



Proces weryfikacji planów leczenia w radioterapii

The evaluation of treatment plan for radiotherapy

Dominika Oborska-Kumaczyńska, Arun Jaganathan, Oi-Ching Choi

Cancer Centre London, 49 Parkside, Wimbledon, London SW19 5NB, Wielka Brytania, e-mail: dominika.oborska-kumaczynska@cancercentreondon.co.uk

Wprowadzenie

Niezależna weryfikacja/sprawdzenie planów leczenia i ich statystki w radioterapii przez wykwalifikowanego fizyka medycznego jest jednym z kluczowych elementów zapewnienia bezpiecznej, wysokiej jakości terapii. To jest potencjalnie jedna z najskuteczniejszych metod identyfikacji błędów oraz luk jakościowych, pod warunkiem, że spełnia określone kryteria skutecznego procesu weryfikacji i zapewnia kompleksywną ocenę planu leczenia. Celem jest upewnienie się, że plan spełnia wymagania klinicysty, pochłonięta dawka zostanie podana zgodnie z zaleceniami przy użyciu określonej konfiguracji systemu terapeutycznego, a przeprowadzony proces optymalizacji

zapewnia najlepszy możliwy rozkład dawki, balansując pomiędzy dawką, która ma być dostarczona do targetów przy najlepszej możliwie ochronie tkanek zdrowych.

Weryfikacja planów leczenia w radioterapii

Skuteczność weryfikacji planów leczenia, aspektów technicznych, rozkładu dawek w pojęciu wielokryterialnej oceny i statystycznych parametrów, jest silnie zależna od czynników ludzkich. Przeprowadzona analiza tego procesu przez różnych autorów sugeruje, że tylko 38% błędów było potencjalnie wykrywanych w planach radioterapeutycznych (Gopan i wsp.).

368

Streszczenie

Niezależna weryfikacja/sprawdzenie planów leczenia i ich statystki w radioterapii przez wykwalifikowanego fizyka medycznego jest jednym z kluczowych elementów zapewnienia bezpiecznej, wysokiej jakości radioterapii. To jest potencjalnie jedna z najskuteczniejszych metod identyfikacji błędów oraz luk jakościowych pod warunkiem, że spełnia określone kryteria skutecznego procesu weryfikacji i zapewnia kompleksywną ocenę planu leczenia. Wdrożenie środków i procesów bezpieczeństwa leczenia pacjentów radioterapeutycznych w celu oceny parametrów planu leczenia przez niezależną wykwalifikowaną osobę i przy zastosowaniu metod adekwatnych do stosowanej techniki (software, PSQA – *patient specific QA*, dozymetria *in vivo*) wymaga podejścia procesowego. Powinno ono spełniać kryteria *end-to-end test*. Podążając za zaleceniami raportu AAPM TG 275 oraz lokalnie obowiązującą praktyką, opracowano nową listę, która zostanie zaprezentowana w tym artykule.

Słowa kluczowe: radioterapeutyczny plan leczenia, weryfikacja planu leczenia, lista kontrolna

Abstract

The independent verification of radiotherapy treatment plans and statistics metrics of it by a qualified medical physicist is one of the key elements in ensuring safe, high-quality radiotherapy. This is potentially one of the most effective methods of the detection of errors and the leak in quality assurance process. There is very crucial the radiotherapy plan evaluation process meets certain criteria for an effective verification and provides a comprehensive assessment of this plan. The implementation measures and processes of safety for radiotherapy planning in order to verify the quality and quantity parameters by an independent qualified person using adequate methods (software, PSQA – *patient specific QA*, *in vivo* dosimetry) requires a comprehensive approach. It should meet the end-to-end test criteria. Following the recommendations of the AAPM TG 275 report and local practice, the new checklist has been developed which will be presented in this article.

