej charakteryzuje się większą dokładnością pomiarową i czułością na niewielkiej niezgodności pól, a automatyczna analiza pozyskanych obrazów pozwala zwiększyć szybkość i precyzję procesu kontroli jakości oraz wyeliminować błędy obserwatora.

Metoda zakładająca wykorzystanie kasety portalowej oraz fantomu V3 Calibration Phantom do kontroli zgodności pola promieniowania z polem symulacji świetlnej z powodzeniem może zastąpić metodę filmową i sprawić, że proces kontroli jakości medycznych akceleratorów liniowych stanie się bardziej wydajny.

**Słowa kluczowe:** kontrola jakości, dozymetria, Artiscan, zgodność pola promieniowania z polem symulacji świetlnej

Ensuring and maintaining the highest standards of radiotherapeutic treatment requires the implementation of many tests to assess the right quality of the medical accelerator's performance. One of fundamentals of the quality control process is the correct execution of dedicated procedures that enable the verification of accelerator parameters. According to the regulation of the Minister of Health on the conditions for the safe use of ionizing radiation, as well as international recommendations, one of the controlled parameters is the compliance of the radiation field with the light simulation field. For years, the basic method of assessing this compliance has been performed with a radiosensitive film.

The aim of the study was to check whether the traditional method can be replaced by a semi-automated procedure based on imaging the V3 Calibration Phantom (Aquilab, Lille, France) with the use of Electronic Portal Imaging Device (EPID).

The study compares both methods as well as investigates the sensitivity of the phantom method under controlled error conditions – the radiation field was shifted relative to the light field by 1 mm, 2 mm and 3 mm in the x, y and xy directions, and rotated by 0.5°, 1° and 2°. On the basis of results obtained, it was found that the phantom measurement with the use of EPID has higher measurement accuracy, it is sensitive even to slight field inconsistencies, and that the automatic analysis of the collected images makes the process faster, more precise and free from observer's error.

The method involving the use of EPID and the V3 Calibration Phantom to control the compliance of the radiation field with the field of light simulation can replace the film method and make the quality control process more efficient.

**Key words:** quality assurance, dosimetry, Artiscan, light and radiation field coincidence

78

otrzymano / received:

11.02.2022

poprawiono / corrected:

24.02.2022

zaakceptowano / accepted:

25.02.2022

W celu zachowania jak najwyższych standardów leczenia radioterapeutycznego należy zadbać o poprawność wykonywania szeregu procedur kontroli jakości. Jednym z ważniejszych testów kontroli jakości pracy akceleratora medycznego jest ocena zgodności pola wysokoenergetycznego promieniowania X z polem świetlnym w odległości izocentrycznej. Zgodnie z rozporządzeniem Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej, a także zaleceniami krajowymi, powinna być ona przeprowadzana przynajmniej raz na cztery miesiące, a odległość pomiędzy odpowiednimi bokami pola promieniowania i pola świetlnego nie powinna być większa niż 2 mm [1-2].

Standardową metodą oceny zgodności pola świetlnego z polem promieniowania jest pomiar na filmie radioczułym (radiograficznym lub radiochromowym) [2-4]. Opiera się ona na ręcznym zaznaczeniu boków pola świetlnego przez osobę wykonującą procedurę, zatem precyzja samego pomiaru w dużej mierze zależy od doświadczenia osoby przeprowadzającej test. Ograniczeniem tej metody może być także nieprecyzyjne wyznaczenie krawędzi pola świetlnego, które dla elementów formujących pole znajdujących się bliżej źródła światła będą mniej wyraźne i ostre. Wadą tego podejścia jest zatem umiejętność dokładnego oznaczenia krawędzi pola świetlnego, a także względnie duży koszt samych filmów. Alternatywna metoda badania zależności między polem symulacji świetlnej, a polem promieniowania jonizującego wykorzystująca kasetę portalową (ang. *Electronic Portal Imaging Device*, EPID) jest z powodzeniem stosowana w wielu ośrodkach [4-11]. Wykorzystywane w tym celu są komercyjnie dostępne narzędzia – np. STARCHECK (PTW, Freiburg, Niemcy) [12] lub samodzielnie stworzone fantomy oraz oprogramowanie [5]. W każdym z tych przypadków rezygnacja ze standardowej metody pomiarowej poprawiła wydajność pracy poprzez skrócenie czasu potrzebnego na wykonanie testu, zwiększyła dokładność pomiarów oraz zmniejszyła koszty ich wykonywania [5-11]. Biorąc pod uwagę najnowsze doniesienia oraz coraz większą dostępność i popularność programów do cyfrowej analizy obrazów, które mogą określać ilościowo odchylenie pola promieniowania względem pola symulacji świetlnej, postanowiono porównać obie metody weryfikacji zgodności pola promieniowania z polem świetlnym.

