



# Testy kontroli jakości dla technik stereotaktycznych, realizowanych na liniowych akceleratorach medycznych z ramieniem C.

## Zalecenia Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej

Agnieszka Walewska<sup>1</sup>, Edyta Fujak<sup>1</sup>, Damian Kabat<sup>2</sup>, Dominika Oborska-Kumaszyńska<sup>3</sup>, Joanna Kamińska<sup>4</sup>, Paweł Wołowicz<sup>5</sup>, Tomasz Piotrowski<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Zakład Fizyki Medycznej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy w Warszawie

<sup>2</sup>Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy Oddział w Krakowie

<sup>3</sup>Royal Cornwall Hospital NHS Trust, Sunrise Centre, Truro, Wielka Brytania

<sup>4</sup>Katedra i Klinika Onkologii i Radioterapii, Gdański Uniwersytet Medyczny

<sup>5</sup>Zakład Fizyki Medycznej, Świętokrzyskie Centrum Onkologii w Kielcach

<sup>6</sup>Katedra i Zakład Elektroradiologii, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu; Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii w Poznaniu

*Autorzy składają serdeczne podziękowania Kierownikom oraz Pracownikom niżej wymienionych Zakładów i Pracowni za zaangażowanie, poświęcony czas oraz cenne uwagi wniesione w trakcie opracowania testów zawartych w niniejszych zaleceniach.*

*Państwa wiedza, doświadczenie oraz otwartość na współpracę miały istotny wpływ na jakość przygotowanego dokumentu.*

- Zakład Fizyki Medycznej, Białostockie Centrum Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie w Białymstoku
- Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii im. prof. Franciszka Łukaszczyka w Bydgoszczy
- Zakład Fizyki Medycznej, Affidea NU-MED Centrum Radioterapii i Onkologii w Elblągu
- Zakład Fizyki Medycznej oraz Zakład Planowania Radioterapii, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, Oddział w Gliwicach
- Zakład Fizyki Medycznej, Katowickie Centrum Onkologii w Katowicach
- Zakład Fizyki Medycznej, Affidea NU-MED Centrum Diagnostyki i Terapii Onkologicznej w Katowicach
- Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii Ziemi Lubelskiej im. św. Jana z Dukli w Lublinie
- Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie w Poznaniu
- Pracownia Dozymetrii i Planowania Leczenia, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy w Warszawie, ul. Wawelska
- Zakład Fizyki Medycznej, Dolnośląskie Centrum Onkologii, Pulmonologii i Hematologii we Wrocławiu



Skróty użyte w tekście .....	237
<b>1. WSTĘP .....</b>	<b>237</b>
1.1. Definicje .....	237
<b>2. TECHNIKI STEREOTAKTYCZNE .....</b>	<b>238</b>
2.1. Testy akceptacyjne i dopuszczające technikę do użytku klinicznego .....	239
2.2. Dozymetria małych pól .....	239
2.3. Unieruchomienie .....	241
2.4. Obrazowanie wykorzystywane do planowania leczenia .....	241
2.5. System planowania leczenia (SPL) .....	242
2.6. Weryfikacja obrazowa ułożenia pacjenta .....	243
2.7. Realizacja leczenia .....	244
2.8. Kontrola jakości indywidualnych planów leczenia .....	245
2.9. Personel i szkolenie .....	245
2.10. Proces i jego kontrola .....	246
<b>3. AUDYTY .....</b>	<b>246</b>
<b>4. POSTĘPOWANIE W PRZYPADKU PRZEKROCZENIA GRANIC TOLERANCJI .....</b>	<b>247</b>
<b>D. Testy kontroli jakości wykonywane w dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej</b>	<b>248</b>
D. 1. Kontrola systemów antykolizyjnych oraz zabezpieczeń dla dodatkowych, niezintegrowanych kolimatorów .....	248
D. 2. Kontrola ramy stereotaktycznej oraz akcesoriów unieruchamiających .....	248
D. 3. Kontrola dokładności pozycjonowania MLC .....	249
D. 4. Pozycjonowanie/repozycjonowanie z użyciem systemu <i>IGRT</i> , zgodność izocentrum kV/2D MV .....	249
D. 5. Kontrola izocentrum promieniowania akceleratora (Winston-Lutz test) i zgodności izocentrum promieniowania z izocentrum obrazowania .....	250
<b>M. Testy kontroli jakości wykonywane raz w miesiącu .....</b>	<b>252</b>
M. 1. Kontrola stołu / stołu <i>6DoF</i> .....	252
M. 2. Weryfikacja systemów korekcji ugięć mechanicznych/grawitacyjnych systemów obrazowania MV/kV .....	253
<b>R. Testy kontroli jakości wykonywane raz w roku .....</b>	<b>253</b>
R. 1. Zgodność izocentrum mechanicznego i izocentrum promieniowania .....	253
R. 2. Kontrola współczynników wydajności względnych ( <i>ROF</i> ) dla małych pól formowanych przez szczęki, zintegrowany kolimator wielolistkowy <i>MLC</i> lub niezintegrowane systemy kolimacji typu „ <i>add-on</i> ” (mikrokolimator, kolimator stożkowy) .....	254
R. 3. Kompleksowa weryfikacja procesu terapeutycznego – test <i>end-to-end (E2E)</i> .....	254
<b>Literatura .....</b>	<b>256</b>
<b>Zestawienie testów kontroli jakości dla technik stereotaktycznych realizowanych na liniowych akceleratorach medycznych z ramieniem C .....</b>	<b>258</b>



## Skróty użyte w tekście

- 6DoF** (ang. *Six Degrees of Freedom*) – sześć stopni swobody
- CAX** (ang. *Central Axis*) – oś centralna wiązki
- CBC T** (ang. *Cone Beam Computed Tomography*) – trójwymiarowe obrazowanie kilowoltowe wiązki stożkowej
- DVH** (ang. *Dose Volume Histogram*) – histogram dawka–objętość
- EPID** (ang. *Electronic Portal Imaging Device*) – elektroniczny detektor obrazowy
- DIR** (ang. *Deformable Image Registration*) – fuzja deformacyjna
- FMEA** (ang. *Failure Mode and Effects Analysis*) – analiza rodzajów i skutków błędów
- IGRT** (ang. *Image Guided Radiation Therapy*) – radioterapia sterowana obrazem
- ITV** (ang. *Internal Target Volume*) – objętość tarczywa z uwzględnieniem wykonywanego ruchu
- MLC** (ang. *Multileaf Collimator*) – kolimator wielolistkowy
- OSLD** (ang. *Optically Stimulated Luminescence Detector*) – detektor luminescencji wyzwalanej optycznie
- PSQA** (ang. *Patient Specific Quality Assurance*) – kontrola jakości indywidualnych planów pacjentów
- $r_{LCPE}$  (ang. *(range) lateral charged particle equilibrium*) – zasięg bocznej równowagi elektronowej
- ROF** (ang. *Relative Output Factor*) – wydajności względne
- SGRT** (ang. *Surface Guided Radiation Therapy*) – radioterapia sterowana obrazem powierzchni
- SIMT** (ang. *Single-Isocenter Multi-Target*) – jednoczasowe napromienianie wielu objętości tarczowych ze wspólnym izocentrum
- TLD** (ang. *Thermoluminescence Detector*) – detektor termoluminescencyjny
- VMAT** (ang. *Volumetric Modulated Arc Therapy*) – objętościowo modulowana terapia łukowa

## 1. WSTĘP

Niniejsze opracowanie zawiera zalecenia dotyczące testów kontroli jakości w technikach stereotaktycznych, realizowanych na liniowych akceleratorach medycznych z ramieniem C, wyposażonych w zintegrowane systemy obrazowania wiązkami kV. Zostało

ono przygotowane przez grono specjalistów fizyki medycznej pod auspicjami Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej, w oparciu o aktualną literaturę oraz doświadczenie kliniczne autorów.

Zalecenia mają charakter uzupełniający, wynikający ze specyfiki radioterapii stereotaktycznej. Nie stanowią przepisów prawnych ani nie są sprzeczne z innymi wytycznymi, rekomendacjami czy obowiązującymi regulacjami dotyczącymi zarówno kontroli jakości, jak i ochrony radiologicznej.

Celem publikacji jest wsparcie fizyków medycznych w przygotowaniu wewnętrznych programów zapewnienia jakości dla technik stereotaktycznych oraz podniesienie poziomu bezpieczeństwa podczas stosowania tych technik.

W dokumencie wymieniono wybrane, dostępne na rynku przyrządy pomiarowe oraz fantomy w celu dokładniejszego opisu sposobu wykonania testu. Nie oznacza to rekomendacji ani poparcia dla konkretnego producenta, ani stwierdzenia, że wymienione przyrządy lub fantomy są niezbędne lub najlepsze spośród dostępnych. Jedynym celem jest wskazanie cech, jakie zdaniem autorów, powinny posiadać stosowane układy pomiarowe. Wybór przyrządów i metod pomiarowych pozostaje w gestii specjalisty fizyki medycznej i powinien być zgodny z obowiązującymi przepisami, rekomendacjami lub normami międzynarodowymi, aktualną wiedzą, a także potrzebami klinicznymi, z uwzględnieniem ograniczeń dostępnego wyposażenia.

Zalecenia odzwierciedlają aktualny, w momencie ich opracowania, stan technologii i zastosowań klinicznych. Ze względu na dynamiczny rozwój technik radioterapii zaleca się okresową weryfikację i aktualizację dokumentu. Odpowiedzialność za sposób wdrożenia zaleceń zawartych w niniejszym dokumencie spoczywa na użytkowniku.

Autorzy, osoby konsultujące oraz wydawcy niniejszej publikacji nie ponoszą odpowiedzialności za ewentualne błędy lub szkody wynikające z niewłaściwej interpretacji zawartych w niej treści.

### 1.1 Definicje

**Radioterapia stereotaktyczna** – technika radioterapii polegająca na podaniu wysokiej dawki do precyzyjnie zlokalizowanej, ściśle określonej objętości



tarczowej przy jednoczesnym oszczędzeniu zdrowych tkanek, realizowana następującymi technikami:

**SBRT** (ang. *stereotactic body radiotherapy*) – pozaczaszkową radioterapią stereotaktyczną,

**SRT** (ang. *stereotactic radiotherapy*) – wewnątrzczaszkową radioterapią stereotaktyczną, która zależnie od schematu frakcjonowania dzieli się na:

**SRS** (ang. *stereotactic radiosurgery*) – wewnątrzczaszkową radiochirurgię stereotaktyczną realizowaną pojedynczą frakcją,

**FSRT** (ang. *fractionated stereotactic radiotherapy*) – wewnątrzczaszkową frakcjonowaną radioterapię stereotaktyczną.

Dla celów niniejszej publikacji, aby zachować spójność nazewnictwa z zaleceniami międzynarodowymi, skróty *SRT* i *SBRT* stosuje się odpowiednio do technik wewnątrzczaszkowych i pozaczaszkowych (w aktualnie obowiązujących procedurach wzorcowych zarówno wewnątrz-, jak i pozaczaszkowa określana jest jako radioterapia stereotaktyczna bez określenia lokalizacji). Zarówno wewnątrz-, jak i pozaczaszkowa radioterapia stereotaktyczna wymaga wysokiego stopnia dokładności lokalizacji objętości tarczowej oraz precyzji dostarczenia dawki. W przypadku gdy wymagania, zakres testów lub tolerancje dla wybranej techniki są inne niż dla pozostałych, taka informacja została umieszczona w tekście.

**EZE** (ang. *end-to-end test*) – kompleksowy test sprawdzający, czy wszystkie elementy procesu radioterapii (m.in. obrazowanie, unieruchomienie, pozycjonowanie) współdziałają w sposób zapewniający precyzyjne dostarczenie przepisanej dawki do objętości tarczowej.

**Analiza ryzyka** – wieloetapowy proces, który umożliwia identyfikowanie, planowanie, analizowanie i zarządzanie ryzykiem w celu jego wyeliminowania, zaakceptowania bądź obniżenia do poziomu akceptowalnego.

**System zapewnienia jakości** (ang. *quality assurance, QA*) – zorganizowany, ciągły i proaktywny system działań mających na celu potwierdzenie pożądanego poziomu jakości, wykazując, że cele jakościowe dla danego zadania lub parametru są spełnione.

**System kontroli jakości** (ang. *quality control, QC*) – system obejmujący procedury (m.in. testowanie

i monitorowanie sprzętu wykorzystywanego w radioterapii oraz procesów) mające na celu zapewnienie odpowiedniego poziomu jakości poprzez ocenę aktualnych parametrów, odniesienie ich do wartości referencyjnych oraz podejmowanie działań korygujących w przypadku stwierdzenia odchylenia.

Źródła: [1], [2], [3].

## 2. TECHNIKI STEREOTAKTYCZNE

Pionier techniki stereotaktycznej, szwedzki neurochirurg, Lars Leksell, zdefiniował radiochirurgię (*SRS*) jako: „*a single high dose fraction of radiation, stereotactically directed to an intracranial region of interest*”. Pojęcie „stereotaktyczny” odnosi się do trójwymiarowego układu współrzędnych, umożliwiającego precyzyjną korelację wirtualnego celu widocznego na obrazach weryfikacyjnych pacjenta z układem współrzędnych urządzenia terapeutycznego.

