

Planowanie leczenia i QA w technice VMAT

Letnia
Późnoletnia

~~Jesienna~~ Szkoła Fizyki Medycznej

Rozpracowanie skrótów

VMAT

<https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-solutions/elekta-vmat.html>

<https://www.varian.com/oncology/treatment-techniques/external-beam-radiation/vmat>

angielski polski niemiecki Wykryj język	polski angielski niemiecki	Przetłumacz
Volumetric Modulated Arc Therapy	Volumetric modulowany Arc Therapy	Zaproponuj zmianę

angielski polski niemiecki Wykryj język	polski angielski niemiecki	Przetłumacz
Volumetric Modulated Arc Therapy	Volumetric modulowany Łuk Terapia	Zaproponuj zmianę

IMAT – Intensity-modulated Arc Therapy (obrotowe IMRT, na podstawie: *Guidelines for the verification of IMRT*, 2008 ESTRO)

Przygotowanie - CT

Zakres i gęstość rekonstrukcji CT

- Gęstość rekonstrukcji determinuje ciągłość powierzchni wirtualnego pacjenta w kierunku Sup/Inf.
- Wymagane jest 2 do 3 mm pomiędzy skanami.
- Co najmniej 10 cm więcej od napromienianej objętości w każdą stronę w celu uwzględnienia rozproszenia (gęstość może być większa niż 3 mm).

Korzyści:

- Bardziej dokładna i gładka powierzchnia pacjenta.
- Lepsza dokładność obliczeń dawki.
- Wyższa rozdzielczość wokseli.
- Lepsza jakość DRRów.

Przygotowanie - konturowanie

- Dokładne konturowanie jest niezbędne dla prawidłowego wykonania planu IMRT, ponieważ optymalizator używa informacji o konturze dokładnie tak, jak on jest określony w przestrzeni.
- Target i wszystkie OARy powinny być zakonturowane. Optymalizator bierze pod uwagę tylko zakonturowane struktury i ujęte w optymalizatorze.
- Targety muszą być poza regionem narastania dawki [build up].
- Utworzenie marginesów 2 do 4 mm wokół każdego targetu pozwala na późniejsze stworzenie stref przejścia.
- Utworzenie marginesów wokół niektórych narządów krytycznych (PRV).
- Tworzenie podstruktur.

Przygotowanie - geometria

- Energia jest wyborem planującego lub zaleceń ogólnych, ale użycie energii większej od 10 MeV powoduje wzrost kontaminacji neutronowej.
- Geometria wiązki:
 - Wiazki niekoplane mogą poprawić wyniki, gdy zmniejszają drogę promieniowania w pacjencie albo omijają organy krytyczne.
 - Indywidualne ustawienie kąta kolimatora dla każdej wiązki w celu otrzymania najlepszego widoku targetu i uniknięcia sumowania się przecieków międzylistkowych.

Optymalizacja

Optymalizacja jest procesem znajdowania najlepszej kombinacji wag wiązek jednostkowych [*beamlets*] w celu uzyskania zamierzeń planisty.

Są dwa etapy optymalizacji:

- Pierwszy, w którym optymalizator używa funkcji celu, konturów i wiązek jednostkowych przy zastosowaniu metody *Inverse Planning* do uzyskania idealnego rozkładu natężeń i dawek.
- Drugi, w którym idealne fluencje są zamieniane na wiązki jednostkowe i ruchy listków, po czym obliczany jest nowy rozkład dawki.

Optymalizatory

Źródło: Monaco Training Guide Supplement

Prescription

Structure	Cost Function	Enabled	Status	Reference Dose (Gy)	Multicriterial	Isoconstraint	Isoeffect	Relative Impact
PTV	Target EUD	<input checked="" type="checkbox"/>	On			73.800	75.130	
	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	77.500		0.600	3.888	++++
RECTUM	Serial	<input checked="" type="checkbox"/>	On		<input type="checkbox"/>	60.000	61.976	+
	Serial	<input checked="" type="checkbox"/>	On		<input type="checkbox"/>	45.000	45.714	+
BLADDER	Serial	<input checked="" type="checkbox"/>	On		<input type="checkbox"/>	55.000	48.960	+
	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	45.000		0.500	0.681	+
patient	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	73.800		0.030	0.001	+

<click to add a new structure>

Optimization mode:

☒ Constrained (Normal Tissue Priority)
 ☐ Pareto (Target Volume Priority)