## Cel

Celem pracy było sprawdzenie, czy tradycyjna ocena zgodności pola promieniowania z polem symulacji świetlnej zakładająca wykorzystanie filmów radiochromowych może być z powodzeniem zastąpiona metodą opartą na obrazowaniu fantomu V3 Calibration Phantom (Aquilab, Lille, France) z wykorzystaniem EPID. Porównano i sprawdzono czułość metody alternatywnej w warunkach błędów kontrolowanych oraz podczas rutynowej kontroli jakości akceleratorów liniowych.

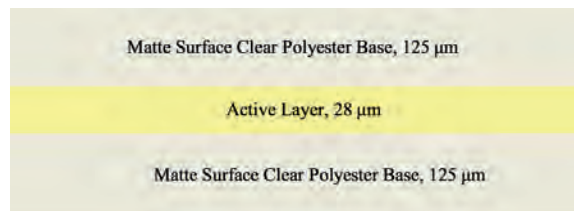
## Aparat terapeutyczny

Wszystkie testy wykonano na akceleratorze TrueBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA), wyposażonym w zintegrowany system obrazowania aSi EPID 1200. Zgodność pola promieniowania z polem świetlnym sprawdzono dla wiązki fotonów o efektywnym potencjale przyspieszającym 6 MV i pola o wymiarach 10 cm x 10 cm w odległości izocentrycznej SSD = 100 cm.

## Filmy dozymetryczne

Do przeprowadzonych testów wykorzystano filmy dozymetryczne GAFChromic EBT-3 (Ashland Inc., USA), specjalnie zaprojektowane do pomiarów zaabsorbowanej dawki promieniowania jonizującego. Filmy mogą być wykorzystywane w zakresie dawek od 0,1 do 10 Gy i nie wymagają specjalnych warunków przechowywania ani ciemni do ich wywoływania.

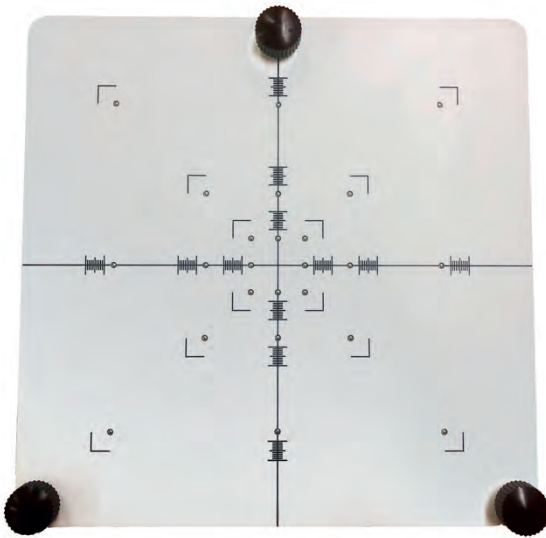
Strukturę filmu przedstawiono na rycinie 1. Składa się ona z warstwy aktywnej o nominalnej grubości 28  $\mu\text{m}$ , pomiędzy dwiema warstwami poliestrowymi o grubości 125  $\mu\text{m}$ . Warstwa aktywna zawiera składnik aktywny, barwnik znacznikowy, stabilizatory oraz inne składniki, które sprawiają, że film daje odpowiedź niemal niezależną od energii [13].



Ryc. 1 Schemat budowy filmu radiograficznego GAFChromic EBT-3  
Źródło: [13]

## Fantom V3 Aquilab

V3 Calibration Phantom (Aquilab, Lille, Francja) to fantom wykorzystywany do wykonywania testów kontroli jakości akceleratorów liniowych [14] z wykorzystaniem dedykowanego oprogramowania ArtiScan. Jest to kwadratowa płyta o boku długości 280 mm i grubości 20 mm wykonana z materiału, którego gęstość radiologiczna odpowiada gęstości wody. Znaczniki na powierzchni urządzenia umożliwiają jego dokładne wypozycjonowanie w osi wiązki aparatu terapeutycznego poprzez dopasowanie ich do obrazu krzyża symulacji świetlnej, a siatka na jego powierzchni wskazuje wielkość pola terapeutycznego w odległości izocentrycznej: 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm oraz 20 cm x 20 cm (Ryc. 2). W fantomie umieszczone są 24-wolframowe kulki o średnicy 3,5 mm.



Ryc. 2 V3 Calibration Phantom  
Źródło: Źródło własne.