Pierwotnie koncepcja stereotaksji, czyli podanie pełnej dawki do małej objętości (zazwyczaj poniżej 15 cm<sup>3</sup>) w pojedynczej frakcji, została z czasem rozszerzona o inne techniki w celu realizacji konformalnego rozkładu wysokiej dawki w kilku frakcjach (*FSRT*), a czasami w większych objętościach – *SBRT*.

Ogólnie radioterapia stereotaktyczna jest definiowana jako radioterapia wiązką zewnętrzną, w której objętość tarczowa jest poddawana leczeniu z wysoką precyzją i dokładnością, przy użyciu biologicznie wysokiej dawki promieniowania w jednej lub kilku frakcjach w celu uzyskania miejscowego wyleczenia. Definicja: „*Only high-fraction dose high-positioning treatments based on the best possible fixation should be considered as stereotactic treatment*”, zawarta w raporcie NCS nr 25 podkreśla wymóg, dokładności i precyzji lokalizacji przy realizacji technik stereotaktycznych, co, w połączeniu z kilkukrotnie wyższą dawką frakcyjną, wysokimi gradientami, niewielkimi marginesami lub ich brakiem w porównaniu z konwencjonalną radioterapią, jest uzasadnieniem szczególnych wymagań stawianych technikom stereotaktycznym i kontroli jakości z tym związanej.

Źródła: [3], [4], [5], [6].



## 2.1. Testy akceptacyjne i dopuszczające technikę do użytku klinicznego

Testy akceptacyjne sprzętu do radioterapii stanowią część programu zapewnienia jakości i są przeprowadzane we współpracy z dostawcą/producentem sprzętu. Jest to zestaw pomiarów i procedur kontrolnych wykonywanych po instalacji lub modernizacji systemu lub urządzenia. Testy te mają na celu weryfikację zgodności urządzenia ze specyfikacją producenta, normami prawnymi i standardami bezpieczeństwa.

Dopuszczenie do użytku klinicznego obejmuje:

- pełny proces walidacji systemu planowania leczenia i systemu terapeutycznego dla procedur, które mają być realizowane,
- opracowanie oraz wdrożenie stosownych procedur kontroli jakości,
- opracowanie procedur technicznych niezbędnych do ich realizacji.

Dopuszczenie do użytku klinicznego systemów *SRS/SBRT* obejmuje weryfikację pojedynczych komponentów systemu oraz ich integracji z uwzględnieniem szczególnych wymagań technik stereotaktycznych, w tym:

- unieruchomienia pacjenta,
- symulacji TK,
- fuzji obrazów,
- planowania leczenia,
- *IGRT*, w tym zarządzania ruchem obszaru tarczowego,
- testów mechanicznych ze szczególnym uwzględnieniem weryfikacji izocentryczności obrotu głowicy, kolimatora oraz kolumny stołu (również opcji pitch i roll dla stołów *6DOF*),
- systemów informatycznych (systemów zarządzania radioterapią i transferu danych).

Każdy z tych elementów, niezależnie od testów, jakim zostaje poddany, powinien być włączony do testów kompleksowych *end-to-end* sprawdzających prawidłowe funkcjonowanie systemu jako całości.

Zakres pomiarów dopuszczających aparat do realizacji technik stereotaktycznych, wyniki testów oraz wartości referencyjne (wartości odniesienia w programie zapewnienia jakości) powinny zostać udokumentowane w sposób kompletny i jednoznaczny.

Dokumentacja powinna zawierać informacje o limitach ograniczających stosowanie systemu w praktyce

klinicznej (np. minimalny rozmiar pola). Wszelkie istotne ograniczenia muszą zostać wyraźnie określone, a zespół biorący udział w realizacji procedur musi zostać z nimi zapoznany przed rozpoczęciem klinicznego stosowania technik stereotaktycznych.

Źródła: [4], [5], [6], [7], [8].

## 2.2. Dozymetria małych pól

Dozymetria małych pól fotonowych stanowi złożone zagadnienie ze względu na właściwości fizyczne tych wysokoskolimowanych wiązek promieniowania (m.in. częściowe przystąpienie źródła pierwotnego, brak bocznej równowagi elektronowej, nakładanie się pól cieni) oraz ograniczenia narzędzi pomiarowych. Wybór detektora w dozymetrii klinicznej, zwłaszcza małych pól stereotaktycznych, jest kluczowy, ponieważ jego odpowiedź i dokładność pomiarowa są ściśle powiązane z szeregiem krytycznych właściwości fizycznych. Nie istnieje jeden idealny detektor, a jego wybór powinien uwzględniać: minimalną objętość czynną (warunkującą wysoką rozdzielczość przestrzenną i minimalizację uśredniania objętościowego w wysokich gradientach dawki), równoważność wodną materiału (minimalizującą efekt zaburzenia wnęki), izotropię odpowiedzi (minimalizującą zależność kierunkową) oraz wysoką czułość przy jednoczesnej liniowości względem dawki i mocy dawki.

Wskazania niektórych detektorów wymagają uwzględnienia współczynników korekcyjnych, co wprowadza dodatkową niepewność pomiarową. Zaleca się stosowanie kilku detektorów, w tym filmów radiochromowych i porównanie wyników.

Zastosowanie filmów radiochromowych (dedykowanych do wysokich dawek, np. EBT-XD) pozwala na precyzyjne wyznaczenie rozkładu dawki oraz profili małych pól i jest standardem gwarantującym niezależną weryfikację wyników pomiarowych.

Wybór odpowiedniego detektora, metodologii pomiarowej oraz zastosowanie właściwych współczynników korekcyjnych stanowią kluczowe elementy w dozymetrii małych pól, zwłaszcza dla wiązek bez filtra spłaszczającego (ang. *flattening filter free, FFF*). W raportach IPEM nr 103 oraz IAEA-AAPM TRS nr 483 dostępne są wytyczne dotyczące wyboru detektorów, z których najważniejsze zamieszczono poniżej.



1. Dozymetria w polach referencyjnych specyficznych dla maszyny (msr) powinna być wykonywana przy użyciu komór jonizacyjnych skalibrowanych w jednostkach dawki pochłoniętej w wodzie. Warunek wielkości: zewnętrzne granice detektora powinny znajdować się w odległości co najmniej  $r = r_{LCPE}$  od krawędzi pola (zdefiniowanej na poziomie 50% dawki).

2. Pola  $msr > 6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$ : zaleca się stosowanie standardowych komór typu Farmer lub innych komór klasy referencyjnej o objętości od 0,1 do 1,0  $\text{cm}^3$ .

3. Pola  $msr < 6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$ : zaleca się stosowanie komór jonizacyjnych o mniejszej objętości (objętość  $< 0,3 \text{ cm}^3$ ), aby zachować warunek LCPE. Rekomendowane modele to np. Exradin A1SL, IBA CC01, PTW 31022.

4. W przypadku pomiarów względnych zaleca się stosowanie dwóch lub trzech różnych typów detektorów i porównywanie wyników w celu zapewnienia spójności.

Rekomendowane detektory:

- scyntylatory plastikowe (np. Exradin W1): niemal równoważne wodzie, współczynniki korekcyjne są bliskie jedności,
- diody krzemowe nieekranowane (tzw. diody elektronowe): bardzo mała objętość detekcyjna, co minimalizuje uśrednianie dawki; wymagają poprawek dla pól poniżej 1  $\text{cm}^2$ ,
- detektory diamentowe (syntetyczne SCDD, np. PTW 60019): wysoka czułość, mała zależność od energii, wymagają poprawek dla najmniejszych pól,
- ciekłe (ang. *liquid*) komory jonizacyjne: wysoka rozdzielczość, niemal równoważne wodzie, współczynniki korekcyjne są bliskie jedności,
- filmy radiochromowe: doskonała rozdzielczość przestrzenna w 2D, wymagają rygorystycznych procedur kalibracji i odczytu.

Detektory, których powinno unikać się:

- standardowe, wentylowane komory jonizacyjne o objętości 0,3–0,6  $\text{cm}^3$  – zbyt duże dla małych pól i znacząco zaniżają dawkę na osi wiązki.

Podstawowe kryteria wyboru detektora to:

- rozdzielczość przestrzenna: detektor powinien być mały w stosunku do wymiarów pola, aby uniknąć uśredniania sygnału w objętości detektora,
- zależność od energii: materiały o wysokiej liczbie atomowej Z (np. elementy ekranujące w diodach) mogą powodować artefakty w małych polach, dlatego preferowane są diody nieekranowane.

5. Metoda pośredniego pola (ang. *daisy-chaining*): jeśli nie ma jednego detektora odpowiedniego dla całego zakresu pól, należy zastosować komory jonizacyjne dla pól, które nie spełniają warunków „małego pola”, np. 5  $\text{cm} \times 5 \text{ cm}$ , a następnie wykonać pomiar dla tego pola i mniejszych od niego detektorem o mniejszej objętości (np. diodą).

Każdy stosowany detektor powinien posiadać współczynniki korekcyjne dla danego typu aparatu i jakości wiązki, ponieważ jego wskazania nie są bezpośrednio równe dawce pochłoniętej bez ich zastosowania.

6. Orientacja i położenie detektora w dozymetrii małych pól zależą od typu detektora oraz rodzaju wykonywanego pomiaru (np. profile vs wydajności względne). Pozwala to na zminimalizowanie zaburzeń fluencji oraz błędów wynikających z konstrukcji samego urządzenia.

Zasadą jest orientowanie detektora w taki sposób, aby jego najmniejszy wymiar objętości czynnej był prostopadły do kierunku skanowania. Detektor powinien być ustawiony tak, aby fluencja była w miarę jednorodna w obrębie objętości czynnej. Powinno unikać się orientacji, w której trzon (ang. *stem*) detektora jest prostopadły do osi wiązki i jednocześnie równoległy do kierunku skanowania, aby zminimalizować prądy indukowane w kablu i trzonie.

Niezależnie od wybranej orientacji, w małych polach kluczowe jest wycentrowanie detektora względem maksymalnego punktu profilu wiązki. Nawet błąd rzędu 1 mm w ustawieniu względem CAX może prowadzić do znacznego zaniżenia mierzonych wartości dawki w centrum pola. Proces ten powinien być przeprowadzany za pomocą precyzyjnych analizatorów pola 3D, skanujących krokiem rzędu 0,1 mm dla najmniejszych pól.

Dostosowanie do specyficznych warunków klinicznych i posiadanego wyposażenia pozostaje zadaniem dla zespołów dozymetrycznych. W celu uniknięcia błędów zaleca się porównanie mierzonych danych dla małych pól z danymi referencyjnymi dla urządzenia o tej samej budowie, energii nominalnej i warunkach kalibracji bezwzględnej. Parametry wprowadzane do systemu planowania leczenia (SPL) powinny być, w miarę możliwości, porównane z dostępnymi danymi referencyjnymi (konsensus środowiskowy dotyczący wielu parametrów w różnych systemach planowania został zebrany przez IROC (Glenn et al. 2020)).

Źródła: [9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17].



### 2.3. Unieruchomienie

Unieruchomienie pacjenta podczas realizacji wewnątrz- i pozaczaszkowej radioterapii stereotaktycznej powinno zapewniać wysoką precyzję tych technik, zmniejszając błędy systematyczne i przypadkowe mogące wynikać z nieprecyzyjnego ułożenia pacjenta.

Z uwagi na wysokie dawki dostarczane do małych, precyzyjnie zdefiniowanych obszarów, nawet minimalny ruch pacjenta może znacząco wpłynąć na geometryczny błąd dawki dostarczanej do objętości tarczowej i ostatecznie na efekt leczenia, prowadząc do nieoptymalnych wyników leczenia lub uszkodzenia sąsiadujących tkanek zdrowych.

Unieruchomienie powinno zapewniać precyzję odtworzenia pozycji terapeutycznej, minimalizację ruchów pacjenta podczas podawania frakcji oraz pomiędzy wszystkimi frakcjami (rekomendowana submilimetrowa dokładność), jednocześnie uwzględniając jego komfort. Unieruchomienie powinno być kompatybilne ze stosowanymi metodami obrazowania, takimi jak: tomografia komputerowa (TK), rezonans magnetyczny (MR), pozytonowa tomografia emisyjna (PET), trójwymiarowe obrazowanie kilowoltowe wiązką stożkową (CBCT), wykorzystywanymi w planowaniu oraz podczas realizacji technik stereotaktycznych.

Zastosowanie systemów unieruchomienia nie powinno przyczyniać się do powstawania artefaktów w rekonstruowanych obrazach. Raport IPEM nr 81 podkreśla, że systemy unieruchomienia powinny być zintegrowane z technologiami IGRT, aby umożliwić weryfikację w czasie rzeczywistym oraz korektę pozycji pacjenta.

Unieruchomienie znajdujące się w obszarze napromienianym powinno w minimalnym stopniu wpływać na rozkład dawki. W celu zapewnienia jakości i bezpieczeństwa unieruchomienia powinny być regularnie sprawdzane pod kątem poprawności działania oraz braku uszkodzeń, mogących powodować zagrożenie dla bezpieczeństwa lub dokładności realizacji radioterapii.