Print

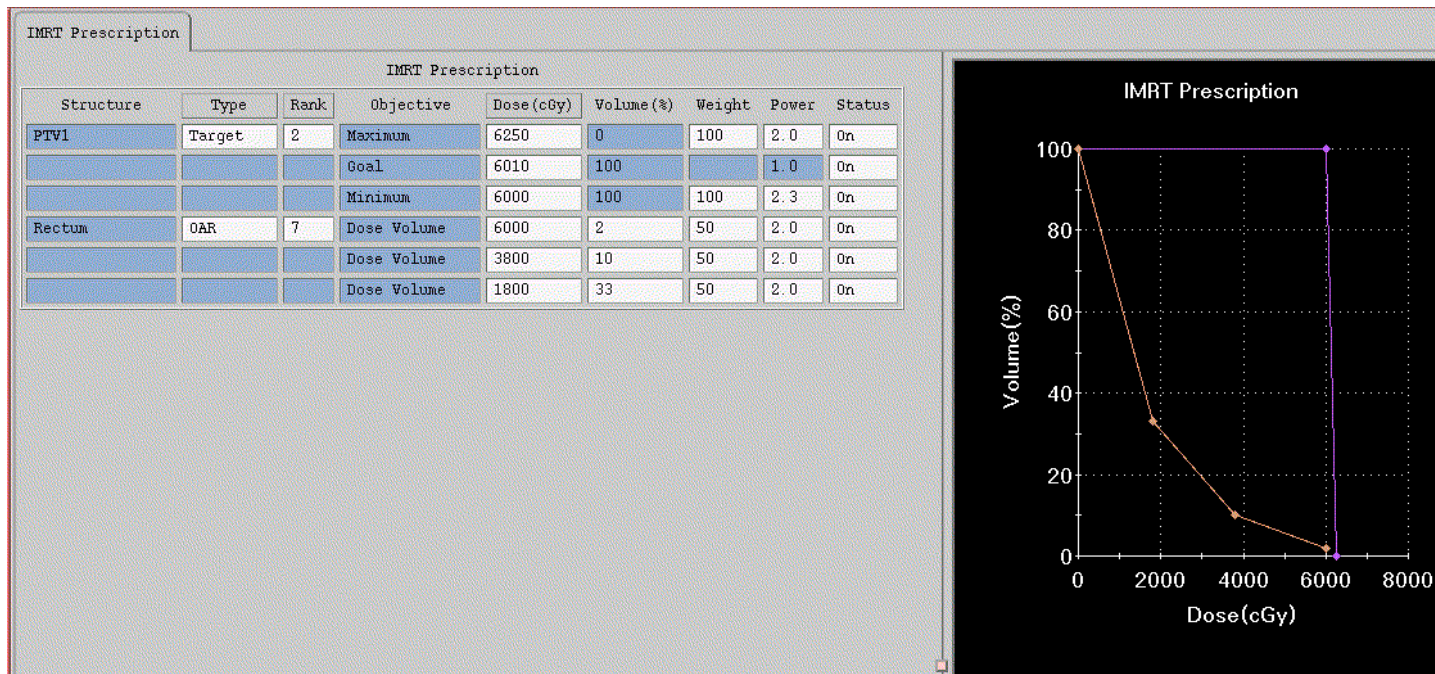
OK

Cancel

Apply







Optymalizatory

Źródło: XIO IMRT Training Supplement



Optymalizatory

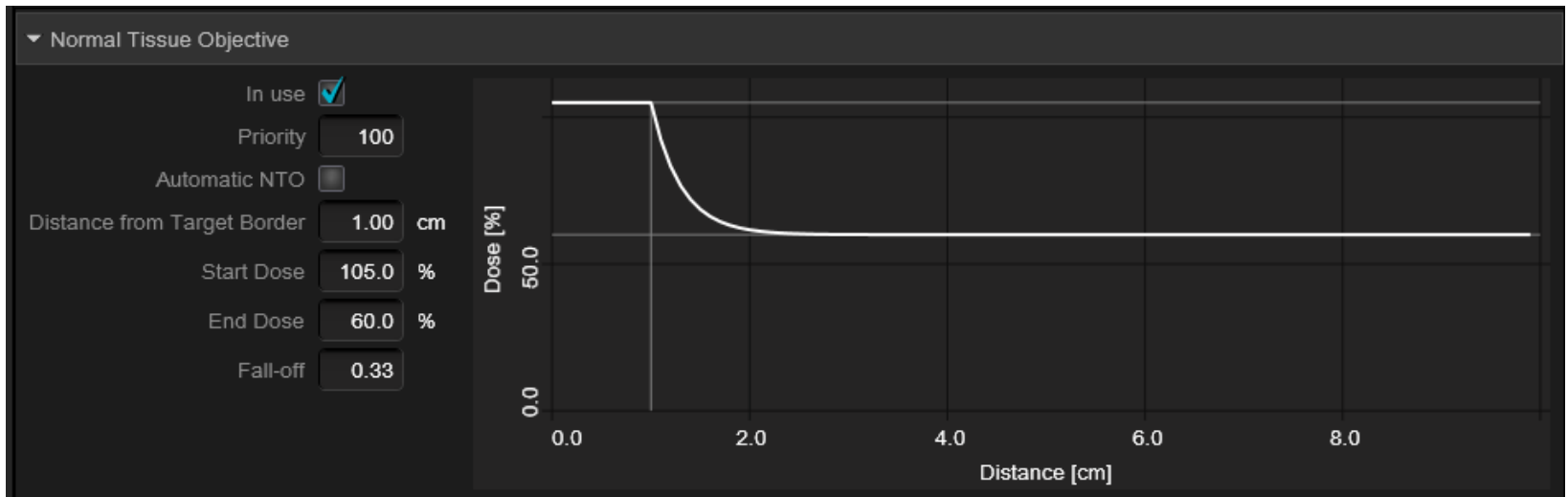
Źródło: RayStation 5 A guide to optimization in RayStation.

Function	Constraint	ROI	Description	Weight	Value
 Physical Composite Objective					0.0220
... Min Dose		 PTV5760	Min Dose 5500 cGy	100	0.0045
... Uniform Dose		 PTV7060	Uniform Dose 7060 cGy	100	0.0153
... Min DVH		 PTV5760	Min DVH 5760 cGy to 90% volume	100	4.6283e-5
... Max Dose		 PTV5760	Max Dose 6300 cGy	100	0.0022
... Max DVH		 Parotid Left	Max DVH 3000 cGy to 40% volume	100	7.5202e-7