Key words: RT plan, RT plan verification, checklist

otrzymano / received:

12.10.2020

poprawiono / corrected:

19.10.2020

zaakceptowano / accepted:

23.10.2020



Identyfikacja etapów, czynników najczęstszego powstawania i wadliwej detekcji błędów pozwoliła na stworzenie mapowania procedury weryfikacji planów leczenia w radioterapii. Podobna analiza została przedstawiona w (Ezzell i wsp.). Autorzy pokazali, że 25% do 37% błędów w planach leczenia zostało niezauważonych podczas procesu ich weryfikacji. Niektóre z nich mogły być spowodowane stresem wynikającym z obciążenia pracą. Mazur i wsp. przeprowadzili analizę ilościową wskaźników obciążenia pracą i stresem, wykorzystując narzędzia NASA i wykazali, że fizycy medyczni mają najwyższe wartości tych wskaźników wśród wszystkich grup profesjonalistów pracujących na rzecz radioterapii onkologicznej.

Na podstawie rozważań dostarczonych przez różnych autorów cytowanych w raporcie AAPM TG-275 planowanie leczenia radioterapeutycznego i jego weryfikacja są krytyczne z punktu widzenia bezpieczeństwa i stanowią kluczową część zawodowych obowiązków fizyka medycznego. Raport został opracowany w odpowiedzi na potrzebę wskazania kryteriów i mapowania procesu weryfikowania planu leczenia. W raporcie są przedstawione, oparte na praktycznym doświadczeniu, zalecenia weryfikacji planu leczenia, w celu poprawy bezpieczeństwa i jakości opieki nad pacjentami w onkologii. Mapowanie procesu weryfikacji planu leczenia rozpoczęto od analizy ryzyka w oparciu o AAPM TG-100, który pokazuje, jak wieloparametryczna i wielopoziomowa jest realizacja przygotowania planu radioterapeutycznego. Stało się to tym bardziej złożone i wielokryterialne we współczesnych realiach technologicznych (zarówno w zakresie radioterapeutycznych systemów leczenia, jak i systemów planowania leczenia, wbudowanych algorytmów optymalizacji i obliczania rozkładów dawek), przy celach, jakie są nałożone na planowanie leczenia, wymaganej precyzji dostarczanej dawki przy maksymalnie założonej ochronie dla tkanek zdrowych. Radioterapia przeszła rewolucję technologiczną, która zaowocowała większą dywersyfikacją metod i przyjętych standardów realizacji procedur leczniczych, co może również skutkować powstaniem unikalnych kombinacji rozwiązań technologicznych i lokalnie przyjętej praktyki. Za tą złożonością w sposób naturalny przyszło większe ryzyko i zróżnicowanie generowania ścieżek potencjalnych błędów w procesie planowania i realizacji procedury radioterapeutycznej (*end-to-end*).

Raport AAPM TG 275 przywołuje z literatury (Novak et al & Clark BG) przykłady wyników analiz dotyczące źródeł błędów i etapów procedury radioterapeutycznej, które generują ich najwięcej. Większość błędów ma swoje źródło w procesie przygotowania wstępnego. W jednym z badań autorzy przeanalizowali 2506 (Novak et al) zgłoszeń incydentów w okresie 5 lat w dużym ośrodku akademickim i stwierdzili, że ponad połowa incydentów klinicznych powstała w procesie przygotowania leczenia. Przeprowadzono również identyfikację przyczyn incydentów. Najczęściej (33%) dotyczyły one procesu planowania leczenia – były to błędy o najwyższym wskaźniku ryzyka powstałe podczas procesu obrazowania i symulacji. Wskazanie tego etapu realizacji leczenia radioterapeutycznego jako dominującego

źródła błędów znalazło także poparcie w analizie raportów tworzonych na potrzeby *Radiation Oncology Incident Learning System* (RO-ILS). To jasno pokazuje, że istnieje potrzeba usprawnienia procesów zarządzania jakością, które występują przed lub podczas planowania, dostarczania i zakończenia leczenia pacjenta. Istnieją również możliwości ulepszenia procesów zapewniania jakości w całym procesie planowania leczenia.