Jest to szczególnie istotne w przypadku technik stereotaktycznych realizowanych na konwencjonalnym akceleratorze liniowym z ramieniem C, w przypadku którego procedury stereotaktyczne wykonywane są na przemian z innymi rodzajami technik radioterapeutycznych. Taka organizacja pracy jest zwykle związana

z naprzemiennym montażem i demontażem ramy stereotaktycznej lub systemu do montażu masek oraz innych akcesoriów do unieruchamiania pacjenta. Zaleca się, aby przed rozpoczęciem napromieniania pacjenta wykonać tzw. *dry run* w celu potwierdzenia braku kolizji pomiędzy pacjentem, akcesoriami a poruszającymi się elementami akceleratora.

W SRT zaleca się stosowanie ram stereotaktycznych lub masek termoplastycznych, które zapewniają submilimetrową dokładność i stabilność. Raport IPEM nr 81 wskazuje na możliwość stosowania systemów bezramowych, jeśli dostępne są zaawansowane technologie IGRT. W SBRT raport NCS nr 37 rekomenduje stosowanie materacy próżniowych.

Źródła: [6], [7], [8].

### 2.4. Obrazowanie wykorzystywane do planowania leczenia

Obrazowanie wykorzystywane do planowania leczenia w technikach stereotaktycznych powinno być dostępne bez zbędnej zwłoki, tak aby zminimalizować czas pomiędzy obrazowaniem, planowaniem a rozpoczęciem leczenia. Ma to szczególne znaczenie w przypadku nowotworów szybko proliferujących.

Obrazowanie pacjenta powinno być wykonane w pozycji terapeutycznej, z wykorzystaniem tych samych systemów unieruchamiających, które będą używane podczas leczenia.

W planowaniu technik stereotaktycznych często wykorzystuje się dane obrazowe z różnych modalności, takich jak: TK (podstawowa metoda obrazowania), MR (wykorzystywany zwłaszcza w obrazowaniu mózgu, ze względu na doskonały kontrast tkanek miękkich, co ułatwia różnicowanie granic guza i tkanek zdrowych), PET (dostarcza informacji metabolicznych, pomaga zidentyfikować aktywne obszary guza). Do transferu danych niezbędna jest pełna zgodność ze standardem DICOM.

Dla wszystkich stosowanych systemów obrazowania dane obrazowe oraz ich transfer do systemu planowania leczenia powinny być przetestowane pod kątem integralności i spójności rejestracji obrazów, przenoszenia konturów i mapowania rozkładu dawki zgodnie z wytycznymi raportu AAPM TG 132.



Zaleca się opracowanie klinicznych protokołów akwizycji i rekonstrukcji oraz systemów zapewnienia i kontroli jakości. Rekomenduje się, aby podstawowa sekwencja obrazowa (TK lub MR) była bez kontrastu, natomiast użycie kontrastu w innych sekwencjach było zgodne ze zleceniem lekarskim.

Jeśli wykorzystuje się więcej niż jedną modalność obrazowania, konieczne jest wykonanie fuzji obrazów. Zalecana jest fuzja deformacyjna lub alternatywnie fuzja sztywna zoptymalizowana dla obszaru zainteresowania. W SRS zalecana jest fuzja sztywna na kości czaszki.

W przypadku występowania kilku rozłącznych objętości tarczowych należy wykonać niezależne fuzje dla każdego z nich, jeśli jedna fuzja nie jest wystarczająco dokładna. Proces fuzji obrazów powinien podlegać kontroli jakości zgodnie z raportem AAPM TG 132.

Obrazowanie wykorzystywane do planowania leczenia powinno zapewniać wysoką rozdzielczość przestrzenną, aby precyzyjnie określić granice guza oraz struktury krytyczne położone w pobliżu (istotne szczególnie w przypadku małych zmian).

Zalecana dla SRS grubość warstwy i rozmiar piksela w płaszczyźnie: nie większe niż 1 mm (idealnie izotropowa rozdzielczość  $\leq 1$  mm), dla SBRT grubość warstwy TK nie większa niż 2 mm.

Zgodnie z zaleceniami raportu AAPM MPPG nr 9b zakres skanowania, o ile to możliwe, powinien obejmować obszar co najmniej 10 cm poniżej i powyżej objętości tarczowej w osi długiej. W przypadku, gdy obszar terapeutyczny obejmuje narządy o budowie równoległej, powinno objąć się badaniem cały narząd.

W celu zapewnienia wiarygodności i poprawności danych niezbędne jest zastosowanie algorytmów korekcji artefaktów (np. metalicznych, pochodzących od wypełnień zębów, endoprotez itp.), jeżeli znajdują się one w przekroju wykorzystywanym do obliczeń rozkładu dawki. W przypadku planów leczenia opierających się na obrazach MR zalecana jest dodatkowa ocena poziomu zniekształceń geometrycznych (dystorsji), aby zweryfikować dokładność lokalizacyjną.

W przypadku objętości tarczowej zlokalizowanej w obszarach podlegających ruchowi, takich jak klatka piersiowa lub jama brzuszna, zalecane jest obrazowanie 4D TK (lub bramkowane MR) pozwalające na zdefiniowanie położenia objętości tarczowej w cyklu oddechowym.

Kompensacja zmiany położenia objętości tarczowej może być realizowana poprzez systemy zarządzania ruchami oddechowymi (techniki: bramkowania oddechem, wstrzymywania oddechu, śledzenie obszaru tarczowego).

Jeśli podczas obrazowania do planowania leczenia i realizacji leczenia SBRT nie są stosowane techniki zarządzania ruchami oddechowymi, powinno stosować się metody ograniczające ruch oddechowy (np. ucisk brzuszny) lub uwzględnić cały zakres ruchu objętości tarczowej (ITV).

Źródła: [4], [7], [14], [18], [19].

## 2.5. System planowania leczenia (SPL)

Dokładność dostarczenia dawki do objętości tarczowej jest ściśle powiązana z dokładnością algorytmu obliczania dawki w systemie planowania leczenia (ang. *treatment planning system*).

Algorytmy są klasyfikowane jako typ: A, B i C, zależnie od złożoności modelowania transportu cząstek. Typ A (np. *Pencil Beam*) stosuje uproszczone korekcje niejednorodności. Typ B (np. *Collapsed-Cone, Analytical Anisotropic*) wprowadza zaawansowane modelowanie transportu cząstek, natomiast typ C (np. *Monte Carlo, Acuros XB*) modeluje transport cząstek z uwzględnieniem składu chemicznego ośrodka oraz rozwiązuje (deterministycznie lub statystycznie) równanie transportu Boltzmanna (ang. *linear Boltzmann transport equation, LBTE*), obliczając dawkę z większą dokładnością niż pozostałe modele, zwłaszcza w warunkach braku równowagi elektronowej i niskiej gęstości tkankowej.

Ze względu na odmienne modelowanie zjawiska braku równowagi elektronowej przez różne algorytmy obliczeniowe, w szczególności dla małych pól oraz niejednorodnych struktur o niskiej gęstości, w lokalizacjach pozaczaszkowych (SBRT) minimalnym wymogiem klinicznym jest zastosowanie algorytmu typu B. Jednak w celu zapewnienia większej precyzji dozymetrycznej rekomenduje się stosowanie algorytmów typu C.

W przypadku algorytmów typu C raporty: NCS nr37 oraz AAPM TG 329, a także (Kry et al., 2020) rekomendują raportowanie dawki zdeponowanej w ośrodku (ang. *dose to medium*).



Istotnym elementem konfiguracji SPL jest precyzyjne modelowanie rozmiaru źródła oraz wpływ elementów kolimujących (np. kształt końcówek liści *MLC* – transmisja i przeciek między liśćmi), a także optymalizacja parametrów, takich jak *dosimetric leaf gap* (*DLC*).

Przed użyciem klinicznym SPL powinien przejść kompleksową walidację oraz testy dopuszczające do zastosowań klinicznych zgodnie z zaleceniami producenta oraz aktualnymi zaleceniami, np. raportem AAPM MPPG nr 5.a. Dotyczy to także zwalidowanych wcześniej danych, jeśli zakres sprawdzenia nie obejmował zastosowania do technik stereotaktycznych.

W przypadku procedur *SRS/SBRT* klinicznie istotne obliczenia dawki dla małych pól oraz w obecności tkanek o różnych gęstościach (dla każdego systemu kolimacji, który będzie wykorzystywany klinicznie) powinny zostać zweryfikowane poprzez porównanie dawek obliczonych w SPL z pomiarami uzyskanymi podczas testów dopuszczających technikę do użytku klinicznego.

W przypadku, gdy nie jest możliwe osiągnięcie kompromisu w zakresie dokładności obliczeń dawki dla konwencjonalnych i małych pól, raport NCS nr 25 dopuszcza implementację w systemie planowania odrębnych modeli aparatów (z różnymi danymi wejściowymi dla pól stereotaktycznych i konwencjonalnych).

W przypadku napromieniania wielu zmian przy użyciu różnych izocentrów SPL powinien umożliwiać stworzenie planu sumarycznego w celu rzetelnej oceny dawki skumulowanej w narządach krytycznych.

Całość procesu powinna być realizowana w oparciu o zatwierdzone rozwiązania standardowe (ang. *class solutions*), szczegółowo opisane w raportach NCS nr: 22, 24, 25, 37, co zapewnia powtarzalność i spójną jakość planowania w danym ośrodku.

W sytuacjach powtórnego napromieniania SPL powinien umożliwiać fuzję obrazów i ocenę rozkładu dawki z poprzednich etapów leczenia, przy czym przy sumowaniu dawek metodą fuzji deformacyjnej (*DIR*) zaleca się zachowanie szczególnej ostrożności (narzędzia używane do fuzji deformacyjnej powinny zostać zweryfikowane np. zgodnie z AAPM TG 132).

SPL powinien umożliwiać import i fuzję obrazów z różnych modalności obrazowania (TK z kontrastem, bez kontrastu, 4D, MR, PET) oraz ich precyzyjną rejestrację.

Rozdzielczość siatki obliczeniowej powinna być izotropowa i wynosić maksymalnie 2 mm dla *SBRT* oraz 1 mm dla *SRS*. Do planowania zaleca się wykorzystanie wiązek o energii nominalnej 6 MV lub 10 MV, najlepiej bez filtra spłaszczającego (ang. *flattening filter free*, *FFF*), co pozwala na uzyskanie węższego półcienia i skrócenie czasu napromieniania.

SPL powinien także zawierać moduł pozwalający na ocenę ryzyka kolizji, zwłaszcza dla wiązek niekoplanarnych. Niezależnie zaleca się, aby przed rozpoczęciem napromieniania pacjenta wykonać tzw. *dry run* w celu potwierdzenia braku kolizji pomiędzy akcesoriami, pacjentem oraz poruszającymi się elementami akceleratora.

Zalecenia dotyczące preskrypcji dawki (ang. *dose prescription*) oraz wolumetrycznej oceny stopnia pokrycia objętości tarczowej tą dawką z wykorzystaniem analizy histogramów dawka–objętość (*DVH*) zawiera raport ICRU nr 91.

Raport zawiera także wskazówki dotyczące parametrów statystycznych rozkładu dawki w objętości tarczowej, które stanowią podstawę do oceny planu leczenia, m.in. mediana dawki (ang. *median dose*, *D50%*), dawka bliska minimalnej (*D98%*) oraz dawka bliska maksymalnej (*D2%*).

SPL powinien być włączony w regularne testy *end-to-end* całego procesu leczenia radioterapeutycznego, od obrazowania do dostarczenia dawki. Niezbędna jest integralność transferu danych do akceleratora oraz systemów zarządzania i weryfikacji, zapewniająca ochronę przed błędem w przesyle lub uszkodzeniem danych. Wszystkie aktualizacje oprogramowania powinny być zweryfikowane, a procedury kontroli jakości powinny wykrywać zmiany w sposobie działania lub ingerencje w dane bazowe.

Źródła: [3], [4], [7], [8], [9], [14], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25].

## 2.6. Weryfikacja obrazowa ułożenia pacjenta

Niezależnie od sposobu realizacji technik stereotaktycznych, proces obrazowania, weryfikacji i korekcji położenia pacjenta determinuje dokładność geometryczną dla każdej sesji *SRS/SBRT* i powinien odbywać się zgodnie z ustaloną praktyką kliniczną.



Precyzyjna lokalizacja objętości tarczowej pozwala na bezpieczne podanie wysokiej dawki frakcyjnej przy minimalnych marginesach tolerancji, dlatego w radioterapii stereotaktycznej zalecane jest stosowanie wyłącznie protokołów obrazowania online, realizowanych bezpośrednio przed podaniem frakcji.

Standardowa procedura obejmuje ułożenie pacjenta, wykonanie obrazu weryfikacyjnego, rejestrację obrazów oraz realizację niezbędnych przesunięć/rotacji stołu. Dopasowanie obrazów powinno wykonywać się bezpośrednio na objętości tarczowej lub przy użyciu struktur zastępczych lub znaczników. W przypadku objętości tarczowych o nieregularnych kształtach lub położonych blisko narządów krytycznych zaleca się stosowanie stołów o sześciu stopniach swobody (ang. *Six Degree of Freedom, 6DOF*) do korekty translacji i rotacji.