Optymalizatory

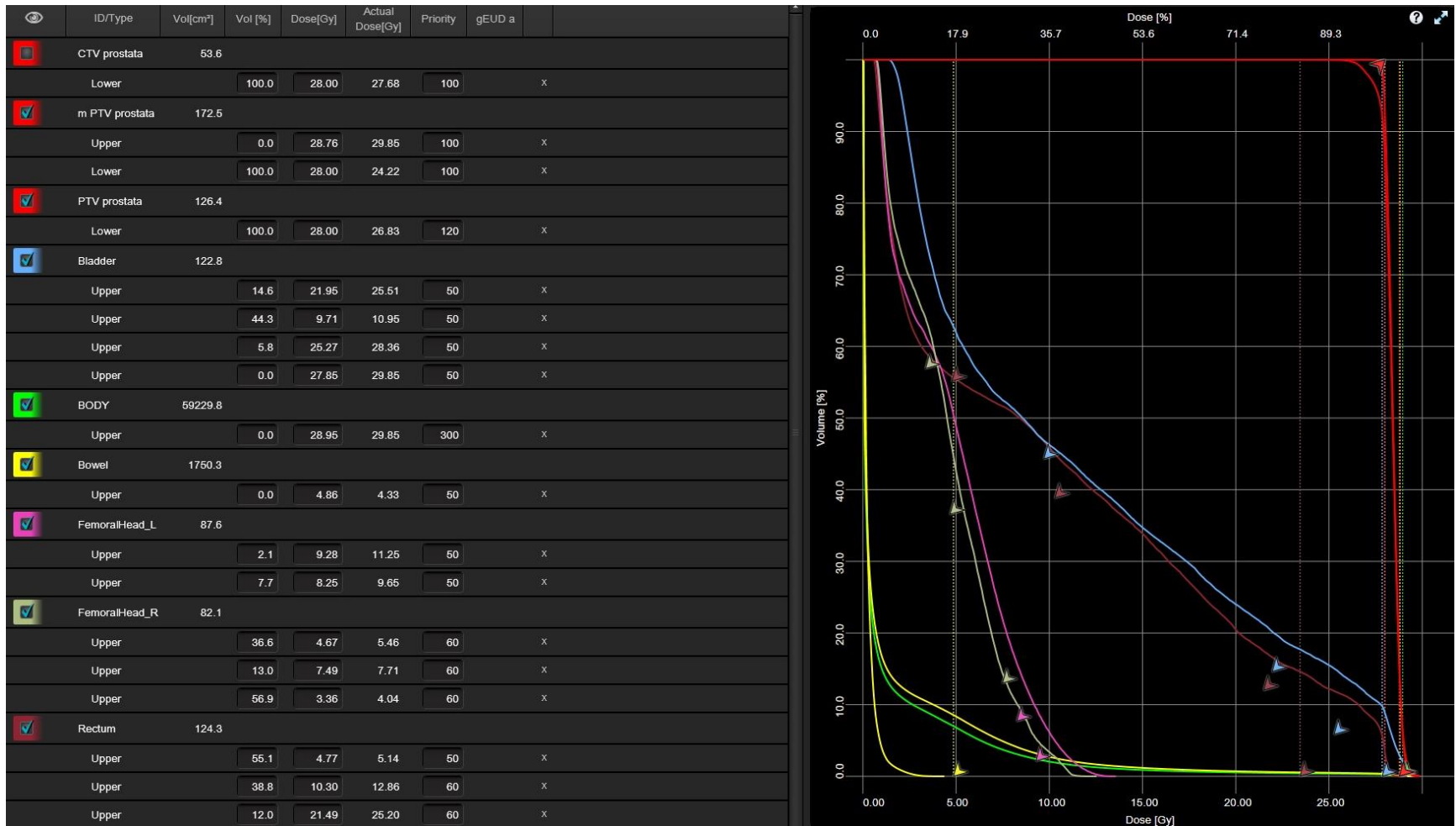
Źródło: materiały własne

Add gEUD ▾									
	ID/Type	Vol[cm ³]	Vol [%]	Dose[Gy]	Actual Dose[Gy]	Priority	gEUD a		
	PTV_Intermediate	117.0							
	Upper	0.0	0.0	50.75	53.73	140		x	
	Lower	117.0	100.0	50.00	44.46	150		x	
	bod_ns	38445.7							
	BODY	31554.9							



Optymalizatory

Źródło: materiały własne



Optymalizacja – funkcja kosztu

- ❖ Koszt na i-ty woksel jest dany przez:

$$g_{\sigma}(D_i) = (D_i - D_0)^2$$

gdzie D_0 jest dawką docelową dla danej funkcji kosztu.

- ❖ Typowa składowa funkcji kosztu:

$$f_{\sigma} = \frac{w_{\sigma}}{N} \sum_{i=1}^N g_{\sigma}(D_i)$$

gdzie w_{σ} jest wagą (priorytetem), a N – liczbą wokseli w danej strukturze.

- ❖ Koszt całkowity musi być minimalny:

$$F = \sum_{\sigma=1}^M f_{\sigma}$$

gdzie M jest liczbą funkcji kosztu.