Wdrożenie środków i procesów bezpieczeństwa leczenia pacjentów radioterapeutycznych w celu oceny parametrów planu leczenia przez niezależną wykwalifikowaną osobę i przy zastosowaniu metod adekwatnych do stosowanej techniki (software, PSQA – *patient specific QA*, dozymetria *in vivo*) wymaga podejścia procesowego. Powinno ono spełniać kryteria *end-to-end test*. Stąd, w zależności od organizacji odpowiedzialności zawodowej i strukturyzacji procesu (etap przygotowania, realizacji i zakończenia leczenia), ważne jest wprowadzenie takiego schematu postępowania, aby weryfikacja poszczególnych etapów odbywała się w nich samych, jak również na ich styku – proces weryfikacji powinien śledzić *workflow* i jego realizację „idąc za pacjentem”. Stąd wynika potrzeba stworzenia procedur i mapowania przeglądu całego procesu realizacji leczenia radioterapeutycznego, jak i list kontrolnych. Niezwykle ważne jest także ich okresowe serwisowanie, w celu przeprowadzenia analizy, gdzie i jakie błędy najczęściej się pojawiały i identyfikacji narzędzi, metod, zmian w realizacji procedur, potencjalnie usprawniających i poprawiających skuteczność procesów. Służy to również wspieraniu oceny i analizy ryzyka.

Lista kontrolna

Podążając za zaleceniami raportu AAPM TG 275 oraz lokalnie obowiązującej praktyki, opracowano nową listę kontrolną (Tabela 1). Było to również mocno determinowane pojawieniem się nowego SABR *Consortium Guideline* (ver.6.1.), który wskazuje rekomendowane kryteria i parametry statystyczne oceny planu leczenia (parametry charakteryzujące pokrycie targetów przez przypisaną dawkę, jednorodność dawki, dawkę poza targetami oraz objętości zdrowej tkanki ekspozowanej na niższe dawki), np.:

- dane wejściowe – przypisana dawka, punkt odniesienia ICRU lub dawka/objętość, izodoza pokrywająca PTV w określonym procencie, liczba frakcji, całkowity czas trwania leczenia, dawka całkowita,
- kombinacja DVH dla różnych narządów i tabeli przedstawiających kompartmentowanie dawki w różnych subobjętościach tych narządów,
- zgodności planu z danymi wejściowymi: stosunek przypisanej izodozy do objętości PTV, spadek dawki poza targetem, stosunek objętość izodozy 50% do izodozy przypisanej do PTV, wskaźnik heterogeniczności (np. stosunek najwyższej dawki otrzymanej przez 5% PTV do najniższej dawki otrzymanej przez 95% PTV), znaczące obszary o wysokiej lub niskiej dawce poza PTV, dawkowanie OAR do 1% i 5% ich objętości i średnie dawki.



W celu ujednoczenia procedury stosowana jest lista kontrolna w przypadku wszystkich stosowanych w ośrodku technik leczenia i systemów planowania leczenia. Jest ona wciąż w trakcie praktycznego procesu weryfikacji oraz walidacji i uzyska ostateczny kształt w wyniku prac zespołowych podsumowywanych podczas „Consensus meetings”, które zostały wprowadzone na potrzeby rozwoju, standaryzacji i ustalania programu kontroli jakości.

Raport AAPM TG275 został również przekazany i dyskutowany z technikami elektroradiologii, którzy realizują etapy symulacji, odpowiadają za aranżację wiązek radioterapeutycznych w przypadku niektórych procedur, wprowadzanie parametrów planu leczenia w systemach zarządzania (w naszym przypadku Mosaiq), obrazowanie weryfikacyjne, realizację leczenia i dozymetrię *in vivo*. Ma to na celu opracowanie wspólnej strategii weryfikacji realizacji procedury radioterapeutycznej w oparciu o idee „end-to-end test”.

Tabela 1 Lista kontrolna do weryfikacji planu leczenia radioterapeutycznego

Checklist RT plan:

Patient Name:

Patient ID:

Treated site:

Technique:

TPS

Monaco

	Details	√=Checked/Approved	Additional Info	Comment
Data integrity	Patient ID / Names are correct and consistent on all data			
	Diagnosis and Tx site correct			
	Laterality			
Simulation	Immobilisation accessories/systems			
	Breathing status			
	Referral form/identified dose prescription/technique/recommended energy/machine			
	Special instructions for planning identified (pacemaker, risk factors, previous treatment, exceptions from approved protocols)			
CT scan	SUP/INF slices correct, Relevant slice width, scan range			
	Correct CT/ED table selected (SMSDEFNORMAN/SMSDEFEXTENDED)			
	The correct orientation – SUPINE/PRONE HEAD/FEET			
	MAR applied/ Artefacts (e.g. metal hips); correct densities applied if required			
Image fusion	CT fusion with relevant sequence CT/MRI/PET-CT checked for consistent anatomy (position & size)			
	Registration assigned to primary image set			
OARs marking up	OARs like expected/approved by clinician			
	PRVs for OARs outline correct			
PTVs marking up	Relevant Targets and OARs contours drawn (consultant)			
	GTVs/CTVs/PTVs and its margins/expansions correct			
Planning techniques	Clinical protocol			
	Arc technique - technical limits are met (no of arcs, MU per arc, MU per treatment session)			
	MLC shapping for segments (3D conformal, IMRT)			
	Minimum MU/segment = 5 (3D conformal, IMRT)			
Beam/ isocentre set up	Beams named & numbered correctly (Mosaiq Beam # sequence)			
	Beams arrangement (arcs, arc range of angle, angles, coplanar/non-coplanar etc.)			
	The weight point at the correct position			
	Beam Gantry and Couch angle are avoided collision			
	DICOM coordinates/Reference points			
	Isocenter position suitable to mechanical limits (machine, table, CBCT)			
	Shift from setup ref. to Isocentre / Additional shifts			
	Treatment couch model/Couch top			
	Multiple isocenters			



	Details	√=Checked/Approved	Additional Info	Comment	
Treatment Planning	Dose prescription / calculations and factors	Dose prescription (total dose/# fractions) / Dose per trt / Fraction pattern			
		Dose prescription ICRU ref point/ volume/percentage isodose			
		Normalisation: Isocentre/Wt Point(s)/Volume/Statistical parameter			
		Applicator/filed size (cut out) (electron beam)			
		Accessory/Bolus/assigned to each beam, & applied correct accessory factor eg couch			
		Density overridden/expanded CT scale			
	Optimisation tools/parameters	Prescription / volume / normalisation			
		Beam setup (arcs / static beam, angles, collimator)			
		Modality (electrons, photons, FFF beams)/Machine/Energy			
		Correct calculation grid			
		Calculation algorithm			
		Targets/OARs schedule in the optimisation engine			
		OARs planning objectives			
		Target Volume Cost Function (parameters)			
		Physics Cost Function (parameters)			
		Serial model parameters (parameters)			
		Parallel model parameters (parameters)			
		Quadratic Underdose/Quadratic Overdose			
		Underdose DVH / Overdose DVH			
		Global parameters			
		IMRT Calculation Parameters			
	Srquencing Parameters: Step and Shoot IMRT				
	Segments / number segments/ total MU				
	Dose in PTV and OARs	PTV/PTVs/Targets coverage (like prescribed or approved by consultant)			
		Dose distribution - optimised/slice by slice review			
		Homogeneity (*)		#DZIEL/0!	
		Plan conformity index (*)		#DZIEL/0!	#DZIEL/0!
		Prescription Dose spillage (*)		#DZIEL/0!	
		Modified Gradient Index / Gradient Index (*)		#DZIEL/0!	
		Heterogeneity index [e.g., the ratio of highest dose received by 5% of PTV to lowest dose received by 95% of PTV] (*)		#DZIEL/0!	
		Hot spots		for 0.1cc	
		Notable areas of high or low dose outside of the PTV			
		Sparing of OARs			
		Dose to OARs - dose to 1% and 5% volumes and mean dose			
		OARs/PRVs constraints/DVHs met or approved by consultant			
		Segmentation in field of OARs or pacemaker.			
Plans sum (if more than one phase or more than on treatment)					
PDF/report		PDF/Printout/DVH/Setup			
	DVH/IMRT/VMAT/SBAR summary report for PTVs & constrains				
	Plan signed by planner, checker and Dr (eg. Attached email)				
PSQA for VMAT/S RS/SRT	PSQA Gamma analysis				
	PSQA absolute dose measurements				
Treatment plan Export	Plan/Images/DRRs/outlines exported (to Mosaic, iView, VisionRt, Prosoma etc)				
	FSDs (beams and setup beams)				
	PDF reports transferred				
	PSQA reports transferred				
	Diode doses calculated/form attached				

Źródło: Opracowanie własne.