## Oprogramowanie Artiscan

Oprogramowanie Artiscan (Aquilab, Lille, Francja) pozwala na automatyczną analizę zdjęć zarejestrowanych przez EPID [14]. Moduł MLC pozwala wyznaczyć takie parametry jak:

- Środek pola (ang. *Light Field/Irradiated Field Center*) – różnica między wartościami współrzędnych X i Y położenia środka pola promieniowania oraz pola świetlnego, oraz odległość między tymi środkami. Wyznaczone są one za pomocą wzorów:

$$X = L_x - R_x,$$

$$Y = L_y - R_y,$$

$$d = \sqrt{X^2 + Y^2},$$

gdzie:

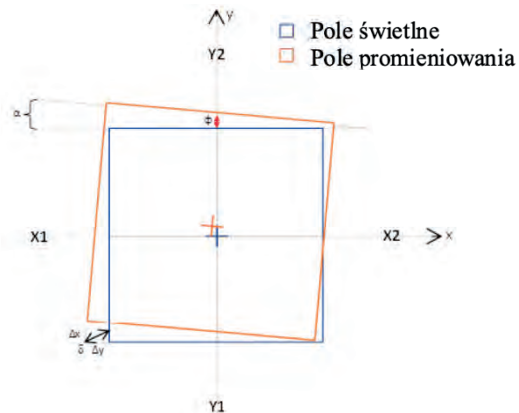
$L_x, L_y$  – współrzędne środka pola świetlnego,

$R_x, R_y$  – współrzędne środka pola promieniowania,

$d$  – odległość między środkami pola świetlnego a pola promieniowania.

- Rozmiar pola (ang. *Light Field/Irradiated Field Size*) – różnica między rozmiarami każdego z pól definiowanego przez szczęki X1, X2, Y1 i Y2.

- Krawędzie pola (ang. *Light Field/Irradiated Field Edge*) – różnica ( $\varphi$ ) między krawędzią pola świetlnego a pola napromieniania oraz kąt ( $\alpha$ ) odpowiadający nachyleniu między krawędziami tych pól. Wartości te zobrazowano na rycinie 3.
- Narożniki pola (ang. *Light Field/Irradiated Field Corners*) – różnica ( $\Delta x, \Delta y$ ) oraz odległość ( $\delta$ ) między współrzędnymi położenia kątów pól świetlnego oraz promieniowania. Wartości te zobrazowano na rycinie 3.

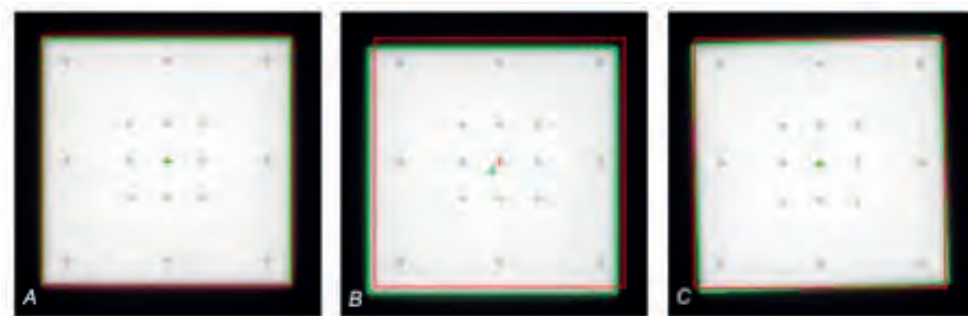


Ryc. 3 Graficzna prezentacja zależności pola promieniowania względem pola świetlnego oraz parametry wyznaczone w programie Artiscan  
Źródło: [14].

Na rycinie 4 przedstawiono przykładowe obrazy z programu Artiscan – czerwonym obramowaniem oznaczono pole świetlne, a zielonym obramowaniem pole promieniowania. Obraz po lewej stronie przedstawia sytuację, gdy pola promieniowania i świetlne nie są względem siebie przesunięte ani zrotowane, obraz środkowy – gdy pole promieniowania jest przesunięte o 3 mm jednocześnie w kierunku x i y w stosunku do pola świetlnego, a obraz po prawej stronie – gdy pole promieniowania jest zrotowane o 2° względem pola świetlnego.

## Metody

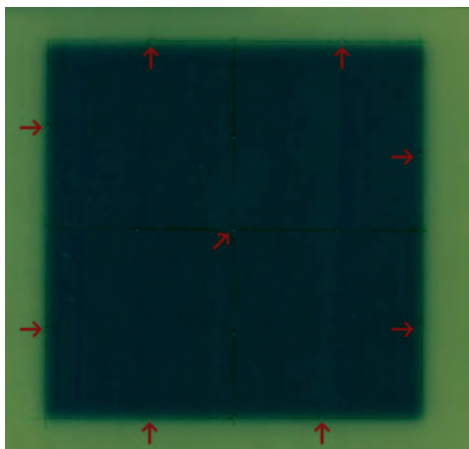
Standardowa metoda pomiarowa zakłada ustawienie ramienia w pozycji 0° i pola promieniowania o wymiarach 10 cm x 10 cm oraz umieszczenie filmu dozymetrycznego pomiędzy płytami



Ryc. 4 Przykładowe obrazy z programu Artiscan przedstawiające: A) brak przesunięcia i rotacji między polem świetlnym a polem promieniowania, B) przesunięcie pola promieniowania o 3 mm w kierunku x i y względem pola świetlnego, C) rotację pola promieniowania o 2° względem pola świetlnego  
Źródło: Źródło własne.



