

**UNIWERSYTET ŚLĄSKI w Katowicach**

Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych

Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego

---

**mgr Aleksandra Klimas**

*Dozymetria portalowa technik dynamicznych –  
nowa metoda pomiarów in-vivo*

**Rozprawa doktorska**

Promotor:

**Prof. dr hab. Armand Cholewka**

---

Katowice, 2024

Pragnę serdecznie podziękować mojemu wspianiałemu promotorowi,  
**Prof. dr hab. Armandowi Cholewce,**  
za pomoc, cenne wskazówki oraz ogromne zaangażowanie w powstanie mojej pracy  
doktorskiej. Szanowny Profesorze, to Pańskie nieustające wsparcie, motywacja, determinacja  
w osiągnięciu celu oraz pozytywne podejście sprawiły, że czułam się zainspirowana do  
działania, mimo wielu momentów zwątpienia we własne możliwości.  
Dziękuję za wsparcie, poświęcony czas, cenne uwagi i ogromną mobilizację!

Chciałbym także wyrazić głęboką wdzięczność moim współpracownikom z:

- Zakładu Fizyki Medycznej i Zakładu Radioterapii  
Zagłębiowskiego Centrum Onkologii w Dąbrowie Górniczej,
- Zakładu Planowania Radioterapii NIO PIB Oddział w Gliwicach,  
kierowanego przez **prof. dr hab. Krzysztofa Ślosarka**

tym wszystkich koleżankom i kolegom, którzy poświęcili swój czas na pomoc w wykonaniu  
pomiarów, w analizie danych i w interpretacji wyników. Wasze umiejętności i wiedza z fizyki  
medycznej, dozymetrii i radioterapii były kluczowe dla powodzenia moich badań.

Szczególne podziękowania kieruję do moich przyjaciół i niewątpliwych  
ekspertów z grona fizyków medycznych, w szczególności do  
**dr Joanny Kidoń-Szołtysek oraz dr Marcina Dybka.**

To Wasze nieocenione wsparcie oraz poświęcenie wielu godzin swojego czasu sprawiły,  
że moja praca przybrała obecny kształt. Dziękuję Wam za cenne uwagi oraz konstruktywną  
krytykę, które pozwoliły mi spojrzeć na moją pracę z innej perspektywy. Okazane przez Was  
zaangażowanie nie tylko w rozwój mojej pracy, ale również w mój osobisty rozwój, było i jest  
dla mnie ogromnym źródłem motywacji. Jestem wdzięczna za to, że mogłam liczyć na Waszą  
pomoc w trudnych chwilach oraz za to, że wierzyliście w mnie i moje możliwości.

Na końcu **dziękuję wszystkim, o których tu nie wspomniałam** za pomoc w uczynieniu mojej  
pracy lepszej i bardziej zrozumiałej. Dzięki temu nie tylko zdobyłam wiedzę, ale także  
poczułam, że w moim dążeniu do celu nie jestem sama. To przyjaźń, miłość  
i wsparcie, które mi okazaliście dają mi siłę do dalszej pracy i rozwoju.

Na koniec, chciałbym zakończyć słowami Alberta Einsteina:

*"Wszystko powinno być tak proste, jak to tylko możliwe, ale nie prostsze."*

## SPIS TREŚCI

---

<b>Wykaz skrótów .....</b>	<b>4</b>
<b>Streszczenie .....</b>	<b>5</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>6</b>
<b>1 Część teoretyczna .....</b>	<b>7</b>
1.1 Radioterapia technikami dynamicznymi .....	7
1.2 Oddziaływania promieniowania jonizującego z materią .....	9
1.3 Liniowe akceleratory medyczne .....	13
1.4 Błędy w realizacji teleradioterapii .....	16
1.4.1 Błędy dozymetryczne .....	16
1.4.2 Błędy geometryczne .....	17
1.4.3 Ułożenie pacjenta i ruchy wewnątrzfrakcyjne .....	18
1.5 Dozymetria in vivo .....	20
<b>2 CEL PRACY .....</b>	<b>23</b>
<b>3 CZĘŚĆ PRAKTYCZNA .....</b>	<b>24</b>
3.1 Metodyka pomiarów .....	24
3.1.1 Detektor EPID AS1200 w akceleratorze TrueBeam .....	24
3.1.2 Analiza współczynnika gamma (gamma index) .....	28
3.1.3 Analiza statystyczna .....	31
3.1.4 Wykonanie pomiarów .....	33
3.2 Materiał i metody .....	34
<b>4 UZYSKANE WYNIKI I ICH DYSKUSJA .....</b>	<b>36</b>
<b>5 WNIOSKI .....</b>	<b>55</b>
<b>6 Ograniczenia pracy .....</b>	<b>57</b>
<b>7 Dorobek naukowy autora: .....</b>	<b>58</b>
<b>8 Bibliografia: .....</b>	<b>60</b>
<b>9 Spis rycin: .....</b>	<b>65</b>
<b>10 Spis tabel: .....</b>	<b>68</b>

## WYKAZ SKRÓTÓW

---

VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)  
IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy)  
MLC (Multi-Leaf Collimator)  
PDG (Procentowa Dawka Głębokościowa)  
SSD (Source-to-Surface Distance)  
EPID (Electronic Portal Imaging Device)  
CT (Computed Tomography)  
MRI (Magnetic Resonance Imaging)  
PET (Positron Emission Tomography)  
kVCBCT (kilovoltage Cone-Beam Computed Tomography)  
TLD (Thermoluminescent Dosimeter)  
SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy)  
PDC (Portal Dose Calculation)  
CU (Calibrated Units)  
PD (Predicted Dose)  
SDD (Source-to-Detector Distance)  
QA (Quality Assurance)  
AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)  
DTA (Distance-to-Agreement)

## STRESZCZENIE

---

### *Dozymetria portalowa technik dynamicznych – nowa metoda pomiarów in-vivo*

#### **Wstęp**

W pracy skoncentrowano się na wykorzystaniu dozymetrii portalowej do oceny powtarzalności radioterapii oraz analizie przydatności matryc EPID.

#### **Celem badania**

Celem pracy była ocena skuteczności systemu dozymetrii portalowej w identyfikacji nieprawidłowości w ułożeniu pacjentów podczas radioterapii oraz analiza zastosowania współczynnika gamma jako narzędzia do oceny powtarzalności leczenia.

#### **Materiały i metody**

Badania przeprowadzono na grupie 30 pacjentów leczonych w Zakładzie Radioterapii Zagłębiowskiego Centrum Onkologii w Dąbrowie Górniczej w latach 2020-2023. Pacjentów podzielono na dwie grupy: ze względu na napromienianą okolicę: obszar miednicy i obszar głowy i szyi. Plany leczenia przygotowano w programie Eclipse v.16, a do analizy wykorzystano detektor EPID AS1200. Pomiary dozymetrii in-vivo zrealizowano na akceleratorze medycznym TrueBeam (Varian Medical Systems). Współczynnik gamma obliczono dla różnych kryteriów dokładności: 2%/2mm, 3%/3mm, 3%/4mm oraz 4%/4mm. Zrealizowano 1552 porównań dla obszaru głowy/szyi oraz 2339 dla miednicy.

#### **Wyniki**

Analiza wykazała, że w przypadku obszaru miednicy powtarzalność między frakcjami mieściła się w granicach 4mm i 4%, z czułością powyżej 97%. Dla obszaru głowy i szyi wyniki uzyskano wyniki 3mm i 4%, z czułością wynoszącą prawie 96%. Przedstawiono kliniczne zastosowanie opisaną metodą dozymetrii portalowej in-vivo opartej o detektor EPID, prezentując możliwość wczesnego wykrycia nieprawidłowości w realizacji terapii. W efekcie, wykorzystanie metody pozwoliło na adaptację off-line planów leczenia do zmienionych warunków anatomicznych pacjenta.

#### **Wnioski**

Rutynowe stosowanie dozymetrii portalowej in-vivo z wykorzystaniem detektora EPID w dynamicznych planach leczenia jest możliwe do implementacji klinicznej. Proponowana metoda, opierająca się na regularnej weryfikacji obrazów EPID, zwiększa skuteczność terapii, minimalizuje ryzyko błędów oraz jest bezpieczna dla pacjentów, nie narażając ich na dodatkową dawkę promieniowania.

**Słowa kluczowe:** dozymetria portalowa, EPID, radioterapia, kontrola jakości, współczynnik gamma, transit dosimetry

## ABSTRACT

---

### *Portal dosimetry of dynamic techniques – a new in-vivo measurement method*

#### **Introduction**

This study focuses on the use of portal dosimetry to evaluate the reproducibility of radiotherapy and analyze the applicability of EPID matrices.

#### **Objective**

The objective of the study was to assess the effectiveness of the portal dosimetry system in identifying discrepancies in patient positioning during radiotherapy and to analyze the use of the gamma index as a tool for evaluating treatment reproducibility.

#### **Materials and Methods**

The study was conducted on a group of 30 patients treated at the Radiotherapy Department of the Zagłębie Oncology Center in Dąbrowa Górnicza between 2020 and 2023. Patients were divided into two groups based on the irradiated area: the pelvic region and the head and neck region. Treatment plans were prepared using Eclipse v.16 software, and the EPID AS1200 detector was utilized for analysis. In-vivo dosimetry measurements were performed on a TrueBeam medical accelerator (Varian Medical Systems). The gamma index was calculated for various accuracy criteria: 2%/2mm, 3%/3mm, 3%/4mm, and 4%/4mm. A total of 1552 comparisons were made for the head/neck region and 2339 for the pelvic region.

#### **Results**

The analysis showed that for the pelvic region, reproducibility between fractions was within 4mm and 4%, with a sensitivity exceeding 97%. For the head and neck region, results of 3mm and 4% were obtained, with a sensitivity of nearly 96%. The clinical application of the described in-vivo portal dosimetry method based on the EPID detector was presented, demonstrating the potential for early detection of discrepancies in treatment delivery. As a result, the use of this method allowed for the offline adaptation of treatment plans to the patient's changing anatomical conditions.

#### **Conclusions**

The routine application of in-vivo portal dosimetry using the EPID detector in dynamic treatment plans is feasible for clinical implementation. The proposed method, based on regular verification of EPID images, enhances treatment effectiveness, minimizes the risk of errors, and is safe for patients, as it does not expose them to additional radiation.

**Keywords:** Portal dosimetry, EPID, radiotherapy, quality control, gamma index, transit dosimetry

# 1 CZĘŚĆ TEORETYCZNA

---

## 1.1 RADIOTERAPIA TECHNIKAMI DYNAMICZNYMI

Radioterapia jest jedną z głównych metod leczenia nowotworów. Polega na wykorzystaniu promieniowania jonizującego do niszczenia komórek nowotworowych. Teleradioterapia, znana również jako radioterapia wiązkami zewnętrznymi, jest jedną z najczęściej stosowanych metod w leczeniu nowotworów. Ta technika polega na naświetlaniu tkanek zmienionych nowotworowo promieniowaniem jonizującym, co prowadzi do uszkodzenia DNA komórek nowotworowych i ich śmierci [1,2]. Do teleradioterapii wykorzystuje się głównie wiązki fotonowe oraz cząstki naładowane, takie jak np. elektrony [3].

W przypadku teleradioterapii opartej na fotonach, najczęściej stosowane są wiązki o energii maksymalnej 6, 10, 12 lub 15 MeV, które generowane są przez akceleratory medyczne. Wybór energii zależy od głębokości umiejscowienia guza oraz jego charakterystyki [4,5]. Parametry wiązek, takie jak energia, kąt naświetlania, czas ekspozycji i odstępy czasowe (tzw. frakcje leczenia), są starannie planowane, aby maksymalizować zniszczenie komórek nowotworowych przy minimalnym ryzyku uszkodzenia zdrowych tkanek. W przypadku wykorzystania do radioterapii wiązek fotonowych wykorzystywana jest ich zdolność do przenikania przez tkanki ciała i sposób oddziaływanie z nimi.

W wyniku jonizacji i powstawania wolnych rodników, dochodzi do uszkodzeń w DNA komórek. Jest to kluczowy mechanizm, dzięki któremu radioterapia działa na komórki nowotworowe, prowadząc do ich śmierci lub zahamowania wzrostu. Jest to szczególnie skuteczne wobec komórek nowotworowych, które dzielą się w sposób niekontrolowany.

Ważna jest tu tzw. selektywność, gdyż radioterapia działa nie tylko na komórki nowotworowe, wpływa także na zdrowe komórki w obrębie naświetlanej strefy. Dlatego istotnym elementem jest tu optymalizacja planu leczenia, pozwalająca na zdeponowanie zaplanowanej dawki promieniowania w obrębie narządu tarczowego przy jednoczesnej ochronie zdrowych narządów w sąsiedztwie napromienianego obszaru aby ograniczyć uszkodzenia zdrowych tkanek [6]. Każde postępowanie terapeutyczne może prowadzić do różnych skutków ubocznych, takich jak zmęczenie, uszkodzenie skóry czy problemy z narządami w pobliżu naświetlanej okolicy. Właściwe zarządzanie i monitorowanie pacjentów są kluczowe dla minimalizacji tych skutków.

Współczesna radioterapia opiera się na zaawansowanych technikach, które umożliwiają precyzyjne napromienianie guza z jednoczesnym oszczędzaniem zdrowych tkanek w akceptowalnych poziomach.

Techniki dynamiczne w radioterapii to techniki, w których zarówno kształt jak i intensywność wiązki promieniowania są modyfikowane podczas naświetlania. Do technik dynamicznych zalicza się <sup>[7]</sup>:

- **VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)** – technika, w której wiązka promieniowania obraca się wokół pacjenta, a jej intensywność i kształt są modulowane w czasie rzeczywistym,
- **IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy)** – technika, w której wiązka promieniowania jest statyczna realizowana z danego kąta głowicy akceleratora, ale jej intensywność jest modulowana za pomocą kolimatora wielolistkowego (MLC) w czasie napromieniania.

Konformalność planu radioterapii to stopień, w jakim dawka promieniowania dopasowuje się do kształtu guza. Techniki dynamiczne, takie jak VMAT i IMRT, umożliwiają uzyskanie bardzo wysokiej konformalności planów radioterapii. Oznacza to, że dawka promieniowania jest skoncentrowana w guzie, a zdrowe tkanki są narażone na mniejsze dawki promieniowania <sup>[8,9]</sup>.

Techniki dynamiczne w radioterapii oferują wiele zalet w porównaniu z technikami statycznymi, m. in.

- skoncentrowanie dawki w guzie, z jednoczesną ochroną zdrowych tkanek,
- możliwość napromieniania obszarów o nieregularnych kształtach,
- skrócenie czasu naświetlania względem technik statycznych,
- mniejsze ryzyko powikłań związane z lepszą ochroną zdrowych tkanek.

Dzięki tym technikom można uzyskać bardzo wysoki stopień konformalności planów radioterapii, co oznacza, że dawka promieniowania jest precyzyjnie skoncentrowana na guzie, minimalizując ekspozycję zdrowych tkanek <sup>[10]</sup>. W rezultacie, pacjenci poddawani radioterapii z wykorzystaniem technik dynamicznych mogą liczyć na wyższy komfort leczenia i lepszą jakość życia po zakończeniu terapii. Powszechnie stosowane techniki VMAT i IMRT przyczyniło się zatem do znacznej poprawy skuteczności i bezpieczeństwa radioterapii.



Mimo licznych zalet technik dynamicznych, istnieją również pewne wady i ograniczenia związane z ich stosowaniem. Przede wszystkim, techniki takie jak VMAT i IMRT wymagają zaawansowanego sprzętu i oprogramowania, a także wysokiego stopnia precyzji w planowaniu i realizacji terapii. Ponadto, planowanie terapii za pomocą tych technik jest bardziej skomplikowane i czasochłonne, co wymaga zaangażowania wysoko wykwalifikowanego personelu medycznego, w tym fizyków medycznych i radioterapeutów.

Innym aspektem, który należy wziąć pod uwagę, jest ryzyko błędów związanych z precyzyjnym dostarczeniem dawki promieniowania. W przypadku technik dynamicznych nawet niewielkie przesunięcia guza spowodowane na przykład ruchami oddechowymi pacjenta mogą wpłynąć na dokładność naświetlania. Dlatego też niezbędne są zaawansowane systemy monitorowania i korekcji pozycji pacjenta w trakcie terapii, co dodatkowo zwiększa stopień skomplikowania całego procesu leczenia.

Teleradioterapia z wykorzystaniem technik dynamicznych, takich jak VMAT i IMRT, stanowi obecnie jedno z najważniejszych narzędzi w walce z nowotworami. Dzięki możliwości precyzyjnego dopasowania dawki promieniowania do kształtu guza i minimalizacji ekspozycji zdrowych tkanek, techniki te pozwalają na skuteczne i bezpieczne leczenie wielu rodzajów nowotworów. Pomimo pewnych wyzwań związanych z ich wdrażaniem i realizacją, korzyści płynące z zastosowania technik dynamicznych w radioterapii są niewątpliwe i przyczyniają się do poprawy wyników leczenia onkologicznego oraz jakości życia pacjentów.

## 1.2 ODDZIAŁYWANIA PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO Z MATERIAŁEM

W teleradioterapii, ze względu na wysokie energie fotonów, dominują trzy podstawowe mechanizmy oddziaływania z materiałem: efekt fotoelektryczny, rozpraszanie Comptona oraz produkcja par elektron-pozyton. Te procesy warunkują zarówno depozycję energii w tkance, jak i kształtowanie pola dawki [11].

**Zjawisko Fotoelektryczne** polega na całkowitej absorpcji kwantu promieniowania elektromagnetycznego (fotonu) przez atom, co prowadzi do wybicia elektronu z powłoki elektronowej. Energia kinetyczna emitowanego fotoelektronu jest równa różnicy energii padającego fotonu i energii wiązania elektronu w atomie. Jest to efekt dominujący w niższych energiach (do około 200keV). Im większa liczba atomowa materiału, tym wyższe prawdopodobieństwo wystąpienia efektu fotoelektrycznego, które określone jest wzorem:

$$\sigma_a = \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad [eq. 1]$$

gdzie:

$\sigma_a$  – przekrój czynny na zjawisko fotoelektryczne,

Z – liczba atomowa ośrodka,

h – stała Planca,

$\nu$  – częstotliwość fotonu.

**Rozpraszanie Comptonowskie** zachodzi głównie dla średnich wartości energii, w zakresie około 200 keV – 10 MeV, gdzie foton przekazuje część swojej energii elektronowi. Efekt ten polega na nieelastycznym zderzeniu fotonu z prawie swobodnym elektronem, w wyniku którego powstaje nowy foton o mniejszej energii i elektron odrzucony z określoną energią kinetyczną. Różnica energii między fotonem padającym i rozproszonym jest równa energii kinetycznej, jaką zyskał elektron w wyniku oddziaływania. Rozproszenie Comptona jest kluczowym procesem w obrazowaniu medycznym i radioterapii, ponieważ wpływa na przebieg promieniowania w tkankach pacjenta. Prawdopodobieństwo wystąpienia tego efektu jest proporcjonalne do liczby atomowej Z i określone przy pomocy wzoru:

$$\sigma_a \approx \sigma_{KN} \cdot Z \quad [eq. 2]$$

gdzie:

$\sigma_a$  – przekrój czynny na zjawisko Comptona dla całego atomu,

$\sigma_{KN}$  – przekrój czynny na efekt Comptona dla pojedynczego elektronu,

Z – liczba atomowa ośrodka.

**Kreacja par** jest procesem fizycznym, w którym foton o odpowiednio wysokiej energii, oddziałując z polem elektrycznym jądra atomowego (lub rzadziej z polem elektronów), ulega konwersji na parę elektron-pozyton. Foton ulega całkowitemu pochłonięciu, a powstałe cząstki mogą oddziaływać z otoczeniem. Warunkiem koniecznym do zajścia tego procesu jest to, aby energia fotonu przekroczyła wartość progową 1,022 MeV, odpowiadającą sumie energii

spoczynkowych elektronu i pozytonu. Prawdopodobieństwo zajścia zjawiska kreacji par dla całego atomu rośnie wraz z kwadratem liczby atomowej  $Z$ , co opisuje wzór:

$$\sigma_a \approx Z^2 \quad [eq. 3]$$

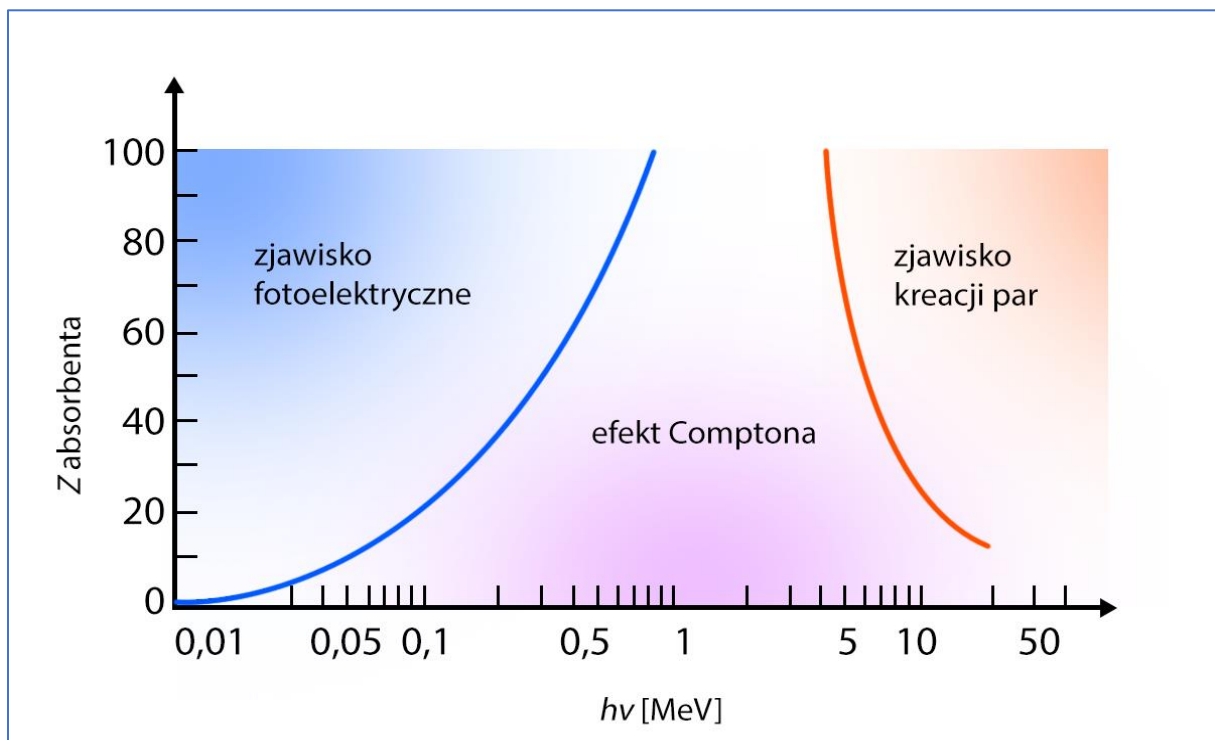
gdzie:

$\sigma_a$  – przekrój czynny na zjawisko kreacji pra dla całego atomu,

$Z$  – liczba atomowa ośrodka.

Zjawisko jest rzadziej rozpatrywane w kontekście typowej radioterapii, ale jest istotne w obliczeniach dla wysokich energii, szczególnie gdy występują znaczne różnice w liczbie atomowej tkanek (np. kości i mięśni).