Bezpośrednio po korekcie zaleca się wykonanie powtórnego obrazowania potwierdzającego, że pozycja objętości tarczowej mieści się w tolerancji. W celu zachowania wysokiej precyzji czas między weryfikacją ułożenia pacjenta a rozpoczęciem napromieniania powinien być jak najkrótszy.

Podczas realizacji wskazane jest monitorowanie pozycji pacjenta, np. z wykorzystaniem systemów umożliwiających radioterapię sterowaną obrazem powierzchni (ang. *Surface Guided Radiation Therapy, SGRT*) lub fluoroskopii. Zmiany anatomiczne oraz wartości przesunięć/rotacji powinny być monitorowane i dokumentowane przez cały okres leczenia, co pozwala na ocenę korekty ułożenia pacjenta oraz utrzymanie dokładności geometrycznej.

W przypadku technik napromieniania na wstrzymanym oddechu pozycję zmiany nowotworowej powinno weryfikować się w tej samej fazie oddechowej. Kontrola ruchów narządów w obrębie klatki piersiowej i jamy brzusznej bazuje na obrazowaniu 4D *CBC T* oraz systemach bramkowania oddechowego, których skuteczność powinna zostać uprzednio zweryfikowana za pomocą dynamicznych fantomów.

Wybór strategii obrazowania zależy od lokalizacji obszaru tarczowego. W technikach *SRS* dla systemów bezramowych obrazowanie jest obligatoryjne, natomiast w systemach ramowych pozostaje zalecane.

W przypadku *SBRT* zalecane jest śledzenie obszaru tarczowego lub jego surogatu, co zapewnia najwyższy standard bezpieczeństwa zgodnie z aktualnymi rekomendacjami międzynarodowymi. Całościowy nadzór

nad systemami sprawuje fizyk medyczny odpowiadający za procedury i testy typu *end-to-end* walidujące pełny proces terapeutyczny.

Niezbędna jest ścisła kontrola jakości systemów obrazowania, w tym codzienne potwierdzanie zgodności izocentrum obrazowania i promieniowania.

Niniejszy dokument nie obejmuje kontroli niezintegrowanych systemów obrazowania (np. *ExacTrac*) ani systemów *SGRT*. Oczywiście jest jednak, że systemy te powinny być objęte kontrolą zgodnie z wytycznymi producenta, aktualnymi rekomendacjami międzynarodowymi oraz wewnętrznymi procedurami kontroli jakości.

Źródła: [6], [7], [14].

## 2.7. Realizacja leczenia

Techniki stereotaktyczne są najczęściej realizowane na konwencjonalnych akceleratorach liniowych z ramieniem C, wyposażonych w wysokokonformalny kolimator wielolistkowy lub dodatkowe systemy kolimacji typu „add-on” (kolimatory stożkowe, mikrokolimator), a także stół terapeutyczny o sześciu stopniach swobody (*6DOF*).

Raport *Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy: Expert review group consensus from the DGMP Working Group for Physics and Technology in Stereotactic Radiotherapy* (Schmitt et al. 2020) zawiera następujące zalecenia dotyczące systemów kolimacji wiązki oraz koplanarności wiązek w technikach stereotaktycznych:

- realizacja *SRS* kolimatorem wielolistkowym *MLC* o szerokości pojedynczego liścia nie większej niż 5 mm lub kolimatorami cylindrycznymi o równoważnych rozmiarach pól (rozmiary określone w odległości izocentrycznej), na aparatach umożliwiających realizację wiązek niekoplanarnych;
- realizacja *FSRT* kolimatorem wielolistkowym *MLC* o szerokości pojedynczego liścia nie większej niż 6,5 mm lub kolimatorami cylindrycznymi o równoważnych rozmiarach pól (rozmiary określone w odległości izocentrycznej);
- realizacja *SBRT* kolimatorem wielolistkowym *MLC* o szerokości pojedynczego liścia nieprzekraczającej 10 mm lub kolimatorami cylindrycznymi



o równoważnych rozmiarach pól (rozmiary określone w odległości izocentrycznej).

W przypadku realizacji *FSRT* lub *SBRT* z objętościami tarczowymi położonymi w pobliżu struktur krytycznych wrażliwych na promieniowanie zaleca się stosowanie takich samych zaleceń dotyczących kolimacji i koplanarności wiązek jak w przypadku *SRS*.

Źródła: [19].

## 2.8. Kontrola jakości indywidualnych planów leczenia

Kontrola jakości indywidualnych planów pacjentów (*PSQA*) standardowo obejmuje niezależne obliczenie rozkładu dawki oraz/lub pomiar zaplanowanej dawki przy użyciu detektorów o wysokiej rozdzielczości przestrzennej.

Definiowanie tolerancji w procesie *PSQA* dla technik stereotaktycznych wymaga zachowania szczególnej uwagi. O ile w przypadku bardzo małych pól dopuszczalne są odchylenia dawki rzędu 3–5%, o tyle błędy geometryczne przekraczające 1 mm są zazwyczaj nieakceptowalne. Koresponduje to z zaleceniami raportu AAPM TG 218 oraz sugestiami zawartymi w raporcie AAPM-RSS MPPG 9.b dotyczącymi kryteriów 3% DD (ang. *Dose Difference*), 1 mm DTA (ang. *Distance-to-Agreement*).

W celu optymalizacji procesów, uwzględniając potrzebę zachowania równowagi pomiędzy działalnością kliniczną i procedurami związanymi z zapewnieniem bezpieczeństwa realizacji radioterapii, raporty NCS nr: 22, 24, 25, 37 wprowadzają koncepcję grupowania planów o zbliżonej charakterystyce klinicznej i technicznej (np. technika *VMAT* w określonej lokalizacji anatomicznej – ang. *class solutions*).

Po wdrożeniu do użytku klinicznego techniki dla określonego obszaru anatomicznego weryfikacji dozymetrycznej poddawane są jedynie przypadki brzegowe, o najwyższym stopniu złożoności realizacji. Wykazanie poprawności działania systemu w obrębie danej grupy pozwala na racjonalizację procesu i ewentualną rezygnację z czasochłonnych pomiarów dla każdego pacjenta, pod warunkiem potwierdzenia stabilności całego procesu.

Współczesne podejście do *PSQA* ewoluuje w kierunku systemowej kontroli procesu terapeutycznego

rozumianej jako kompleksowy zestaw działań zapewniających zgodność wszystkich etapów – od planowania po napromienianie – z zatwierdzonymi standardami. W ramach tego procesu powinna być zapewniona niezależna weryfikacja parametrów dozymetrycznych i geometrycznych (tzw. *double-check*), a także kontrola poprawnego unieruchomienia oraz pozycjonowania pacjenta.

Jednym z elementów *PSQA* jest proaktywne zarządzanie ryzykiem. Wykorzystanie analizy rodzajów i skutków błędów (ang. *Failure Mode and Effects Analysis, FMEA*) pozwala na identyfikację słabych punktów procesu i optymalizację programu QA pod kątem skuteczności wykrywania potencjalnych zdarzeń niepożądanych.

Integralną częścią tego podejścia jest efektywny system raportowania zdarzeń niepożądanych oraz zdarzeń, w wyniku których potencjalnie mogłyby w trakcie realizacji procesu pojawić się błąd lub wydarzenie niepożądane (ang. *near misses*), co w połączeniu z działaniami korygującymi i zapobiegawczymi stanowi element kompleksowego i ciągłego doskonalenia jakości w radioterapii.

Źródła: [2], [3], [7], [14], [21], [22], [26].

## 2.9. Personel i szkolenie

Wdrożenie oraz weryfikacja procedur stereotaktycznych powinny być realizowane przez multidyscyplinarny zespół, składający się co najmniej z lekarza radioterapeuty, fizyka medycznego oraz elektroradiologa.

Personel biorący udział w klinicznej realizacji powinien być przeszkolony przed wdrożeniem klinicznym. Po wprowadzeniu techniki do praktyki klinicznej personel powinien podlegać ustawicznym szkoleniom, zwłaszcza w przypadku aktualizacji oprogramowania, sprzętu oraz wprowadzania zmian w procesie/procedurze. Szkoleniu powinna podlegać także każda osoba włączana do zespołu realizującego procedury stereotaktyczne.

Szkolenia powinny obejmować zarówno te prowadzone przez producentów sprzętu lub oprogramowania wykorzystywanego w danej jednostce, jak i szkolenia zewnętrzne dotyczące radioterapii stereotaktycznej (organizowane m.in. przez Europejskie Towarzystwo Radioterapii i Onkologii (ESTRO), Europejską Federację Organizacji Fizyki Medycznej



(EFOMP), Amerykańskie Stowarzyszenie Fizyków Medycznych (AAPM), Amerykańskie Towarzystwo Radioterapii Onkologicznej (ASTRO), Niemieckie Towarzystwo Radioterapii Onkologicznej (DEGRO), Niemieckie Towarzystwo Fizyki Medycznej (DGMP) czy Polskie Towarzystwo Fizyki Medycznej (PTFM)). Zdobywanie aktualnej wiedzy oraz rozwój kompetencji w zakresie technik stereotaktycznych umożliwia także uczestnictwo w szkoleniach online.

Przykładem jest platforma New EFOMP e-learning e-LEMENT, prowadzona przez EFOMP (<https://e-element.efomp.org/>), lub DGMP-Akademie organizowana przez DGMP (<https://dgmp.de/fortbildung/dgmp-akademie/>).

Zalecane są także staże/szkolenia praktyczne w ośrodkach posiadających doświadczenie w radioterapii stereotaktycznej.

Źródła: [6], [7], [14].

### 2.10. Proces i jego kontrola

Zapewnienie wysokich standardów jakości, spójności oraz bezpieczeństwa w realizacji technik stereotaktycznych może być efektywnie wspomagane wdrożeniem mapy procesów (zgodnie z raportem AAPM TG 100) oraz opracowaniem szczegółowych procedur dla każdego etapu procedury radioterapeutycznej.

Każda procedura powinna zostać poddana wnikliwej analizie klinicznej, a następnie zarejestrowana i raportowana zgodnie z międzynarodowymi standardami.

Utrzymanie spójności procesu terapeutycznego jest związane z systematyczną weryfikacją zgodności struktury i przebiegu procesu (ang. *workflow*) z zatwierdzonymi procedurami klinicznymi.

W mapowaniu procesu ważne jest zidentyfikowanie elementów krytycznych i zastosowanie analizy rodzajów i skutków błędów (*FMEA*). Pozwala to na przygotowanie i optymalizację programu kontroli jakości (*QC*) w technikach stereotaktycznych.

Ponadto system raportowania powinien gwarantować skuteczną realizację działań korygujących i naprawczych w przypadku wystąpienia incydentów medycznych lub zdarzeń, które potencjalnie mogłyby stać się źródłem niezgodności lub zdarzeń potencjalnie

niebezpiecznych (ang. *near misses*).

W celu zagwarantowania optymalnej jakości świadczeń ośrodek powinien wykazywać się ciągłością oraz odpowiednim doświadczeniem klinicznym. Przyjmuje się, że minimum stanowi leczenie co najmniej 20 pacjentów rocznie z wykorzystaniem technik *SRS*, *FSRT* lub *SBRT*, przy czym doświadczenie w zakresie *SRS* może być zaliczane na poczet kompetencji w obszarze *FSRT*. Niezbędne jest zapewnienie wysoko wykwalifikowanego personelu oraz dbałość o ustawiczne kształcenie specjalistów zaangażowanych w proces realizacji procedur stereotaktycznych.

Źródła: [2], [6], [19], [20].

## 3. AUDYTY

Audyty technik stereotaktycznych stanowią integralny element systemu zapewnienia jakości (*QA*). Są one rekomendowane przez wiodące instytucje międzynarodowe, takie jak Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej (IAEA) oraz Amerykańskie Towarzystwo Radioterapii Onkologicznej (ASTRO), w celu zagwarantowania bezpieczeństwa pacjentów oraz dokładności procedur terapeutycznych.

Naczelnym celem audytów *SRS/SBRT* jest kompleksowy przegląd i ocena jakości wszystkich elementów procesu związanego z procedurą radioterapeutyczną. Istnieją niezależne programy certyfikacyjne (np. *Novartis Certified, RTsafe*), które mogą być oferowane przez firmy eksperckie i dostawców technologii radioterapeutycznej jako sposób potwierdzania jakości procedur i standardów klinicznych w *SRS/SBRT*.

Audyty mogą także przyjmować formę programów akredytacyjnych, oferowanych między innymi przez Amerykańskie Kolegium Radiologii (ACR) czy Międzynarodowe Towarzystwo Radiochirurgii Stereotaktycznej (*ISRS*), które są ukierunkowane na certyfikację ośrodków realizujących techniki stereotaktyczne.

Audyty typu *E2E*, odtwarzające całą ścieżkę terapeutyczną przy wykorzystaniu fantomów antropomorficznych, wyposażonych w detektory, umożliwiają ocenę realizacji wszystkich etapów procedury radioterapeutycznej – od akwizycji obrazów i planowania leczenia, po realizację leczenia. Takie podejście



pozwala na jednoczesną weryfikację dokładności dozymetrycznej, precyzji geometrycznej, jak i integracji całego systemu.

Audyty technik *SRS/SBRT* powinny być realizowane przez interdyscyplinarny zespół obejmujący co najmniej lekarza radioterapeutę, fizyka medycznego oraz elektrodzielnika i koncentrować się na ocenie obszarów funkcjonowania ośrodka, które determinują jakość realizacji procedur terapeutycznych.