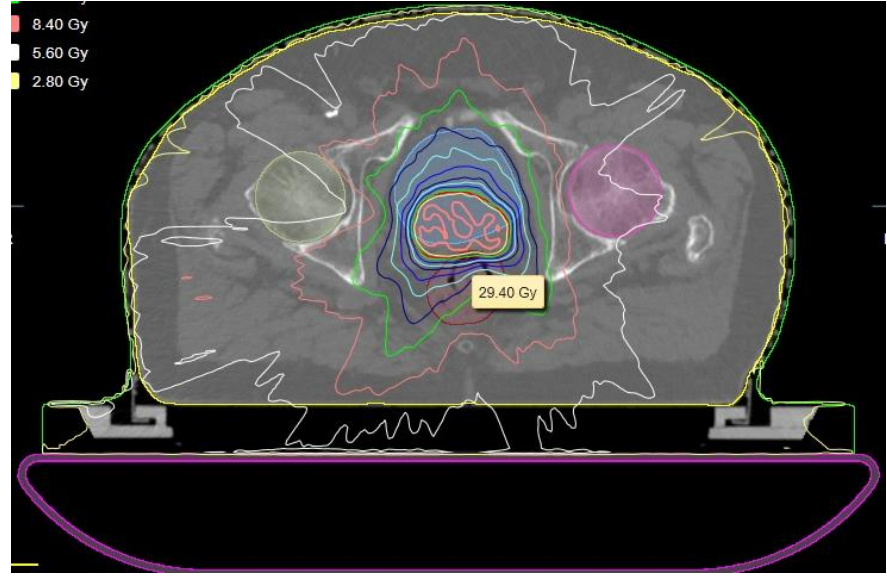
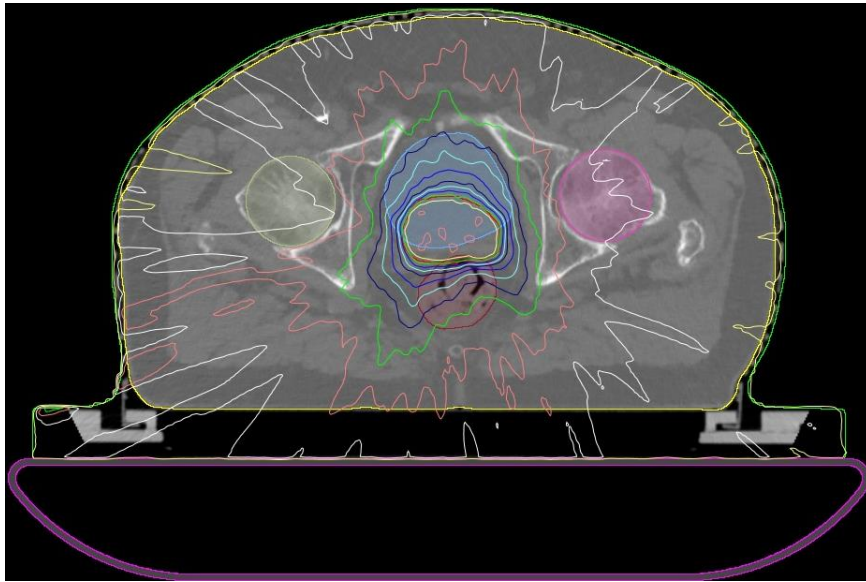
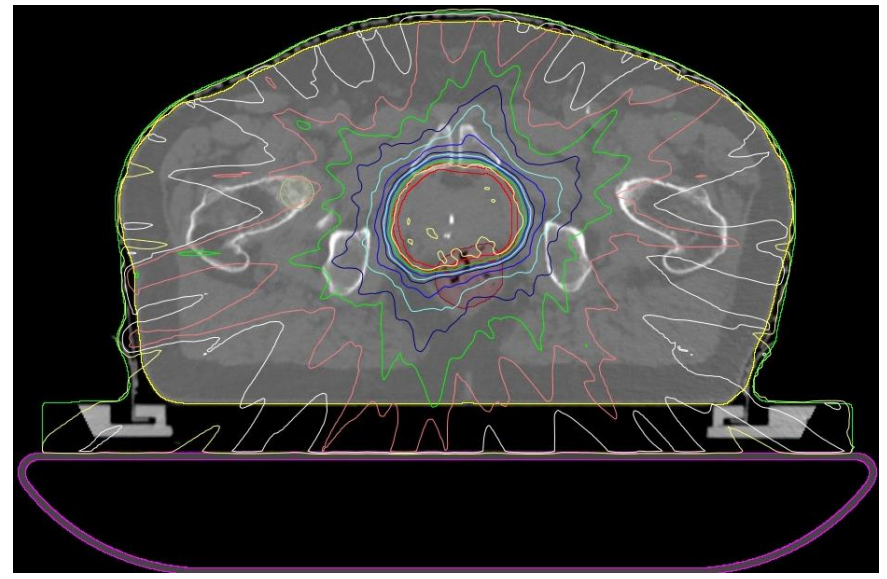
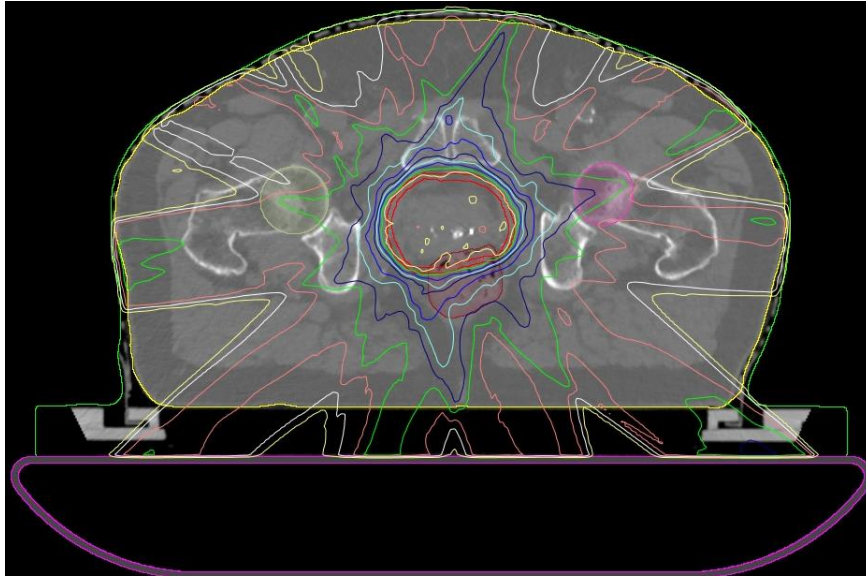
Description	Weight	Value
		0.0220
Min Dose 5500 cGy	100	0.0045
Uniform Dose 7060 cGy	100	0.0153
Min DVH 5760 cGy to 90% volume	100	4.6283e-5
Max Dose 6300 cGy	100	0.0022
Max DVH 3000 cGy to 40% volume	100	7.5202e-7



Optymalizacja

- ❖ *Lower objectives* – służą do tego, aby dana objętość otrzymała co najmniej minimalną dawkę; każda struktura z takim celem jest uważana za target („przynajmniej 70% objętości struktury musi otrzymać co najmniej 20 Gy”).
- ❖ *Upper objectives* – ograniczają dawkę i mogą być użyte do uzyskania większej jednorodności dawki w targetach („nie więcej niż 20% struktury może otrzymać dawkę większą niż 25 Gy”).
- ❖ *Mean objectives* – używane są do zmniejszania średniej dawki otrzymywanej przez strukturę
- ❖ *gEUD objectives* – uogólniony równoważnik dawki jednorodnej (*Generalized Equivalent Uniform Dose, gEUD*) jest taką jednorodną dawką, która dostarczona w tej samej liczbie frakcji daje takie same efekty radiobiologiczne jak uzyskany niejednorodny rozkład dawki; struktury z *Lower gEUD* oraz *Target gEUD* są uważane za targety.