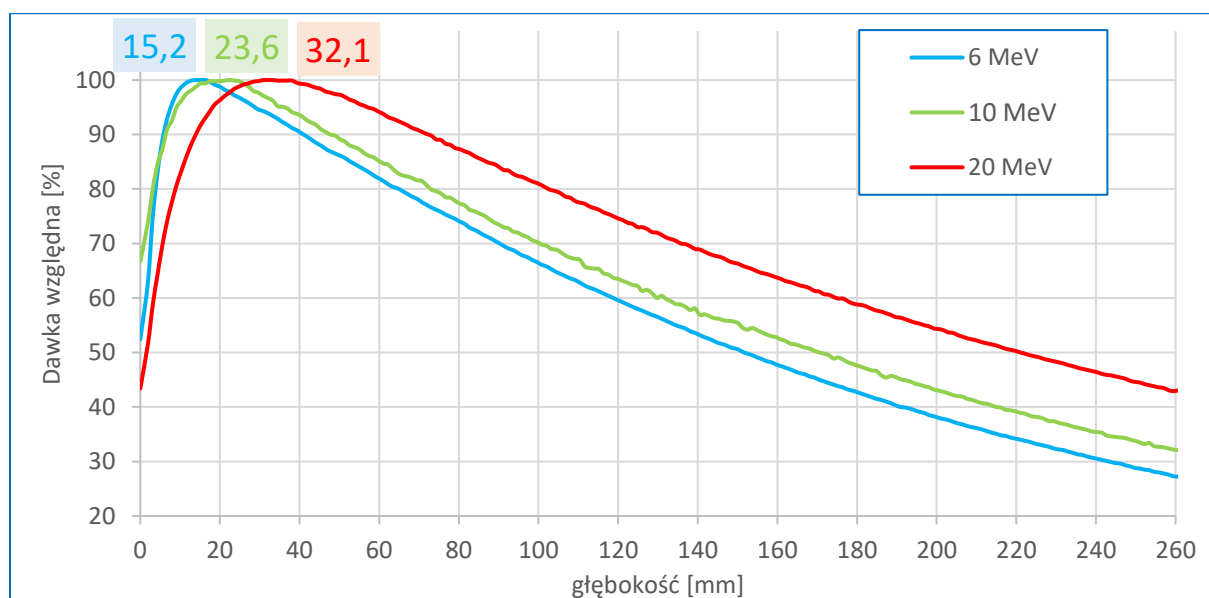
Dla rozważanych trzech zjawisk, prawdopodobieństwo zajścia określonej interakcji jest funkcją zarówno energii fotonu, jak i liczby atomowej ośrodka, z którym foton oddziałuje. Te zależności zostały zilustrowane graficznie na przedstawionym rycinie: Rycina 1.



Rycina 1: Obszary wskazujące prawdopodobieństwa zajścia poszczególnych procesów oddziaływania fotonów z absorbentem w zależności od energii fotonu i liczby atomowej  $Z$  ośrodka. Linia niebieska po lewej stronie grafu odpowiada współrzędnym energii i liczby atomowej absorbenta, dla których prawdopodobieństwo efektu fotoelektrycznego jest równe prawdopodobieństwu zajścia rozproszenia Comptona. Linia czerwona po prawej stronie grafu odpowiada tożsamej sytuacji dla procesów kreacji par i rozproszenia Comptona. Źródło: opracowanie własne na podstawie [11].

W kontekście terapii radiacyjnej, zrozumienie głębokości penetracji promieniowania w tkankach biologicznych ma kluczowe znaczenie dla optymalizacji efektów terapeutycznych. Głębokość penetracji jest ściśle związana z energią promieniowania, przy czym wyższe energie pozwalają na efektywniejsze naświetlanie struktur położonych głębiej w organizmie.

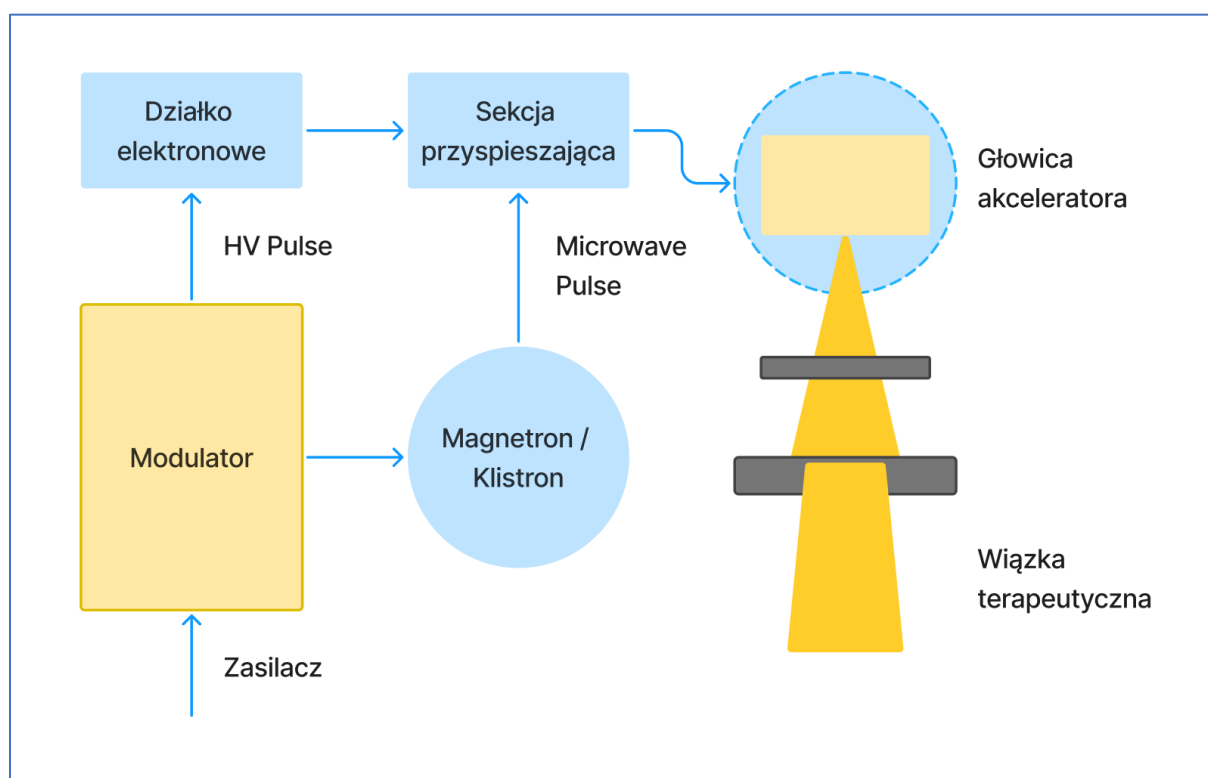
Należy zatem uwzględniać głębokość, na którą promieniowanie przenika do tkanek, a która jest zależna od energii promieniowania: np. promieniowanie o energii 6 MeV osiąga maksymalną dawkę na głębokości około 1,5 cm. Tego typu wiązka jest często stosowana w terapii nowotworów powierzchniowych, jednak w technikach dynamicznych, szczególnie łukowych jak VMAT, jej efektywność wcale nie maleje w porównaniu z wyższymi energiami. W przypadku promieniowania o energii maksymalnej 10 MeV, maksymalna dawka jest osiągana na głębokości od około 2,5 cm, co czyni tę energię bardziej odpowiednią do terapii nowotworów o średniej głębokości. Natomiast promieniowanie o energii maksymalnej większej lub równej 15 MeV jest preferowane w leczeniu głębiej położonych nowotworów, gdyż jego maksymalna dawka występuje na głębokościach przekraczających 3 cm [12,13]. Zależność procentowanej dawki głębokościowej (PDG) od energii promieniowania przedstawiono na rycinie (Rycina 2).



Rycina 2: Przykładowe krzywe procentowej dawki PDG dla wiązek fotonowych o energii maksymalnej 6, 10 i 20 MeV dla pola 10cm x10 cm, SSD=100cm. Dla każdej energii nad odpowiednim wykresem umieszczono wartość głębokości maksymalnej dawki. Źródło: wyniki własne.

### 1.3 LINIOWE AKCELERATORY MEDYCZNE

Liniowe akceleratory elektronów (linac) odgrywają kluczową rolę w nowoczesnej medycynie, szczególnie w radioterapii nowotworowej. Dzięki swojej zdolności do przyspieszania elektronów do wysokich energii, linac stanowi efektywne narzędzie w precyzyjnym napromienianiu tkanek nowotworowych. Poszczególne elementy konstrukcyjne akceleratora medycznego przedstawia *Rycina 3*.



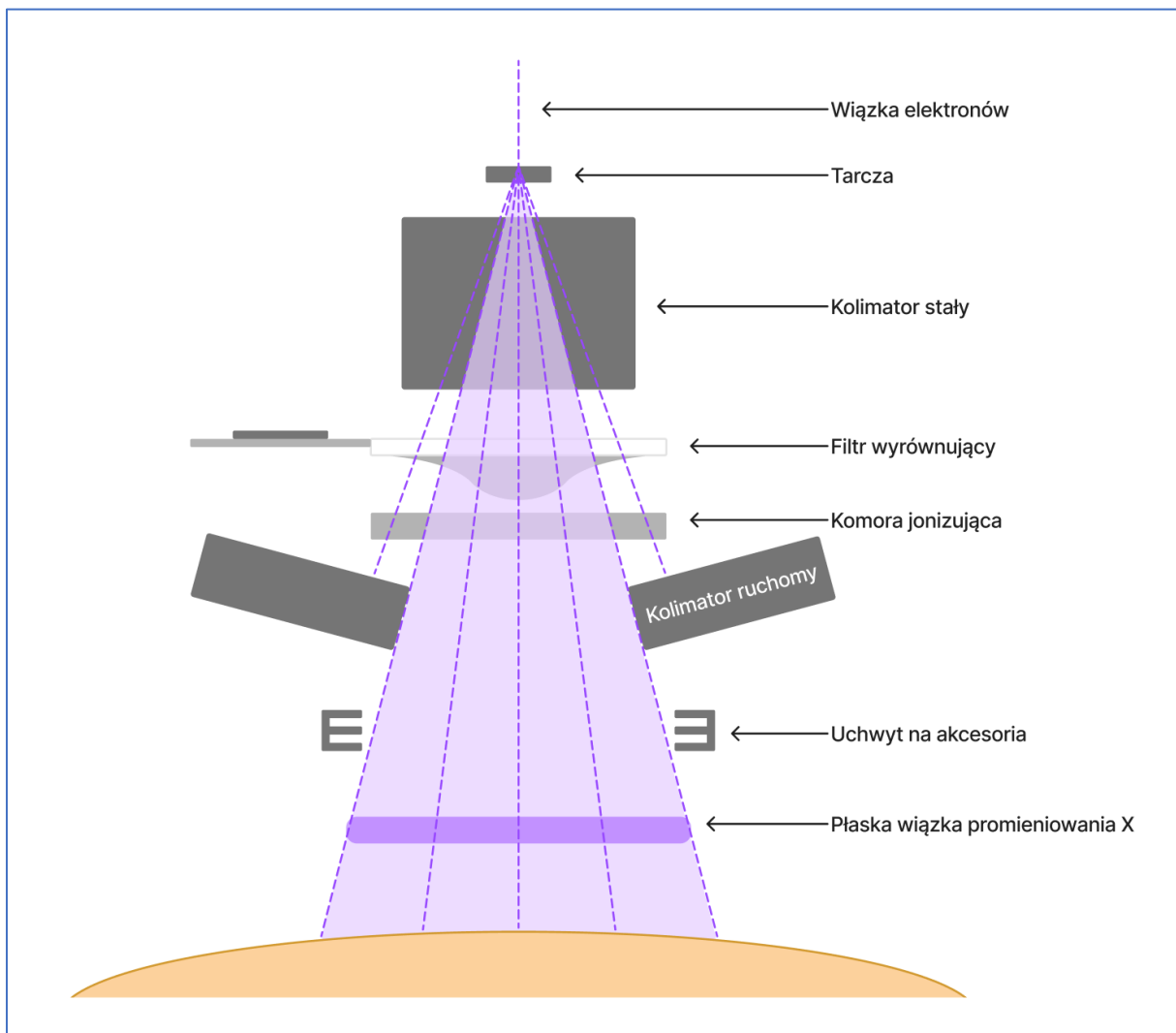
*Rycina 3: Schemat budowy akceleratora. Źródło: opracowanie własne na podstawie [1].*

Proces wytwarzania wiązki elektronowej rozpoczyna się od dwóch elementów, jakimi są zasilacz i modulator. Gdy do modulatora dociera prąd z zasilacza, wytwarzane są impulsy wysokiego napięcia, które w krótkim czasie są przesyłane do magnetronu lub klistronu. Działko elektronowe, czyli źródło elektronów, działa na zasadzie termoemisyjnego źródła elektronów, w którym przepływ prądu powoduje rozgrzewanie katody z wolframu, co prowadzi do emisji elektronów.

Wyemitowane cząstki są najpierw przyspieszane przez różnice potencjałów pomiędzy elektrodami, a następnie impulsowo kierowane do sekcji przyspieszającej. Tuż przed wysłaniem impulsu do działka elektronowego, modulator również przesyła impuls do

magnetronu lub klustronu. Modulator generuje impulsy, które następnie są przesyłane do klustronu lub magnetronu, aby wygenerować fale radiowe, które są niezbędne do przyspieszania elektronów. Fale te są modulowane w czasie, co pozwala na skoncentrowanie energii na elektronach w każdym cyklu.

Elektrony są grupowane w paczki i wprowadzane na grzbiet generowanej fali elektromagnetycznej, dzięki czemu możliwe jest ich unoszenie się i dalsze przyspieszanie. Kluczowe znaczenie ma synchronizacja impulsów przesyłanych przez modulator do magnetronu lub klustronu oraz do działka elektronowego. Energię kinetyczną elektronów nadaje pole elektryczne, podczas gdy pole magnetyczne służy jedynie do ich odchylenia. Proces przyspieszania elektronów za pomocą mikrofal odbywa się w sekcji przyspieszającej, która ma postać próżniowej miedzianej tuby. Na jej końcu umieszczony jest magnes odchyłający, kierujący wysokoenergetyczne elektrony na materiał hamujący.



Rycina 4: Schemat budowy głowicy akceleratora medycznego. Źródło: opracowanie własne na podstawie [1].

Budowę głowicy akceleratora ilustruje *Rycina 4*. Pierwszym elementem głowicy akceleratora medycznego jest tarcza, na której następuje spowolnienie elektronów. Dzięki tej tarczy możliwa jest konwersja elektronów na fotony, będące de facto promieniowaniem hamowania. Tarcza powinna być wykonana z materiału o dużej liczbie atomowej oraz mieć odpowiednią grubość, aby zapewnić, że średnia energia emitowanych fotonów nie będzie zanizowana, a udział elektronów w wiązce pozostanie.

Kolimator stały jest kolejnym ważnym elementem głowicy akceleratora, przez który przechodzi już ograniczona wiązka promieniowania X, docierając następnie do filtra wyrównującego o kształcie stożka. Filtr ten ma na celu eliminację niejednorodnego rozkładu wiązki, poprzez osłabienie strumienia fotonów w jej centrum, gdzie intensywność jest najwyższa. Współczesne akceleratory są także przystosowane do napromieniania wiązką promieniowania X bez zastosowania opisanego filtra, co jednak wymaga uwzględnienia w systemie planowania występującej niejednorodności.

System dozymetryczny, z reguły składający się z układu komór jonizacyjnych, ma za zadanie monitorować i kontrolować zarówno mocy dawki promieniowania jak i prawidłowej symetrii wiązki promieniowania.

W kolejnym etapie wiązka trafia na układ kolimatora ruchomego, tzw. kolimatora MLC (Multi-Leaf Collimator). Jego głównym zadaniem jest formowanie pola promieniowania, które odpowiada określonemu przekrojowi poprzecznemu wiązki na danej odległości. W kolimatorze MLC szczeliny składają się z wielu wolframowych blaszek, zwanych „listkami”, z których każdy może poruszać się nienależnie od pozostałych. Kolimator MLC pozwala na formowanie pól o nieregularnych kształtach, a dzięki ruchomym listkom możliwe jest przeprowadzanie terapii technikami dynamicznymi. W przypadku napromieniania wiązką elektronów, cząstki nie uderzają w tarczę konwersji; zamiast filtra wyrównującego stosuje się folię rozpraszającą, która ma na celu rozszerzenie wiązki.

Dodatkowymi elementami obecnie stosowanych akceleratorów medycznych są systemy obrazowe, jak np. system obrazowania rentgenowskiego. Jest to klasyczny układ lampa rentgenowska wraz z detektorem ustawionym prostopadle do kierunku padania wiązki promieniowania X. Drugi system obrazowania wykorzystuje promieniowanie o wyższej energii, z zakresu ok 1-2MeV (tzw. obrazowanie portalowe) wraz z dedykowanym to tej energii promieniowania detektorem EPID (Electronic Portal Imaging Device).

Obydwa typy promieniowania w systemach obrazowych mają ten sam cel: służą do obrazowania struktur anatomicznych pacjenta w celu weryfikacji i korekcji pozycji pacjenta do zaplanowanej pozycji terapeutycznej przed rozpoczęciem leczenia, aby zminimalizować ryzyko wystąpienia błędów w ułożeniu pacjenta.

## 1.4 BŁĘDY W REALIZACJI TELERADIOTERAPII

Błędy w radioterapii stanowią istotne wyzwanie w teleradioterapii, gdyż mogą negatywnie wpływać na skuteczność leczenia oraz zwiększać ryzyko powikłań. W teleradioterapii, która polega na napromienianiu guzów z zewnętrznego źródła promieniowania, kluczowe znaczenie mają precyzja i dokładność [14]. Błędy w radioterapii można podzielić na dwa główne rodzaje: błędy geometryczne i dozymetryczne. Każdy z tych rodzajów błędów ma swoje specyficzne przyczyny i może prowadzić do różnych konsekwencji dla pacjenta, w tym nieoptymalnego leczenia lub uszkodzenia zdrowych tkanek [15].

### 1.4.1 Błędy dozymetryczne

Błędy dozymetryczne to błędy związane z dawką promieniowania dostarczoną do pacjenta. Do najczęstszych błędów dozymetrycznych należą:

- błędy w kalibracji aparatu – akcelerator liniowy może być nieprawidłowo skalibrowany, co może prowadzić do dostarczenia pacjentowi niewłaściwej dawki promieniowania,
- błędy w planowaniu leczenia – plan leczenia może zawierać błędy, które prowadzą do dostarczenia pacjentowi niewłaściwej dawki promieniowania.
- błędy podczas napromieniania – podczas naświetlania mogą wystąpić błędy techniczne, jak fluktuacje w wiązce promieniowania, które mogą prowadzić do dostarczenia pacjentowi niewłaściwej dawki promieniowania.

Konsekwencje błędów dozymetrycznych mogą być poważne. Zbyt niska dawka promieniowania dostarczona do guza może prowadzić do nieskuteczności terapii i braku kontroli nad nowotworem. Z kolei zbyt wysoka dawka może powodować uszkodzenie zdrowych tkanek i zwiększać ryzyko powikłań popromiennych, takich jak oparzenia skóry, uszkodzenia narządów czy wystąpienie wtórnych nowotworów. W związku z tym, w celu



minimalizacji błędów dozymetrycznych, stosuje się rygorystyczne procedury kontroli jakości, w tym regularne testy i kalibracje urządzeń, a także weryfikację planów leczenia przed ich zastosowaniem u pacjenta.

### 1.4.2 Błędy geometryczne

Błędy geometryczne to błędy związane z pozycjonowaniem pacjenta lub wiązek promieniowania. Do najczęstszych błędów geometrycznych należą:

- niewłaściwe ułożenie pacjenta – pacjent może być ułożony na stole zabiegowym w pozycji nieodpowiadającej planowi leczenia,
- niewłaściwe ustawienie wiązki promieniowania – wiązka promieniowania może być skierowana na niewłaściwy obszar ciała,
- błędy podczas naświetlania, np. związane z kolimacją pola – kształt i rozmiar wiązki promieniowania mogą nie odpowiadać planowi leczenia.

Występowanie tego typu błędów może być też konsekwencją ruchów narządów wewnętrznych (np. związanych z oddychaniem lub perystaltyką jelit), a także zachodzących w czasie terapii zmian w anatomii pacjenta. Przykładowo, guz może zmieniać swoją wielkość lub położenie w trakcie kilku tygodni trwania radioterapii, co może prowadzić do sytuacji, w której dawka promieniowania nie jest już precyzyjnie dostosowana do aktualnego kształtu i lokalizacji guza. Takie błędy geometryczne mogą skutkować tym, że część dawki zostanie dostarczona do zdrowych tkanek zamiast do guza, zmniejszając skuteczność terapii i zwiększając ryzyko powikłań.

W celu minimalizacji błędów geometrycznych w teleradioterapii stosuje się różne techniki i narzędzia. Przede wszystkim, niezwykle istotne jest precyzyjne planowanie leczenia, w tym wykorzystanie zaawansowanych technik obrazowania, takich jak tomografia komputerowa (CT) czy dodatkowych modalności, jak rezonans magnetyczny (MRI) lub pozytronowa tomografia emisyjna (PET), które pozwalają na dokładne określenie położenia guza, jak i określeniu zasięgu zmian chorobowych. Dodatkowo, w trakcie sesji terapeutycznych stosuje się systemy do kontroli pozycji pacjenta, takie jak stereotaktyczne ramy czy systemy do zarządzania ruchami oddechowymi, które pozwalają na korekcję pozycji pacjenta i ograniczenie wpływu ruchów na dokładność naświetlania. Jednak pomimo tych

zaawansowanych technologii, ryzyko wystąpienia błędów geometrycznych zawsze istnieje, dlatego konieczna jest stała kontrola i monitorowanie procesu leczenia.

W praktyce klinicznej zarówno błędy geometryczne, jak i dozymetryczne mogą wzajemnie na siebie oddziaływać. Na przykład, jeśli dojdzie do błędu geometrycznego i zmieni się położenie guza w stosunku do planowanej pozycji, to dostarczona dawka promieniowania może nie być optymalna, co jednocześnie wprowadza błąd dozymetryczny.

Dlatego w teleradioterapii szczególny nacisk kładzie się na konieczność starannej kontroli zarówno procesu planowania leczenia, jak i jego realizacji. Ważne jest, aby zapewnić dokładne pozycjonowanie pacjenta oraz precyzyjne dostarczanie dawki promieniowania, co pozwala minimalizować ryzyko błędów i zwiększać skuteczność terapii.

### 1.4.3 Ułożenie pacjenta i ruchy wewnątrzfrakcyjne

Niewłaściwe ułożenie pacjenta podczas teleradioterapii może prowadzić do poważnych błędów w leczeniu. Błędy te mogą obejmować:

- niedostateczne napromieniowanie guza – jeśli pacjent jest ułożony w niewłaściwej pozycji, guz może nie być w całości objęty wiązką promieniowania.
- napromieniowanie zdrowych tkanek – jeśli pacjent jest ułożony w niewłaściwej pozycji, zdrowe tkanki mogą być niepotrzebnie napromieniowane.
- zmianę dawki promieniowania – ruchy pacjenta podczas naświetlania mogą powodować zmiany w dawce promieniowania dostarczonej do guza.

Niewłaściwe ułożenie pacjenta odnosi się do sytuacji, w której pacjent nie jest ustawiony w tej samej pozycji, w jakiej został zaplanowany podczas sesji przygotowawczej. Nawet niewielkie odchylenia w ułożeniu mogą spowodować, że wiązka promieniowania nie trafi precyzyjnie w zaplanowane miejsce. Na przykład, jeśli pacjent zostanie przesunięty o kilka milimetrów, może to spowodować, że część guza otrzyma mniejszą dawkę promieniowania, a zdrowe tkanki – większą, niż było to pierwotnie zamierzone. W efekcie terapia może być mniej skuteczna, a ryzyko powikłań popromiennych wzrasta.