Obejmują analizę kompetencji personelu, dokumentacji, szkoleń, zgodności działań z obowiązującymi procedurami klinicznymi, a także walidację sprzętu i infrastruktury.

W szczególności dotyczy to weryfikacji realizacji i dokumentacji testów akceptacyjnych i dopuszczających do użytku klinicznego aparatury terapeutycznej oraz systemów obrazowania. Istotnym elementem audytu jest również weryfikacja SPL obejmująca ocenę poprawności modeli obliczania dawki, zwłaszcza w obszarach niejednorodności tkanek oraz dokładności algorytmów fuzji obrazów pochodzących z różnych modalności. Dodatkowo audyty mogą obejmować *PSQA*. Ocena wyników audytów opiera się na zdefiniowanych limitach tolerancji oraz zalecanych działaniach korygujących.

Przykładowo, ISRS zaleca osiągnięcie dokładności dozymetrycznej na poziomie 3% w przypadku pomiarów wykonywanych komorą jonizacyjną lub 5% przy zastosowaniu detektorów *OSL* (Dimitriadis et. al, 2023).

Najczęściej identyfikowane podczas audytów niezgodności obejmują różnice w rozkładzie dawki w obrębie objętości tarczowej oraz niezgodności w obszarze terapii zarządzanej obrazem (*IGRT*),

co jednoznacznie podkreśla strategiczne znaczenie precyzyjnego i systematycznego podejścia do zapewnienia jakości w technikach stereotaktycznych.

Źródła: [6], [7], [14], [27].

#### 4. POSTĘPOWANIE W PRZYPADKU PRZEKROCZENIA GRANIC TOLERANCJI

W przypadku technik stereotaktycznych, gdzie wymagana jest wysoka precyzja dostarczania dawki, przekroczenie zalecanych granic tolerancji dla kontrolowanych parametrów powinno skutkować natychmiastową reakcją w ramach procedur kontroli jakości. W pierwszej kolejności należy rozważyć czasowe zawieszenie realizacji procedur *SRS/SBRT*, zwłaszcza jeśli odchylenia mogą mieć istotny wpływ na dokładność dostarczenia dawki lub lokalizację objętości tarczowej. W sytuacjach mniej krytycznych dopuszczalne jest ograniczenie stosowania technik stereotaktycznych, np. poprzez wykluczenie najmniejszych pól, najbardziej złożonych planów lub wybranych lokalizacji anatomicznych do czasu usunięcia nieprawidłowości. Równolegle konieczne jest przeprowadzenie analizy przyczyn, weryfikacja poprawności działania składowych systemu (akcelerator, system planowania leczenia itd.) oraz podjęcie odpowiednich działań korygujących i wykonanie ponownych pomiarów kontrolnych. Powrót do pełnego zakresu procedur klinicznych powinien nastąpić dopiero po potwierdzeniu, że wszystkie parametry mieszczą się w obowiązujących tolerancjach i spełniają wymagania aktualnych zaleceń.

Źródła: [3], [7].



## D. Testy kontroli jakości wykonywane w dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej

### D. 1. Kontrola systemów antykolizyjnych oraz zabezpieczeń dla dodatkowych, niezintegrowanych kolimatorów

**Cel:**

Celem kontroli systemów antykolizyjnych oraz zabezpieczeń dla dodatkowych, niezintegrowanych kolimatorów jest zapewnienie ich prawidłowego działania i bezpieczeństwa pracy poprzez wykrycie ewentualnych usterek lub niezgodności, które mogłyby prowadzić do kolizji lub zagrożeń dla personelu i sprzętu. Dodatkowe (niezintegrowane z akceleratorem) kolimatory wiązki (*MLC* typu „*add on*” oraz kolimatory stożkowe, ang. *collimator cones/conical collimators*) zmniejszają wolną przestrzeń pomiędzy urządzeniem a pacjentem, zwiększając tym samym ryzyko kolizji. Należy sprawdzić poprawność montażu oraz kodowania tego typu akcesoriów każdorazowo po zamontowaniu, a także skontrolować zgodność ustawień akceleratora, w tym szczęk i *MLC*, z wymaganymi wartościami przed użyciem każdego niezintegrowanego kolimatora wiązki. Błąd może skutkować ekspozycją niezamierzoną i nie zawsze można go zidentyfikować pomiarem punktowym dawki w izocentrum, gdyż rozbieżności pomiędzy zaplanowaną i dostarczoną dawką mogą pojawić się w obszarze odległym od izocentrum, gdzie znajdują się organy krytyczne (Solberg et al., 2011), (Ding et al., 2018).

**Wyposażenie:**

Brak.

**Opis:**

Po zamontowaniu na akceleratorze niezintegrowanych kolimatorów wiązki typu „*add-on*” lub kolimatora stożkowego sprawdzić poprawność pozycji elementów mocujących, poprawność komunikacji i kodowania wyposażenia.

W celu oceny poprawności działania systemów antykolizyjnych zasymulować kolizję z każdym czujnikiem w trakcie ruchu ramienia akceleratora. Zasymulowana kolizja powinna wstrzymać ruch elementów akceleratora oraz zapewnić pojawienie się sygnalizacji kolizji

zgodnie z dokumentacją techniczną lub instrukcją obsługi aparatu (np. sygnał dźwiękowy, podświetlenie wskaźnika kolizji na głowicy oraz/lub na panelach sterujących, pilotach, komunikaty pojawiające się na monitorach).

Wykonać wizualną inspekcję dodatkowych, niezintegrowanych kolimatorów pod kątem potencjalnych uszkodzeń i odkształceń poprzez ocenę geometrii pola świetlnego.

Sprawdzić zgodność ustawienia szczęk oraz *MLC* zintegrowanych z akceleratorem z wymaganymi nastawami dla użytego niezintegrowanego kolimatora.

**Tolerancja:**

Funkcjonalność, brak uszkodzeń.

Ustawienie szczęk/*MLC* zintegrowanych z akceleratorem zgodne z wartościami w systemie planowania leczenia oraz ustawieniami podczas pomiarów danych wejściowych do systemu planowania leczenia.

### D. 2. Kontrola ramy stereotaktycznej oraz akcesoriów unieruchamiających

**Cel:**

Celem kontroli ramy stereotaktycznej i akcesoriów do unieruchomienia pacjenta jest potwierdzenie ich precyzji, stabilności i bezpieczeństwa, co jest warunkiem precyzyjnego i powtarzalnego pozycjonowania pacjenta podczas napromieniania. W technikach stereotaktycznych charakteryzujących się rozkładami dawki o dużych gradientach, małą liczbą frakcji i wysokimi dawkami frakcyjnymi szczególną uwagę należy poświęcić precyzji geometrycznej dostarczenia dawki. Dobór właściwych metod unieruchomienia oraz zapewnienie pełnej sprawności stosowanych systemów determinuje prawidłowe odtworzenie ułożenia pacjenta.

**Wyposażenie:**

Brak.

**Opis:**

Wizualna ocena braku odkształceń, uszkodzeń oraz poprawności montażu systemów unieruchamiania przed każdym użyciem.

**Tolerancja:**

Funkcjonalność, brak uszkodzeń.



### D. 3. Kontrola dokładności pozycjonowania MLC

#### Cel:

Celem kontroli dokładności pozycjonowania *MLC* jest zapewnienie precyzyjnego ustawienia liści kolimatora wielolistkowego, co warunkuje zgodność rozkładu dawki z planem leczenia. Nawet niewielkie, systematyczne niedokładności w ustawieniu *MLC* mogą prowadzić do istotnych błędów w dostarczeniu dawki, zarówno w przypadku objętości tarczowych, jak i organów krytycznych. W polu dynamicznym o szerokości 2 cm, formowanym przez *MLC*, systematyczny błąd szerokości pola wynoszący 1 mm może skutkować ok. 5% błędem w dostarczeniu dawki (LoSasso et al., 1998). Analogiczny efekt jest obserwowany dla błędu 1 mm w wymiarze pola statycznego 1 cm × 1 cm (IPEM nr 103, 2010). Kontrola dokładności pozycjonowania *MLC* (zarówno zintegrowanego z akceleratorem, jak i niezintegrowanego, montowanego w systemie „*add-on*”) jest konieczna w przypadku realizacji technik stereotaktycznych ze względu na wykorzystanie małych pól/segmentów, wąskie marginesy wokół objętości tarczowych, a także możliwe bliskie sąsiedztwo organów krytycznych w pobliżu objętości tarczowych.

#### Wyposażenie:

Oprogramowanie do analizy numerycznej/cyfrowej, EPID lub detektor filmowy, skaner w przypadku detektora filmowego.

#### Opis:

Zrealizować plan testowy służący do oceny dokładności pozycjonowania *MLC* dla stosowanego kolimatora wielolistkowego (np. test typu *Picket Fence*). Ocenić dokładność pozycjonowania *MLC*. Zalecana jest analiza numeryczna; przykładowe oprogramowanie: FilmQA Pro, Ashland; SNC Machine, Sun Nuclear; Pylinac, biblioteka Python.

#### Tolerancja:

1,0 mm na wymiar pola i pozycję *MLC*/nie gorzej niż w specyfikacji *MLC*.

#### Uwaga:

Sugerowane jest zaostrożenie tolerancji adekwatnie do stosowanej klinicznie wielkości marginesów. Dla małych zmian o objętości < 15 cm<sup>3</sup> rekomendowana

dokładność ustawienia wielkości pola wynosi 0,5 mm (raport SSRPM nr 18). Szczególną uwagę należy zwrócić na bardzo małe obszary tarczowe, gdzie preferowane może być użycie kolimatorów stałych, a także na odległość obszarów tarczowych od izocentrum dla techniki *SIMT*.

### D. 4. Pozycjonowanie/repozycjonowanie z użyciem systemu *IGRT*, zgodność izocentrum kV/2D MV

#### Cel:

Celem testu jest sprawdzenie poprawności pozycjonowania/repozycjonowania z wykorzystaniem systemu *IGRT*. Test procedury *IGRT* weryfikuje działanie systemu akwizycji i rejestracji obrazu oraz systemu pozycjonowania stołu terapeutycznego.

#### Wyposażenie:

Fantom z obiektami o wysokim kontraście, dobrze widocznymi w obrazowaniu kV/MV. Położenie co najmniej jednego z obiektów musi być przestrzennie oznaczone przez znaczniki na zewnętrznych powierzchniach fantomu (np. QUASAR Penta-Guide Phantom, ModusQA; MIMI Phantom, Standard Imaging; WL-QA Phantom, Sun Nuclear). Pożądane jest rozmieszczenie obiektów pozwalające na jednoznaczne określenie ich położenia w przestrzeni euklidesowej (obiekty nie nakładają się na siebie przy obrazowaniu z kątów kardynalnych).

#### Opis:

Umieścić fantom na stole terapeutycznym tak, aby znaczniki na zewnętrznej powierzchni fantomu znajdowały się w odległości nie większej niż 2 cm (w każdym kierunku) od przecięcia centratorów. W przypadku stołu *6DoF* zastosować rotacje w ustawieniu fantomu lub blatu stołu o 2,5° w trzech kierunkach (raport NCS nr 32).

Wykonać akwizycję i rejestrację dostępnymi protokołami (parametry akwizycji, włączenie lub wyłączenie rotacji stołu, rejestracja ręczna, półautomatyczna lub automatyczna). Określić przesunięcie obiektów względem pozycji referencyjnej – sprawdzić zgodność z wartościami wyjściowymi (jeśli używane są stałe wartości przesunięć).



Zastosować wyznaczoną korektę położenia stołu terapeutycznego. Sugerowane jest, aby korzystając ze znaczników na powierzchniach bocznych fantomu, sprawdzić, czy centratory wskazują położenie referencyjne obiektu testowego umieszczonego w izocentrum.

Wykonać akwizycję i rejestrację za pomocą klinicznie stosowanej metody obrazowania wiązką kV (w przypadku 2D kV przynajmniej dla dwóch ortogonalnych położań ramienia akceleratora) i określić przesunięcie obrazowanych obiektów względem pozycji referencyjnej dla wszystkich kierunków. Następnie wykonać akwizycję 2D MV przynajmniej dla dwóch ortogonalnych położań ramienia akceleratora, rejestrację obrazów i ponownie określić przesunięcie zobrazowanych obiektów względem pozycji referencyjnej dla analogicznych kierunków. Zgodność pomiędzy izocentrum systemu obrazowania planarnego MV oraz kV określa na jest na podstawie zgodności wartości przesunięć uzyskanych na podstawie obrazów 2D MV i kV.

#### Tolerancja:

Dokładność pozycjonowania/repozycjonowania:

1,0 mm.

Rotacja:  $0,5^\circ$  (oceniana dla stołu 6DoF).

Zgodność izocentrum kV/2D MV: 1,0 mm.

#### Uwaga:

Unikać równych, co do wartości bezwzględnych, nieistotnych klinicznie wielkości przesunięć w każdym z kierunków.

Seria obrazów referencyjnych fantomu powinna być uzyskana dla możliwie jak najmniejszej grubości warstwy (optymalnie – mniejszej niż wartość tolerancji dla testu). Obiekty testowe wbudowane w fantom mogą być okonturowane klinicznie używaną metodą.