Podział listy kontrolnej na obszary tematyczne wynika z przypisania weryfikowanych poszczególnych kryteriów i parametrów oceny do poszczególnych części procesu. Pozwala to na uporządkowanie samego procesu planowania leczenia. Podano również miary statystyczne i ich źródła stosowane w zależności od techniki leczenia (Tabele 2 i 3).

Wskaźniki dawki

Ocena obliczonego rozkładu dawki jest podstawowym aspektem oceny planu. W dobie współcześnie rozwiniętych technik radioterapeutycznych ocena ta nie jest łatwa, ponieważ istnieje

Tabela 3 Parametry statystyczne do obliczeń miar statystycznych oceny planu leczenia

Calculation data for statistical metrics		
VRI		
TV		
Imin		for 0.1cc
RI		
Imax		for 0.1cc
Body V50%		
Body V100%		
PTV V100%		
TVpiv		
Vol100%		
Vol50%		
Max dose Vol5%		
Min dose Vol95%		

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 2 Miary statystyczne oceny planu leczenia radioterapeutycznego

(*) **Statistical metrics of RT plan evaluation**

CONFORMITY INDEX

$$RTOG\ CI = CI_{RTOG} = \frac{V_{RI}}{TV}$$

VRI - the volume encompassed by the prescription, TV- the target volume

QUALITY OF COVERAGE

$$RTOG\ Q = Q = \frac{I_{min}}{RI}$$

Imin - the minimum dose given to the target, RI - the prescription isodose

HOMOGENEITY INDEX

$$RTOG\ HI = HI = \frac{I_{max}}{RI}$$

Imax the maximum dose in the target, RI- the prescription isodose.

MODIFIED GRADIENT INDEX

$$\text{Modified Gradient Index} = \frac{\text{Body V50\%}}{\text{PTV V100\%}}$$

GRADIENT INDEX

$$\text{Gradient Index} = \frac{\text{Body V50\%}}{\text{Body V100\%}}$$

RTOG GRADIENT METRICS

$$R50\% = \frac{\text{Body V50\%}}{\text{PTV Volume}}$$

PRESCRIPTION DOSE SPILLAGE

$$\text{Prescription Dose Spillage} = \frac{\text{Body V100\%}}{\text{PTV V100\%}}$$

References

<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1120/jacmp.v12i2.3449>
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405631619300405>
 Report of AAPM TG 275, Plan and chart review, June 2020
 SABR Consortium Guideline, June 2019

ALTERNATIVE CONFORMITY INDEXES

$$CI_{\text{Paddick}} = \frac{TV_{PIV}^2}{(TV \times V_{RI})}$$

$$CI_{\text{Paddick}} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV^2 \times CI_{RTOG}}$$

TV - the target volume, TVPIV - the target volume covered by the prescription isodose, VRI - the total volume covered by the prescription isodose

$$CI_{\text{Lomax}} = \frac{TV_{PIV}}{TV}$$

TVPIV the target volume covered by the prescription isodose, TV- the target volume

SABR CONSORTIUM Guideline (2019)

$$R100\% = \frac{\text{Vol (100\%)}}{\text{Vol (PTV)}} \Rightarrow \text{Prescription dose spillage} = \frac{\text{Vol (100\%)}}{\text{PTV V100\%}}$$

$$R50\% = \frac{\text{Vol (50\%)}}{\text{Vol (PTV)}} \Rightarrow \text{Modified Gradient Index} = \frac{\text{Vol (50\%)}}{\text{PTV V100\%}}$$

Where: "Vol(100%)" and "Vol(50%)" are the volumes of the patient receiving at least 100% and at least 50% of the prescription dose respectively and "PTV V100%" is the volume of PTV receiving at least 100% of the prescription dose. When PTV coverage is 100%, "PTV V100%" will equal "Vol (PTV)" and each pair of metrics becomes equivalent.