Ruchy wewnątrzfrakcyjne to ruchy pacjenta, które zachodzą podczas naświetlania. Ruchy te mogą być spowodowane np. przez oddech, gdyż ruchy oddechowe, ruchy perystaltyczne jelit, mimowolne ruchy pacjenta czy właściwe odtworzenie wypełnienia narządów takich jak pęcherz czy odbytnica. Wszystkie te elementy skutkują niedokładnościami

w dostarczeniu zaplanowanej dawki do obszaru tarczowego lub nieplanowanym dostarczeniem dawki w obszarze zdrowych tkanek.

Istnieje wiele procedur i systemów bezpieczeństwa, które mają na celu zapobieganie błędom w radioterapii. Do najważniejszych z nich należą szkolenie personelu w zakresie prawidłowego ułożenia pacjenta lub stosowanie technik stabilizacji. W praktyce klinicznej wykorzystuje się specjalne urządzenia do unieruchamiania pacjenta, takie jak maski termoplastyczne dla pacjentów z nowotworami głowy i szyi czy podkładowe próżniowe dla pacjentów poddawanych radioterapii w innych okolicach ciała, w tym np. obszaru miednicy, aby jak najskuteczniej unieruchomić pacjenta podczas napromieniania zapewniając jednocześnie maksymalną odtwarzalność zaplanowanej pozycji terapeutycznej. Wykorzystywane są również dedykowane systemy monitorowania ruchów pacjenta, które pomagają w wykryciu i skorygowaniu ruchów wewnątrzfrakcyjnych.

W wielu ośrodkach radioterapii standardem stało się już wykonywanie weryfikacji obrazowej pozycji pacjenta (przed każdą sesją napromieniania) za pomocą dostępnych technik obrazowania, takich jak tomografia komputerowa wiązki stożkowej (kVCBCT) lub zestawu dwóch ortogonalnych zdjęć rentgenowskich, celem sprawdzenia czy pacjent jest ustawiony zgodnie z planem terapeutycznym. Stosowanie technik obrazowania umożliwiających skorygowanie pozycji pacjenta tuż przed naświetlaniem zwiększa precyzję teleradioterapii.

Ponadto, o właściwej realizacji leczenia świadczy też ocena kliniczna pacjenta w trakcie terapii. Obserwowanie reakcji skóry na promieniowanie może pomóc w identyfikacji błędów w ułożeniu pacjenta, np. nadmierne zaczerwienienie lub poparzenia skóry w nietypowych miejscach mogą wskazywać na niewłaściwe ułożenie pacjenta lub ruchy wewnątrzfrakcyjne.

Dostępne są również metody dozymetrii in-vivo, pozwalające na dokonanie pomiaru dawki promieniowania w czasie rzeczywistym podczas naświetlania. Detekcja zmian w rozkładzie dawki może wskazywać na nieprawidłowe położenie pacjenta lub znaczne ruchy wewnątrzfrakcyjne.

Niewątpliwie regularna ocena błędów w ułożeniu pacjenta między frakcjami ma kluczowe znaczenie dla skuteczności i bezpieczeństwa radioterapii. Dzięki temu można zapewnić, że dawka promieniowania jest dostarczana precyzyjnie do guza przez cały okres terapii, co zwiększa szanse na powodzenie leczenia. Jednocześnie ogranicza się ekspozycję zdrowych tkanek na promieniowanie, co minimalizuje ryzyko wystąpienia powikłań popromiennych, takich jak uszkodzenia skóry, błon śluzowych czy narządów wewnętrznych.

## 1.5 DOZYMETRIA IN VIVO

Dozymetria in vivo to metoda pomiaru dawki promieniowania bezpośrednio na lub w ciele pacjenta (np. przy procedurach brachyterapii) podczas sesji terapeutycznej. Jest to niezwykle istotny element kontroli jakości w teleradioterapii, zwłaszcza w kontekście precyzyjnego ułożenia pacjenta oraz zapewnienia jego powtarzalności w każdej frakcji napromieniania [16,17]. Głównym celem dozymetrii in vivo jest potwierdzenie, że pacjent otrzymuje zaplanowaną dawkę promieniowania zgodnie z planem leczenia oraz, że jej dostarczanie jest zarówno powtarzalne, jak i precyzyjne przez cały okres terapii.

Pomiary dawki mogą być przeprowadzane w różnych punktach ciała pacjenta, co pozwala zweryfikować, czy pacjent jest ustawiony zgodnie z planem terapeutycznym. Wykrywanie różnic w dawce może wskazywać na nieprawidłowe położenie pacjenta lub znaczące, niekontrolowane ruchy wewnątrzfrakcyjne.

W praktyce klinicznej dozymetria in vivo polega na umieszczeniu dozymetrów (np. detektorów diodowych, termoluminescencyjnych (TLD) czy też detektorów półprzewodnikowych) na powierzchni skóry pacjenta lub w jego ciele w pobliżu obszaru napromieniania. Podczas każdej frakcji radioterapii dozymetry mierzą dawkę promieniowania w czasie rzeczywistym, co umożliwia weryfikację zgodności dawki z planem oraz jej prawidłowego dostarczenia do określonego obszaru. Jeśli wyniki dozymetrii in vivo wskazują na istotne odchylenia od planu, może to sugerować błędy w ułożeniu pacjenta, które wymagają korekty kolejnej frakcji leczenia. Metoda ta jest używana w radioterapii do weryfikacji poprawności realizacji planów leczenia, monitorowania ruchów pacjenta podczas naświetlania oraz oceny konieczności adaptacji planów leczenia. Dozymetria in vivo jest szczególnie przydatna w ocenie wpływu błędów w położeniu pacjenta na rzeczywistą dawkę dostarczaną do celu terapeutycznego.

Mimo licznych zalet, dozymetria in vivo stawia również pewne wyzwania. Jednym z nich jest precyzyjne położenie dozymetrów, które muszą być umieszczone w dokładnie określonym miejscu, aby zapewnić wiarygodność wyników. Ponadto interpretacja danych z dozymetrii in vivo bywa skomplikowana i wymaga odpowiedniego doświadczenia oraz wiedzy, aby prawidłowo ocenić odchylenia i ich wpływ na terapię.

W kontekście technik dynamicznych teleradioterapii, takich jak VMAT czy IMRT, standardowe metody pomiarowe stosowane w technikach statycznych, takie jak detektory

diodowe, napotykać na ograniczenia. W technice VMAT mamy do czynienia z ciągłym obrotem gantry oraz modulowaniem intensywności wiązki, co skutkuje płynnymi przejściami między poszczególnymi obszarami napromieniania. Taki dynamiczny charakter wiązki, wraz z ciągłym ruchem gantry, utrudnia precyzyjne ustawienie detektorów. W rezultacie uzyskany rozkład dawki staje się bardziej złożony i trudniejszy do modelowania niż w tradycyjnych statycznych technikach. Dodatkowo, w przypadku małych pól wykorzystywanych w planach VMAT, może być trudno lub wręcz niemożliwe zastosowanie detektorów o dużych rozmiarach.

Ciągłe zmiany w geometrii napromieniania w technikach dynamicznych powodują bardzo duże gradienty dawki, co znacząco utrudnia dokładne pomiary punktowe. Ograniczenia w zastosowaniu standardowych detektorów w dynamicznych technikach pomiarowych mogą wynikać również z nieliniowości odpowiedzi. W warunkach wysokich dawek i dużych gradientów, takich jak w przypadku detektorów diodowych, ich odpowiedź może być nieliniowa, co komplikuje kalibrację oraz interpretację wyników. Dodatkowo, czułość tych detektorów zależy od energii fotonów, co w przypadku złożonych widm energetycznych może prowadzić do błędów pomiarowych.

W związku z powyższym, konieczne jest zastosowanie alternatywnych metod dozymetrii in vivo dla technik dynamicznych. Przykładem mogą być matryce detektorów, które umożliwiają jednoczesny pomiar dawki w wielu punktach, co jest szczególnie przydatne w przypadku skomplikowanych rozkładów dawki. Takie układy sprawdzają się w weryfikacji planów leczenia przed ich kliniczną implementacją, jednak ze względu na swoje rozmiary nie nadają się do zastosowania w dozymetrii in vivo.

Inną obiecującą metodą są filmy dozymetryczne, które dostarczają dwuwymiarowy rozkład dawki z wysoką rozdzielczością przestrzenną. Ta metoda, choć efektywna, jest kosztowna i czasochłonna, ponieważ filmy są jednorazowego użytku i wymagają skanowania po naświetleniu przy użyciu odpowiedniego sprzętu i dedykowanego oprogramowania.

Podsumowując, zastosowanie standardowych detektorów w dozymetrii in-vivo w kontekście technik dynamicznych, takich jak VMAT, wiąże się z wieloma wyzwaniami związanymi ze złożonością rozkładu dawki, promieniowaniem rozproszonym oraz małymi polami. W związku z tym, coraz częściej poszukiwane są inne metody dozymetrii, które lepiej radzą sobie z tymi ograniczeniami.

Transit dosimetry to metoda stosowana w radioterapii do oceny dokładności i powtarzalności ułożenia pacjenta podczas leczenia [18-20]. Wykorzystuje elektroniczne urządzenia do obrazowania, takie jak detektor EPID, do pomiaru dawki promieniowania przechodzącej przez ciało pacjenta. Umożliwia to weryfikację czy promieniowanie jest dostarczane dokładnie do zamierzonego celu, minimalizując jednocześnie narażenie zdrowych tkanek.

Najnowsze badania wykazały [21], że transit dosimetry jest skuteczna w ocenie codziennych zmian w pozycjonowaniu pacjenta. Przykładowo, wykorzystanie codziennych obrazów CT może poprawić dokładność pomiarów dawki. Metoda ta pomaga wykrywać zmiany anatomiczne lub błędy w położeniu pacjenta w trakcie leczenia, co pozwala na wprowadzenie korekt w czasie rzeczywistym.

W kontekście powtarzalności ułożenia pacjenta, transit dosimetry oferuje nieinwazyjną i natychmiastową metodę monitorowania oraz weryfikacji dostarczania radioterapii. Jest szczególnie przydatna w przypadku stereotaktycznej radioterapii ciała (SBRT), gdzie precyzyjne dostarczanie dawki jest kluczowe. Techniki takie jak EPID-based transit dosimetry były z powodzeniem stosowane w zapewnieniu jakości w SBRT, nawet w przypadkach, gdy pacjenci mają skomplikowane warunki.

## 2 CEL PRACY

---

Celem niniejszej pracy była kompleksowa ocena przydatności panelu EPID oraz analizy współczynnika gamma w procesie monitorowania powtarzalności ułożenia pacjenta podczas realizacji frakcjonowanej radioterapii. W szczególności, skupiono się na ocenie możliwości wykrywania zmian w ułożeniu pacjentów leczonych w obszarze głowy i szyi oraz miednicy, gdzie precyzyjne pozycjonowanie jest kluczowe dla osiągnięcia optymalnych wyników leczenia i ograniczenia działań niepożądanych.

Cele pośrednie to:

1. Próba uzyskania odpowiedzi na pytanie, czy dozymetria portalowa z wykorzystaniem EPID jest wystarczająco czuła, aby wykrywać zmiany w ułożeniu pacjenta między kolejnymi frakcjami leczenia.
2. Sprawdzenie czy współczynnik gamma stanowi wiarygodny i obiektywny wskaźnik do ilościowej oceny tych zmian.
3. Weryfikacja czy analiza obrazów EPID i wartości współczynnika gamma może być rutynowo włączona do procedur kontroli jakości w radioterapii, umożliwiając wczesne wykrywanie nieprawidłowości i podjęcie odpowiednich działań korygujących.
4. Odpowiedź na tezy czy wprowadzenie dozymetrii portalowej do praktyki codziennej w radioterapii wpłynie na:
  - Poprawę bezpieczeństwa pacjenta – poprzez minimalizowanie ryzyka dostarczenia zbyt małej dawki do obszaru tarczowego lub przekroczenia bezpiecznych wartości dawki w otaczających zdrowych tkankach.
  - Zwiększenie skuteczności leczenia – poprzez zapewnienie, że dawka promieniowania jest dostarczana zgodnie z planem leczenia.
  - Optymalizację procesu leczenia – poprzez wczesne wykrywanie problemów związanych z pozycjonowaniem pacjenta i umożliwienie wprowadzenia niezbędnych korekt.

W celu odpowiedzi na powyższe założenia przeprowadzono szczegółową analizę obrazów EPID uzyskanych od grupy pacjentów leczonych z powodu nowotworów głowy i szyi oraz miednicy. Obliczony współczynnik gamma posłużył do ilościowej oceny zgodności między planowanym a rzeczywistym rozkładem dawki w każdej frakcji leczenia.

## 3 CZĘŚĆ PRAKTYCZNA

---

### 3.1 METODYKA POMIARÓW

#### 3.1.1 Detektor EPID AS1200 w akceleratorze TrueBeam

Detektor EPID AS1200 jest integralną częścią akceleratora medycznego TrueBeam, produkowanego przez Varian Medical Systems z siedzibą w Palo Alto, Kalifornia, USA. Stanowi kluczowy element w procesie monitorowania i weryfikacji ułożenia pacjenta oraz w ocenie rozkładu dawki promieniowania. Jego konstrukcja oparta jest na kilku istotnych komponentach, które współdziałając zapewniają jednocześnie wysoką jakość obrazów oraz precyzję pomiarów. Obszar czynny detektora EPID AS1200 zbudowany jest z amorficznego krzemu (a-Si), co pozwala na efektywną rejestrację promieniowania jonizującego. W połączeniu z płytą scyntylacyjną, która przekształca promieniowanie w sygnał świetlny, uzyskuje się obrazy o wysokiej jakości. System optyczny, odpowiedzialny za konwersję sygnału świetlnego na cyfrowy obraz, umożliwia dalsze przetwarzanie i analizę tych informacji [22].

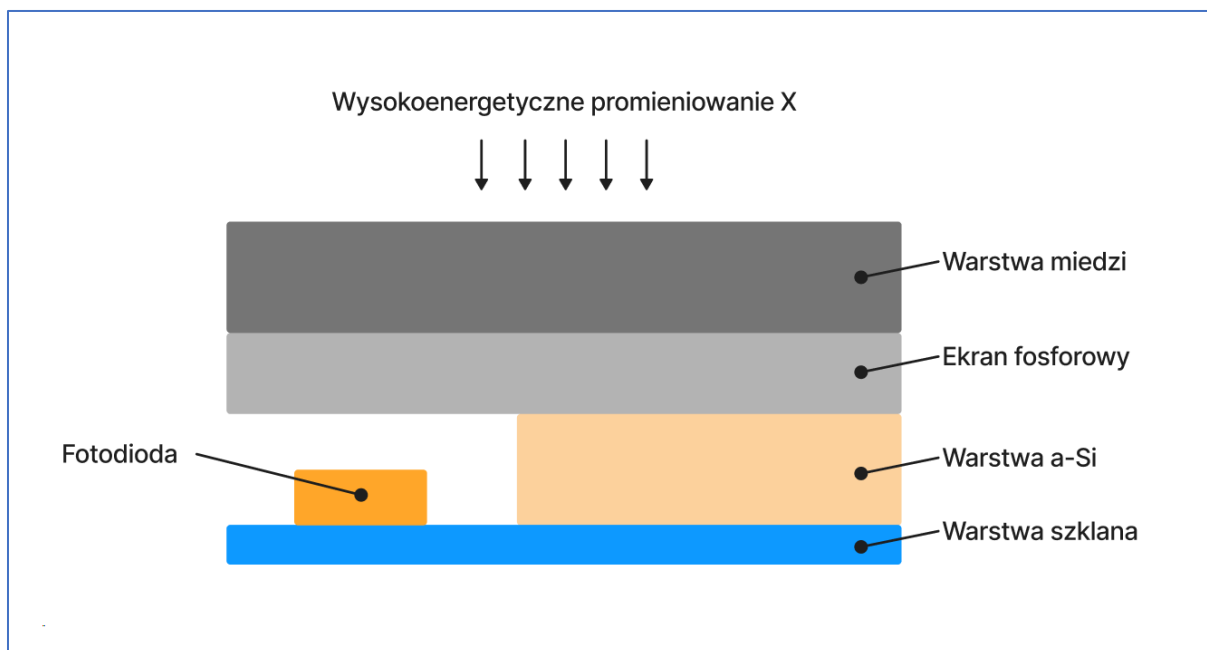
Detektor ten służy do wyznaczania map fluencji, które przedstawiają rozkład natężenia fotonów w płaszczyźnie prostopadłej do osi wiązki promieniowania [23]. Obwody elektroniczne, w skład których wchodzi fotodiody, są wytwarzane na panelach wykonanych z amorficznego krzemu. Każdy punkt pomiarowy zawiera fotodiodeę połączoną z tranzystorem, który działa jako przełącznik. Światło generowane przez fotodiody indukuje ładunek elektryczny, który jest przekazywany do systemu odczytowego poprzez aktywację tych przełączników.

Budowę detektora EPID Varian AS1200 ilustruje *Rycina 5*. Składa się on z trzech głównych komponentów[24]:

- warstwy miedzi, której zadaniem jest pochłonięcie promieniowania rozproszonego o niskiej energii oraz konwersja promieniowania rentgenowskiego o wysokiej energii w wysokoenergetyczne elektrony wtórne,
- ekranu fosforowego składającego się z warstwy odbijającej, warstwy fosforowej oraz warstwy ochronnej – pełni rolę scyntylatora,,



- detektora z amorficznego krzemu (a-Si) z podłożem szklanym, służącego do detekcji fotonów optycznych rejestrowanych przez fotodiody.



Rycina 5: Przekrój poprzeczny detektora EPID AS1200, Varian Medical Systems. Źródło: opracowanie własne na podstawie [24].

Parametry techniczne istotne z punktu widzenia jakości uzyskanego obrazu portalowego zostały zebrane poniżej (Tabela 1).

Tabela 1: Charakterystyka detektor EPID AS1200. Źródło: instrukcja producenta [25]:

Charakterystyka detektor EPID AS1200	
wymiar obszaru czynnego	43 cm x 43 cm,
liczba pikseli	1 638 400 (1280 x 1280)
rozdzielczość przestrzenna detektora	0,34 mm w izocentrum

Celem przeprowadzenia pomiaru dozymetrii portalowej, konieczne jest zastosowanie trzech kluczowych komponentów [26]:

- modelu do obliczania dawki PDC (Portal Dose Calculation) w systemie planowania leczenia Eclipse, który umożliwia generowanie przewidywanych map fluencji z wykonanego planu leczenia;

- systemu akwizycji obrazów TrueBeam – detektora EPID, który rejestruje zmierzoną mapę fluencji;
- oprogramowania Portal Dosimetry, które służy do porównania zmierzonych i przewidywanych obrazów.

Oprogramowanie Portal Dosimetry to zestaw narzędzi, które umożliwia wykonanie weryfikacji planów leczenia dla planów wyliczonych w technikach dynamicznych, takich jak IMRT czy VMAT. Znajduje również zastosowanie w przeprowadzaniu testów kontroli jakości akceleratora [27–30].

Kluczowe funkcjonalności tego systemu obejmują [22]:

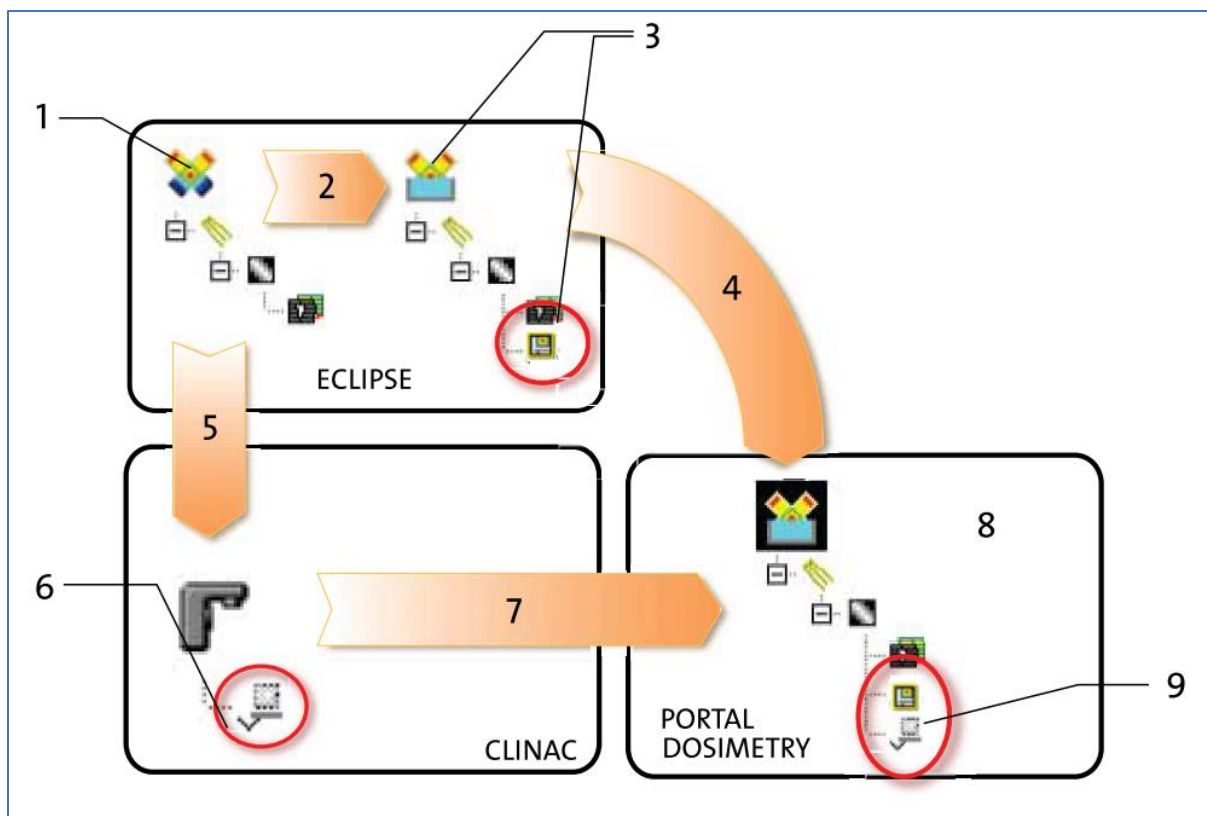
- porównanie map fluencji obliczonych w systemie planowania leczenia z mapami zmierzonymi na detektorze EPID, co pozwala na weryfikację zgodności dostarczonej dawki promieniowania z planem leczenia.
- porównanie dwóch różnych obrazów map fluencji zmierzonych na detektorze,
- wykonanie obrazu sumarycznego z wybranych zmierzonych map fluencji
- automatyczną analizę współczynnika gamma, powszechnie stosowanego wskaźnika zgodności między planowanymi a zmierzonymi rozkładami dawki,
- archiwizację wyników tej analizy do późniejszej oceny jakości leczenia.

Konieczne jest przeprowadzenie szeregu kalibracji i testów, aby zapewnić prawidłowe funkcjonowanie systemu. Kalibracja detektora EPID obejmuje odpowiednie skalibrowanie urządzenia, aby przekształcić obraz w skali szarości na obraz dozymetrii portalowej wyrażony w jednostkach CU (Calibrated Units) [31], co umożliwia bezpośrednie porównywanie wartości dawki z planem leczenia. Przed wprowadzeniem systemu do rutynowego użytku klinicznego, należy przeprowadzić szereg testów w celu potwierdzenia jego dokładności. Kalibracja detektora EPID w trybie absolutnym polega na ustaleniu zależności między wartościami pikseli na obrazie a rzeczywistą dawką pochłoniętą w materiale detektora, co pozwala uzyskać dokładne informacje o rozkładzie dawki w obszarze naświetlanym. Standardowo kalibrację detektora do pomiarów dawki absolutnej przeprowadza się w taki sposób, aby uzyskać PD (Predicted Dose) wynoszące 1 CU dla pola o wymiarach 10x10 cm<sup>2</sup> przy dawce 100 MU oraz odległości SDD (Source-to-Detector Distance) wynoszącej 100 cm. Kalibracje dla innych wartości SDD wykonuje się zgodnie z prawem odwrotnych kwadratów [32].