Po wykonaniu testu (po korekcie ustawienia stołu) można powtórzyć akwizycję oraz rejestrację względem obrazów referencyjnych, co umożliwi sprawdzenie dokładności systemu pozycjonowania pacjenta. Uzyskane wartości przesunięć (nazywane „resztkowym błędem korekcji stołu”) są w rzeczywistości kombinacją dokładności ustawienia stołu oraz stosowanego systemu obrazowania i określają błąd resztkowy procedury pozycjonowania/repozycjonowania z użyciem systemu IGRT, który nie powinien przekraczać 1 mm.

W przypadku negatywnego wyniku testu należy niezależnie zweryfikować ustawienie centratorów, wartości bezwzględne rotacji blatu i przesunięć stołu terapeutycznego oraz poprawność działania systemu obrazowania, a także procedurę przestrzennej kalibracji systemów obrazowania (patrz punkt M. 2).

### D. 5. Kontrola izocentrum promieniowania akceleratora (Winston-Lutz test) i zgodności izocentrum promieniowania z izocentrum obrazowania

#### Cel:

Celem kontroli izocentrum promieniowania akceleratora oraz jego zgodności z izocentrum obrazowania jest potwierdzenie ich zgodności geometrycznej, co warunkuje pożądaną w stereotaksji precyzję napromieniania (rzadko akceptowalną na poziomie gorszym niż 1 mm). Wymaga to oceny średnicy izocentrum promieniowania dla klinicznie stosowanego sposobu kolimacji (*MLC*, *MLC typu „add on”*, kolimatory stożkowe) oraz wyznaczenia jego położenia względem izocentrum systemu obrazowania lub środka układu centratorów (jeśli są wykorzystywane do pozycjonowania pacjenta).

Izocentrum promieniowania akceleratora definiuje się jako przecięcie osi centralnych wiązki dla różnych kątów ramienia akceleratora i kolimatora. W idealnej sytuacji przy obrocie kolimatora i ramienia akceleratora osie powinny przecinać się w jednym punkcie. W rzeczywistości oś wiązki może ulegać przesunięciu lub rotacji z przyczyn mechanicznych (np. ugięcie ramienia akceleratora) lub związanych z układem sterującym wiązką. W rzeczywistości izocentrum jest bryłą, którą można zamknąć w sferze o określonej średnicy. Jeśli klinicznie realizowane jest napromienianie z wykorzystaniem rotacji kolumny stołu, izocentrum promieniowania zawiera składową związaną z rotacją stołu.

Kontrolę należy przeprowadzić w zakresie klinicznie stosowanych kątów: ramienia akceleratora, kolimatora i kolumny stołu terapeutycznego (kąty kolumny stołu w przypadku stosowania wiązek niekoplanarnych) (AAPM-RSS MPPG 9.b).

#### Wyposażenie:

Fantom zawierający co najmniej jeden kulisty obiekt o wysokim kontraście (dobrze widoczny



w obrazowaniu kV/MV) i niewielkiej średnicy (np. QUASAR IsoCenter Cube Phantom, ModusQA; Isoball, PTW; Ball Bearing phantom, Elekta) oraz EPID lub detektor filmowy, uchwyt do filmu, skaner, oprogramowanie do analizy uzyskanych obrazów.

#### Opis:

Umieścić fantom na stole terapeutycznym lub w uchwycie przymocowanym do stołu, zapewniając, aby podczas obrotu stołu fantom pozostawał w niezmiennym położeniu względem blatu podczas obrotu stołu, a obiekt znajdował się w izocentrum. Wykonać akwizycję i rejestrację klinicznie stosowaną metodą, następnie skorygować położenie obiektu i wykonać test WL.

Do rejestracji obrazów testowych zaleca się użycie elektronicznego detektora obrazowego, będącego integralną częścią akceleratora (EPID), oraz wykonanie co najmniej ośmiu projekcji dla kątów kardynalnych ramienia akceleratora ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ ), przy dwóch przeciwległych położeniach kolimatora. Dodatkowo rekomenduje się wykonać co najmniej dwie projekcje w położeniach kolumny stołu terapeutycznego  $90^\circ$  i  $270^\circ$ .

Analiza testu polega na porównaniu wzajemnego położenia środka pola promieniowania uformowanego za pomocą klinicznie wykorzystywanej kolimacji (np. MLC) oraz środka obrazu obiektu testowego w każdej projekcji. Wielkość pola promieniowania powinna być na tyle mała w stosunku do średnicy obrazowego obiektu (np.  $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$  dla obiektu o średnicy  $0,5\text{ cm}$ ), aby wykryć niewspółosiowość pola promieniowania z obiektem testowym. Preferowaną metodą analizy uzyskanych obrazów jest użycie dedykowanego oprogramowania lub pomiar położenia na podstawie profili.

W idealnej sytuacji położenie środka obrazu testowego obiektu i pola promieniowania powinno być tożsame. Po określeniu położenia środków pól promieniowania dla wszystkich obrazów wyznaczana jest sfera o minimalnej średnicy zawierająca wszystkie wyznaczone punkty przecięcia się osi wiązek. Średnica tej sfery równa jest średnicy izocentrum promieniowania akceleratora.

#### Tolerancja:

Maksymalna odległość środka obrazu obiektu od środka pola promieniowania:  $1,0\text{ mm}$ .

Średnia odległość środka obrazu obiektu od środka pola promieniowania dla wszystkich projekcji:  $\leq 0,75\text{ mm}$  (Solberg et al., 2011).

Średnica sfery zawierającej izocentrum promieniowania nie większa niż w specyfikacji aparatu.

#### Uwaga:

Powszechnie stosowaną metodą oceny izocentrum promieniowania jest test Winstona-Lutza (WL test) (Solberg et al., 2011). W klasycznej wersji testu WL fantom zawierający obiekt testowy o wysokim kontraście przymocowywany jest do stołu terapeutycznego lub umieszczany w ramie stereotaktycznej, tak aby centratory wskazywały środek obiektu. Zalecane jest wykonanie korekcji położenia obiektu z wykorzystaniem klinicznie stosowanej metody obrazowania, a następnie wykonywanie serii akwizycji polem zapewniającym obrazowanie obiektu z niewielkim marginesem dla różnych konfiguracji kątów ramienia i kolimatora akceleratora oraz kolumny stołu terapeutycznego.

Test wykonać dla wszystkich klinicznie używanych wiązek oraz metod kolimacji stosowanych w radioterapii stereotaktycznej. W przypadku niezintegrowanych systemów kolimujących test przeprowadzać zawsze po zamontowaniu wyposażenia przed pierwszym użyciem klinicznym.

W przypadku negatywnego wyniku testu należy przeanalizować obrazy dla każdej składowej osobno: kąta obrotu ramienia akceleratora, kolimatora i kolumny stołu, aby określić ich wpływ na wynik testu. W celu identyfikacji źródła niepowodzenia testu WL związanego z izocentrum promieniowania można użyć alternatywnych metod, np. testów typu *starshots*. Ocenić zgodność przestrzenną izocentrum promieniowania i obrazowania, wykonać kalibrację i korekcję ugięć mechanicznych elementów systemów obrazowania.

W przypadku stosowania techniki jednoczasowego napromieniania wielu obszarów tarczowych z pojedynczym izocentrum zaleca się wykonywanie testu przy użyciu fantomu zawierającego więcej niż jeden obiekt testowy o wysokim kontraście (np. MultiMet-WL Cube, Sun Nuclear). Wraz ze wzrostem odległości objętości tarczowej od izocentrum rośnie wpływ błędów rotacyjnych na dokładność geometryczną napromienienia. Test, wykonany z użyciem fantomu z kilkoma obiektami o wysokim kontraście, pozwala na wyznaczenie maksymalnej odległości objętości



tarczowej od izocentrum, dla której możliwe jest uzyskanie wymaganej przestrzennej precyzji leczenia, nie gorszej niż 1 mm w przypadku radioterapii stereotaktycznej. Zwykle za taką odległość przyjmuje się 3–4 cm (Gao et al., 2016), (Nakano et al., 2020). W przypadku fantomu zawierającego więcej niż jeden obiekt przebieg testu jest analogiczny do testu wykonywanego przy użyciu fantomu z pojedynczym obiektem. Ocenia się odległość środka obrazu każdego z obiektów od środka obrazu napromienionego pola, zaplanowanego współosiowo względem danego obiektu.

## M. Testy kontroli jakości wykonywane raz w miesiącu

### M. 1. Kontrola stołu / stołu 6DoF

#### Cel:

Celem kontroli stołu terapeutycznego jest zapewnienie precyzji w dopasowaniu pozycji pacjenta do pozycji terapeutycznej poprzez korekcję przesunięć i rotacji. W przypadku błędów geometrycznych ułożenia pacjenta realizacja planów leczenia, szczególnie tych o dużej modulacji, z dużymi gradientami dawki na granicach objętości tarczowych i organów krytycznych, skutkować może poważnymi konsekwencjami klinicznymi. Poprawność pozycjonowania stołu może wpływać na prawidłowe dostarczenie zaplanowanej dawki do objętości tarczowej. Celem testu jest sprawdzenie realizacji względnych przesuwów i rotacji stołu terapeutycznego.

#### Wyposażenie:

Fantom zawierający kulisty obiekt testowy o wysokim kontraście i niewielkiej średnicy (ok. 5,0 mm). Położenie obiektu jest identyfikowalne przez zewnętrzne znaczniki.

Przymiar liniowy ze świadectwem wzorcowania oraz możliwością odczytu nie gorszą niż 0,5 mm lub papier milimetry sprawdzony przez użytkownika. Poziomica elektroniczna posiadająca świadectwo wzorcowania. Ciężar, nie mniejszy niż 70 kg, pozwalający na równomierne obciążenie stołu.

#### Opis:

Sprawdzenie dokładności przesuwu obciążonego stołu terapeutycznego w każdym z dostępnych kierunków: prawo/lewo (LAT), przód/tył (LNG), góra/dół

(VRT). Oceny dokonać dla przesunięć z zakresu stosowanych klinicznie.

Ocenę rotacji kątowej kolumny stołu wykonać dla kątów: 0°, 90°, 270°, sprawdzając rotację względem zewnętrznych wskaźników (np. krzyża symulacji świetlnej dla kolimatora w zweryfikowanym położeniu 0°).

Ocena rotacji kątowej blatu stołu 6DoF (wzdłużnej: *PITCH* i bocznej: *ROLL*) wymaga weryfikacji wartości bezwzględnych rotacji oraz sprawdzenia niezmienności położenia obiektu w izocentrum po korekcy rotacji kątowej blatu.

Zgodność bezwzględnych wartości rotacji kątowej blatu stołu z wartościami wskaźników elektrycznych ocenić, porównując wskazania poziomicznej umieszczonej na blacie stołu po zastosowaniu rotacji *PITCH* i *ROLL* (sprawdzenie wykonać niezależnie dla każdego kierunku).

W celu oceny niezmienności położenia obiektu testowego w izocentrum po korekcy rotacji *PITCH* i *ROLL* należy na wypoziomowanym stole umieścić fantom tak, aby sferyczny obiekt testowy, przestrzennie zdefiniowany znacznikami umieszczonymi na powierzchniach zewnętrznych fantomu, znajdował się w izocentrum. Potwierdzić położenie obiektu w izocentrum za pomocą obrazowania kV. Należy korygować położenie fantomu i powtarzać obrazowanie aż odległość pomiędzy środkiem obiektu a izocentrum będzie mniejsza lub równa 1 mm. Użyć rotacji blatu stołu w kierunku *PITCH* i *ROLL* – obiekt umieszczony w izocentrum nie powinien zmienić swojego położenia. Wykonać akwizycję przy użyciu klinicznie stosowanego sposobu obrazowania. Określić przesunięcie obiektu względem izocentrum.

#### Tolerancja:

< 1,0 mm dla przesuwu liniowego/nie gorsza niż w specyfikacji stołu terapeutycznego.

0,5° dla ustawienia kątowej kolumny stołu.

0,3° dla korekcy kątowej blatu stołu w dostępnych kierunkach.

< 1,0 mm dla położenia fantomu względem izocentrum po korekcy *PITCH/ROLL*.

#### Uwaga:

Przed wykonaniem testu należy zweryfikować poprawność systemów wskazujących izocentrum (centratory) oraz położenie neutralne kolimatora (0°),



a także sprawdzić systemy weryfikacji ułożenia pacjenta np. z użyciem obrazowania kV/kV CBCT lub innych używanych klinicznie.