PMMA w odległości izocentrycznej. Osoba wykonująca test oznacza środek oraz krawędzie pola świetlnego ostrą igłą (lub pisakiem) na powierzchni filmu. Korzystając z filmów GAFChromic EBT-3, obraz zaciemnia się w trakcie ekspozycji na promieniowanie jonizujące. Krawędzie pola świetlnego zaznacza się na podstawie wykonanych wcześniej nakłuć, a następnie wyznacza się odległości między krawędziami jednego i drugiego pola. Przykładowy obraz z wykonywanego testu na rycinie 5.



**Ryc. 5** Zaczerniony obraz pola 10 cm x 10 cm na filmie dozymetrycznym, 200 MU. Czerwonymi strzałkami wskazano miejsca nakłuć filmu  
Źródło: Źródło własne.

### Zgodność pola promieniowania z polem świetlnym w odległości izocentrycznej – fantom z EPID

V3 Calibration Phantom zgodnie z zaleceniami producenta pozycjonuje się na stole terapeutycznym z wykorzystaniem centratorów laserowych (Ryc. 6). Należy zwrócić szczególną uwagę na dokładne ułożenie fantomu. Na potrzeby wykonania testu konieczne jest ustawienie ramienia i kolimatora w pozycji 0° oraz pola promieniowania o wymiarach 10 cm x 10 cm. Po wypozycjonowaniu fantomu wymagane jest sprawdzenie zgodności

wymiarów pola świetlnego z oznaczeniami na powierzchni fantomu. Z wykorzystaniem EPID rejestrowane są obrazy, które następnie eksportowane są do programu Artiscan i poddawane tam automatycznej analizie z wykorzystaniem dedykowanego modułu.

Wymiary pola oraz niezgodności pola promieniowania względem pola świetlnego porównano z metodą filmową w celu zbadania wrażliwości metody pomiarowej na wystąpienie niezgodności geometrycznych zasymulowanych poprzez przesunięcia pola promieniowania w kierunku poprzecznym i wzdłużnym oraz rotację o zadany kąt.

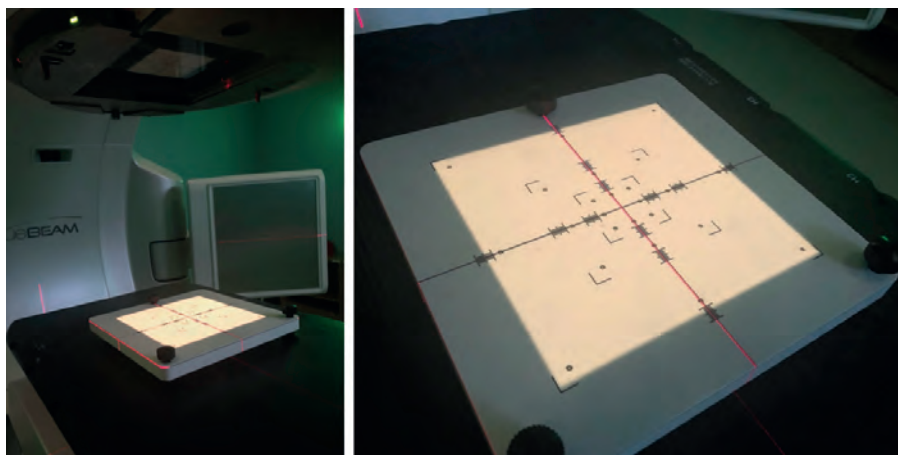
### Analiza statystyczna

W celu porównania metody filmowej z metodą wykorzystującą fantom Aquilab i EPID przeprowadzono serię dziesięciu pomiarów ( $n = 10$ ). W przypadku filmu oznaczono krawędzie pól świetlnego oraz promieniowania, a odległość między nimi zmierzono przymiarem sztywnym o dokładności pomiarowej równej 1 mm. Obrazy z pomiarów fantomowych przeanalizowano automatycznie w programie Artiscan, w którym obliczenia wykonywane są z dokładnością do 0,01 mm. Otrzymane wyniki poddano analizie statystycznej testem t-Studenta. Wyznaczono wartość  $t_\alpha$  oraz dwustronny obszar graniczny  $(-\infty, -t(\alpha, n-1)) \cup (t(\alpha, n-1), +\infty)$  przy poziomie istotności  $\alpha = 0,05$ . Na tej podstawie zweryfikowano hipotezę zerową  $H_0$ : nie ma istotnych statystycznie różnic między analizowanymi metodami pomiarowymi oraz alternatywną do niej hipotezę  $H_1$ : są istotne statystycznie różnice między analizowanymi metodami pomiarowymi.