Według zaleceń producenta, po starannej kalibracji i prawidłowym ustawieniu systemu, ocena indeksu gamma dla obliczeń dawki pacjenta przy użyciu algorytmu oraz pomiarów portalowych powinna spełniać kryteria akceptacji dla ponad 99% obrazów portalu, przy zastosowaniu kryteriów analizy gamma wynoszących 4% oraz 4 mm. Oznacza to, że różnice pomiędzy obliczoną a zmierzoną dawką promieniowania są minimalne, co przekłada się na wysoką jakość terapii oraz bezpieczeństwo pacjenta [31].

W tej pracy, do porównania kolejnych frakcji leczenia z poprzednimi, wykorzystano schemat standardowo stosowany w weryfikacji planów leczenia z wykorzystaniem panelu EPID. Różnicą w analizie było wykonywanie porównań pomiędzy kolejnymi obrazami portalowymi, bez wskazywania jednego obrazu wyliczonego w systemie planowania leczenia jako referencyjnego, co przedstawia *Rycina 6*:

1. Opracowanie planu leczenia w systemie Eclipse, który zawiera aktualny rozkład fluencji oraz obliczone dynamiczne ruchy listków kolimatora MLC
2. Generowanie obliczonego obrazu portalowego.
- 3-4. Wykonany plan leczenia zawierający wygenerowany obraz portalowy (oznaczony kółkiem).
5. Przesłanie planu weryfikacyjnego do akceleratora TrueBeam.
6. Uzyskanie zmierzonego obrazu portalowego będącego dwuwymiarowym rozkładem fluencji w trakcie napromieniania pacjenta.
7. Przesłanie danych do oprogramowania Portal Dosimetry.
8. Porównanie obliczonego obrazu portalowego w danym dniu z poprzednimi frakcjami.
9. Analiza obliczonych i zmierzonych obrazów portalowych.



Rycina 6: Schemat wykonywania pomiarów in-vivo podczas realizacji planów leczenia przy pomocy panelu EPID wykorzystując kolejne mierzone obrazy portalowe. Źródło: instrukcja producenta [33].

### 3.1.2 Analiza współczynnika gamma (gamma index)

Zarówno z systemu planowania leczenia jak i z pomiarów na akceleratorze otrzymywane są dane w postaci dwuwymiarowych rozkładów dawki lub w przypadku urządzenia EPID – map fluencji.

W celu zbadania różnic pomiędzy wartościami dawki – zmierzoną przez detektor i zaplanowaną w określonym punkcie, a także w celu wyznaczenia różnic geometrycznych, wskazujących na zdeponowanie dawki w nieodpowiednim miejscu, zastosowanie znalazła koncepcja wyznaczania współczynnika gamma. Dlatego do porównania uzyskanych rozkładów map fluencji z poszczególnych frakcji leczenia zastosowany został właśnie współczynnik gamma, który równocześnie porównuje w tym samym miejscu dawki zmierzone i obliczone oraz różnicę pomiędzy położeniem samej dawki. Zgodnie z danymi literaturowymi zastosowano niżej omówiony sposób oceny zgodności [23,34,35]:.

Przed obliczeniem złożono obraz dwuwymiarowego rozkładu dawki, otrzymanego przy danej frakcji leczenia z rozkładem uzyskanym z jedną z poprzedniej frakcji. Klasycznie, przy wykonywaniu weryfikacji planu przed jego kliniczną implementacją jako rozkład referencyjny może być wybrany rozkład zmierzony, natomiast za rozkład oceniany może być uznawany rozkład zaplanowany. W tej pracy, analizując kolejne obrazy między sobą, nie traktowano żadnego rozkładu jako referencyjnego, ale obserwowano zmiany jego powtarzalności w czasie trwania leczenia. Współczynnik gamma pozwala na znalezienie dla danego ocenianego punktu najbardziej zbliżonego punktu z rozkładu ocenianego, mieszczącego się w przyjętych kryteriach analizy [35]. W związku z tym, dla każdego punktu z rozkładu analizowanego obliczana jest wartość  $\gamma$ , na podstawie wzoru jak niżej [22]:

$$\gamma_{i,j} = \sqrt{\frac{|\underline{r}_j - \underline{r}_i|^2}{DTA^2} + \frac{|D_j - D_i|^2}{\Delta D_{max}^2}} \quad [eq. 4]$$

gdzie:

$i, j$  – elementy macierzy teoretycznej i zmierzonej

$|\underline{r}_j - \underline{r}_i|$  – odległość między punktami w macierzy teoretycznej i zmierzonej dla analizowanej dawki;

$D_j - D_i$  - różnica między dawką zaplanowaną, a zmierzoną w elemencie macierzy  $j=i$ ;

DTA – maksymalna odległość, w której zarejestrowanie dawki zgodnej z oczekiwaną spowoduje spełnienie kryterium poprawności analizy

$\Delta D_{max}$  – maksymalna różnica pomiędzy dawką zaplanowaną, a zmierzoną, która spowoduje spełnienie kryterium poprawności analizy, zakładając brak różnic geometrycznych

W następnym etapie, każdemu punktowi referencyjnemu przypisywana jest minimalna wartość współczynnika gamma, spośród wszystkich wyznaczonych wartości, według wzoru jak niżej:

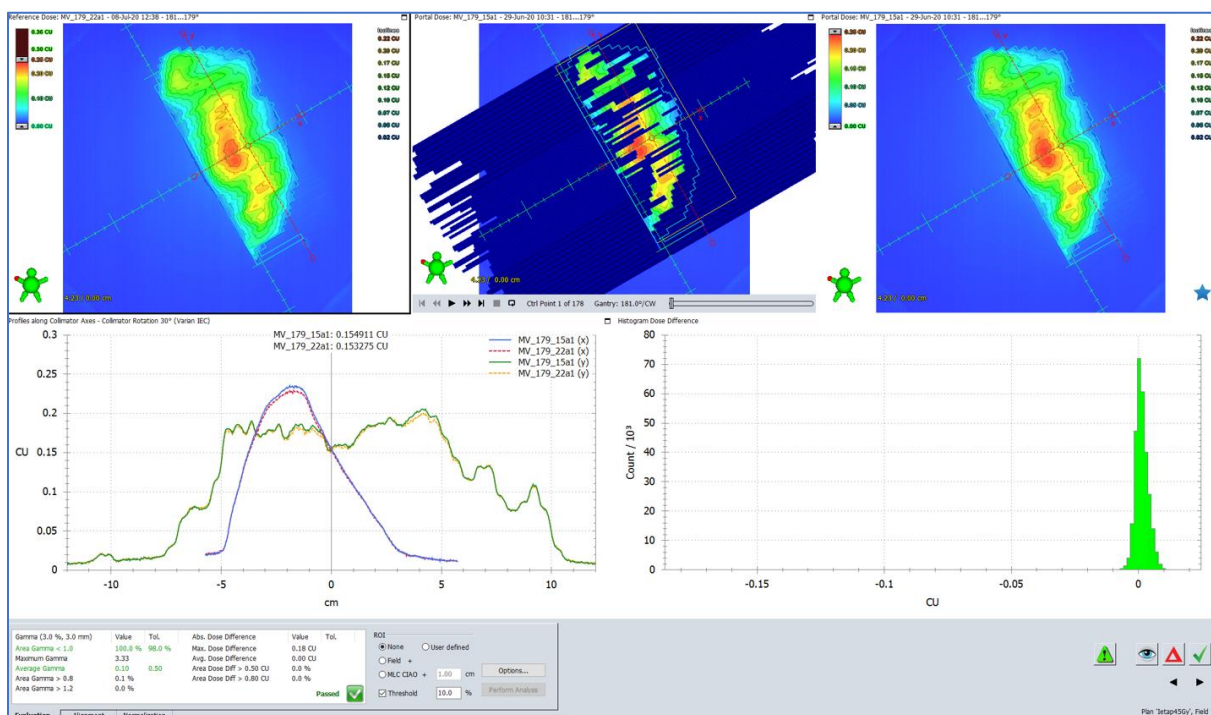
$$\gamma = \min(\gamma_{i,j}) \quad [eq. 5]$$

Dla przykładu, jeżeli punktowi referencyjnemu zostanie przypisana wartość  $\gamma \leq 1$ , to oznaczać to będzie, że znaleziony został punkt na rozkładzie ocenianym, leżący wewnątrz elipsoidy o promieniach równych DTA i  $\Delta D_{max}$  oraz środka w punkcie referencyjnym, co wskazuje na spełnienie kryterium akceptacji.

Dla parametrów wejściowych  $\Delta D_{max}$  i DTA, w zależności od placówki, przyjmowane są różne wartości [23,24,37]. Najczęściej wynoszą one odpowiednio 3% i 3 mm. W celu potwierdzenia zgodności zmierzonego rozkładu dawki z rozkładem zaplanowanym, sprawdzany jest tzw. indeks gamma, określający liczbę punktów, dla których przyporządkowano współczynnik  $\gamma \leq 1$ . Plan może zostać dopuszczony do realizacji, w przypadku gdy takich punktów jest co najmniej 95% [34]. Drugim parametrem używanym w ocenie rozkładów jest średnia wartość współczynnika gamma ( $\gamma_{mean}$ ), a plan jest akceptowalny gdy  $\gamma_{mean} < 0,5$ .

W przypadku, gdy wartość DTA zdefiniujemy jako 3mm, a  $\Delta D_{max}$  jako 3%, wówczas uznajemy, że pomiar jest zgodny z obliczeniami, kiedy punkt pomiarowy zawarty jest w objętości o promieniach: DTA i  $\Delta D_{max}$ . Parametr gamma rutynowo stosowany jest w praktyce klinicznej przy procedurach QA (quality assurance) wykonania planu podczas weryfikacji dozymetrycznej planu. Pozwala zatem na sprawdzenie poprawności wykonanych obliczeń rozkładu dawki z rzeczywistym rozkładem zmierzonym podczas pomiarów weryfikacyjnych. Wykonany w ten sposób pomiar zawiera również ukrytą informację dotyczącą poprawności realizacji ruchu listków kolimatora, prędkości obrotu ramienia (w technice VMAT) czy kąta obrotu kolimatora [29,38,39].

Obliczone wartości  $\gamma$  są prezentowane na tzw. mapie gamma (*Rycina 7*), gdzie każdemu punktowi w zależności od jego wartości, przypisywana jest odpowiednia barwa.



Rycina 7: Przykładowy zestaw map fluencji: lewy górny obszar to zaplanowana w systemie planowania leczenia mapa fluencji (jako obraz referencyjny), prawy górny obszar to zmierzony obraz portalowy, środkowe górne pole prezentuje obraz portalowy z widocznymi listkami kolimatora, wykresy w dolnej lewej części prezentują porównanie map fluencji zaplanowanej i zmierzonej, wraz z różnicami w dawce zaplanowanej i zmierzonej; prawa dolna strona histogram różnicy dawki w jednostkach CU. Źródło: wyniki własne.

### 3.1.3 Analiza statystyczna

Analizę statystyczną przeprowadzono wykorzystując zebrane wyniki w tabelach, a następnie opracowano testy statystyczne w programie Statistica 10.

Do oceny zgodności między mapami fluencji wykorzystano współczynnik gamma. Wartość współczynnika gamma została obliczona dla różnych kryteriów dokładności:

- Dla obszaru miednicy: 1) 2%/2mm; 2) 3%/3mm; 3) 4%/4mm,
- Dla obszaru głowy i szyi: 1) 2%/2mm; 2) 3%/3mm; 3) 4%/3mm.

- we wszystkich przypadkach przyjęto, że zgodność występuje, gdy pokrywa się 98% analizowanego pola.

W celu porównania powtarzalności leczenia w różnych obszarach i dla różnych kryteriów indeksu gamma zastosowano testy statystyczne:

- Test Chi-kwadrat: wykorzystano do oceny istotności statystycznej różnicy w rozkładzie częstości między oczekiwanymi a obserwowanymi wartościami w tabeli kontyngencji. Opracowana tabela kontyngencji przedstawiała liczbę porównań, w których osiągnięto zgodność dla różnych kryteriów dokładności w zależności od obszaru anatomicznego.
- Test Fishera: zastosowany jako alternatywa dla testu Chi-kwadrat w sytuacjach, gdy liczebności w niektórych komórkach tabeli były małe. Jest to test dokładny, który nie wymaga spełnienia tak restrykcyjnych założeń jak test Chi-kwadrat.

Przyjęto hipotezę zerową (dla obu wyżej wymienionych testów) o braku istotnej różnicy w powtarzalności leczenia między kolejnymi frakcjami. Przyjęto poziom istotności statystycznej  $p = 0,01$ .

Analiza statystyczna została wykonana według następujących kroków:

1. Sporządzenie tabel kontyngencji: dane są przedstawione w tabeli, gdzie pierwszy wiersz reprezentują wartości spełniające warunek zgodności: pomiar – wartość oczekiwana. Drugi wiersz przedstawia brak zgodności.
2. Wartości oczekiwane: założenie, że wszystkie pomiary spełniają warunek zgodności.
3. Statystyka testu: obliczana jest statystyka Chi-kwadrat, która mierzy różnicę między obserwowanymi a oczekiwanymi wartościami.
4. Decyzja: jeśli wartość  $p$  jest mniejsza od przyjętego poziomu istotności, odrzucamy hipotezę zerową i przyjmujemy, że nie ma istotnej różnicy w powtarzalności leczenia między kolejnymi frakcjami leczenia. Czyli istnieje różnica pomiędzy frakcjami.

Wykorzystując testy statystyczne Chi-kwadrat i Fishera oraz analizując współczynnik gamma dla różnych kryteriów dokładności, zbadano, czy istnieje istotna różnica między kolejnymi i poprzednimi mapami fluencji zarejestrowanymi podczas realizacji każdej frakcji leczenia dla pacjentów leczonych w obszarze głowy i szyi oraz miednicy.



### 3.1.4 Wykonanie pomiarów

Wszystkie pomiary zostały zrealizowane na akceleratorze liniowym TrueBeam (Varian Medical Systems), co przedstawia *Rycina 8*. Urządzenie to generuje wiązki fotonów o dwóch wartościach energii maksymalnej: 6 MeV oraz 20 MeV, przy zastosowaniu filtra spłaszczającego. Wbudowany kolimator wielolistkowy MLC 120 HD charakteryzuje się szerokością najmniejszych listków wynoszącą 2,5 mm w izocentrum, co umożliwia precyzyjne formowanie kształtu wiązki oraz jej dopasowanie do napromienianego obszaru.

Akcelerator jest również wyposażony w detektor EPID aS1200 oraz zintegrowany system obrazowania rentgenowskiego (układ lampa rtg – detektor kV). System obrazowania kV umożliwia pozyskiwanie wysokiej jakości obrazów radiograficznych oraz obrazów tomografii komputerowej typu kVCBCT (kV Cone-Beam Computed Tomography), co istotnie wspomaga precyzyjne pozycjonowanie pacjenta przed rozpoczęciem terapii. Detektor obrazowania megawoltowego (MV) oprócz możliwości pomiaru map fluencji podczas weryfikacji dozymetrycznej, służy również do obrazowania ułożenia pacjenta – daje możliwość wykonania megawoltowego zdjęcia pozycji pacjenta w celu analizy powtarzalności ułożenia chorego podczas danej frakcji seansu radioterapeutycznego.



*Rycina 8. Akcelerator liniowy TrueBeam, firmy Varian Medical Systems, w wyposażeniu, niebieską strzałką oznaczono detektor EPID AS1200 wykorzystywany do pomiarów. Źródło: materiały własne.*

## 3.2 MATERIAŁ I METODY

Grupę badawczą stanowiło 30 pacjentów, leczonych w Zakładzie Radioterapii w Zagłębiowskim Centrum Onkologii w Dąbrowie Górniczej w okresie od 06.2020 r. do 09.2023 r. Grupa została podzielona ze względu na lokalizację struktury docelowej na:

1. obszar miednicy (tj. prostata, pęcherz, macica), liczba ogółem: 15, w tym 4 kobiety, średni wiek 59,5 +/- 10,1 lat, 11 mężczyzn, średni wiek 68,8 +/- 7,3 lat;
2. obszar głowy i szyi lub mózgowia, (tj. krtań, grupy węzłów chłonnych głowy i szyi, guzy mózgu), liczba ogółem: 15, w tym 1 kobieta, wiek 71 lat, 14 mężczyzn, średni wiek 59,0 +/- 6,5 lat.

Dla analizowanej grupy pacjentów podczas realizacji radioterapii w obszarze miednicy nie stosowano żadnych dodatkowych unieruchomień jak np. maski termoplastyczne czy materace próżniowe. W przypadku pacjentów leczonych w obszarze głowy i szyi w celu ich unieruchomienia wykorzystywano maskę termoplastyczną 3 lub 5-cio punktową. Następnie, po wykonaniu tomografii komputerowej do planowania leczenia dla każdego pacjenta przygotowano dynamiczny plan leczenia w technice łukowej VMAT [40].

Następnie analizę przeprowadzono w dwóch wybranych lokalizacjach: miednicy oraz głowy i szyi. Podczas każdej frakcji, dla każdego pacjenta, dla każdej wiązki promieniowania rejestrowano mapę fluencji przy pomocy detektora EPID AS1200. Umożliwiło to wielokrotne porównanie uzyskanych sumarycznych map fluencji z poszczególnych frakcji z odpowiadającymi im mapami sumarycznymi z kolejnych frakcji leczenia. Łącznie analizie poddanych zostało 1552 porównań dla lokalizacji głowa/szyja oraz 2339 porównań dla obszaru miednica.

Do przygotowania planów leczenia wykorzystano program Eclipse v.16 firmy Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA. Do obliczeń zastosowano algorytm AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) [41]. W przygotowanych i realizowanych planach leczenia liczba łuków wahała się pomiędzy 2 a 4. W systemie planowania leczenia zaprogramowano, by panel EPID rejestrował promieniowanie przechodzące przez pacjenta podczas całego seansu terapeutycznego. Zarejestrowane zostały mapy fluencji dla każdego pola osobno. Ponadto, każdy plan został zweryfikowany dozymetrycznie oraz został dopuszczony do implementacji klinicznej przez fizyka medycznego i lekarza radioterapeutę.

Wygenerowane plany leczenia różniły się co do ilości realizowanych pól. Dlatego też na potrzeby dalszej analizy stworzono sumę wszystkich obrazów zarejestrowanych podczas pojedynczej frakcji leczenia, uzyskując tzw. "composite image". Zarejestrowana podczas każdej frakcji mapa fluencji była porównywana z mapami ze wszystkich poprzednich i kolejnych frakcji z użyciem analizy gamma w dedykowanym oprogramowaniu Portal Dosimetry (Varian Medical Systems).

Celem wyliczenia całkowitej liczby porównań map fluencji dla pojedynczego pacjenta, zastosowano przedstawiony niżej wzór:

$$N = \sum_{n=1}^{f-1} SMF_n \quad [eq. 6]$$

gdzie:

N – całkowita liczba porównań dla pojedynczego pacjenta

f – całkowita liczba frakcji

SMF<sub>n</sub> – sumaryczna mapa fluencji dla n-tej frakcji

Do porównania uzyskanych rozkładów dawek (map fluencji) z poszczególnych frakcji zastosowany został współczynnik gamma. Kryteria zgodności pomiędzy odpowiednimi parami map fluencji obliczone opisano w rozdziałach poprzednich.

W tym badaniu w celu oceny zgodności pomiędzy odpowiednimi parami map fluencji obliczone zostały współczynnik gamma dla różnych kryteriów dokładności:

- dla obszaru miednicy 1) 2%/2mm; 2) 3%/3mm; 3) 4%/4mm,
- dla obszaru głowy i szyi 1) 2%/2mm; 2) 3%/3mm; 3) 4%/3mm,

- przyjmując we wszystkich trzech kryteriach zgodność dla 98% analizowanego pola.

Należy pamiętać, że dla różnych lokalizacji, konieczne może być przyjęcie różnych kryteriów powtarzalności leczenia [42-44]. W przypadku napromieniania różnych lokalizacji obserwuje się inną ruchomość narządów wewnętrznych. Dla przykładu wewnątrzfrakcyjna ruchomość narządów w obszarze miednicy będzie większa niż w obszarze głowy i szyi [45-47].

## 4 UZYSKANE WYNIKI I ICH DYSKUSJA

Wyniki pomiarów zostały zebrane w tabeli dla każdego z 30 pacjentów osobno. Oprócz numeru kolejnego porównania zapisane zostały wyniki każdego porównania dla zadanych kryteriów analizy współczynnika gamma. Zestawienie wyników dla jednego z analizowanych pacjentów przedstawia *Tabela 2*.