## M. 2. Weryfikacja systemów korekcji ugięć mechanicznych/grawitacyjnych systemów obrazowania MV/kV

### Cel:

Celem weryfikacji systemów korekcji ugięć systemów obrazowania MV/kV jest potwierdzenie poprawności kompensacji odkształceń systemów obrazowania. Akceleratory typu *C-arm* są wyposażone w zintegrowane systemy obrazowania MV, kV, jak i dodatkowe systemy obrazowania kV. W przypadku detektorów lub źródeł obrazowania zamocowanych na ramionach lub wysięgnikach ograniczenia mechaniczne i grawitacja wpływają na ich stabilne położenie w przestrzeni, dlatego podczas obrotu ramienia akceleratora detektor i źródło nie zachowują stałej pozycji względem izocentrum. Wykorzystując fantomy i sekwencje obrazowania MV/kV/CBCT zdefiniowane w procedurach producentów, wyznaczane są poprawki położenia elementów systemów obrazowania w trzech wymiarach. W przypadku systemów z ustaloną pozycją detektora w stosunku do źródła promieniowania używana jest tabela przestawna (ang. *lookup table*) do korekty pozycji obrazu podczas rekonstrukcji. Ponieważ efekty mechaniczne wynikające z obrotu dla danego kąta ramienia akceleratora są powtarzalne – można je skorygować na potrzeby rekonstrukcji obrazów, używając tzw. „Flex map” (Elekta) lub kalibracji „IsoCal” (Varian). Po kalibracji należy zweryfikować jej poprawność zgodnie z zaleceniami producenta.

### Wyposażenie:

Fantomy dostarczone przez producenta akceleratora (np. IsoCal system, Varian; Ball Bearing phantom, Elekta).

### Opis:

W celu weryfikacji zastosowanych korekcji można wykorzystać fantomy i sekwencje obrazowania MV/kV/CBCT zdefiniowane w procedurach producentów (np. IsoCal Verification, Varian). Weryfikację można również wykonać w ramach testu zgodności izocentrum układu obrazowania kV z izocentrum 2D MV, rozszerzonego do wszystkich kątów kardynalnych ramienia

akceleratora i przeciwstawnych kątów kolimatora (patrz D. 4).

### Tolerancja:

Zgodność izocentrów systemów obrazowania kV 2D i 3D oraz  $MV \leq 1$  mm.

### Uwaga:

W przypadku wyniku testu wykraczającego poza granice tolerancji postępować zgodnie z wytycznymi producenta, następnie wykonać procedurę weryfikacji poprawności korekcji ugięć systemów obrazowania MV/kV.

## R. Testy kontroli jakości wykonywane raz w roku

### R. 1. Zgodność izocentrum mechanicznego i izocentrum promieniowania

#### Cel:

Celem kontroli zgodności izocentrów mechanicznego i promieniowania jest potwierdzenie, że oś wiązki promieniowania trafia w punkt wyznaczony przez układ mechaniczny akceleratora. Wyznaczenie położenia izocentrum mechanicznego oraz promieniowania jest złożoną procedurą, w której powiązanych jest ze sobą wiele elementów systemu radioterapeutycznego. Możliwe jest rozseparowanie poszczególnych składowych procedury (obrót kolimatora, ramienia akceleratora, kolumny stołu) w celu uproszczenia testu i ułatwienia interpretacji wyników przy pomocy testów „starshots” lub połączenie z testem Winstona Lutza.

#### Wyposażenie:

Front pointer, filmy radiochromowe, EPID, dedykowane fantomy (np. Ball Bearing phantom, Elekta), oprogramowanie do analizy obrazów, skaner w przypadku użycia filmów.

#### Opis:

Jeśli w przebiegu testu wykorzystywany jest krzyż pola świetlnego, test należy poprzedzić sprawdzeniem zgodności położenia środka krzyża świetlnego z osią obrotu kolimatora (w odległościach:  $\pm 10$  cm od izocentrum), kątów kolimatora oraz wyznaczeniem położenia neutralnego kolimatora ( $0^\circ$ ). Następnie



wyznaczyć położenie oraz rozmiar izocentrum mechanicznego za pomocą krzyża świetlnego lub front pointera jako sfery zawierającej płaszczyzny, w których przemieszczają się osie obrotu: kolimatora, ramienia akceleratora i kolumny stołu podczas rotacji. Ocenić rozmiar i porównać położenie z izocentrum promieniowania wskazywanym przez centratory (na podstawie testu WL – patrz test D. 5). Izocentrum mechaniczne jest traktowane jako odniesienie dla izocentrum promieniowania (podczas testów akceptacyjnych).

**Tolerancja:**

1,0 mm różnicy w położeniu w przestrzeni, średnica zgodna ze specyfikacją producenta.

**Uwaga:**

Wykonać dla każdej wiązki używanej klinicznie do *SRS*/ *SBRT*.

### R. 2. Kontrola współczynników wydajności względnych (*ROF*) dla małych pól formowanych przez szczęki, zintegrowany kolimator wielolistkowy *MLC* lub niezintegrowane systemy kolimacji typu „*add-on*” (mikrokolimator, kolimator stożkowy)

**Cel:**

Celem kontroli współczynników wydajności względnych dla małych pól jest potwierdzenie ich spójności względem wartości obliczonych przez system planowania leczenia. W radioterapii stereotaktycznej wiązki promieniowania są kształtowane małymi aperturami, nawet poniżej 1 cm. Małe pola wykorzystywane w realizacji technik stereotaktycznych charakteryzują się silną zależnością wydajności od rozmiaru pola definiowanego przez systemy kolimacji. Należy przeprowadzić kontrolę stałości wydajności względnych pól formowanych przez szczęki (jeśli ten sposób kolimacji był używany podczas zbierania danych pomiarowych do konfiguracji systemu planowania leczenia), zintegrowany kolimator wielolistkowy *MLC* oraz/lub systemy kolimacji „*add-on*” (mikrokolimator, kolimator stożkowy).

**Wyposażenie:**

Detektor dedykowany do pomiaru małych pól zgodnie z międzynarodowymi zaleceniami (np. raporty: IAEA-A-APM TRS 483, IPEM nr 103) oraz dawkomierz lub film

radiochromowy wraz ze skanerem i oprogramowaniem do dozymetrii filmowej, fantom wodny lub fantom stały z materiału równoważnego wodzie (do dozymetrii filmowej). Zalecane jest wykonanie pomiarów co najmniej dwoma różnymi rodzajami detektorów.

**Opis:**

Pomiary wydajności względnych wykonać zgodnie z rekomendacjami raportów dozymetrii małych pól (np. raporty: IAEA-AAPM TRS 483, IPEM nr 103), dla systemów kolimacji stosowanych zarówno podczas pomiarów danych do konfiguracji SPL, jak i w praktyce klinicznej. Pomiary wykonać w warunkach, w jakich były wykonywane pomiary danych do systemu planowania leczenia lub do weryfikacji obliczeń systemu planowania leczenia.

Pomiary należy wykonać co najmniej dla:

- najmniejszego pola użytego do konfiguracji systemu planowania leczenia,
- najmniejszego pola klinicznie używanego do realizacji technik stereotaktycznych,
- jednego pola, innego niż wymienione powyżej.

W przypadku klinicznego wykorzystania kolimatorów stożkowych – pomiary należy wykonać dla każdego z kolimatorów.

**Tolerancja:**

$\pm 2\%$  od wartości referencyjnej dla pól o średnicy równoważnego pola kwadratowego lub kołowego (dla kolimatorów stożkowych)  $> 1,0$  cm.

$\pm 5\%$  od wartości referencyjnej dla pól o średnicy równoważnego pola kwadratowego lub kołowego (dla kolimatorów stożkowych)  $\leq 1,0$  cm.

**Uwaga:**

Wykonać dla każdej wiązki używanej klinicznie do *SRS*/ *SBRT*.

Wartością referencyjną jest wartość wydajności obliczona przez SPL

### R. 3. Kompleksowa weryfikacja procesu terapeutycznego – test *end-to-end* (*E2E*)

**Cel:**

Celem testu *E2E* jest sprawdzenie poprawności całego procesu radioterapii od symulacji, przez planowanie leczenia, do realizacji napromieniania ze



wszystkimi elementami wpływającymi na dokładność procedury. Pomijana jest niepewność realizacji związana z samym pacjentem, w tym również z definiowaniem obszarów tarczowych i anatomicznych. Błędy cząstkowe, występujące na poszczególnych etapach realizacji procedury radioterapeutycznej, mogą się propagować, powodując powstanie błędu sumarycznego, wykraczającego poza przyjętą tolerancję. Obejmując wszystkie etapy procedury radioterapeutycznej, pozwala ocenić sumaryczny błąd jej realizacji. Ma to szczególne znaczenie w przypadku radiochirurgii stereotaktycznej, gdzie błędy przypadkowe stają się systematycznymi dla danego pacjenta.

*EZE* jest również rekomendowany przy wprowadzaniu nowej techniki leczenia, po zmianie wersji stosowanego oprogramowania (systemu weryfikacji i zarządzania, systemu planowania leczenia, systemu kontroli napromieniania/obrazowania) lub zmianach w ścieżce leczenia (np. zmiany obowiązujących protokołów obrazowania lub urządzeń do obrazowania czy systemu planowania).

#### Wyposażenie:

Fantomy (rekomendowane są fantomy reprezentatywne dla technik stereotaktycznych\*, np. Radiation therapy test phantom *EZE*, *CIRS*; *STEEV Phantom*, *CIRS*), detektory filmowe (zalecane są filmy radiochromowe dedykowane do wysokich dawek, np. *EBT-XD*), skaner, oprogramowanie do dozymetrii filmowej, detektor aktywny przeznaczony do dozymetrii małych pól wraz z dawkomierzem lub inne detektory, np. *TLD*.

(\*) Reprezentatywne dla technik stereotaktycznych, umożliwiające pozycjonowanie techniką *IGRT*:

- dla lokalizacji śródczaszkowej – fantom z ukrytym targetem (ang. *hidden target phantom*) oraz wbudowanymi strukturami kostnymi (antropomorficzny);
- dla lokalizacji płucnej – fantom z niejednorodnościami, dynamiczny (z możliwością sterowania krzywą oddechową).

Fantom powinien umożliwiać umieszczenie detektorów filmowych w płaszczyźnie czołowej lub strzałkowej zawierającej izocentrum oraz precyzyjnie zlokalizowane znaczniki do filmów, a także umożliwiać obrazowanie przy użyciu klinicznie używanych systemów rejestracji obrazu (TK/MR). Zaleca się, aby

fantom posiadał opcję umieszczenia w nim przynajmniej jednego detektora aktywnego (do pomiaru punktowego) dedykowanego do dozymetrii małych pól, a także możliwość zamontowania w ramie stereotaktycznej, jeśli pacjent jest pozycjonowany i napromieniany w taki sposób.

#### Opis:

Należy zrealizować etapy klinicznej ścieżki radioterapeutycznej z wykorzystaniem fantomu. Wykonać: symulację/obrazowanie\*\* TK/MR, konturowanie, fuzję, planowanie i obliczanie rozkładu dawki. Na aparacie terapeutycznym wykonać pozycjonowanie\*\* fantomu z umieszczonym w nim detektorem oraz zrealizować plan leczenia.

Porównując zmierzony i zaplanowany rozkład dawki, należy ocenić dokładność geometryczną oraz dozymetryczną dla poszczególnych etapów i całej procedury dla wybranej lokalizacji i techniki napromieniania.

(\*\*) Należy stosować kliniczne stosowane protokoły akwizycji i rejestracji na etapie symulacji oraz pozycjonowania fantomu na aparacie.

Raz na kwartał zaleca się powtórzyć fragment testu *EZE* w zakresie pozycjonowania i napromieniania oraz oceny geometrycznej dokładności dostarczanej dawki. Test wykonywać naprzemiennie dla statycznego i ruchomego targetu (w przypadku realizacji takich technik).

#### Tolerancja:

Dokładność geometryczna:

1,0 mm dla statycznych fantomów i targetów w lokalizacji wewnątrzczaszkowej (*SRS/SRT*);

1,25 mm dla statycznych fantomów i targetów w lokalizacji pozaczaszkowej (*SBRT*);

1,5 mm dla ruchomych fantomów i targetów w lokalizacji pozaczaszkowej (*SBRT* z bramkowaniem) (Schmitt et al., 2020).

Dokładność dozymetryczna:

- fantom jednorodny:

dla targetów o objętości  $\geq 2 \text{ cm}^3$  różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia  $\leq 3\%$ ;

dla targetów o objętości  $< 2 \text{ cm}^3$  różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu zmierzoną i obliczoną w systemie planowania



- leczenia może być większa niż dla targetów o objętości  $\geq 2 \text{ cm}^3$  – sugestia wyznaczenia tolerancji na podstawie testów i doświadczeń własnych ośrodka;
- fantom niejednorodny:
    - dla targetów o objętości  $\geq 2 \text{ cm}^3$  różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia  $\leq 5\%$ ;
    - dla targetów o objętości  $< 2 \text{ cm}^3$  różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia może być większa niż dla targetów o objętości  $\geq 2 \text{ cm}^3$  – sugestia wyznaczenia tolerancji na podstawie testów i doświadczeń własnych ośrodka (sugerowane wartości z przedziału 5%–7%).

W celu porównania zmierzonego i obliczonego rozkładu dawki w danej płaszczyźnie rekomenduje się użycie co najmniej jednej z metod:

- wyznaczenie przesunięcia geometrycznego izodoz 30%, 50% i 80% w mm;
- porównanie ortogonalnych profili w płaszczyźnie izocentrum, porównanie położenia na ocenianym profilu punktów odpowiadających 50% wartości maksymalnej w mm;
- analiza gamma dla parametrów  $DD = 3\%$ , dla pól o średnicy ekwiwalentnej sfery  $< 10 \text{ mm}$  akceptowalne kryterium różnicy dawki  $DD$  może być zwiększone do 5–7% (raport SSRPM nr 18),  $DTA$  nie większy niż wymagana dokładność geometryczna dla danej techniki i lokalizacji.