Table 6.1. Prescription dose spillage requirements for lung and non-lung sites

Vol(PTV) (cc)	Vol(100%) / PTV V100%		
	Target	Tolerance	Minor Dev
<20	1.20*	<1.25	1.25 - 1.40
20-40	1.10*	<1.20	1.20 - 1.30
>40	1.10*	<1.15	1.15 - 1.20

Table 6.2. Modified Gradient Index and other requirements for lung sites

Vol(PTV) (cc)	Vol(50%) / PTV V100%			Long-GTV V20 (%)	Max dose >2cc	
	Target	Tolerance	Minor Dev		3 fractions	5-8 fractions
<20	7*	9*	9-11*	<2	<35.1Gy	<35.8Gy
20-40	5.5*	6.5*	6.5 - 7.5*	<6	<37.8Gy	<38.3Gy
40-60	5*	6*	6 - 7*	<10	<37.8Gy	<38.3Gy
60-80	4**	5	5 - 7	<10	<37.8Gy	<38.5Gy
>80	4**	4.5	4.5 - 6.5	<10	<37.8Gy	<38.5Gy

Table 6.3. Modified Gradient Index requirements for non-lung sites

Vol(PTV) (cc)	Vol(50%) / PTV V100%		
	Target*	Tolerance*	Minor Dev*
<20	5.5	7.5	7.5 - 9.5
20-40	4.5	6.0	6.0 - 7.5
>40	4.5	5.5	5.5 - 6.5

Tables 6.1 – 6.3. Dose conformity levels for single lung and non-lung targets. "Target" values are based on the median data recorded in the SABR CIE QA Programme. Tolerance and Minor Deviation levels are from the ROSEL Study unless updated with values based on the median +1 S.D. and median +2 S.D. from the SABR CIE QA Programme (indicated by *), or based on literature reports **[11]

Źródło: Opracowanie własne.



wiele aspektów, które odgrywają rolę w ocenie jakości planu. Obejmują one protokoły kliniczne, lokalne wymagania, historyczne zwyczaje i osobiste preferencje klinicysty. Z punktu widzenia technicznego dotyczy to algorytmów kalkulacji rozkładu dawki, ustalonych protokołów optymalizacji oraz kryteriów tego procesu.

Zarówno wejściowe dane kliniczne, które stanowią podstawę uruchomienia procesu optymalizacji, jak i protokoły planowania leczenia powinny obejmować priorytetyzację dawek w targetach i ich ograniczenia oraz dawek w OAR. Taka hierarchizacja pomaga w standaryzacji procesu podejmowania decyzji i zmniejszeniu subiektywności, gdy potrzebne są kompromisy kliniczne. Dlatego lista kontrolna zawiera ocenę parametrów/narzędzi wraz z ich kolejnością przywołania, wbudowanych w system planowania leczenia, które wpływają na ostateczny rozkład dawek. Świadome używanie kryteriów matematycznych i statystycznych oceny dobroci wygenerowanych planów radioterapeutycznych może wspomóc argumentację w procesie standaryzacji. Zmienność między osobami planującymi (np. priorytetowe traktowanie zgodności dawki w OAR vs pokrycie PTV dawka terapeutyczna) w radioterapii może być kolejnym czynnikiem wpływającym na ostateczny plan leczenia i dystrybucję dawki. Efekt ten można zmniejszyć, stosując strategie automatycznego planowania i ewentualnie wprowadzonych „planów wzorcowych” (*template*), na podstawie konsensusu przyjętego z klinicystami i w zespole fizyków.

Ocena obliczonego rozkładu dawki jest często oparta na histogramach objętości dawki (DVH), które stanowią w swojej formie zawinięcie informacji o dawce 3D w miarach 2D (dawka i objętość). Nie daje to wprost informacji o jej rozkładzie przestrzennym, tylko jego miarę statystyczną. Ze względu na to ograniczenie zaleca się weryfikację rozkładu dawki skan po skanie, aby ocenić, jak ta statystyka przekłada się na rozkład dawki w przestrzeni/objętości. W przypadku OAR tolerancje opierają się na punkcie końcowym DVH lub statystycznej dystrybucji poszczególnych poziomów dawek w objętościach i zostały przyjęte na arbitralnym poziomie dopuszczalnej toksyczności. Można przyjąć również bardziej złożone podejście. Prawdopodobieństwo kontroli guza (TCP) i prawdopodobieństwo powikłań w tkankach prawidłowych (NTCP) można obliczyć na podstawie modeli biologicznych, które są zwykle oparte na informacji o DVH. Należy ich używać jednak z ostrożnością i jeśli to możliwe, należy przeprowadzić lokalną walidację modelu NTCP, przy spełnieniu wymagania zrozumienia kohorty modelu i jego ograniczeń. Brak możliwości spełnienia tych kryteriów bez znaczącego kompromisu w obszarach targetów musi być zawsze dyskutowana z klinicystą. W miarę możliwości ważne jest również minimalizowanie dawek OAR poniżej tolerancji modelowych, aby ułatwić potencjalne ponowne napromienianie w przypadku nawrotu choroby i konieczności naświetlania tego samego obszaru anatomicznego.