### Wyniki

#### Analiza zgodności wymiarów pola

W tabeli 1 przedstawiono średnie wyniki analizowanych parametrów zależności pola promieniowania względem pola świetlnego



**Ryc. 6** V3 Calibration Phantom wypozycjonowany na stole terapeutycznym  
Źródło: Archiwum własne.



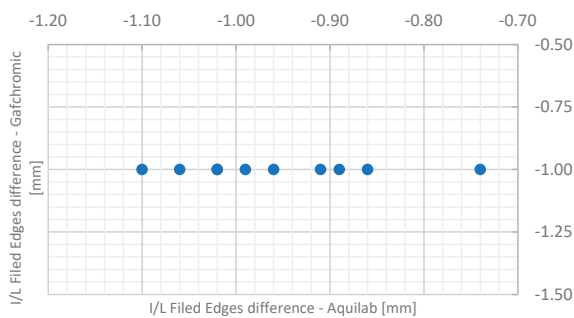
**Tabela 1** Średnie wartości pomiarów zależności pola świetlnego i pola promieniowania wyznaczone w programie Artiscan

	I/L field center [mm]			I/L Field size [mm]				I/L Field Edges difference [mm]				I/L Field Edges angle [°]			
	Difference X	Difference y	Distance	x1	x2	y1	y2	x1	x2	y1	y2	x1	x2	y1	y2
średnia pomiarów	0,13	-0,41	0,43	98,93	98,88	99,41	99,36	0,44	-0,17	0,14	-0,96	-0,14	-0,12	-0,05	-0,07
odchylenie standardowe	0,04	0,08	0,08	0,05	0,07	0,02	0,02	0,05	0,04	0,06	0,10	0,02	0,02	0,02	0,02

Źródło: Archiwum własne.

o wymiarach 10 cm x 10 cm (współrzędne środka pola, wymiary krawędzi, różnice między krawędziami i rotacją) zmierzone w krzyżu symulacji świetlnej i bez jakichkolwiek przesunięć.

Szczególną uwagę należy poświęcić parametrowi opisującemu różnicę między krawędziami pola promieniowania a pola świetlnego (I/L Field Edges difference). Dla metody fantomowej różnice te wynoszą kolejno  $x_1 = (0,44 \pm 0,05)$  mm,  $x_2 = (-0,17 \pm 0,04)$  mm,  $y_1 = (0,14 \pm 0,06)$  mm,  $y_2 = (-0,96 \pm 0,10)$  mm. W metodzie filmowej zauważalna jest tylko różnica  $y_2 = -1$  mm. Zestawienie wartości różnic między krawędziami pola promieniowania a pola świetlnego wyznaczonych porównywanymi metodami przedstawiono dla szczęki  $y_2$  na rycinie 7.



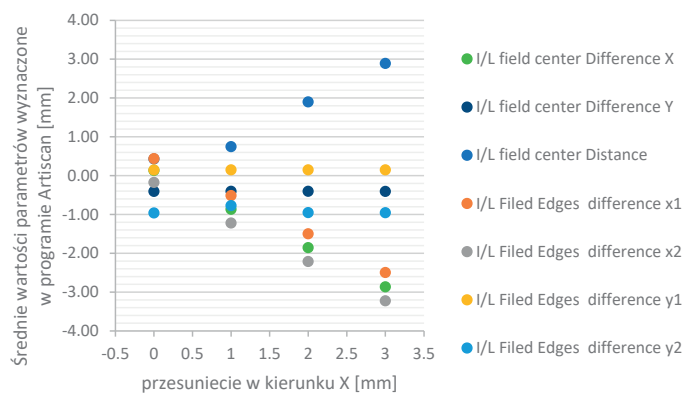
**Ryc. 7** Wykres zależności wartości różnicy między polem świetlnym a polem promieniowania dla szczęki  $y_2$  dla porównywanych metod pomiarowych  
Źródło: Archiwum własne.

Wartość rozbieżności dla szczęki  $y_2$  została poddana analizie statystycznej. Przyjęto poziom istotności  $\alpha = 0,05$ ,  $n = 10$  i  $m_0 = -1$ . Testem t-Studenta zostały wyznaczone wartości  $t_e = 1,329$  oraz obszar krytyczny  $(-\infty, -2,27) \cup (2,27, +\infty)$ . Wyznaczone  $t_e$  nie zawiera się w obszarze krytycznym, więc nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej i można uznać, że nie ma istotnych statystycznie różnic między analizowanymi metodami pomiarowymi.