Optymalizacja



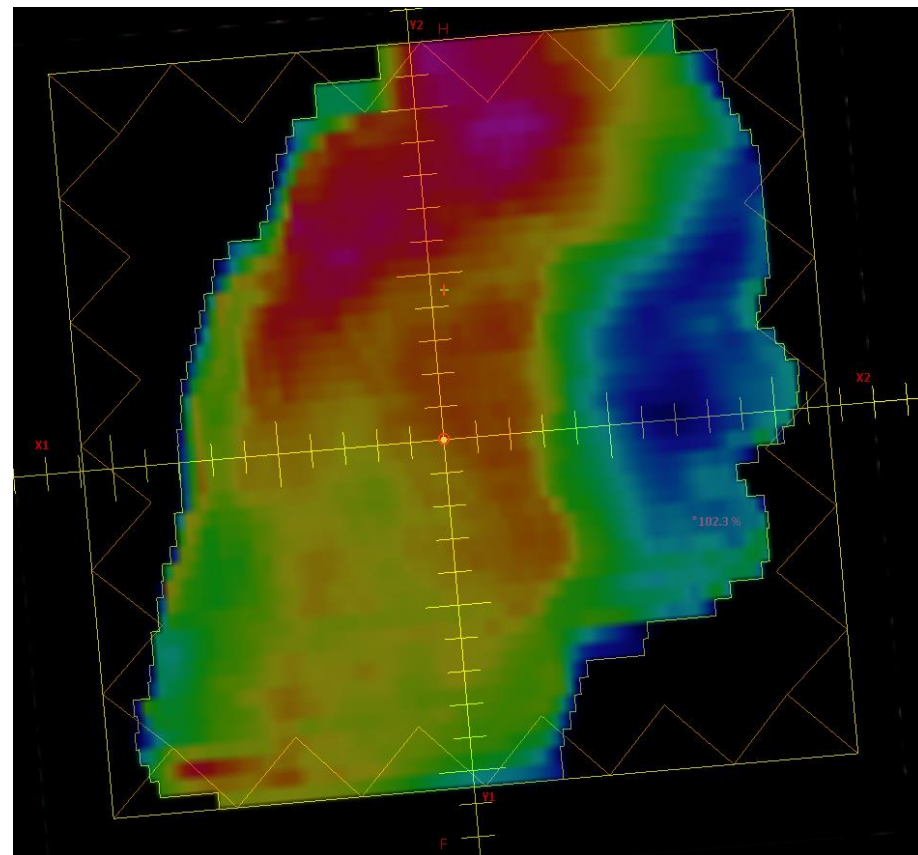
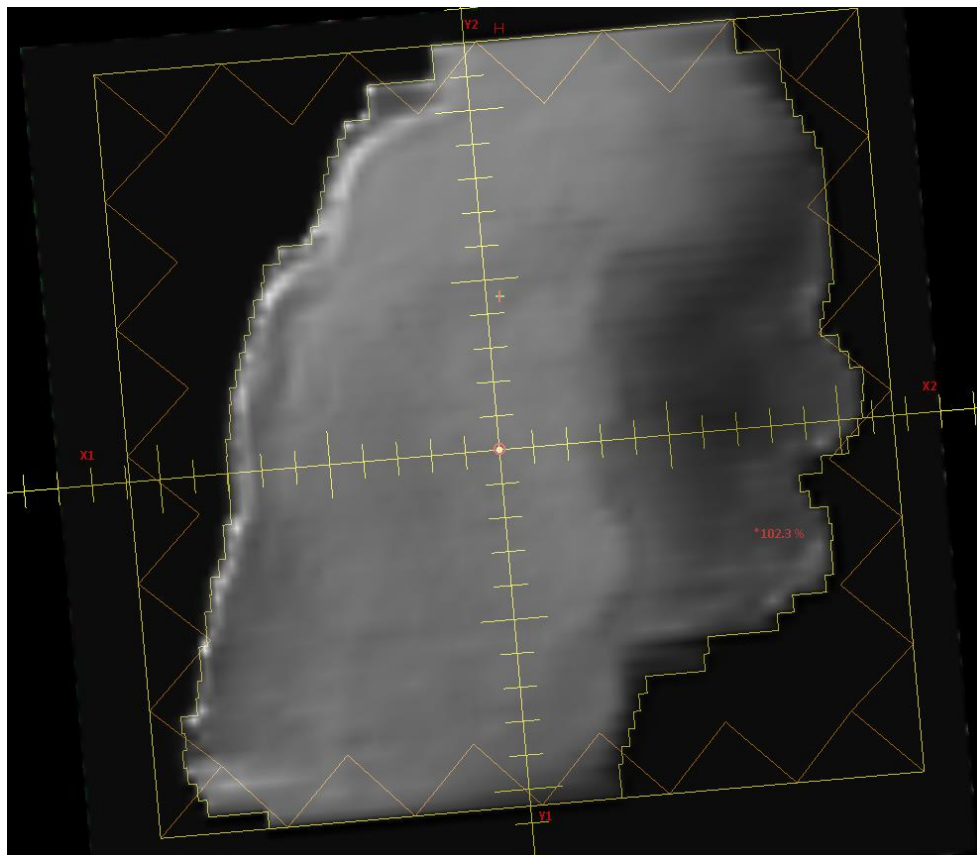
Punkty kontrolne