Pochodne miary dawek, wyrażone przez parametry DVH, mogą być również przydatne do obiektywnego ilościowego określenia

jakości dystrybucji dawki w PTV. Wskaźniki te obejmują wskaźniki jednorodności, zgodności i gradientu. Niektóre z nich również biorą pod ocenę obszary niskich dawek dla normalnych tkanek. Są używane w niektórych protokołach, które wymagają określonego rozkładu dawek (np. terapia stereotaktyczna – SABR). Takie mierniki zostały także umieszczone (Tabela 2) w prezentowanej liście kontrolnej wraz ze źródłem ich pochodzenia, ponieważ różne definicje są stosowane w zależności od celu klinicznego i stosowanego protokołu: wskaźniki jednorodności (HI), wskaźniki zgodności (CI, Paddick CI), gradient dawki itd.

Zgodność i precyzja planu

Tradycyjną metodą osiągnięcia pokrycia PTV przypisaną dawką i ochrony OAR jest zdefiniowanie odpowiednich marginesów wokół CTV (PTV) i OAR (PRV). Rozkład dawek nie jest ani idealnie zgodny z PTV, ani jednakowo zgodny ze wszystkich stron CTV, a niezgodność skutkuje własnym marginesem dozymetrycznym. Można to modulować poprzez generowanie nowych marginesów lub „*dummy structures*” dla PTV i OAR, które mogą być użyte w procesie optymalizacji pozwalającym na kompensację tego efektu. Oprócz zgodności, wymagane jest rozważenie marginesu uwzględniającego oczekiwany gradient dawki wokół targetu.

Idealny proces optymalizacji powinien:

- przebiegać bez konieczności uwzględniania marginesów,
- uwzględniać scenariusze przedstawiające możliwy przebieg leczenia,
- zawierać wyszczególnienie wszystkich potencjalnych błędów, które są potrzebne do obliczenia ostatecznego rozkładu dawki (np. losowych błędów konfiguracji dla wszystkich poszczególnych frakcji).

To pozwoliłoby na ocenę „odporności” planu i rozkładu dawki w różnych scenariuszach błędów. Daje to możliwość ilościowego określenia niepewności w DVH i innych miar dawek z powodu np. różnicy w ustawieniu pacjenta i anatomii. Podejścia te można sklasyfikować jako:

- podejście probabilistyczne (stochastyczne), które optymalizuje oczekiwany rozkład dostarczonej dawki i wymaga powiązania prawdopodobieństwa wystąpienia z każdym rozważanym scenariuszem niepewności. Gaussowskie gęstości prawdopodobieństwa są powszechnie przyjmowane jako pierwsze przybliżenie, które plany leczenia mogą być odporne na inne funkcje gęstości prawdopodobieństwa,
- podejście minimaksowe – najgorszego przypadku, które może skupiać się na założonym scenariuszu najgorszego przypadku (założonym najgorszym przypadkiem) i scenariuszach najgorszego przypadku dla każdego celu rozpatrywanego niezależnie (obiektywnie najgorszy scenariusz) oraz najgorszych scenariuszach dla każdego woksela rozpatrywanego niezależnie (najgorszy przypadek woksela) [Hernandez V. i wsp.].

Powyższe podejścia stanowią wciąż nowy temat w procesach optymalizacji planów leczenia i analizy „odporności planu” na pojawiające się odstępstwa od tego, co jest uznane za referencje.



weryfikację dostosowanych planów. Stąd wydaje się być słuszne przyjęcie polityki minimalizacji i kontrolowania złożoności planu, włączając metryki złożoności do algorytmów optymalizacji. Pozwala to na racjonalizację złożoności planów klinicznych i związanych z nimi niepewności oraz ułatwia lepszą ocenę ogólnej jakości planów radioterapii.