*Tabela 2: Tabela przedstawiająca wyniki analizy gamma dla pacjenta leczonego w obszarze miednicy. W tym przypadku przeanalizowanych zostało 11 frakcji leczenia (110 porównań) przy trzech zadanych wartościach analizy współczynnika gamma (DTA,  $\Delta D_{max}$ , zgodność): 2%, 2mm, 98%; 3%, 3mm, 98%; 4%, 4mm, 98%. Kolumny T/F (True/False – Prawda/Falsz) są oceną spełnienia zadanego wymagania.*

Lp.	porównanie	2%/2mm/98%	T/F	3%/3mm/98%	T/F	4%/4mm/98%	T/F
1	29 Jun-30 Jun	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
2	29 Jun-01 Jul	98,7%	1	99,8%	1	100,0%	1
3	29 Jun-02 Jul	95,5%	0	98,3%	1	99,4%	1
4	29 Jun-03 Jul	96,4%	0	98,6%	1	99,5%	1
5	29 Jun-06 Jul	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
6	29 Jun-07 Jul	98,3%	1	99,8%	1	100,0%	1
7	29 Jun-08 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
8	29 Jun-09 Jul	98,2%	1	99,8%	1	100,0%	1
9	29 Jun-10 Jul	99,6%	1	99,9%	1	100,0%	1
10	29 Jun-13 Jul	97,4%	0	99,6%	1	100,0%	1
11	30 Jun-29 Jun	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
12	30 Jun-01 Jul	99,5%	1	100,0%	1	100,0%	1
13	30 Jun-02 Jul	97,6%	0	99,2%	1	99,7%	1
14	30 Jun-03 Jul	98,1%	1	99,4%	1	99,8%	1
15	30 Jun-06 Jul	99,5%	1	99,9%	1	100,0%	1
16	30 Jun-07 Jul	97,6%	0	99,7%	1	100,0%	1
17	30 Jun-08 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
18	30 Jun-09 Jul	99,1%	1	99,9%	1	100,0%	1
19	30 Jun-10 Jul	100,0%	1	100,0%	1	100,0%	1
20	30 Jun-13 Jul	98,7%	1	99,9%	1	100,0%	1
21	01 Jun-29 Jun	99,0%	1	99,9%	1	100,0%	1
22	01 Jun-30 Jul	99,6%	1	100,0%	1	100,0%	1
23	01 Jun-02 Jul	99,0%	1	99,9%	1	100,0%	1
24	01 Jun-03 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1

Lp.	porównanie	2%/2mm/98%	T/F	3%/3mm/98%	T/F	4%/4mm/98%	T/F
25	01 Jun-06 Jul	98,5%	1	99,8%	1	100,0%	1
26	01 Jun-07 Jul	92,2%	0	98,4%	1	99,8%	1
27	01 Jun-08 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
28	01 Jun-09 Jul	98,4%	1	99,9%	1	100,0%	1
29	01 Jun-10 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
30	01 Jun-13 Jul	98,2%	1	99,9%	1	100,0%	1
31	02 Jun-29 Jun	95,8%	0	98,7%	1	99,7%	1
32	02 Jun-30 Jul	98,0%	1	99,5%	1	99,9%	1
33	02 Jun-01 Jul	99,4%	1	100,0%	1	100,0%	1
34	02 Jun-03 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
35	02 Jun-06 Jul	94,9%	0	98,3%	1	99,4%	1
36	02 Jun-07 Jul	86,6%	0	95,4%	0	98,5%	1
37	02 Jun-08 Jul	97,0%	0	99,3%	1	99,9%	1
38	02 Jun-09 Jul	93,8%	0	98,8%	1	99,8%	1
39	02 Jun-10 Jul	98,7%	1	99,9%	1	100,0%	1
40	02 Jun-13 Jul	93,6%	0	98,7%	1	99,8%	1
41	03 Jun-29 Jun	96,7%	0	98,9%	1	99,8%	1
42	03 Jun-30 Jul	98,4%	1	99,6%	1	100,0%	1
43	03 Jun-01 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
44	03 Jun-02 Jul	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
45	03 Jun-06 Jul	96,4%	0	98,9%	1	99,7%	1
46	03 Jun-07 Jul	90,8%	0	97,2%	0	99,1%	1
47	03 Jun-08 Jul	98,3%	1	99,7%	1	100,0%	1
48	03 Jun-09 Jul	97,3%	0	99,7%	1	100,0%	1
49	03 Jun-10 Jul	99,5%	1	100,0%	1	100,0%	1
50	03 Jun-13 Jul	96,9%	0	99,6%	1	100,0%	1
51	06 Jun-29 Jun	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
52	06 Jun-30 Jul	99,5%	1	99,9%	1	100,0%	1
53	06 Jun-01 Jul	97,9%	0	99,7%	1	100,0%	1
54	06 Jun-02 Jul	94,0%	0	97,8%	0	99,2%	1
55	06 Jun-03 Jul	95,8%	0	98,4%	1	99,5%	1
56	06 Jun-07 Jul	98,2%	1	99,8%	1	100,0%	1
57	06 Jun-08 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
58	06 Jun-09 Jul	97,4%	0	99,7%	1	100,0%	1
59	06 Jun-10 Jul	99,3%	1	99,9%	1	100,0%	1
60	06 Jun-13 Jul	96,4%	0	99,5%	1	100,0%	1
61	07 Jun-29 Jun	98,3%	1	99,6%	1	100,0%	1
62	07 Jun-30 Jul	97,6%	0	99,4%	1	99,9%	1

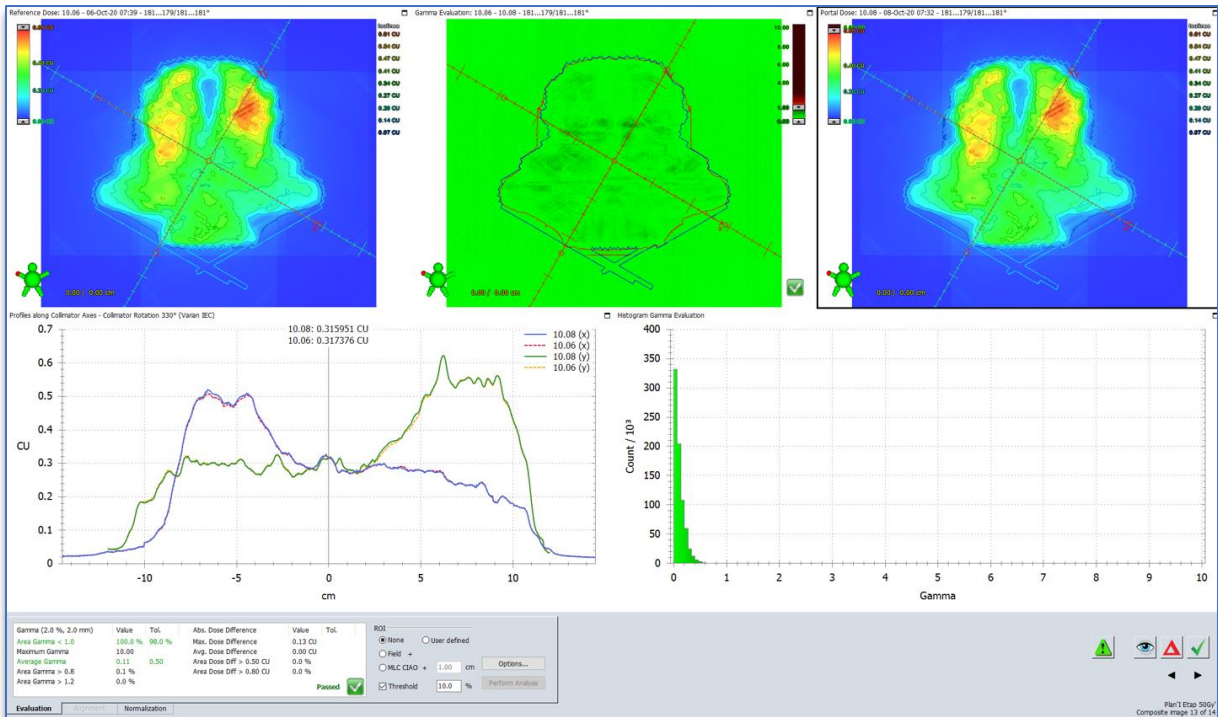
Lp.	porównanie	2%/2mm/98%	T/F	3%/3mm/98%	T/F	4%/4mm/98%	T/F
63	07 Jun-01 Jul	92,4%	0	98,2%	1	99,6%	1
64	07 Jun-02 Jul	86,7%	0	94,4%	0	97,4%	0
65	07 Jun-03 Jul	90,8%	0	96,9%	0	98,7%	1
66	07 Jun-06 Jul	98,4%	1	99,8%	1	100,0%	1
67	07 Jun-08 Jul	97,5%	0	99,8%	1	100,0%	1
68	07 Jun-09 Jul	97,4%	0	99,7%	1	99,9%	1
69	07 Jun-10 Jul	97,0%	0	99,4%	1	99,9%	1
70	07 Jun-13 Jul	98,8%	1	99,9%	1	100,0%	1
71	08 Jun-29 Jun	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
72	08 Jun-30 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
73	08 Jun-01 Jul	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
74	08 Jun-02 Jul	96,3%	0	98,8%	1	99,7%	1
75	08 Jun-03 Jul	97,8%	0	99,4%	1	99,9%	1
76	08 Jun-06 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
77	08 Jun-07 Jul	96,7%	0	99,8%	1	100,0%	1
78	08 Jun-09 Jul	99,5%	1	100,0%	1	100,0%	1
79	08 Jun-10 Jul	99,7%	1	100,0%	1	100,0%	1
80	08 Jun-13 Jul	98,9%	1	99,9%	1	100,0%	1
81	09 Jun-29 Jun	99,4%	1	100,0%	1	100,0%	1
82	09 Jun-30 Jul	99,4%	1	99,9%	1	100,0%	1
83	09 Jun-01 Jul	99,3%	1	99,9%	1	100,0%	1
84	09 Jun-02 Jul	95,5%	0	98,8%	1	99,7%	1
85	09 Jun-03 Jul	98,2%	1	99,8%	1	100,0%	1
86	09 Jun-06 Jul	99,2%	1	100,0%	1	100,0%	1
87	09 Jun-07 Jul	98,0%	1	99,9%	1	100,0%	1
88	09 Jun-08 Jul	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
89	09 Jun-10 Jul	99,5%	1	99,9%	1	100,0%	1
90	09 Jun-13 Jul	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
91	10 Jun-29 Jun	99,7%	1	100,0%	1	100,0%	1
92	10 Jun-30 Jul	100,0%	1	100,0%	1	100,0%	1
93	10 Jun-01 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
94	10 Jun-02 Jul	98,3%	1	99,8%	1	100,0%	1
95	10 Jun-03 Jul	99,3%	1	99,9%	1	100,0%	1
96	10 Jun-06 Jul	99,3%	1	99,9%	1	100,0%	1
97	10 Jun-07 Jul	97,1%	0	99,7%	1	100,0%	1
98	10 Jun-08 Jul	99,8%	1	100,0%	1	100,0%	1
99	10 Jun-09 Jul	99,4%	1	100,0%	1	100,0%	1
100	10 Jun-13 Jul	98,7%	1	99,9%	1	100,0%	1

Lp.	porównanie	2%/2mm/98%	T/F	3%/3mm/98%	T/F	4%/4mm/98%	T/F
101	13 Jun-29 Jun	98,4%	1	99,9%	1	100,0%	1
102	13 Jun-30 Jul	99,0%	1	99,8%	1	100,0%	1
103	13 Jun-01 Jul	98,7%	1	99,9%	1	100,0%	1
104	13 Jun-02 Jul	93,8%	0	98,2%	1	99,4%	1
105	13 Jun-03 Jul	97,2%	0	99,6%	1	100,0%	1
106	13 Jun-06 Jul	98,1%	1	99,8%	1	100,0%	1
107	13 Jun-07 Jul	99,2%	1	100,0%	1	100,0%	1
108	13 Jun-08 Jul	99,3%	1	100,0%	1	100,0%	1
109	13 Jun-09 Jul	99,9%	1	100,0%	1	100,0%	1
110	13 Jun-10 Jul	99,2%	1	99,9%	1	100,0%	1

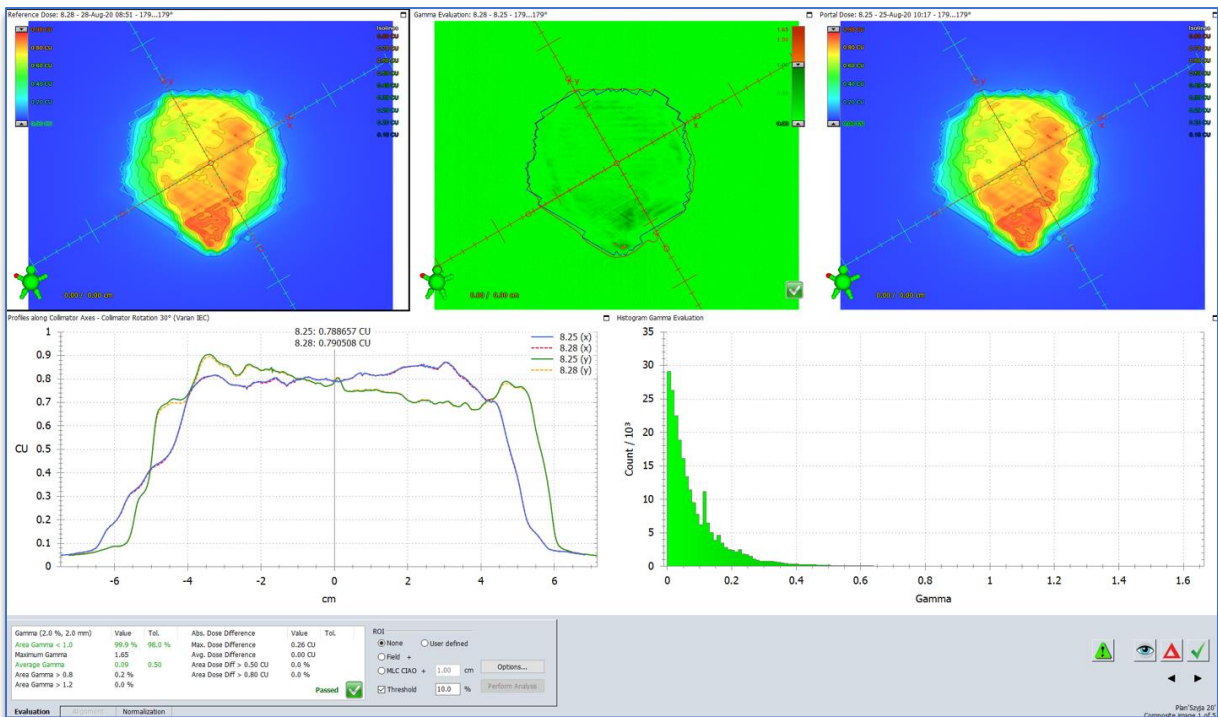
Na poniższych rycinach (*Rycina 9*, *Rycina 10*, *Rycina 11*) przedstawiono w postaci kopii z ekranu systemu planowania leczenia reprezentatywne mapy fluencji z danego pomiaru oraz dopasowanie do rozkładu fluencji z innego pomiaru tego samego pacjenta. Zaznaczono osie wzdłuż których sprawdzano dopasowanie planu leczenia oraz pomiaru fluencji z wykorzystaniem detektora EPID.

*Rycina 9* i *Rycina 10* przedstawiają pomiary dla obszaru szyi i głowy, dla których jest spełniona wymagana zgodność pomiędzy pomiarami.

Natomiast *Rycina 11* przedstawia pomiar wykonany dla obszaru miednicy, dla którego również otrzymano wymaganą zgodność pomiędzy pomiarami.

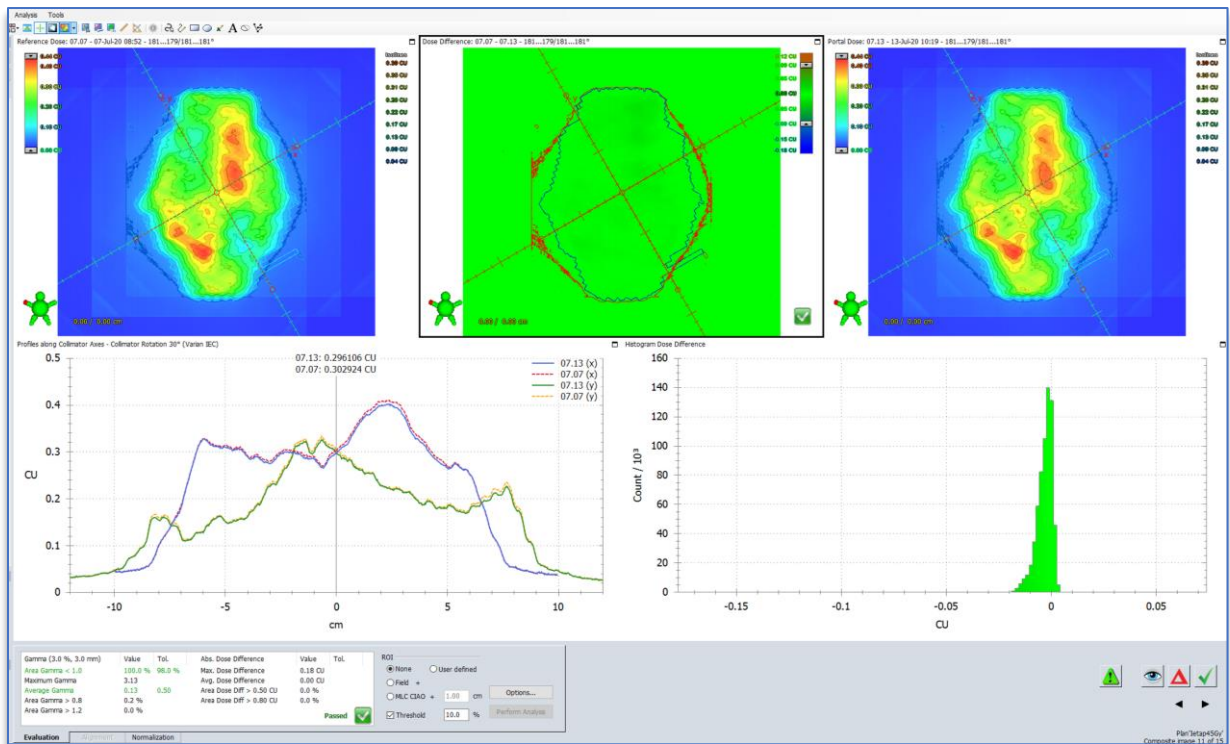


Rycina 9: Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze szyi, potwierdzające zgodność na założonym poziomie (kryterium 2%, 2 mm, 98%). W tym przypadku uzyskana zgodność wyniosła 100%.



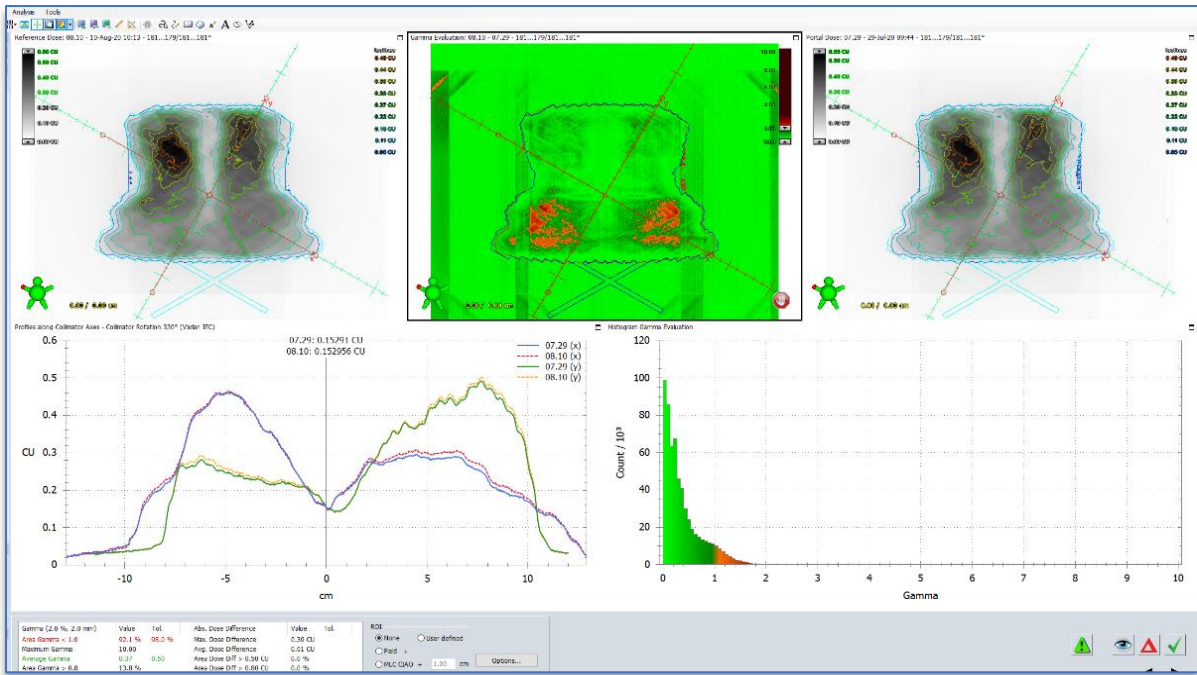
Rycina 10: Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze mózgowia, potwierdzające zgodność na założonym poziomie (kryterium 2%, 2 mm, 98%). W tym przypadku uzyskana zgodność wyniosła 99,9%.



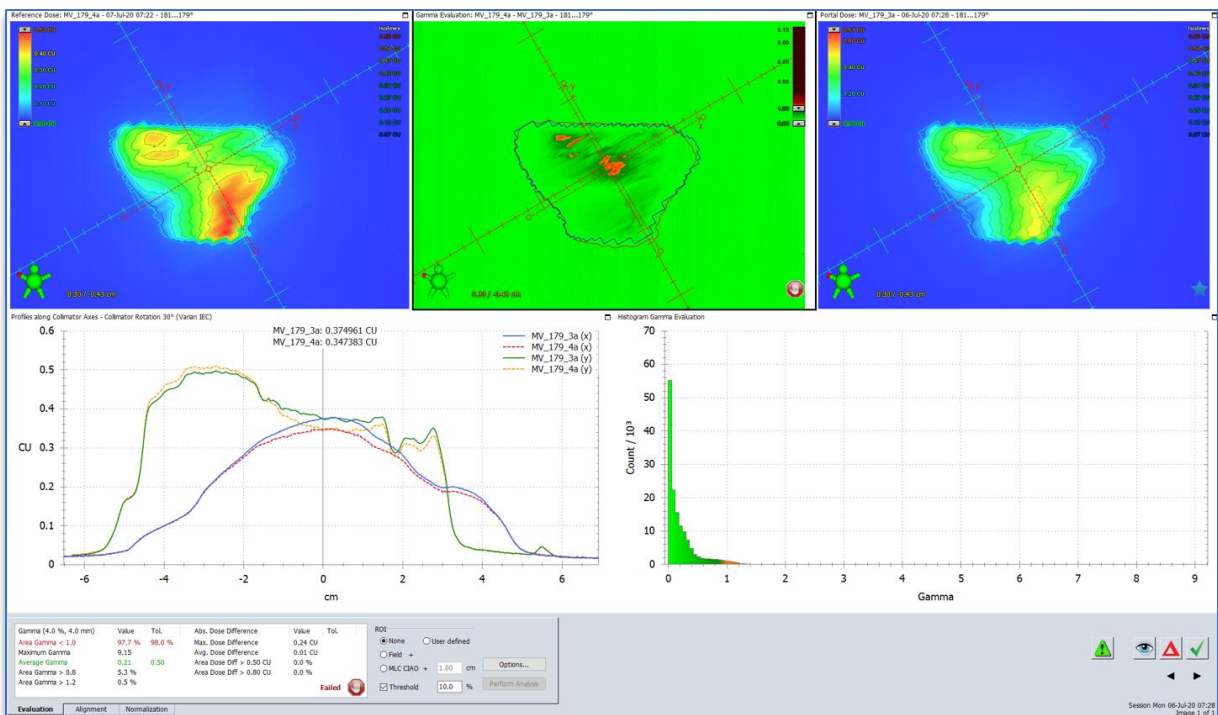


Rycina 11: Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze miednicy, potwierdzające zgodność na założonym poziomie (kryterium 3%,3 mm, 98%). W tym przypadku uzyskana zgodność wyniosła 100%.

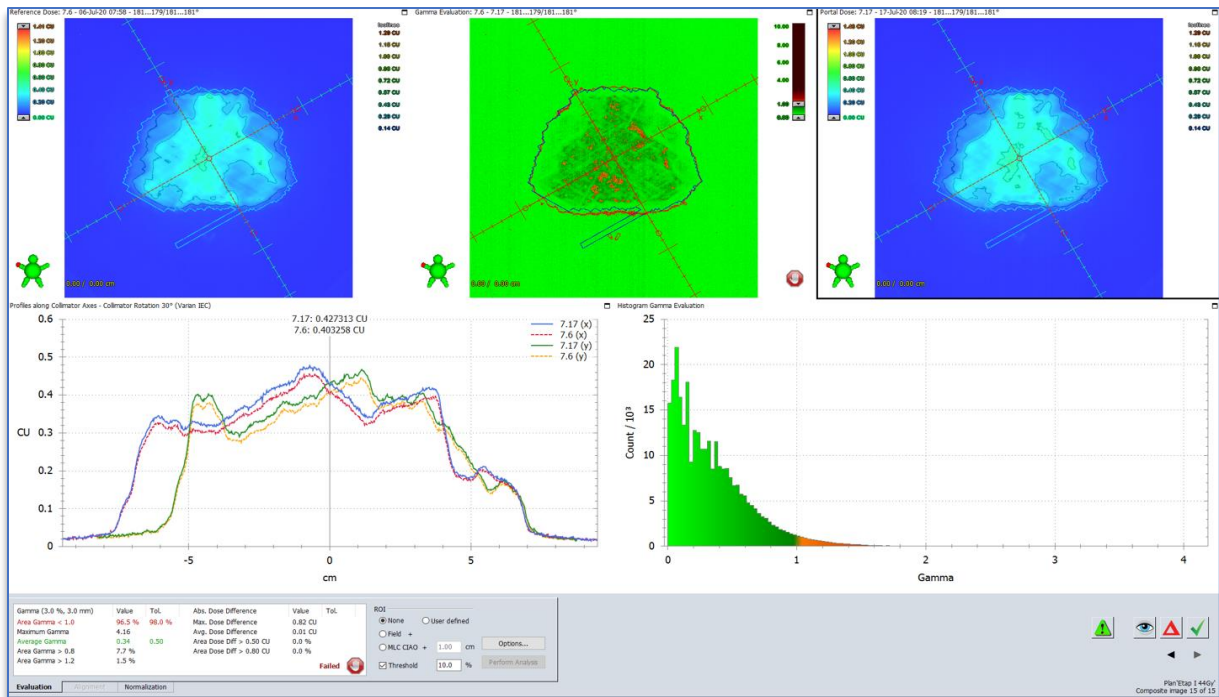
Kolejne zaprezentowane ryciny przedstawiają, w postaci kopii z ekranu systemu planowania leczenia, reprezentatywne mapy fluencji z danego pomiaru oraz dopasowanie do innego pomiaru rozkładu fluencji odpowiednio dla obszaru głowy i szyi (Rycina 12), miednicy – prostata (Rycina 13) oraz obszaru miednicy – ginekologia (Rycina 14), przy czym są to przykłady braku oczekiwanej zgodności pomiędzy obliczeniami a pomiarem.