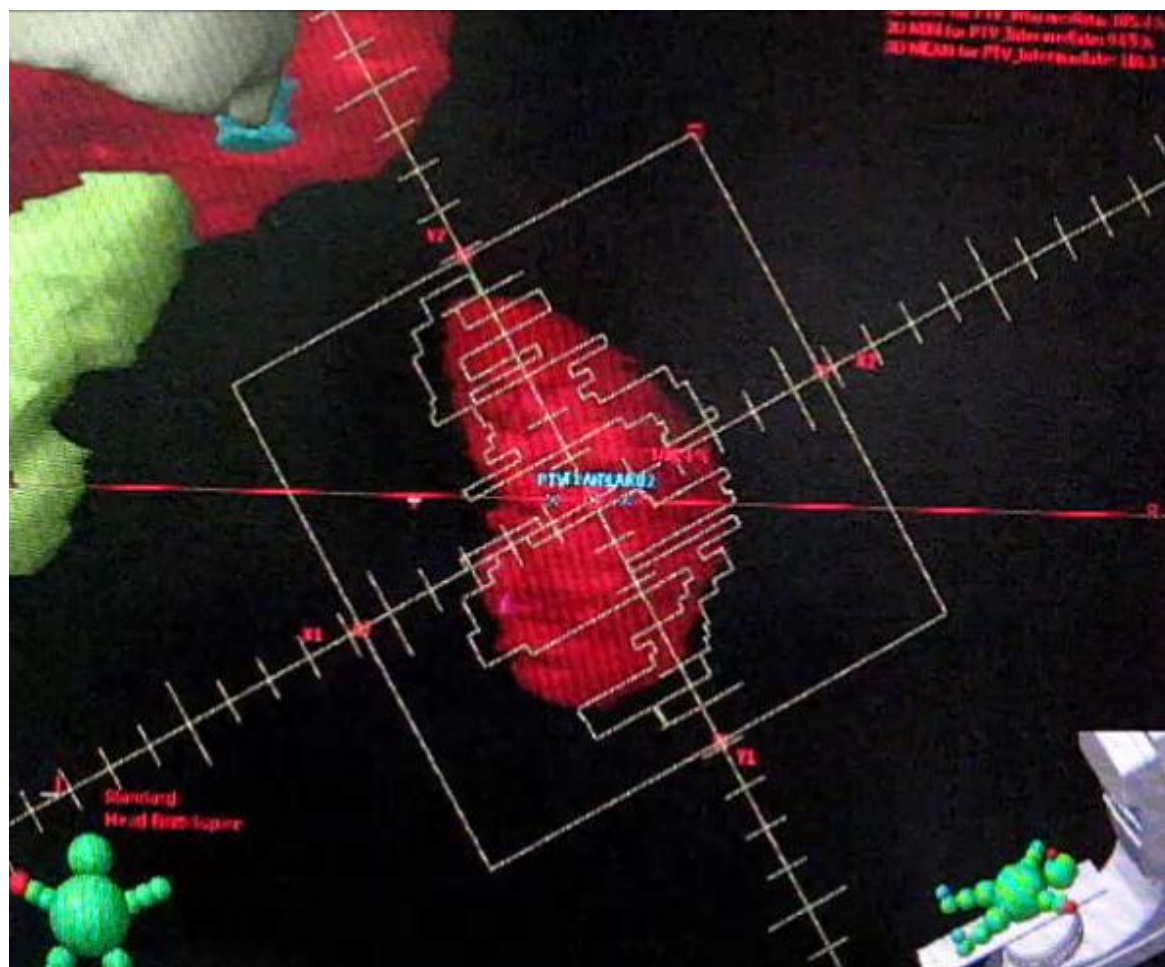
ID	#	Servant ID	Progress	State
1	Volume Dose (1)	p4448@fas04	<div><div></div></div> 13%	1, 18/178: Image

ID	#	Servant ID	Progress	State
1	Volume Dose (1)	p4448@fas04	<div><div></div></div> 7%	1, 7/178: Dose

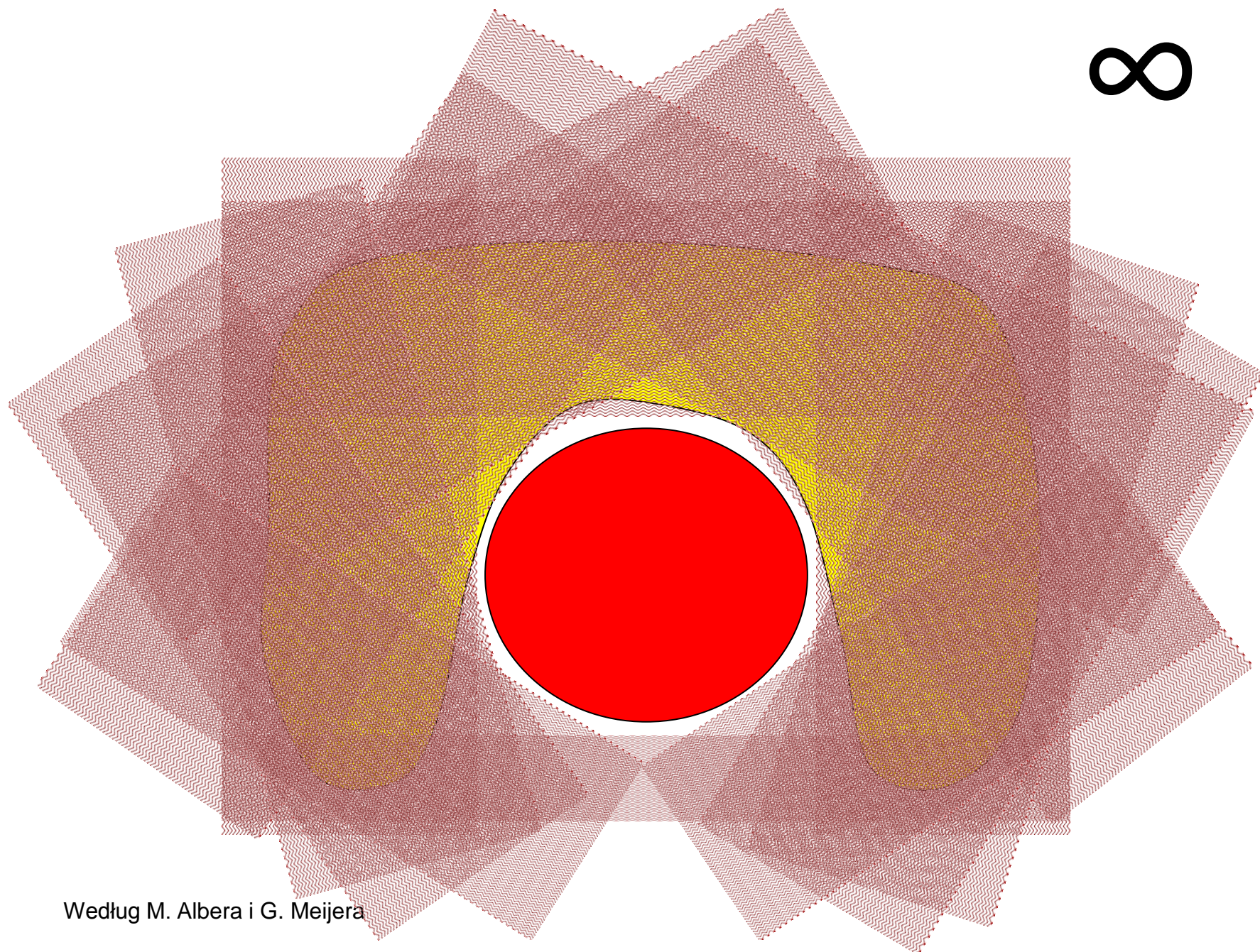
Punkty kontrolne definiują pozycje listków oraz MU/deg w funkcji kąta ramienia (według: *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*)