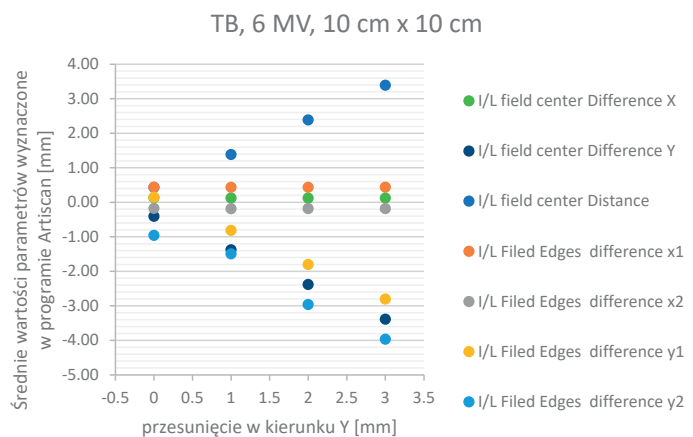
## Weryfikacja wrażliwości metody z wykorzystaniem kasety EPID w warunkach błędów kontrolowanych

W celu sprawdzenia czułości automatycznej metody analizy zgodności pola promieniowania z polem świetlnym na fantomie V3 Calibration Phantom pole promieniowania przesuwano o 1 mm, 2 mm i 3 mm niezależnie w kierunku x i y oraz jednocześnie w x i y. Na rycinie 8 przedstawiono wartości ocenianych parametrów dla pola przesuniętego w kierunku x, na rycinie 9

w kierunku y, a na rycinie 10 w kierunkach xy. Na rycinie 11 przedstawiono wartości kąta nachylenia krawędzi pola promieniowania względem pola świetlnego w zależności od obrotu kolimatora o  $0,5^\circ$ ,  $1^\circ$  i  $2^\circ$ . Na wykresach zaprezentowano wszystkie wartości pomiarowe w celu weryfikacji wpływu wygenerowanych błędów, także na pozostałe odczyty.

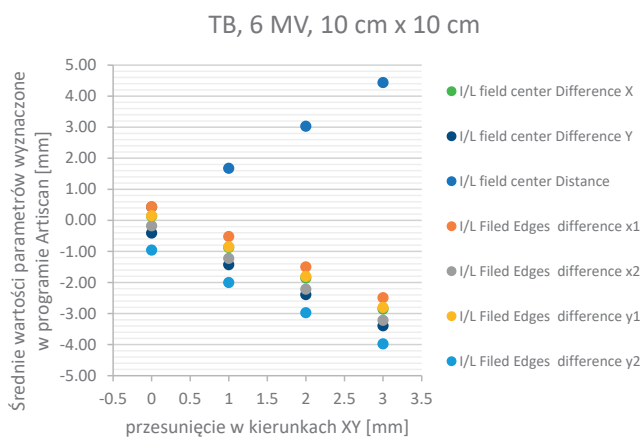


**Ryc. 8** Wykres zależności wartości parametrów pola promieniowania względem pola świetlnego w zależności od wartości przesunięcia pola promieniowania w kierunku X  
Źródło: Archiwum własne.

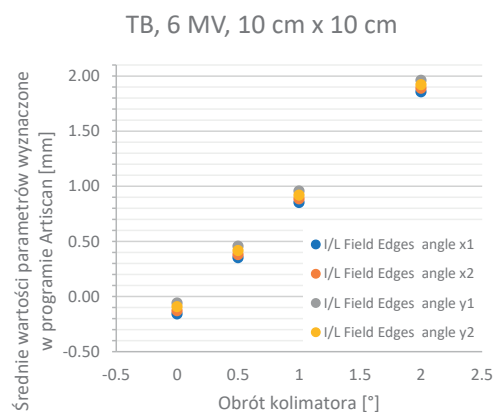


**Ryc. 9** Wykres zależności wartości parametrów pola promieniowania względem pola świetlnego w zależności od wartości przesunięcia pola promieniowania w kierunku Y  
Źródło: Archiwum własne.

Tabele 2-4 zawierają średnie różnice między parametrami pól przesuniętych w odniesieniu do pomiaru w środku krzyża symulacji świetlnej. W zależności od kierunku, w którym było przesuwane pole, ich wartości są zgodne z tym przesunięciem i wynoszą średnio 1, 2 oraz 3 mm.



**Ryc. 10** Wykres zależności wartości parametrów pola promieniowania względem pola świetlnego w zależności od wartości przesunięcia pola promieniowania w kierunku X i Y  
 Źródło: Archiwum własne.



**Ryc. 11** Wykres wartości kąta odpowiadającego nachyleniu między krawędziami pół promieniowania oraz świetlnego w zależności od kąta obrotu kolimatora  
 Źródło: Archiwum własne.

**Tabela 2** Średnie wartości parametrów, o które zmieniły się wartości zależności pola promieniowania względem pola świetlnego przy przesunięciu pola promieniowania w kierunku X

Różnica wskaźników przy przesunięciu pola promieniowania w kierunku X	I/L field center [mm]			I/L Field Edges difference [mm]				I/L field corners difference x [mm]				I/L field corners difference y [mm]			
	Difference X	Difference y	Distance	x1	x2	y1	y2	x1-y2	y2-x2	x2-y1	y1-x1	x1-y2	y2-x2	x2-y1	y1-x1
1 mm	1,00	0,00	-0,32	0,95	1,04	0,00	-0,19	0,95	1,04	1,04	0,96	-0,10	0,00	0,00	0,00
2 mm	1,99	0,00	-1,47	1,93	2,03	0,00	-0,01	1,94	2,03	2,03	1,94	-0,01	0,00	-0,01	0,04
3 mm	3,00	0,00	-2,46	2,93	3,05	0,00	0,00	2,93	3,04	3,06	2,94	-0,02	0,01	-0,01	0,01

Źródło: Archiwum własne.