Rycina 12: Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze szyi prezentujące brak zgodności na założonym poziomie (kryterium 2%, 2 mm, 98%). W tym przypadku uzyskano niezadowalającą zgodność = 92,1%.

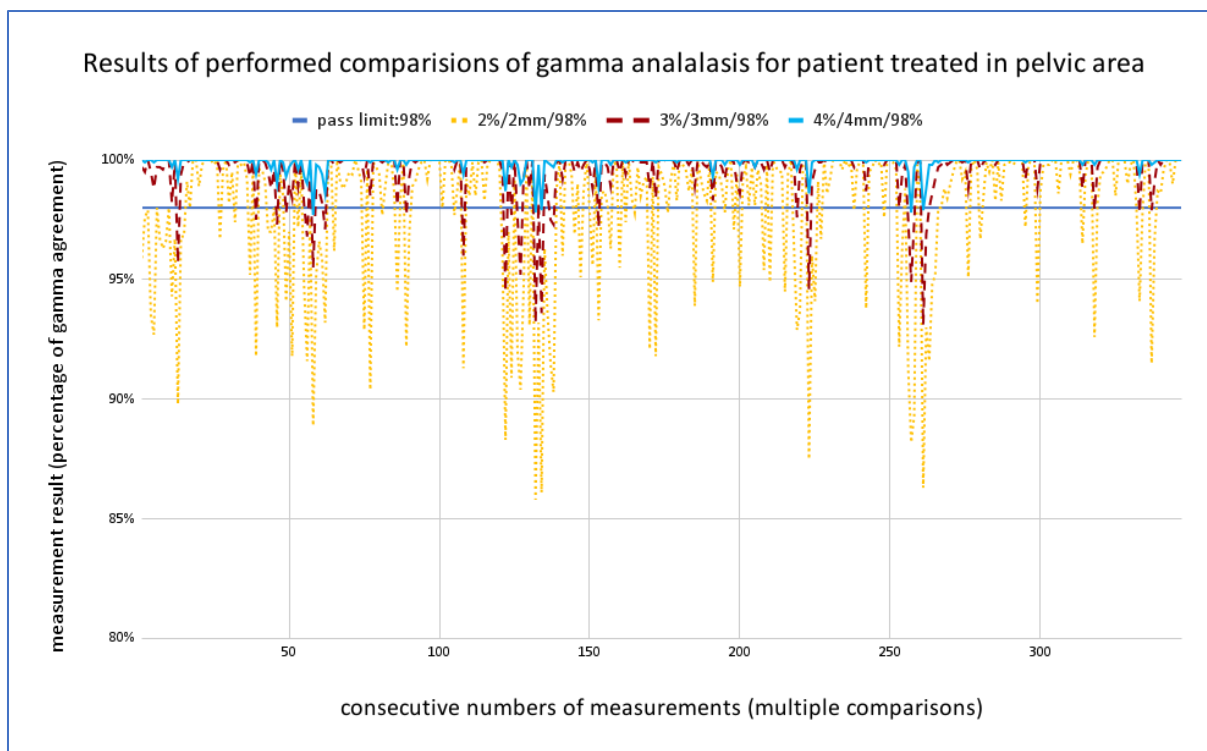


Rycina 13: Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze miednicy (prostata) prezentujące brak zgodności na założonym poziomie (kryterium 4%, 4mm, 98%). W tym przypadku uzyskano niezadowalającą zgodność równą 97,7%.



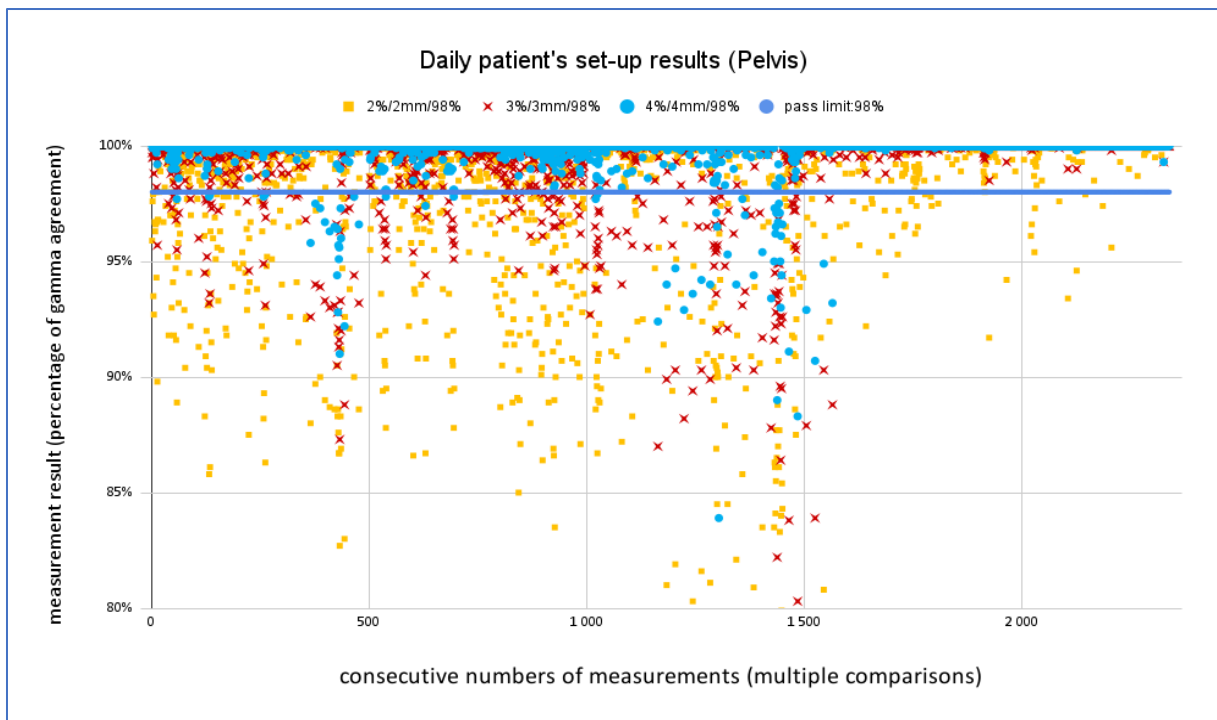
Rycina 14: Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze miednicy (ginekologia) prezentujące brak zgodności na założonym poziomie (kryterium 3%,3mm, 98%). W tym przypadku uzyskano niezadawalającą zgodność równą 96,5%.

Na kolejnym rycinie (Rycina 15) przedstawiono zbiorcze wyniki analizy gamma dla jednego pacjenta napromienianego w obszarze miednicy w czasie 20 frakcji leczenia (380 porównań) względem wyboru wartości gamma (2%/2mm, 3%/3mm oraz 4%/4mm) i jego wpływu na spełnienie lub nie spełnienie zgodności pomiędzy poszczególnymi pomiarami. Widać, że w tym przypadku wybór kryterium gamma 2%/2mm spowodowałby odrzucenie zgodności pomiar – pomiar w większości frakcji.

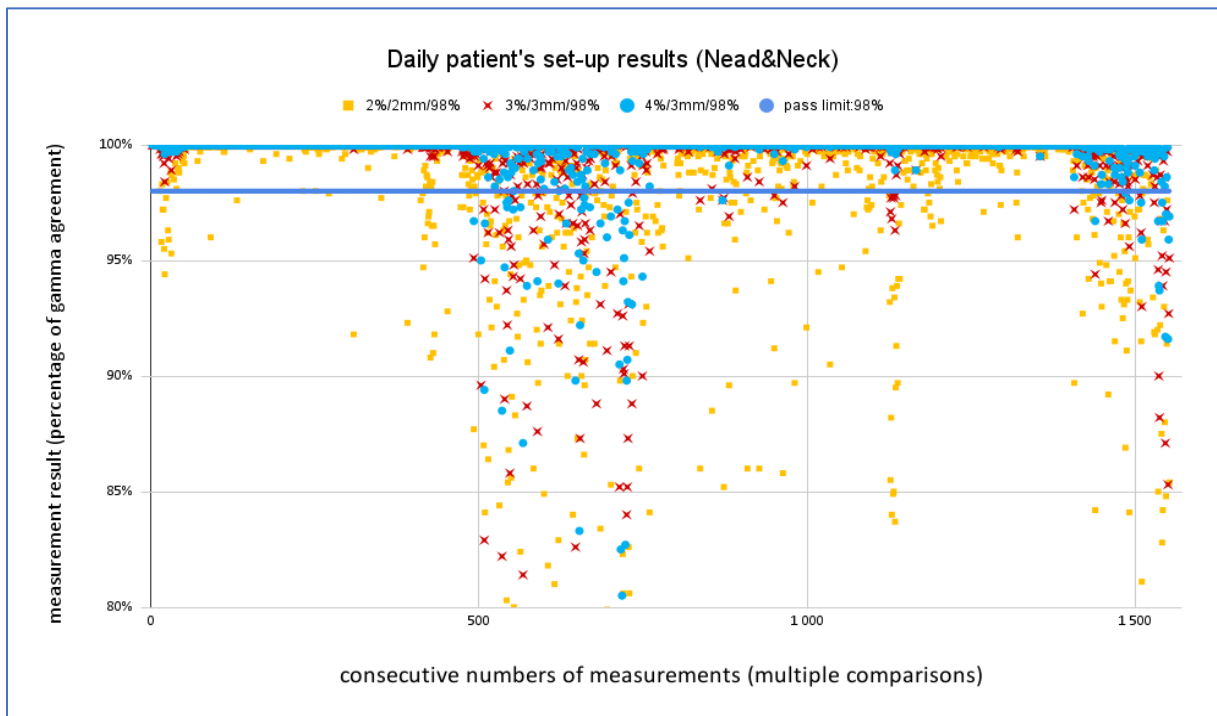


Rycina 15: Wyniki analizy gamma dla reprezentatywnego pacjenta leczonego w obszarze miednicy, przedstawiono 380 porównań z 20 kolejnych frakcji leczenia dla trzech wybranych kryteriów: 2%/2mm, 3%/3mm oraz 4%/4mm. Na wykresie zaznaczono wymagane kryterium akceptacji wyniku (98%). Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48].

Kompletne wykresy rozrzutu ze wszystkich uzyskanych wyników analizy gamma dla wszystkich kolejnych dni realizacji radioterapii dla wszystkich pacjentów i odpowiednich kryteriów współczynników gamma dla dwóch analizowanych lokalizacji miednica oraz głowa i szyja zostały zaprezentowane w postaci grafów na kolejnych rycinach (Rycina 16 oraz Rycina 17).



Rycina 16: Wykres rozrzutu powtarzalności ułożenia 15 pacjentów przedstawiający wyniki analizy gamma dla przyjętych kryteriów uzyskanych w kolejnych dniach realizacji radioterapii w obszarze głowy i szyi wraz z zaznaczonym wymaganym kryterium akceptacji wyniku (98%). Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48].



Rycina 17: Wykres rozrzutu powtarzalności ułożenia 15 pacjentów przedstawiający wyniki analizy gamma dla przyjętych kryteriów uzyskanych w kolejnych dniach realizacji radioterapii w obszarze miednicy wraz z zaznaczonym wymaganym kryterium akceptacji wyniku (98%). Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48].

Przyjmując znamienność statystyczną na poziomie  $p=0.01$  dla testu Chi-kwadrat lub Fischera (dwustronny) oraz kryterium zgodności w 98% analizowanego pola, uzyskano wyniki, które zebrano w tabelach, odpowiednio *Tabela 3* oraz *Tabela 4*.

*Tabela 3: Wyniki analizy dla 15 pacjentów poddanych radioterapii w obszarze miednicy dla trzech wybranych kryteriów zawierające: 1) zestawienie ilościowe porównań spełniających kryterium gamma ( $\geq 98\%$  gamma zgodny) i nie spełniających kryterium gamma ( $< 98\%$  gamma niezgodny), 2) określony poziom czułości każdej metody (kryterium gamma) oraz 3) wynik znamienności statystycznej (Test Chi-kwadrat i dwustronny test Fischera). Kolorem niebieskim oznaczono wartości kryterium gamma z najwyższym poziomem czułości. Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48].*

Wyniki porównań (miednica)	Kryteria analizy gamma		
	2%/2mm/98%	3%/3mm/98%	4%/4mm/98%
liczba pomiarów zgodnych z oczekiwaniem <b><math>\geq 98\%</math> gamma (zgodny)</b>	1830	2139	<b>2271</b>
liczba pomiarów zgodnych z oczekiwaniem <b><math>&lt; 98\%</math> gamma (niezgodny)</b>	509	200	<b>68</b>
czułość kryterium gamma	78,2%	91,4%	<b>97,1%</b>
poziom istotności p	$>0,01$	$>0,01$	<b><math>&lt;0,01</math></b>

Tabela 4: Wyniki analizy dla 15 pacjentów poddanych radioterapii w obszarze głowy i szyi dla trzech wybranych kryteriów zawierające: 1) zestawienie ilościowe porównań spełniających kryterium gamma ( $\geq 98\%$  gamma zgodny) i nie spełniających kryterium gamma ( $< 98\%$  gamma niezgodny), 2) określony poziom czułości każdej metody (kryterium gamma) oraz 3) wynik znamienności statystycznej (Test Chi-kwadrat i dwustronny test Fischera). Kolorem niebieskim oznaczono wartości kryterium gamma z najwyższym poziomem czułości. Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48].

Wyniki porównań (głowa i szyja)	Kryteria analizy gamma		
	2%/2mm/98%	3%/3mm/98%	4%/3mm/98%
liczba pomiarów zgodnych z oczekiwaniem <b><math>\geq 98\%</math> gamma (zgodny)</b>	1195	1432	<b>1485</b>
liczba pomiarów zgodnych z oczekiwaniem <b><math>&lt; 98\%</math> gamma (niezgodny)</b>	357	120	<b>67</b>
czułość kryterium gamma	77,0%	92,3%	<b>95,7%</b>
poziom istotności p	$>0,01$	$>0,01$	<b><math>&lt;0,01</math></b>

Z analizy powyższych tabel można stwierdzić, że:

- W przypadku obszaru miednicy powtarzalność pomiędzy frakcjami jest zawarta w granicach 4mm i 4%, a czułość wybranego kryterium wynosi ponad 97%.
- Dla obszaru głowy i szyi powtarzalność pomiędzy frakcjami jest w granicach 3 mm i 4%, a czułość wybranego kryterium wynosi prawie 96%.

Ponadto należy zauważyć, że dla obszaru miednicy uzyskano wyniki zgodne z oczekiwaniami, tj:  $\Delta D_{max}=4\%$  i DTA=4 mm oraz najwyższą ze wszystkich czułość testu.

Tym niemniej, w lokalizacji głowa/szyja spodziewano się uzyskania lepszego wyniku, tj.  $\Delta D_{max}=3\%$  i DTA=3 mm, na co wskazywały przeprowadzone wcześniej badania pilotażowe

na mniejszej grupie pacjentów [49]. Przy wykonaniu szerszej analizy dla 15 pacjentów okazało się, że ok. 6% przypadków nie spełnia tego kryterium. Przykładem jest tutaj pacjent nr 6, u którego zwracają uwagę bardzo duże różnice w dopasowaniu wartości planowanych oraz zmierzonych pomiędzy kolejnymi dniami realizacji leczenia, np. „6 Aug” i „10 Aug”? Widać to wyraźnie w tabeli (

*Tabela 5).*

*Tabela 5: Przykładowe wyniki analizy gamma z porównań wybranych dni leczenia pacjenta (D/D – dzień do dnia), które znacznie odbiegają od wyników uzyskanych dla pozostałych pacjentów poddanych radioterapii w obszarze głowy i szyi prezentujące wynik zgodności lub braku zgodności na poziomie 98% dla trzech wybranych kryteriów analizy gamma.*

porównanie D/D	2%/2mm/98%	3%/3mm/98%	4%/3mm/98%
06 Aug-05 Aug	97,5%	99,9%	100,0%
06 Aug-07 Aug	87,0%	97,2%	99,4%
06 Aug-10 Aug	70,1%	82,9%	89,4%
06 Aug-11 Aug	84,1%	94,2%	96,6%
06 Aug-12 Aug	98,9%	99,9%	100,0%
06 Aug-18 Aug	96,2%	99,1%	99,8%
06 Aug-19 Aug	86,4%	96,2%	98,6%
06 Aug-20 Aug	99,8%	100,0%	100,0%
07 Aug-06 Aug	90,4%	98,8%	99,6%
07 Aug-10 Aug	94,1%	97,2%	98,2%
07 Aug-19 Aug	100,0%	100,0%	100,0%
07 Aug-20 Aug	84,4%	96,2%	98,5%
07 Aug-21 Aug	99,9%	100,0%	100,0%
07 Aug-24 Aug	97,9%	99,8%	100,0%
07 Aug-26 Aug	70,1%	82,2%	88,5%
10 Aug-05 Aug	90,7%	98,0%	98,8%
10 Aug-06 Aug	74,3%	89,0%	94,7%

Powinno się zadać pytanie skąd taka rozbieżność? Co miało na nią wpływ i dlaczego taka różnica wystąpiła, gdyż może mieć to potencjalne znaczenie dla dalszego leczenia pacjenta, w tym efektów założonego i zaplanowanego leczenia jak i skutków ubocznych. Należy podkreślić, iż przy napromienianiu mózgowia generalnie występuje bardzo wysoka powtarzalność napromieniania na co z pewnością wpływa mała ruchomość narządów w tym obszarze jaki zastosowanie unieruchomienia w postaci maski termoplastycznej. Ponadto



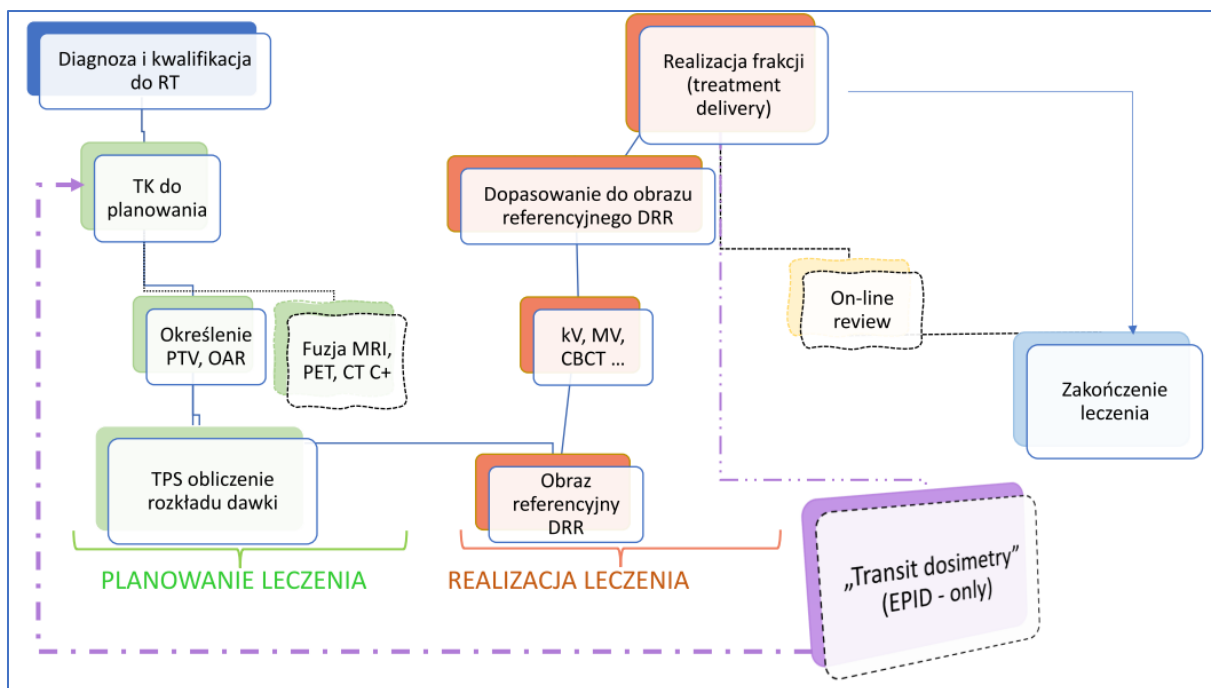
w lokalizacji głowa/szyja można przyjąć, że dokładność dopasowania dla większości przypadków mieści się w granicach 3mm i 3%. Z kolei w obszarze miednicy dokładność dopasowania dla większości przypadków mieści się w granicach 4mm i 4%. Są to wartości określające powtarzalność radioterapii. Należy pamiętać, że jest to porównanie względnych map fluencji, co oznacza, że porównywanie ich rozkładów pomiędzy wybranym i każdym następnym lub kolejnym dniem realizacji leczenia daje informację o powtarzalności leczenia, a nie o jego poprawności. Jeśli dany plan leczenia obarczony jest błędem systematycznym – nie zostanie zaobserwowany podczas takiej weryfikacji.

Proponowana metoda pozwala zatem ocenić, w której sesji terapeutycznej pacjent został leczony inaczej niż w pozostałych frakcjach, i na tej podstawie po zakończonej terapii można spróbować zweryfikować końcowe efekty leczenia. Zaprezentowana metoda i taki sposób analizy oraz śledzenia zmiany w ułożeniu pacjenta daje informację o zmianie albo w pozycji leczenia pacjenta albo w jego anatomii.

W połączeniu z oprogramowaniem Portal Dosimetry, detektor EPID AS1200 stanowi zaawansowane narzędzie w nowoczesnej onkologii, które odgrywa kluczową rolę w precyzyjnym dostarczaniu radioterapii oraz monitorowaniu ułożenia pacjenta. Dzięki zastosowanej technologii, wysokiej rozdzielczości obrazów i zdolności do dokładnych pomiarów, EPID AS1200 umożliwia lekarzom podejmowanie trafnych decyzji terapeutycznych w czasie rzeczywistym, co znacząco wpływa na skuteczność leczenia nowotworów. Integracja tych dwóch komponentów nie tylko poprawia bezpieczeństwo pacjentów, ale także zwiększa efektywność leczenia, czyniąc je niezwykle wartościowym elementem w codziennej praktyce klinicznej.

Zaproponowane w niniejszej pracy podejście prowadzenia weryfikacji ułożenia pacjenta trybie off-line może być również przydatnym narzędziem do określenia ilościowego kryterium konieczności wykonania nowego planu leczenia, czyli planu adaptacyjnego off-line.