Fluencja

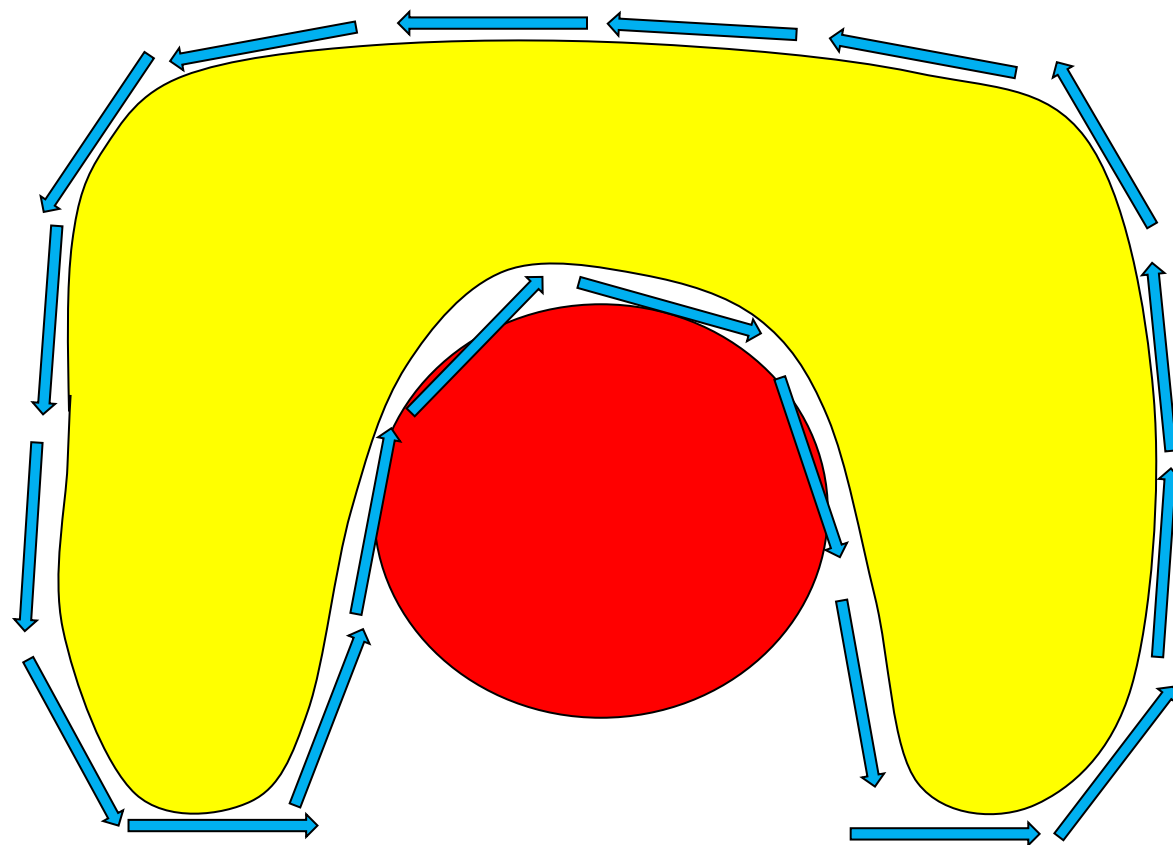




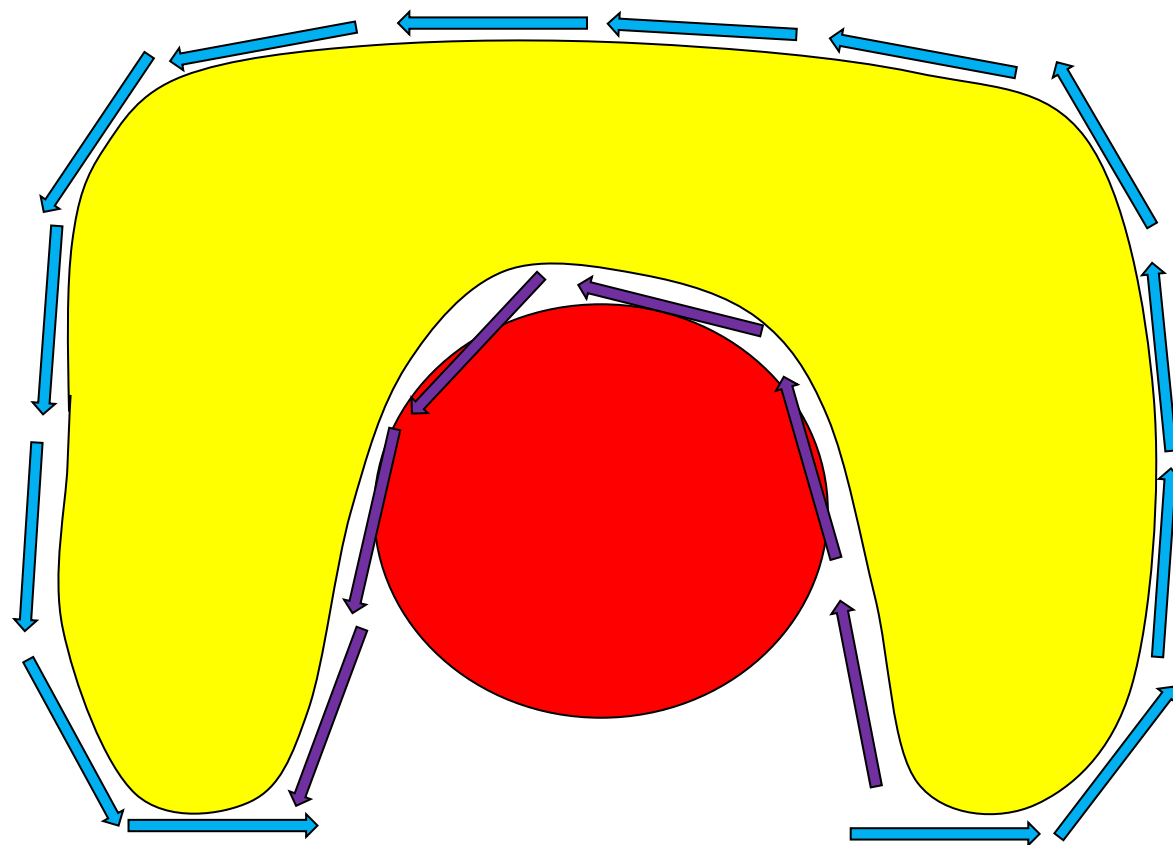
∞



Według M. Albera i G. Meijera