**Tabela 3** Średnie wartości parametrów, o które zmieniły się wartości zależności pola promieniowania względem pola świetlnego przy przesunięciu pola promieniowania w kierunku Y

Różnica wskaźników przy przesunięciu pola promieniowania w kierunku Y	I/L field center [mm]			I/L Field Edges difference [mm]				I/L field corners difference x [mm]				I/L field corners difference y [mm]			
	Difference X	Difference y	Distance	x1	x2	y1	y2	x1-y2	y2-x2	x2-y1	y1-x1	x1-y2	y2-x2	x2-y1	y1-x1
1 mm	0,01	0,97	-0,95	0,00	0,01	0,96	0,54	0,00	0,01	0,01	0,01	0,98	0,52	0,96	0,96
2 mm	0,01	1,98	-1,96	0,00	0,01	1,95	2,00	0,00	0,02	0,01	0,09	2,00	2,00	1,95	1,95
3 mm	0,01	2,98	-2,96	0,00	0,01	2,95	3,01	0,00	0,02	0,00	0,17	3,01	3,01	2,95	2,95

Źródło: Archiwum własne.

**Tabela 4** Średnie wartości parametrów, o które zmieniły się wartości zależności pola promieniowania względem pola świetlnego przy przesunięciu pola promieniowania w kierunku XY

Różnica wskaźników przy przesunięciu pola promieniowania w kierunku XY	I/L field center [mm]			I/L Field Edges difference [mm]				I/L field corners difference x [mm]				I/L field corners difference y [mm]			
	Difference X	Difference y	Distance	x1	x2	y1	y2	x1-y2	y2-x2	x2-y1	y1-x1	x1-y2	y2-x2	x2-y1	y1-x1
1 mm	1,01	1,02	-1,25	0,96	1,05	1,00	1,04	0,96	1,05	1,05	0,97	1,04	1,05	1,00	1,00
2 mm	1,99	1,98	-2,60	1,94	2,04	1,95	2,02	1,94	2,04	2,04	1,95	2,01	2,02	1,94	1,96
3 mm	2,99	2,99	-4,01	2,93	3,04	2,95	3,02	2,93	3,05	3,03	2,94	3,01	3,03	2,94	2,96

Źródło: Archiwum własne.

Tabela 5 zawiera średnie różnice wartości kąta nachylenia między krawędziami pola promieniowania i pola symulacji świetlnej w przypadku rotacji kolimatora. Wynoszą one średnio 0,5°, 1° i 2°.

**Tabela 5** Średnie wartości, o które zmieniła się wartość kąta odpowiadającego nachyleniu między krawędziami pół promieniowania oraz świetlnego w zależności od kąta obrotu kolimatora

Różnica wskaźników przy obrocie kolimatora o zadany kąt	I/L Field Edges angle [°]			
	x1	x2	y1	y2
0,5°	-0,51	-0,51	-0,52	-0,51
1°	-1,01	-1,02	-1,02	-1,01
2°	-2,02	-2,02	-2,02	-2,01

Źródło: Archiwum własne.



## Dyskusja

W celu weryfikacji zgodności wymiarów pola dla porównywanych metod przeprowadzono serię 10 testów z użyciem filmów radiograficznych oraz 10 testów z użyciem fantomu Aquilab. W obu przypadkach pole świetlne miało wymiary 10 cm x 10 cm. Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, że metoda filmowa jest mniej dokładna i pozwala na wykrycie niezgodności rzędu 1 mm. Wpływ na to ma wykorzystywanie do pomiaru przyrządu sztywnego o dokładności 1 mm oraz możliwe błędy osoby wykonującej pomiar w momencie oznaczania wymiarów pola świetlnego. Przy tej metodzie niemożliwe jest także dokładne wyznaczenie wartości rotacji pola promieniowania względem pola świetlnego. Użycie fantomu Aquilab wraz z dedykowanym oprogramowaniem pozwala na wykrycie mniejszych niezgodności pomiędzy polem świetlnym a polem promieniowania. Ze względu na obliczanie parametrów z dokładnością do 0,01 mm metoda ta ma większą czułość niż tradycyjny sposób oceny tego testu.