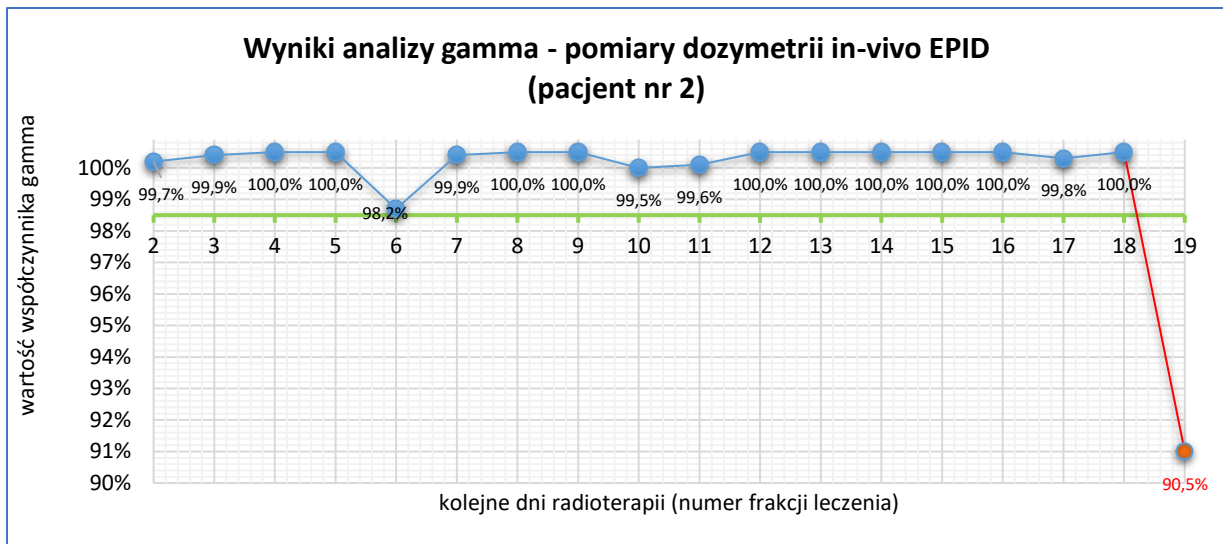
W celu zwiększenia precyzji radioterapii można wykorzystać zaproponowaną metodę porównywania zestawu map fluencji wykonanych podczas każdej sesji radioterapii z frakcjami wcześniejszymi, uzupełniając istniejący w zakładzie radioterapii protokół realizacji leczenia o analizę porównawczą obrazów EPID (*Rycina 18*).



Rycina 18: Proponowany rozszerzony o weryfikację obrazów EPID z każdej zrealizowanej frakcji terapeutycznej schematu leczenia radioterapeutycznego.

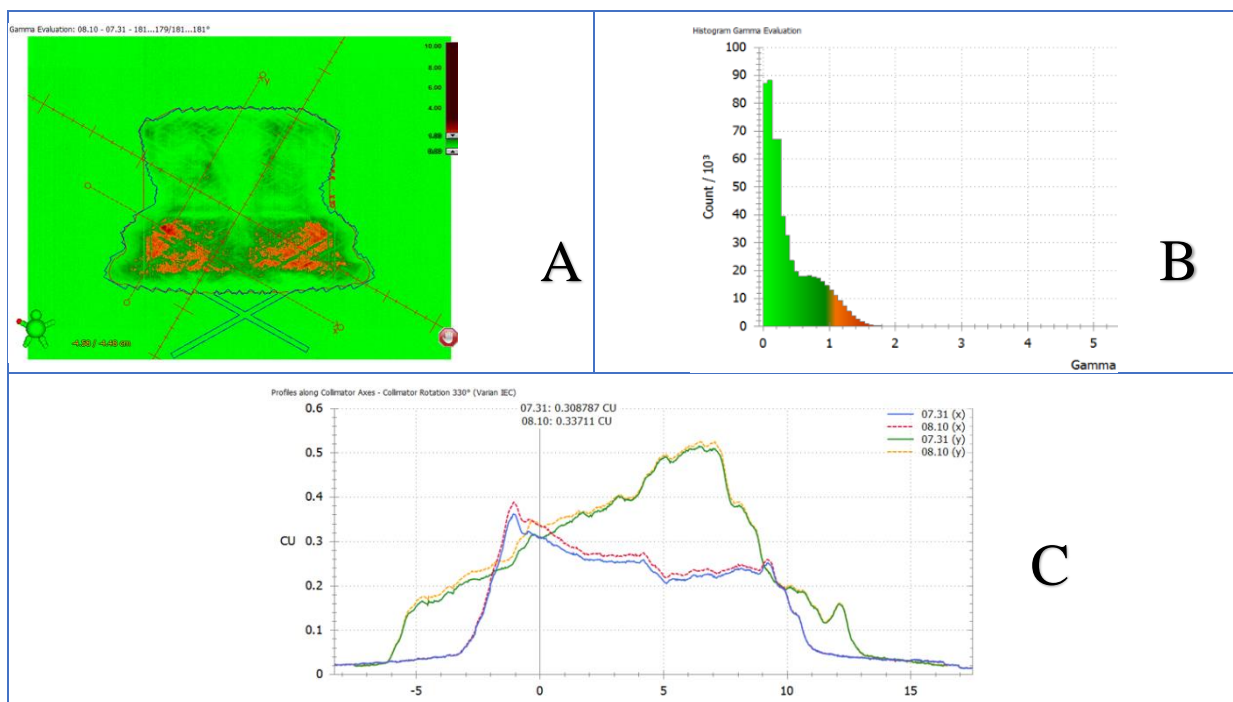
Rozwiązanie to polega na uzupełnieniu istniejącego protokołu przygotowania, weryfikacji i realizacji planu leczenia pacjenta o regularną weryfikację obrazów EPID z każdej dostarczonej frakcji terapeutycznej. Ta metoda, nie wymagająca dodatkowych inwestycji ani tworzenia nowych algorytmów, pozwala na wczesne wykrywanie nieprawidłowości w realizacji leczenia, które mogłyby pozostać niezauważone przy wykorzystaniu innych technik. Dzięki temu możemy szybko zidentyfikować i skorygować wszelkie odchylenia od planowanego przebiegu terapii.

Skuteczność tej metody potwierdzono wśród analizowanych przypadków. Jeden z pacjentów, oznaczony jako pacjent nr 2, leczony w obszarze głowy i szyi, począwszy od pierwszej frakcji leczenia miał wykonywaną opartą o pomiary detektorem EPID weryfikację dozymetryczną in-vivo według opisanej w tej pracy metody. Zaplanowano u pacjenta realizację 25 frakcji leczenia. Wyniki analizy gamma dla tego przypadku dla jednego z badanych kryterium analizy gamma: 2%, 2mm, 98% przedstawia Rycina 19.



Rycina 19: Wyniki analizy gamma z porównań parametrów dla kolejnych 19 dni leczenia, które przez 18 frakcji mieszczą się w najbardziej wymagającym kryterium analizy gamma, tj. 2%, 2mm, 98%. W 19 frakcji leczenia uzyskano wynik znacznie odbiegający od pozostałych, poziom zgodności z pozostałymi frakcjami wynosił 90,5%.

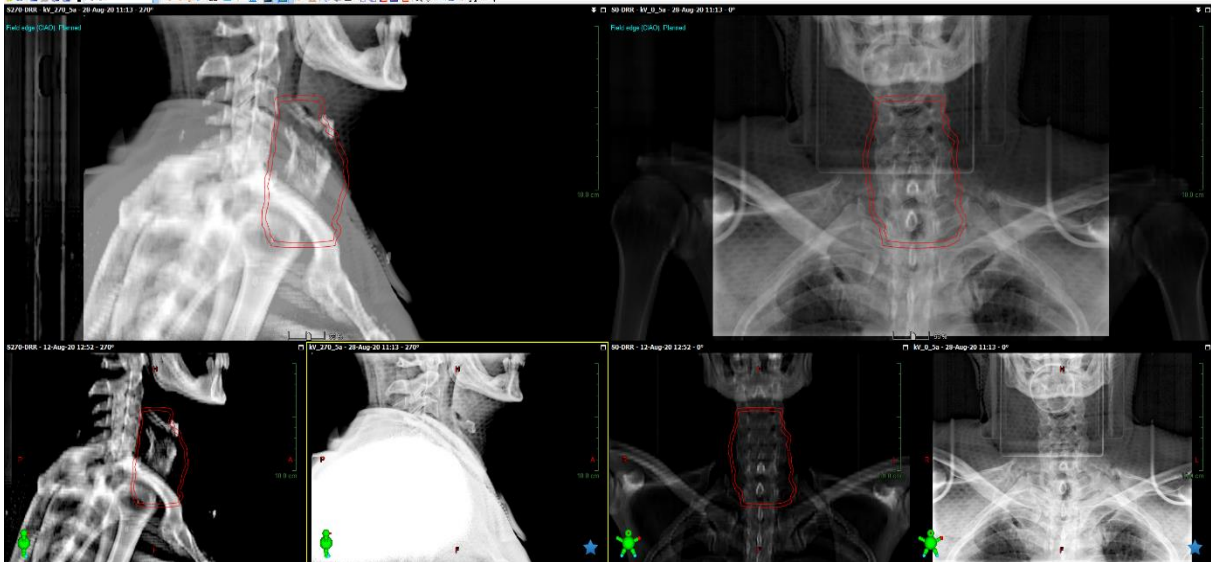
W trakcie 19-dniowego leczenia radioterapeutycznego w pierwszych 18 frakcjach obserwowano wysoką zgodność z przyjętym, najostrzejszym kryterium 2%, 2mm, 98%, co świadczy o powtarzalności dostarczania dawki promieniowania. Jednak w ostatniej frakcji wystąpiło znaczące odchylenie od wcześniej ustalonego planu leczenia, co wymagało dalszej analizy. Mapy fluencji użyte do analizy gamma tego przypadku przedstawia Rycina 20.



Rycina 20: Wyniki analizy gamma dla dozymetrii in-vivo wykonanej u pacjenta nr 2 podczas realizacji 19-tej frakcji leczenia.

Otrzymane wyniki przeprowadzonej analizy gamma wskazują, że największa niezgodność współczynnika gamma występuje w dolnej części napromienianego obszaru węzłów szyjnych i krtani. Świadczą o tym różnice zaprezentowane kolorem czerwonym (*Rycina 20A*). Jednocześnie na uzyskanym histogramie współczynnika gamma można zauważyć, że znaczna liczba wyników przekracza graniczną wartość równą 1 (*Rycina 20B*). Zaobserwowane różnice w dawce dostarczonej podczas 19 frakcji względem poprzednich frakcji leczenia zaprezentowane są na profilach dawek wzdłuż osi kolimatora, w miejscu o najwyższych niezgodnościach indeksu gamma, co przedstawia *Rycina 20C*.

Następnie przeanalizowano, już w trybie off-line, wykonane w dniu 19 frakcji leczenia (przed rozpoczęciem leczenia) obrazy kV w postaci dwóch ortogonalnych zdjęć rtg, które zgodnie z przyjętym protokołem leczenia wykonane zostały w celu weryfikacji prawidłowego ułożenia pacjenta (*Rycina 21*). Nie zaobserwowano żadnych nieprawidłowości.



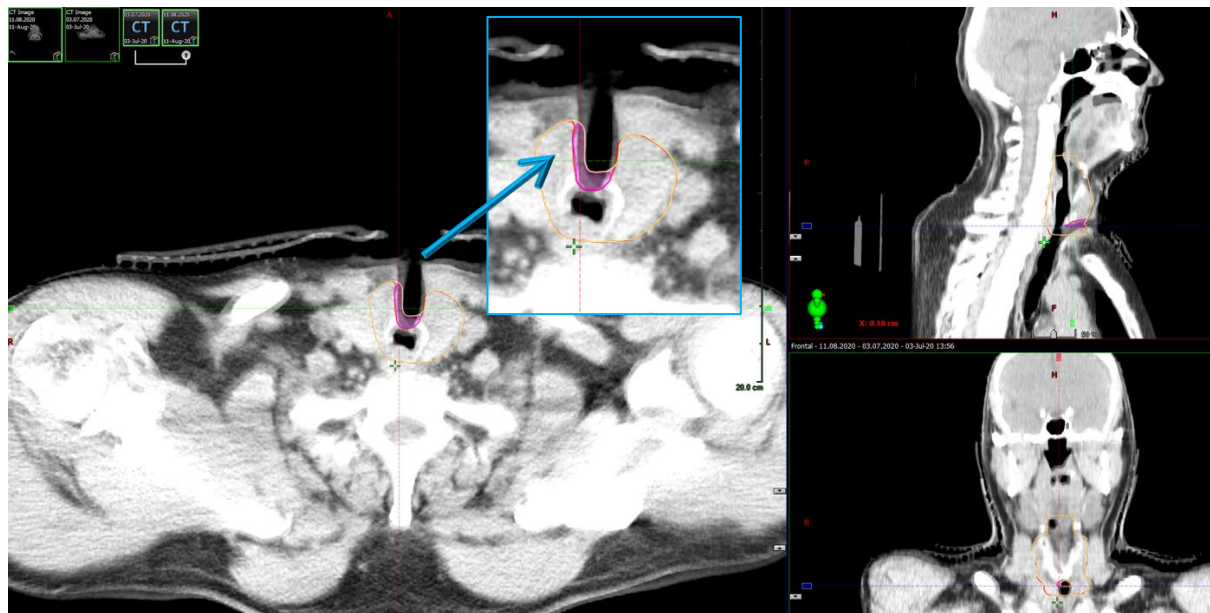
*Rycina 21: Zestaw obrazów kV, wykonanych przed rozpoczęciem leczenia, umożliwiający ocenę zgodności rzeczywistego położenia widocznych struktur anatomicznych z planem leczenia, wykonanej u pacjenta nr 2 podczas realizacji 19-tej frakcji leczenia.*

Zweryfikowane zostały również parametry planu, nie odnajdując różnic względem zaplanowanych wcześniej procedur (*Rycina 22*).

Field Order/Type	1 / Treat	2 / Treat	3 / Treat	4 / Treat	5 / Setup	6 / Setup
Field ID	2	1	4	3	50	5270
Field Name						
Technique	Arc Therapy	Arc Therapy	Arc Therapy	Arc Therapy	Static	Static
Scale	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC
Energy	6X	6X	6X	6X	6X	6X
Dose Rate [MU/min]	600	600	600	600	600	600
MU	260.5	226.5	245.0	255.0		
Dose to PTV SUM: 2.000 Gy	0.528	0.459	0.496	0.517		
Time [min]	1.99	1.99	1.99	1.99		
Tot. Table	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal	Normal
Calculated SSD [cm]	83.6	83.6	83.6	83.6	91.6	77.8
Planned SSD [cm]	83.6	83.6	83.6	83.6	91.6	77.8
Gantry Rtn [deg]	179.0	181.0	179.0	181.0	0.0	270.0
Stop Angle [deg]	181.0	179.0	181.0	179.0		
Gantry Direction	CCW	CW	CCW	CW		
Coll Rtn [deg]	30.0	30.0	330.0	330.0	0.0	0.0
Field X [cm]	12.4	12.2	12.2	12.4	35.0	35.0
X1 [cm]	+11.9	+0.5	+11.7	+0.5		
X2 [cm]	+0.5	+11.7	+0.5	+11.9		
Field Y [cm]	20.3	22.0	22.0	20.3	35.0	35.0
Y1 [cm]	+9.3	+11.0	+11.0	+9.3		
Y2 [cm]	+11.0	+11.0	+11.0	+11.0		
MLC	VMAT	VMAT	VMAT	VMAT	NONE	NONE

Rycina 22: Kopia ekranu z systemu planowania leczenia prezentująca parametry realizowanego podczas frakcji 1-19 planu leczenia dla pacjenta nr 2.

W związku z zaobserwowanymi nieprawidłowościami w wynikach analizy gamma, potwierdzonej wykonanym pomiarem in-vivo, wykonano u pacjenta dodatkowe, aktualne badanie tomografii komputerowej dla potrzeb planowania leczenia (CT).



Rycina 23: Porównanie dwóch badań tomografii komputerowych pacjenta nr 2. Pierwsze badanie wykonano przed rozpoczęciem leczenia, a drugie po 19 frakcjach radioterpii. Analiza tych obrazów pozwala zaobserwować zmiany w obrębie szyi, takie jak przemieszczenie obszaru guza spowodowane zmianą lokalizacji rurki tracheostomijnej (oznaczone strzałką). Kolorem różowym zaznaczono różnicę w obszarze tarczowym (przemieszczenie).

Analiza wykonanych obrazów CT, wykonanych po zrealizowaniu 19 frakcji leczenia u pacjenta nr 2 (*Rycina 23*), ujawniła przemieszczenie się rurki tracheostomijnej, które spowodowało zmianę położenia napromienianych tkanek, w tym również guza. Konieczna była modyfikacja planu leczenia. Na podstawie nowych danych anatomicznych wykonano korektę obrysów struktur tarczowych i narządów krytycznych, a następnie przygotowany został nowy plan leczenia. Pacjent kontynuował radioterapię zgodnie z nowym, zaadoptowanym planem.

Dzięki zastosowanej metodzie dozymetrii in-vivo opartej o pomiary detektorem EPID możliwe było wczesne zauważenie faktu przemieszczenia rurki tracheostomijnej oraz zmiany w położeniu napromienianych tkanek pozwoliło na szybką modyfikację planu leczenia, co okazało się istotne z punktu widzenia bezpieczeństwa realizacji leczenia pacjenta. Dzięki dostosowaniu terapii do aktualnych warunków anatomicznych, zminimalizowano ryzyko powikłań i zapewniono optymalną skuteczność leczenia, co istotnie wpłynęło na jakość opieki medycznej.

## 5 WNIOSKI

---

Przeprowadzona analiza potwierdziła skuteczność i zasadność przeprowadzania procedur dozymetrii portalowej z wykorzystaniem detektora EPID oraz analizy współczynnika gamma w monitorowaniu jakości leczenia radioterapeutycznego.

1. Otrzymane wyniki wskazują, że dozymetria portalowa jest czułym narzędziem do wykrywania zmian w pozycji pacjenta podczas realizacji kolejnych frakcji leczenia. Uzyskana rozdzielczość obrazów map fluencji przy pomocy detektora EPID oraz użyty algorytm analizy pozwoliły na zidentyfikowanie progów wykrywania różnic w ułożeniu pacjenta bądź różnic w położeniu struktur anatomicznych.

Dla badanej grupy uzyskano wysoką powtarzalność wyników: Dla obszaru miednicy powtarzalność między frakcjami mieści się w granicach 4 mm i 4%, a czułość wybranego kryterium przekracza 97%. Dla obszaru głowy i szyi wyniki uzyskano, określono powtarzalność na poziomie 3 mm i 4%, z czułością 96%.

2. Analiza współczynnika gamma dostarcza ilościowych danych, potwierdzając skuteczność jako narzędzie do obiektywnej oceny różnic między poszczególnymi rozkładami dawki w kolejnych dniach leczenia pacjenta. Zastosowanie takiego podejścia pozwala na określenie różnych progów tolerancji i poziomów reagowania dla realizacji procedur napromieniania w różnych obszarach anatomicznych.

Uzyskane pomiary są zgodne z oczekiwanymi wynikami, potwierdzając założenie, że przy napromienianiu mózgowia oraz głowy i szyi występuje wyższa powtarzalność napromieniania niż dla obszaru miednicy, na co z pewnością wpływa mała ruchomość narzędzi w tym obszarze jak i zastosowanie unieruchomienia w postaci maski termoplastycznej.

3. Na podstawie przeprowadzonej analizy można stwierdzić, że rutynowe stosowanie dozymetrii portalowej in-vivo z wykorzystaniem detektora EPID przy realizacji dynamicznych planów leczenia jest możliwe do implementacji klinicznej. Mając określone zakresy tolerancji dla wartości współczynnika gamma, z jednej strony pomiary te mogą służyć jako wiarygodny wskaźnik potwierdzenia wysokiej jakości leczenia, z drugiej zaś mogą umożliwić wczesne wykrywanie występujących różnic względem poprzednich frakcji leczenia.

Opracowana procedura dozymetrii in-vivo planów dynamicznych okazała się stosunkowo prosta w realizacji i łatwa z punktu widzenia integracji z systemem planowania leczenia. Nie wydłuża czasu trwania seansu terapeutycznego i może być łatwo włączona w codzienną praktykę kliniczną. Dodatkowy czas należy poświęcić na analizę uzyskanych obrazów.

Należy również podkreślić, że wprowadzenie tej dodatkowej formy kontroli poprawności realizacji terapii nie wymaga inwestycji w nowy sprzęt diagnostyczny ani specjalistyczne oprogramowanie, co czyni ją dostępną dla ośrodków realizujących procedury teleradioterapii.

4. Zaproponowana metoda może być skuteczna we wczesnym wykryciu nieprawidłowości w realizacji frakcji leczenia i pozwala na podjęcie odpowiednich działań korygujących. Jak pokazano w niniejszej pracy, procedura dozymetrii in-vivo oparta o detektor EPID i analizę współczynnika gamma pozwoliła na wykrycie niewielkiej różnicy (nie przekraczającej 3% wartości dawki frakcyjnej oraz 3mm przesunięcia struktur) w przypadku przemieszczenia rurki tracheostomijnej u pacjenta napromienianego w tym obszarze. Dzięki tej metodzie zauważona została zmiana położenia guza w stosunku do planowanej pozycji, co pozwoliło na adaptację planu do nowych warunków anatomicznych.

Przedstawiony sposób postępowania pozwala na optymalizację procesu leczenia minimalizując ryzyko błędu jednocześnie zwiększając szansę na zwiększenie skuteczności terapii i, co warto podkreślić, jest to procedura bezpieczna dla pacjenta, gdyż nie wiąże się z narażeniem na dodatkową dawkę promieniowania. Wykonana i opisana w tej pracy procedura dozymetrii portalowej in-vivo z wykorzystaniem detektora EPID oraz współczynnika gamma poprawia bezpieczeństwo pacjenta, zwiększa skuteczność jego leczenia oraz optymalizuje proces leczenia.



## 6 OGRANICZENIA PRACY

---

Przedstawiane w pracy wyniki zostały uzyskane na podstawie analizy przeprowadzonej na grupie 30 pacjentów. Progi tolerancji określone w niniejszym badaniu odnoszą się do określonej grupy pacjentów mogą stanowić co najwyżej pewien wstępny wniosek. Zatem po analizie relatywnie niewielkiej i mało zróżnicowanej grupy pacjentów nie można jednoznacznie stwierdzić, iż otrzymane wyniki powinny być uogólniane na całą populację. Aby potwierdzić te obserwacje i wyprowadzić bardziej ogólne wnioski, konieczne jest przeprowadzenie dalszych badań na większej, bardziej zróżnicowanej grupie pacjentów.

Ze względu na ograniczenia sprzętowe, wszystkie pomiary w niniejszym badaniu przeprowadzono z wykorzystaniem pojedynczego detektora EPID AS1200. W związku z tym, nie było możliwe bezpośrednie porównanie wyników z innymi detektorami tego typu zainstalowanymi przy innych akceleratorach medycznych.

Aby kompleksowo ocenić dokładność i wiarygodność uzyskanych wyników, warto byłoby przeprowadzić porównanie dozymetrii EPID z innymi, dobrze ugruntowanymi metodami weryfikacji jakości leczenia, takimi jak dozymetria termoluminescencyjna czy filmowa.

Potencjał dozymetrii EPID wykracza poza ramy niniejszego badania. W przyszłości warto byłoby zbadać jej zastosowanie w innych technikach radioterapii, takich jak SRS czy SBRT, celem oceny jej uniwersalności i efektywności.

Dalszy rozwój technologii dozymetrii in-vivo przy wykorzystaniu detektora EPID oraz doskonalenie algorytmów analizy obrazów może prowadzić do jeszcze większej precyzji i automatyzacji procesu weryfikacji jakości leczenia, co może przyczynić się do stworzenia bardziej spójnych i efektywnych procesów terapeutycznych.