Jakość planu radioterapeutycznego

Jakość planu radioterapii powinna wskazywać na jego przydatność kliniczną, którą można ocenić na podstawie realistycznie oczekiwanego rozkładu dostarczonej dawki. Jakość planu leczenia zależy nie tylko od obliczonego rozkładu dawki (wydajności dozymetrycznej), ale także od dokładności obliczenia dawki i dostarczenia wiązki. W tym celu należy uwzględnić istniejące niepewności w obliczeniu i dostarczeniu planu leczenia oraz ich wpływ na dostarczoną dawkę. Jakość planu zazwyczaj ocenia się, wykazując, w jakim stopniu „nominalny” obliczony rozkład dawek spełnia kryteria danych wejściowych i zaleceń radioterapii onkologicznej. W tej ocenie należy pamiętać, że dawka „na ekranie” nie jest dawką faktycznie podaną pacjentowi. Różnice mogą wynikać z ograniczeń modeli i algorytmów zaimplementowanych w systemach planowania leczenia i jak faktycznie są te plany realizowane na systemach radioterapeutycznych [Hernandez V. i wsp.].

reklama

KOSS

Aparaty RTG
analogowe
cyfrowe

TELERRADIOLOGIA
już od 9,00 zł za badanie

Radiografia cyfrowa
DR i CR

RENTGEN-SERWIS
Zygmunt Koss Rafał Koss
ul. Kasjopei 8 • 80-299 Gdańsk
tel. 58 511 09 03 • tel. kom. 603 270 482
e-mail: rentgenserwis@gmail.com
www.koss.net.pl

Ocena planu radioterapeutycznego – podsumowanie

Podsumowując, dystrybucja dawki dostarczanej pacjentowi zależy nie tylko od obliczonego rozkładu dawki, ale także od „odporności” i złożoności planu leczenia. Dlatego wszystkie te cechy należy wziąć pod uwagę podczas oceny jakości planu.

Bibliografia

1. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/mp.14030>.
2. The report of AAPM Task Group 101: *Stereotactic body radiation therapy*, Med. Phys., 37, 2010, Physics in Medicine&Biology.
3. R.T. Knight, W.P.M. Mayles: *An application of a computer spreadsheet to checking dose plans in radiotherapy planning*, Physics in Medicine&Biolog., 36(5).
4. [https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140\(20\)30813-6/fulltext](https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140(20)30813-6/fulltext).
5. O. Gopan, J. Zeng, A. Novak, M. Nyflot, E. Ford: *The effectiveness of pretreatment physics plan review for detecting errors in radiation therapy*, Med Phys., 43, 2016, 5181.
6. L.M. Mazur, P.R. Mosaly, M. Jackson, et al.: *Quantitative assessment of workload and stressors in clinical radiation oncology*, Int J Radiat Oncol Biol Phys., 83, 2012, e571-e576.
7. G. Ezzell, B. Chera, A. Dicker, et al.: *Common error pathways seen in the RO-ILS data that demonstrate opportunities for improving treatment safety*, Pract Radiat Oncol., 8, 2018, 123-132.
8. <https://www.aapm.org/pubs/reports/?s=TG100>.
9. B.G. Clark, R.J. Brown, J.L. Ploquin, A.L. Kind, L. Grimard: *The management of radiation treatment error through incident learning*, Radiother Oncol., 95, 2010, 344-349.
10. A. Novak, M.J. Nyflot, R.P. Ermoian, et al.: *Targeting safety improvements through identification of incident origination and detection in a nearmiss incident learning system*, Med Phys., 43, 2016, 2053-2062.
11. ASTRO. Radiation Oncology Incident Learning System (RO-ILS), 2016, www.astro.org/roils.
12. <https://www.sabr.org.uk/wp-content/uploads/2019/04/SABRconsortium-guidelines-2019-v6.1.0.pdf>.
13. [https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140\(20\)30813-6/fulltext](https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140(20)30813-6/fulltext).
14. V. Hernandez et al.: *What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans*, R&O, Sept 2020.
15. Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR): *A Resource Version 6.1, Endorsed by The Faculty of Clinical Oncology of The Royal College of Radiologists*, June 2019.
16. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1120/jacmp.v12i2.3449>.
17. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405631619300405>.