#### Uwaga:

Jeśli wynik testu przekracza tolerancję, zaleca się zidentyfikowanie głównego źródła niepewności/błędu w łańcuchu niepewności.

Kilkukrotne powtórzenie testu umożliwia statystyczną ocenę wyników (szczególnie istotne dla geometrycznej precyzji napromieniania).

Fantomy posiadające elementy umożliwiające obrazowanie w *PET* pozwalają na sprawdzenie rejestracji we współpracy z fizykami z Zakładu Medycyny Nuklearnej.

Jeśli używany jest zewnętrzny system do kontroli ruchu np. oparty na znacznikach optycznych używany do bramkowania, to wymagana jest dokładność przestrzenna nie gorsza niż  $1,0 \text{ mm}/0,5^\circ$  (raport AAPM TG 302).

## Literatura

1. Minister Zdrowia. Obwieszczenie z dnia 22 grudnia 2014 r. w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu radioterapii onkologicznej. Dz Urz Min Zdrow. 2014; poz. 85.
2. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, Gibbons JP, Ibbott GS, Mundt AJ, Mutic S, Palta JR, Rath F, Thomsen BR, Williamson JF, Yorke ED. The report of Task Group 100 of the AAPM: application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys.* 2016;43:4209–4262. Available from: <https://doi.org/10.1118/1.4947547>
3. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Report 25: Process management and quality assurance for intracranial stereotactic treatment. 2015. Available from: <https://doi.org/10.25030/ncs-025>
4. Swiss Society of Radiation Physics and Medicine. Recommendations no. 18: Quality assurance for stereotactic ablative radiotherapy (SABR). 2021. Available from: <https://ssrpm.ch/wp-content/uploads/2021/12/recommendations-no18-QA-for-SABR-2021-12.pdf>
5. Guckenberger M, Baus WW, Blanck O, et al. Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy: consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group. *Strahlenther Onkol.* 2020;196:417–420. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00066-020-01603-1>
6. Das IJ, Dawes SL, Dominello MM, Kavanagh B, Miyamoto CT, Pawlicki T, Santanam L, Vinogradskiy Y, Yeung AR. Quality and safety considerations in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: an ASTRO safety white paper update. *Pract Radiat Oncol.* 2022;12:e253–e268. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prro.2022.03.001>
7. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Report 37: Stereotactic body radiotherapy (SBRT). 2024. Available from: <https://doi.org/10.25030/ncs-037>
8. Patel I. Physics aspects of quality control in radiotherapy. 2nd ed. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM); 2018.
9. Glenn MC, Peterson CB, Followill DS, Howell RM, Pollard-Larkin JM, Kry SF. Reference dataset of users' photon beam modeling parameters for the Eclipse, Pinnacle, and RayStation treatment planning systems. *Med Phys.* 2020;47:282–288. Available from: <https://doi.org/10.1002/mp.13892>
10. García-Garduño OA, Mirón-Lozada MR, Lárraga-Gutiérrez JM. Radiochromic film as a reference detector for field output factor determination in small photon field dosimetry. *Radiat Meas.* 2025;183:107413. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2025.107413>
11. Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of TRS-483. *Med Phys.* 2018;45:e1123–e1145. Available from: <https://doi.org/10.1002/mp.13208>



12. Aspradakis MM, Byrne JP, Palmans H, Duane S, Conway J, Warrington AP, Rosser K. Small field MV photon dosimetry. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM); 2010. (IPEM Report No. 103).
13. Y. Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao ST, Grams MP, Lewis DF, Soares CG, Van Battum LJ, Das IJ, Trichter S, Kissick MW, et al. Report of AAPM Task Group 235: Radiochromic Film Dosimetry—An Update to TG-55. *Med Phys.* 2020;47(12). doi:10.1002/mp.14497.
14. Cirino E, Benedict SH, Dupre PJ, et al. AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.b: SRS-SBRT. *J Appl Clin Med Phys.* 2025;26:e14624. Available from: <https://doi.org/10.1002/acm2.14624>
15. Azangwe G, Grochowska P, George D, et al. Detector to detector corrections: a comprehensive study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. *Med Phys.* 2014;41(7):072103. doi:10.1118/1.4883795
16. Das IJ, Francescon P, Moran JM, et al. Report of AAPM Task Group 155: megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. *Med Phys.* 2021;48:e886–e921. doi:10.1002/mp.15030
17. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: non-equilibrium radiation dosimetry. *Med Phys.* 2008; 35(1):206–215. doi:10.1118/1.2815356
18. Brock KK, Mutic S, McNutt TR, Li H, Kessler ML. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: report of the AAPM Task Group 132. *Med Phys.* 2017;44:e43–e76. Available from: <https://doi.org/10.1002/mp.12256>
19. Schmitt D, Blanck O, Gauer T, et al. Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy. *Strahlenther Onkol.* 2020;196:421–443. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00066-020-01583-2>
20. Wilke L, Andratschke N, Blanck O, et al. ICRU report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. *Strahlenther Onkol.* 2019;195:193–198. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00066-018-1416-x>
21. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Code of practice for the quality assurance and control for intensity modulated radiotherapy. Report 22. 2013. Available from: <https://doi.org/10.25030/ncs-022>
22. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy. Report 24. 2015. Available from: <https://doi.org/10.25030/ncs-024>
23. Kry SF, Feygelman V, Balter P, Knöös T, Ma CCM, Snyder M, Tonner B, Vassiliev ON. AAPM Task Group 329: reference dose specification for dose calculations: dose-to-water or dose-to-muscle *Med Phys.* 2020;47:e52–e64. Available from: <https://doi.org/10.1002/mp.13995>
24. Kry SF, Lye J, Clark CH, Andratschke N, Dimitriadis A, Followill D, Howell R, Hussein M, Ishikawa M, Kito S, Kron T, Lee J, Michalski J, Monti AF, Reynaert N, Taylor P, Venables K, Xiao Y, Lehmann J. Report dose-to-medium in clinical trials where available: a consensus from the Global Harmonisation Group to maximize consistency. *Radiother Oncol.* 2021;159:106–111. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2021.03.006>
25. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, Fraass BA, Kry SF, Marshall IR, Mihailidis DN, Ouhib Z, Ritter T, Snyder MG, Fairbrent L. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a: commissioning and QA of treatment planning dose calculations—megavoltage photon and electron beams. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16:14–34. Available from: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i5.5768>
26. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, Li H, Wijesooriya K, Shi J, Xia P, Papanikolaou N, Low DA. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group 218. *Med Phys.* 2018;45:e53–e83. Available from: <https://doi.org/10.1002/mp.12810>
27. Dimitriadis A, Grishchuk D, Sahgal A, et al. ISRS technical guidelines for stereotactic radiosurgery: treatment of small brain metastases ( $\leq 1$  cm in diameter). *Phys Med.* 2023;103:102583. doi:10.1016/j.ejmp.2022.12.002
28. LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys.* 1998;25:1919–1927. Available from: <https://doi.org/10.1118/1.598381>
29. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS). Quality assurance of cone-beam CT for radiotherapy. Report No. 32. Delft: NCS; 2011
30. Solberg TD, Balter JM, Stanley, Benedict SH, Fraass AB, Kavanagh B, Miyamoto C, Pawlicki T, Potters L, Yamada Y, Quality and Safety Considerations in Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy . Practical Radiation Oncology (2011) SUPPLEMENTAL MATERIAL Available from: doi:10.1016/j.prro.2011.06.014.
31. Gao J, Liu X. Off-isocenter Winston-Lutz test for stereotactic radiosurgery/stereotactic body radiotherapy. *Med Phys.* 2016;43:3589. Available from: <https://doi.org/10.1118/1.4956732>
32. Nakano H, Tanabe S, Utsunomiya S, Yamada T, Sasamoto R, Nakano T, Saito H, Takizawa T, Sakai H, Ohta A, Abe E, Kaidu M, Aoyama H. Effect of setup error in the single-isocenter technique on stereotactic radiosurgery for multiple brain metastases. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21:155–165. Available from: <https://doi.org/10.1002/acm2.13081>
33. Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN. AAPM Task Group report 302: surface-guided radiotherapy. *Med Phys.* 2022;49:e82–e112. Available from: <https://doi.org/10.1002/mp.15532>

Zestawienie testów kontroli jakości dla technik stereotaktycznych realizowanych na liniowych akceleratorach medycznych z ramieniem C

Nr testu	Częstotliwość	Nazwa	Tolerancja
D. 1.	W dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej	Kontrola systemów antykolizyjnych oraz zabezpieczeń dla dodatkowych, niezintegrowanych kolimatorów	Funkcjonalność, brak uszkodzeń. Ustawienie szczęk/MLC zintegrowanych z akceleratorem zgodne z wartościami w systemie planowania leczenia oraz ustawieniami podczas pomiarów danych wejściowych do systemu planowania leczenia.
D. 2.	W dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej	Kontrola ramy stereotaktycznej oraz akcesoriów unieruchamiających	Funkcjonalność, brak uszkodzeń.
D. 3.	W dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej	Kontrola dokładności pozycjonowania MLC	1,0 mm na wymiar pola i pozycję MLC/nie gorzej niż w specyfikacji MLC.
D. 4.	W dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej	Pozycjonowanie/repozycjonowanie z użyciem systemu /GRT, zgodność izocentrum kV/2D MV	Dokładność pozycjonowania/repozycjonowania: 1,0 mm. Rotacja: 0,5° (oceniana dla stołu 6DoF). Zgodność izocentrum kV/2D MV: 1,0 mm.
D. 5.	W dniu realizacji procedury radioterapii stereotaktycznej	Kontrola izocentrum promieniowania akceleratora (Winston-Lutz test) i zgodności izocentrum promieniowania z izocentrum obrazowania	Maksymalna odległość środka obrazu obiektu od środka pola promieniowania: 1,0 mm. Średnia odległość środka obrazu obiektu od środka pola promieniowania dla wszystkich projekcji: $\leq 0,75$ mm. Średnica sfery zawierającej izocentrum promieniowania nie większa niż w specyfikacji aparatu.
M. 1.	Raz w miesiącu	Kontrola stołu / stołu 6DoF	$< 1,0$ mm dla przesuwu liniowego / nie gorsza niż w specyfikacji stołu terapeutycznego. 0,5° dla ustawienia kąтового kolumny stołu. 0,3° dla korekcji kątowej blatu stołu w dostępnych kierunkach. $< 1,0$ mm dla położenia fantomu względem izocentrum po korekcji PITCH/ROLL.
M. 2.	Raz w miesiącu	Weryfikacja systemów korekcji ugięć mechanicznych/grawitacyjnych systemów obrazowania MV/kV	Zgodność izocentrum systemów obrazowania kV 2D i 3D oraz MV $\leq 1$ mm.
R. 1.	Raz w roku	Zgodność izocentrum mechanicznego i izocentrum promieniowania	1,0 mm różnicy w położeniu w przestrzeni, średnica zgodna ze specyfikacją producenta.
R. 2.	Raz w roku	Kontrola współczynników wydajności względnych (ROF) dla małych pól formowanych przez szczęki, zintegrowany kolimator wielolistkowy MLC lub niezintegrowane systemy kolimacji typu „add-on” (mikrokolimator, kolimator stożkowy)	$\pm 2\%$ od wartości referencyjnej dla pól o średnicy równoważnego pola kwadratowego lub kołowego (dla kolimatorów stożkowych) $> 1,0$ cm. $\pm 5\%$ od wartości referencyjnej dla pól o średnicy równoważnego pola kwadratowego lub kołowego (dla kolimatorów stożkowych) $\leq 1,0$ cm.
R. 3.	Raz w roku	Kompleksowa weryfikacja procesu terapeutycznego – test end-to-end (EZE)	<b>Dokładność geometryczna:</b> 1,0 mm dla statycznych fantomów i targetów w lokalizacji wewnątrzczaszkowej (SRS/SRT), 1,25 mm dla statycznych fantomów i targetów w lokalizacji pozaczaszkowej (SBRT), 1,5 mm dla ruchomych fantomów i targetów w lokalizacji pozaczaszkowej (SBRT z bramkowaniami).  <b>Dokładność dozymetryczna – fantom jednorodny:</b> dla targetów o objętości $\geq 2$ cm <sup>3</sup> , różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia $\leq 3\%$ ; dla targetów o objętości $< 2$ cm <sup>3</sup> różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia może być większa niż dla targetów $\geq 2$ cm <sup>3</sup> – sugestia wyznaczenia tolerancji na podstawie testów i doświadczeń własnych ośrodka.  <b>Dokładność dozymetryczna – fantom niejednorodny:</b> dla targetów o objętości $\geq 2$ cm <sup>3</sup> , różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu, zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia $\leq 5\%$ ; dla targetów o objętości $< 2$ cm <sup>3</sup> różnica pomiędzy punktową wartością dawki dla targetu, zmierzoną i obliczoną w systemie planowania leczenia może być większa niż dla objętości targetów $\geq 2$ cm <sup>3</sup> – sugestia wyznaczenia tolerancji na podstawie testów i doświadczeń własnych ośrodka.