Sprawdzenie zgodności pola świetlnego z polem promieniowania z wykorzystaniem fantomu Aquilab w warunkach błędów kontrolowanych pozwala zweryfikować czułość tej metody pomiarowej. Po zebraniu obrazu dla fantomu wypozytionowanego zgodnie ze środkiem w środku pola świetlnego, czyli w krzyżu symulacji świetlnej, pole promieniowania przesuwano w kierunku x, y oraz x i y o 1 mm, 2 mm oraz 3 mm w celu zasymulowania niezgodności pola promieniowania z polem świetlnym. W zależności od kierunku zmieniały się wartości odpowiadających mu krawędzi oraz środek pola promieniowania – o wartość przesunięcia. Pozostałe wartości pozostawały bez zmian. Zgodnie z przewidywaniami niezależnie od przesunięcia pola bez zmian pozostawały wartości długości krawędzi pola oraz rotacja względem pola świetlnego. Przeprowadzony został również test, w którym po zebraniu obrazu w środku pola świetlnego kolimator został obrócony o 0,5°, 1° i 2°. W przypadku rotacji zmianie nie uległy wartości zależności położenia środka pól oraz wymiary krawędzi, a jedynie wartość odpowiadająca kątowi nachylenia pola promieniowania względem pola świetlnego.

Wcześniejsze publikacje wykazały już możliwość wykorzystania EPID do badania zgodności pola promieniowania z polem świetlnym, jak również wykazały wyższą dokładność tej metody pomiarowej w porównaniu z filmami [5-11]. W wielu pracach wykorzystywane były jednak wewnętrznie opracowane fantomy oraz oprogramowanie [5, 7-11]. Badany przez nas fantom V3 Calibration Phantom firmy Aquilab oraz oprogramowanie Artiscan są rozwiązaniami komercyjnymi i łatwo dostępnymi na rynku.

## Podsumowanie

Celem pracy było sprawdzenie, czy metoda oceny zgodności pola promieniowania z polem świetlnym zakładająca wykorzystanie filmów może być z powodzeniem zastąpiona przez metodę opierającą się na obrazowaniu fantomu V3 Calibration Phantom firmy Aquilab.

Metoda fantomowa ma znacznie większą dokładność pomiarową oraz jest czuła nawet na niewielkie przesunięcia oraz rotację pola promieniowania względem pola świetlnego. Automatyczna analiza zebranych obrazów w programie Artiscan zwiększa szybkość, dokładność i wydajność procesu kontroli badanego parametru.

Metoda zakładająca wykorzystanie fantomu może z powodzeniem zastąpić metodę filmową, a jej wprowadzenie do rutynowej pracy może mieć pozytywny wpływ na kontrolę jakości akceleratorów liniowych. 

## Literatura

1. Obwieszczenie Ministra Zdrowia z dn. 3 kwietnia 2017 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej. Dz.U. 2017 poz. 884.
2. M. Kania, J. Rostkowska: *Krajowe zalecenia dotyczące kontroli aparatów stosowanych w teleradioterapii*, Polish J Med Phys & Eng., 7(3), 2001, 199-278.
3. R. Nath i in.: *AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45*, Med. Phys., 21(7), 1994.
4. J. Hanley i współpracownicy: *AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators*, Medical Physics, 48, 2021, e830-e885.
5. W. Polak, J. O'Doherty, M. Jones: *Automated x-ray/light field congruence using the LINAC EPID panel*, Medical Physics, 40(3), 2013.
6. C.F. Njeh, B. Caroprese, P. Desai: *A simple quality assurance test tool for the visual verification of light and radiation field congruence using electronic portal images device and computed radiography*, Radiat. Oncol., 7(49), 2012, 1-14.
7. J.I. Prisciandaro, M.G. Herman, J.J. Kruse: *Utilizing an electronic portal imaging device to monitor light and radiation field congruence*, J. Appl. Clin. Med. Phys., 4, 2003, 315-320.
8. G.J. Budgell, R. Zhang, R.I. Mackay: *Daily monitoring of linear accelerator beam parameters using an amorphous silicon EPID*, Phys. Med. Biol., 52, 2007, 1721-1733.
9. M.C. Kirby: *A multipurpose phantom for use with electronic portal imaging devices*, Phys. Med. Biol., 40(2), 1995, 323-324.
10. P. Dunscombe, S. Humphreys, K. Leszczynski: *A test tool for the visual verification of light and radiation fields using film or an electronic portal imaging device*, Med. Phys. 1999, 26(2), 239-243.
11. K. Luchka, D. Chen, S. Shalev, G. Gluhchev, R. Rajapakshe: *Assessing radiation and light field congruence with a video based electronic portal imaging device*, Med Phys, 1996, 23(7), 1245-1252.
12. PTW Starcheck chamber, [http://www.ptw.de/starcheck\\_maxi.html?&clid=33304](http://www.ptw.de/starcheck_maxi.html?&clid=33304).
13. GAFchromic™ EBT3 film specifications: [http://www.gafchromic.com/documents/EBT3\\_Specifications.pdf](http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf).
14. Artiscan Manual Guide, Parc Eurasanté – Lille Métropole 2016.