Przedstawione wyniki badania pozwalają ocenić powtarzalność procesu napromieniania, opartą na porównaniu względnych map fluencji. Należy jednak podkreślić, że taka analiza dostarcza informacji o tym, w której sesji terapeutycznej pacjent został leczony inaczej niż w pozostałych frakcjach, a nie o jego poprawności względem pierwotnego planu. Oznacza to, że ewentualne błędy systematyczne wprowadzone nie zostaną wykryte za pomocą tej metody.

1. **Klimas Aleksandra**, Janik Michał, Bałamut Karolina et al. „*Quantification and assessment of Day-To-Day interfraction setup errors in radiotherapy treatment delivery based on EPID detector*”. Polish Journal of Medical Physics and Engineering (2024\*, w recenzji)
2. **Klimas Aleksandra**, Grządziel Aleksandra, Plaza Dominika et al. "*EPID – a useful interfraction QC tool*". Polish Journal of Medical Physics and Engineering, vol. 25, no. 4, Sciendo, 2019, pp. 221-228. <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2019-0029>
3. **Klimas Aleksandra**, Janik Michał, Żygliński Grzegorz et al. "*Badanie wpływu rozmiaru napromienianej zmiany na parametry dozymetryczne stereotaktycznych planów leczenia*", Inżynier i Fizyk Medyczny 6/2019 p.485
4. Janik Michał, **Klimas Aleksandra**, Żygliński Grzegorz et al. „*Wpływ parametrów DTA i Dmax na wynik analizy gamma weryfikacji dynamicznych planów leczenia IMRT w radioterapii nowotworów piersi*”. Inżynier i Fizyk Medyczny 5/2019 p.402
5. Płoskoń Ewelina, **Klimas Aleksandra**, Żygliński Grzegorz et al. „*Porównanie technik dynamicznych VMAT i IMRT u chorych po lewostronnej mastektomii*”. Inżynier i Fizyk Medyczny 5/2019 p.401
6. Janik Michał, **Klimas Aleksandra**, Żygliński Grzegorz et al. „*Technika SFAT w dynamicznej radioterapii nowotworów okolicy głowy i szyi: weryfikacja dozymetryczna planów leczenia*”. Inżynier i Fizyk Medyczny, 3/2018, p. 199-203
7. Janik Michał, **Klimas Aleksandra**, Żygliński Grzegorz et al. „*Technika SFAT: Split Fields Arc Therapy w dynamicznej radioterapii nowotworów okolicy głowy i szyi*”. Inżynier i Fizyk Medyczny, 6/2017, pp. 352-354
8. Grzegorz Żygliński, Michał Janik, Ewelina Długosz, **Aleksandra Klimas**. „*Weryfikacja Systemów Planowania Leczenia z wykorzystaniem fantomu antropomorficznego*.”. Inżynier i Fizyk Medyczny vol. 3/2018, p. 191
9. Cholewka Armand, Stanek Agata, **Klimas Aleksandra** et al. "*Thermal imaging application in chronic venous disease: Pilot study*". *J Therm Anal Calorim* 115, 1609–1618 (2014). <https://doi.org/10.1007/s10973-013-3356-0>

10. **Klimas Aleksandra**, Drzazga Zofia, Kluczevska Ewa et al. „*Regional ADC measurements during normal brain aging in the clinical range of b values: a DWI study*”. *Clinical Imaging*. 2013 Jul - Aug; 37(4): 637-44.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2013.01.013> 191
11. **Klimas Aleksandra**, Kluczevska Ewa, Drzazga Zofia. „*ADC analysis in aging healthy brain and in chosen pathological conditions*”. Book of abstracts – 14th Central and Eastern European NMR Symposium & Bruker Users’ Meeting: Bulgarian Chemical Communications 2012.
12. **Aleksandra Klimas**, Ewa Kluczevska, Zofia Drzazga “*Age related alternations in normal brain: a diffusion-weighted magnetic resonance imaging study*”. Book of abstract in VI Kraków-Winnipeg Conference on Advanced Bioimaging Technologies, Kraków, 2011
13. **Aleksandra Klimas**, Michalina Ryn, Barbara Piotrowska et al. “*Studies of the human auditory pathways by functional MRI and Brainstem Auditory Evoked Potentials*”. Some Aspects Of Medical Physics - In Vivo And In Vitro Studies. Book Series: Monographs of Polish Journal of Environmental Studies, Volume: 1, Pages: 34-40, 2010.
14. **Aleksandra Klimas**, Zofia Drzazga, Ewa Kluczevska. “*The usefulness of diffusion-weighted imaging in distinguishing between some brain pathologies*”. XLII Polish Seminar on Nuclear Magnetic Resonance and Its Applications. Kraków, 2009, Report No. 2031/AP p. 25-26.
15. **Aleksandra Klimas**, Zofia. Drzazga, Katarzyna Michalik et al. „*Are students of University of Silesia in the auditory risk group?*”. Szczyrk 2009. Book of abstracts – VI Symposium on Medical Physics IV International Symposium on Medical Physics
16. **Aleksandra Klimas**, Kamil Gorczewski, Uwe Klose, et al. “*Preparation and validation of an easy-to-make organic DTI phantom*”. XLI Polish Seminar on Nuclear Magnetic Resonance and Its Applications. Kraków, 2008, Report No. 2016/AP p. 25-26.

## 8 BIBLIOGRAFIA

---

1. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy - 3rd Ed.* LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS; 2003.
2. Feain IJ, Court L, Palta JR, Beddar S, Keall P. Innovations in Radiotherapy Technology. *Clin Oncol.* 2017;29(2):120-128. doi:10.1016/j.clon.2016.10.009
3. Kosunen A, Rogers DWO. Beam quality specification for photon beam dosimetry. *Med Phys.* 1993;20(4):1181-1188. doi:10.1118/1.597150
4. Duxbury AM, Cherry P. *Practical Radiotherapy Physics and Equipment, Third Edition.* John Wiley & Sons; 2020.
5. IAEA International Atomic Energy Agency. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water.* Technical Report Series No. 398; 2000.
6. Baskar R, Dai J, Wenlong N, Yeo R, Yeoh KW. Biological response of cancer cells to radiation treatment. *Front Mol Biosci.* 2014;1(NOV):1-9. doi:10.3389/fmolb.2014.00024
7. Quan, EM, Li X LY. A comprehensive comparison of IMRT and VMAT plan quality for prostate cancer treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;83(4):1169-1178. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.09.015
8. Cho B. Intensity-modulated radiation therapy: A review with a physics perspective. *Radiat Oncol J.* 2018;36(1):1-10. doi:10.3857/roj.2018.00122
9. Petrova D, Smickovska S, Lazarevska E. Conformity Index and Homogeneity Index of the Postoperative Whole Breast Radiotherapy. *J Med Sci.* 2017;5(6):736-739. doi:doi.org/10.3889/oamjms.2017.161
10. Feuvret, Loic, Noël G, Mazon JJ BP. Conformity index: a review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;2(64):333-342.
11. Łobodziec W. Podstawy fizyki promieniowania jonizującego na użytek radioterapii i diagnostyki obrazowej. *Rzesz Wydaw Uniw Rzesz.* Published online 2016.
12. Mayles WPM, Nahum A., Rosenwald JC. *Handbook of Radiotherapy Physics, Second Edition.* Taylor & Francis; 2022.

13. Darafsheh A. *Radiation Therapy Dosimetry. A Practical Handbook*. Taylor & Francis; 2021.
14. Van Herk M. Errors and Margins in Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol*. 2004;14(1):52-64. doi:10.1053/j.semradonc.2003.10.003
15. Klein EE, Drzymala RE, Purdy JA, Michalski J. Errors in radiation oncology: a study in pathways and dosimetric impact. *J Appl Clin Med Phys*. 2005;6(3):81-94. doi:10.1120/jacmp.v6i3.2105
16. AAPM American Association of Physicist in Medicine. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys*. 2018;45(4). doi:10.1002/mp.12810
17. AAPM American Association of Physicist in Medicine. Use of EPIDs for Patient-Specific IMRT and VMAT QA: AAPM Task Group Report 307. *Med Phys*. 2023;50(8):e865-e903. doi:10.1002/mp.16536
18. Olaciregui-Ruiz I, Vivas-Maiques B, Kaas J, et al. Transit and non-transit 3D EPID dosimetry versus detector arrays for patient specific QA. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(6):79-90. doi:10.1002/acm2.12610
19. Ricketts K, Navarro C, Lane K, et al. Clinical Experience and Evaluation of Patient Treatment Verification With a Transit Dosimeter. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2016;95(5):1513-1519. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.03.021
20. Blake SJ, McNamara AL, Deshpande S, et al. Characterization of a novel EPID designed for simultaneous imaging and dose verification in radiotherapy. *Med Phys*. 2013;40(9):1-11. doi:10.1118/1.4816657
21. **Klimas A, Grządziel A, Plaza D, et al. EPID-A useful interfraction QC tool. *Polish J Med Phys Eng*. 2019;25(4):221-228. doi:10.2478/pjmpe-2019-0029**
22. Varian Medical Systems. *TrueBeam Technical Reference Guide—Volume 2: Imaging.*; 2013.
23. Osewski W. *Rekonstrukcja Rozkładu Dawki w Technikach Dynamicznych : IMRT i VMAT. Pozprawa Doktorska. Katowice.*; 2013.
24. Shi M. A novel method for fast image simulation of flat panel detectors. *Phys Med Biol*. Published online 2019:0-12. doi:http://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/ab12aa

25. Varian Medical Systems. *TrueBeam STx System, Customer Technical Bulletin.*; 2017. Varian.com
26. Varian Medical Systems. *Portal Dosimetry Reference Guide ARIA ® Radiation Therapy Management.*; 2019.
27. Bakhtiari M, Kumaraswamy L, Bailey DW, De Boer S, Malhotra HK, Podgorsak MB. Using an EPID for patient-specific VMAT quality assurance. *Med Phys.* 2011;38(3):1366-1373. doi:10.1118/1.3552925
28. Menon G V., Sloboda RS. Quality assurance measurements of a-Si EPID performance. *Med Dosim.* 2004;29(1):11-17. doi:10.1016/j.meddos.2003.09.002
29. AAPM American Association of Physicist in Medicine. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 2009;36(11):5359-5373. doi:10.1118/1.3238104
30. Baek SH, Choi SH, Han MJ, et al. Clinical Efficacy of an Electronic Portal Imaging Device versus a Physical Phantom Tool for Patient-Specific Quality Assurance. *Med Phys.* 2013;40(9). doi:10.3390/life12111923
31. Varian Medical Systems Inc. *Beam Configuration Reference Guide.*; 2015.
32. Varian Medical Systems. Portal Dosimetry Reference Guide. *Varian, P1065957-001-A.* 2015;P1065957-0(December):1-31. www.MyVarian.com
33. Varian Medical Systems Inc. *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide 15.5 (P1020505-003-C).*; 2018. <http://www.varian.com/us/corporate/legal/reach.html>
34. Ślosarek K, Malicki J. *Planowanie Leczenia i Dozymetria w Radioterapii. Tom 1. i Tom 2.*; 2018.
35. Hussein M, Clark CH, Nisbet A. Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy – Towards good practice. *Phys Medica.* 2017;36:1-11. doi:10.1016/j.ejmp.2017.03.001
36. Janik M, Klimas A, Żygliński G, Płoskoń E, Hutnik M. Wykorzystanie panelu EPID do weryfikacji dozymetrycznej planów leczenia w radioterapii stereotaktycznej w obszarze głowy. 2021;10:451-454.

37. Janik M, Klimas A, Żygliński G, Hutnik M. Wpływ parametrów DTA i Dmax na wynik analizy gamma weryfikacji dynamicznych planów leczenia IMRT w radioterapii nowotworów piersi. In: Inżynier i Fizyk Medyczny 4/2019 p.368.
38. Winiecki J, Morgaś T, Majewska K, Drzewiecka B. The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2009;14(5):162-168. doi:10.1016/S1507-1367(10)60031-4
39. Ślosarek K, Grzadziel A, Osewski W, Dolla Ł, Bekman B, Petrovic B. Beam rate influence on dose distribution and fluence map in IMRT dynamic technique. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2012;17(2):97-103. doi:10.1016/j.rpor.2012.01.004
40. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol.* 2011;84(1007):967-996. doi:10.1259/bjr/22373346
41. Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol.* 2006;51(22):5785-5807. doi:10.1088/0031-9155/51/22/005
42. Fogliata A, Clivio A, Fenoglietto P, et al. Quality assurance of RapidArc in clinical practice using portal dosimetry. *Br J Radiol.* 2011;84(1002):534-545. doi:10.1259/bjr/72327299
43. Koo M, Darko J, Osei E. Retrospective analysis of portal dosimetry pre-treatment quality assurance of hybrid IMRT breast treatment plans. *J Radiother Pract.* 2021;20(1):22-29. doi:10.1017/S1460396920000072
44. Howell RM, Smith IPN, Jarro CS. Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT. *J Appl Clin Med Phys.* 2008;9(3):16-25. doi:10.1120/jacmp.v9i3.2721
45. Mesías MC, Boda-Heggemann J, Thoelking J, Lohr F, Wenz F, Wertz H. Quantification and assessment of interfraction setup errors based on cone beam CT and determination of safety margins for radiotherapy. *PLoS One.* 2016;11(3):6-13. doi:10.1371/journal.pone.0150326
46. Suzuki M, Nishimura Y, Nakamatsu K, et al. Analysis of interfractional set-up errors and intrafractional organ motions during IMRT for head and neck tumors to define an appropriate planning target volume (PTV)- and planning organs at risk volume (PRV)-margins. *Radiother Oncol.* 2006;78(3):283-290. doi:10.1016/j.radonc.2006.03.006

47. Kruszyna-Mochalska M. EPID-based daily verification of reproducibility of patients' irradiation with IMRT plans. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2018;23(5):309-314. doi:10.1016/j.rpor.2018.05.003
48. **Klimas A, Janik M, Bałamut K, Ślosarek K, Cholewka A. Quantification and assessment of Day-To-Day interfraction setup errors in radiotherapy treatment delivery based on EPID detector. *Polish J Med Phys Eng (2024 - w recenzji).***
49. **Klimas A, Janik M, Bałamut K, Ślosarek K, Cholewka A. Wykorzystanie detektora EPID do kontroli powtarzalności precyzji realizacji radioterapii. *Inżynier i Fiz Med.* 2024;13:117.**



## 9 SPIS RYCIN:

---

**Rycina 1:** Obszary wskazujące prawdopodobieństwa zajścia poszczególnych procesów oddziaływania fotonów z absorbentem w zależności od energii fotonu i liczby atomowej  $Z$  ośrodka. Linia niebieska po lewej stronie grafu odpowiada współrzędnym energii i liczby atomowej absorbenta, dla których prawdopodobieństwo efektu fotoelektrycznego jest równe prawdopodobieństwu zajścia rozproszenia Comptona. Linia czerwona po prawej stronie grafu odpowiada tożsamej sytuacji dla procesów reakcji par i rozproszenia Comptona. Źródło: opracowanie własne na podstawie [1]. \_\_\_\_\_ 11

**Rycina 2:** Przykładowe krzywe procentowej dawki PDG dla wiązek fotonowych o energii maksymalnej 6, 10 i 20 MeV dla pola 10cm x10 cm, SSD=100cm. Dla każdej energii nad odpowiednim wykresem umieszczono wartość głębokości maksymalnej dawki. Źródło: wyniki własne. \_\_\_\_\_ 12

**Rycina 3:** Schemat budowy akceleratora. Źródło: opracowanie własne na podstawie [1].\_\_ 13

**Rycina 4:** Schemat budowy głowicy akceleratora medycznego. Źródło: opracowanie własne na podstawie [1]. \_\_\_\_\_ 14

**Rycina 5:** Przekrój poprzeczny detektora EPID ASI200, Varian Medical Systems. Źródło: opracowanie własne na podstawie [24]. \_\_\_\_\_ 25

**Rycina 6:** Schemat wykonywania pomiarów in-vivo podczas realizacji planów leczenia przy pomocy panelu EPID wykorzystując kolejne mierzone obrazy portalowe. Źródło: instrukcja producenta [33]. \_\_\_\_\_ 28

**Rycina 7:** Przykładowy zestaw map fluencji: lewy górny obszar to zaplanowana w systemie planowania leczenia mapa fluencji (jako obraz referencyjny), prawy górny obszar to zmierzony obraz portalowy, środkowe górne pole prezentuje obraz portalowy z widocznymi listkami kolimatora, wykresy w dolnej lewej części prezentują porównanie map fluencji zaplanowanej i zmierzonej, wraz z różnicami w dawce zaplanowanej i zmierzonej; prawa dolna strona histogram różnicy dawki w jednostkach CU. Źródło: wyniki własne. \_\_\_\_\_ 31

**Rycina 8.** Akcelerator liniowy TrueBeam, firmy Varian Medical Systems, w wyposażeniu, niebieską strzałką oznaczono detektor EPID ASI200 wykorzystywany do pomiarów. Źródło: materiały własne. \_\_\_\_\_ 33

**Rycina 9:** Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze szyi, potwierdzające zgodność na założonym poziomie (kryterium 2%, 2 mm, 98%). W tym przypadku uzyskana zgodność wyniosła 100%. \_\_\_\_\_ 40

**Rycina 10:** Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze mózgowia, potwierdzające zgodność na założonym poziomie (kryterium 2%, 2 mm, 98%). W tym przypadku uzyskana zgodność wyniosła 99,9%. \_\_\_\_\_ 40

**Rycina 11:** Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze miednicy, potwierdzające zgodność na założonym poziomie (kryterium 3%, 3 mm, 98%). W tym przypadku uzyskana zgodność wyniosła 100%. \_\_\_\_\_ 41

**Rycina 12:** Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze szyi prezentujące brak zgodności na założonym poziomie (kryterium 2%, 2 mm, 98%). W tym przypadku uzyskano niezadowalającą zgodność = 92,1%. \_\_\_\_\_ 42

**Rycina 13:** Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze miednicy (prostata) prezentujące brak zgodności na założonym poziomie (kryterium 4%, 4mm, 98%). W tym przypadku uzyskano niezadowalającą zgodność równą 97,7%. \_\_\_\_\_ 42

**Rycina 14:** Przykładowa analiza map fluencji z kolejnych frakcji leczenia dla pacjenta napromienianego w obszarze miednicy (ginekologia) prezentujące brak zgodności na założonym poziomie (kryterium 3%, 3mm, 98%). W tym przypadku uzyskano niezadowalającą zgodność równą 96,5%. \_\_\_\_\_ 43

**Rycina 15:** Wyniki analizy gamma dla reprezentatywnego pacjenta leczonego w obszarze miednicy, przedstawiono 380 porównań z 20 kolejnych frakcji leczenia dla trzech wybranych kryteriów: 2%/2mm, 3%/3mm oraz 4%/4mm. Na wykresie zaznaczono wymagane kryterium akceptacji wyniku (98%). Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48]. \_ 44

**Rycina 16:** Wykres rozrzutu powtarzalności ułożenia 15 pacjentów przedstawiający wyniki analizy gamma dla przyjętych kryteriów uzyskanych w kolejnych dniach realizacji radioterapii w obszarze głowy i szyi wraz z zaznaczonym wymaganym kryterium akceptacji wyniku (98%). Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48]. \_\_\_\_\_ 45

**Rycina 17:** Wykres rozrzutu powtarzalności ułożenia 15 pacjentów przedstawiający wyniki analizy gamma dla przyjętych kryteriów uzyskanych w kolejnych dniach realizacji radioterapii w obszarze miednicy wraz z zaznaczonym wymaganym kryterium akceptacji wyniku (98%). Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48]. \_\_\_\_\_ 45

**Rycina 18:** Proponowany rozszerzony o weryfikację obrazów EPID z każdej zrealizowanej frakcji terapeutycznej schematu leczenia radioterapeutycznego. \_\_\_\_\_ 50

**Rycina 19:** Wyniki analizy gamma z porównań parametrów dla kolejnych 19 dni leczenia, które przez 18 frakcji mieszczą się w najbardziej wymagającym kryterium analizy gamma, tj. 2%, 2mm, 98%. W 19 frakcji leczenia uzyskano wynik znacznie odbiegający od pozostałych, poziom zgodności z pozostałymi frakcjami wynosił 90,5%. \_\_\_\_\_ 51

**Rycina 20:** Wyniki analizy gamma dla dozymetrii in-vivo wykonanej u pacjenta nr 2 podczas realizacji 19-tej frakcji leczenia. \_\_\_\_\_ 51

**Rycina 21:** Zestaw obrazów kV, wykonanych przed rozpoczęciem leczenia, umożliwiającą ocenę zgodności rzeczywistego położenia widocznych struktur anatomicznych z planem leczenia, wykonanej u pacjenta nr 2 podczas realizacji 19-tej frakcji leczenia. \_\_\_\_\_ 52

**Rycina 22:** Kopia ekranu z systemu planowania leczenia prezentująca parametry realizowanego podczas frakcji 1-19 planu leczenia dla pacjenta nr 2. \_\_\_\_\_ 53

**Rycina 23:** Porównanie dwóch badań tomografii komputerowych pacjenta nr 2. Pierwsze badanie wykonano przed rozpoczęciem leczenia, a drugie po 19 frakcjach radioterapii. Analiza tych obrazów pozwala zaobserwować zmiany w obrębie szyi, takie jak przemieszczenie obszaru guza spowodowane zmianą lokalizacji rurki tracheostomijnej (oznaczone strzałką). Kolorem różowym zaznaczono różnicę w obszarze tarczowym (przemieszczenie). \_\_\_\_\_ 53

**Tabela 1:** Charakterystyka detektor EPID ASI200. Źródło: instrukcja producenta [25]: \_\_ 25

**Tabela 2:** Tabela przedstawiająca wyniki analizy gamma dla pacjenta leczonego w obszarze miednicy. W tym przypadku przeanalizowanych zostało 11 frakcji leczenia (110 porównań) przy trzech zadanych wartościach analizy współczynnika gamma (DTA,  $\Delta D_{max}$ , zgodność): 2%, 2mm, 98%; 3%, 3mm, 98%; 4%, 4mm, 98%. Kolumny T/F (True/False – Prawda/Falsz) są oceną spełnienia zadanego wymagania. \_\_\_\_\_ 36

**Tabela 3:** Wyniki analizy dla 15 pacjentów poddanych radioterapii w obszarze miednicy dla trzech wybranych kryteriów zawierające: 1) zestawienie ilościowe porównań spełniających kryterium gamma ( $\geq 98\%$  gamma zgodny) i nie spełniających kryterium gamma ( $< 98\%$  gamma niezgodny), 2) określony poziom czułości każdej metody (kryterium gamma) oraz 3) wynik znamienności statystycznej (Test Chi-kwadrat i dwustronny test Fischera). Kolorem niebieskim oznaczono wartości kryterium gamma z najwyższym poziomem czułości. Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48]. \_\_\_\_\_ 46

**Tabela 4:** Wyniki analizy dla 15 pacjentów poddanych radioterapii w obszarze głowy i szyi dla trzech wybranych kryteriów zawierające: 1) zestawienie ilościowe porównań spełniających kryterium gamma ( $\geq 98\%$  gamma zgodny) i nie spełniających kryterium gamma ( $< 98\%$  gamma niezgodny), 2) określony poziom czułości każdej metody (kryterium gamma) oraz 3) wynik znamienności statystycznej (Test Chi-kwadrat i dwustronny test Fischera). Kolorem niebieskim oznaczono wartości kryterium gamma z najwyższym poziomem czułości. Źródło: w nieopublikowanych jeszcze badaniach własnych [48]. \_\_\_\_\_ 47

**Tabela 5:** Przykładowe wyniki analizy gamma z porównań wybranych dni leczenia pacjenta (D/D – dzień do dnia), które znacznie odbiegają od wyników uzyskanych dla pozostałych pacjentów poddanych radioterapii w obszarze głowy i szyi prezentujące wynik zgodności lub braku zgodności na poziomie 98% dla trzech wybranych kryteriów analizy gamma. \_\_\_\_\_ 48