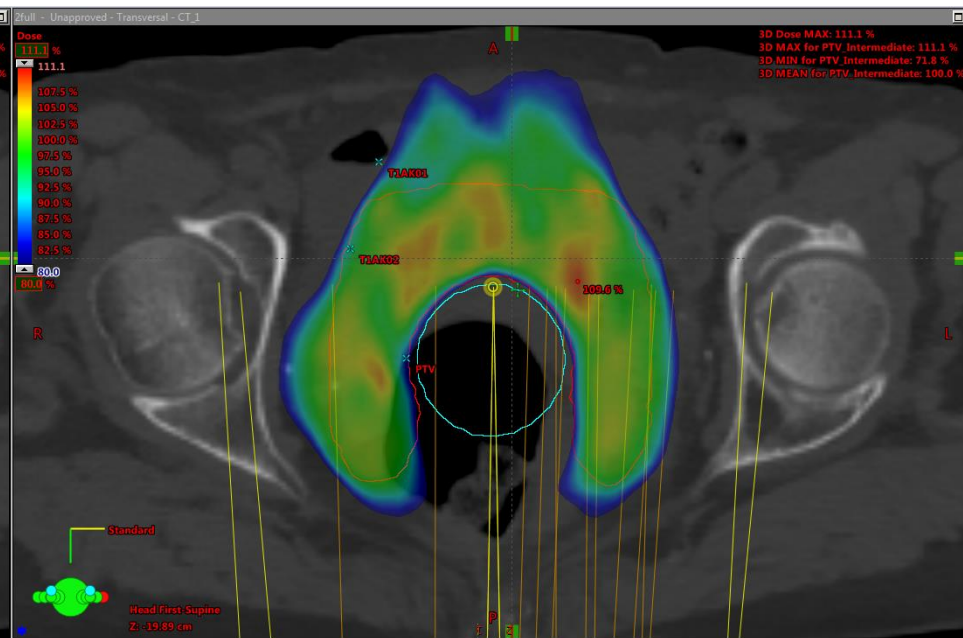
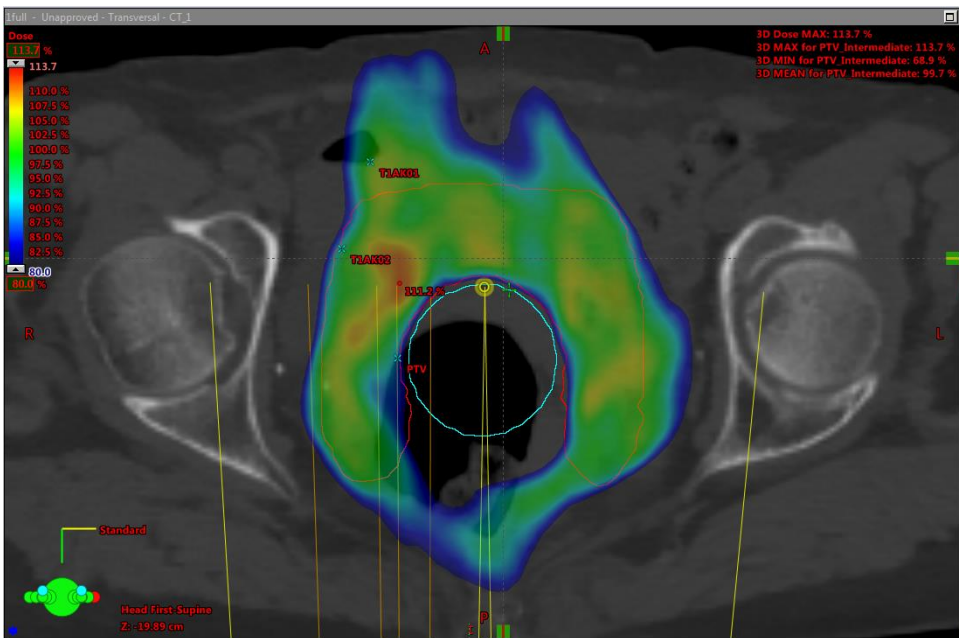
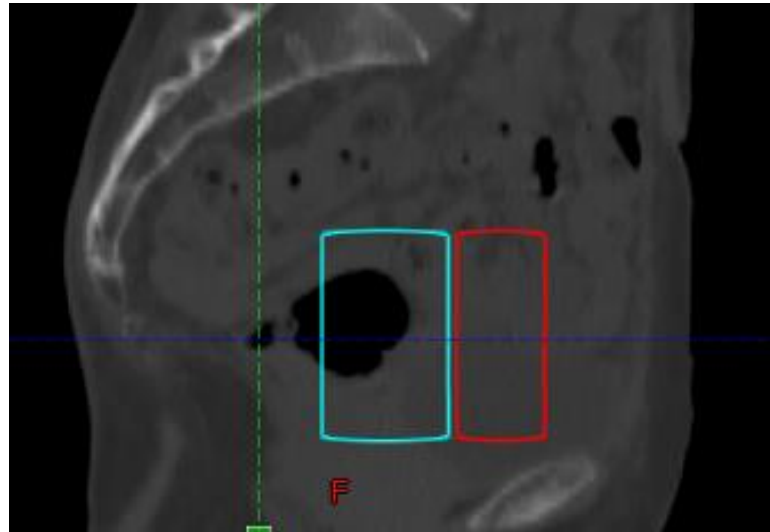
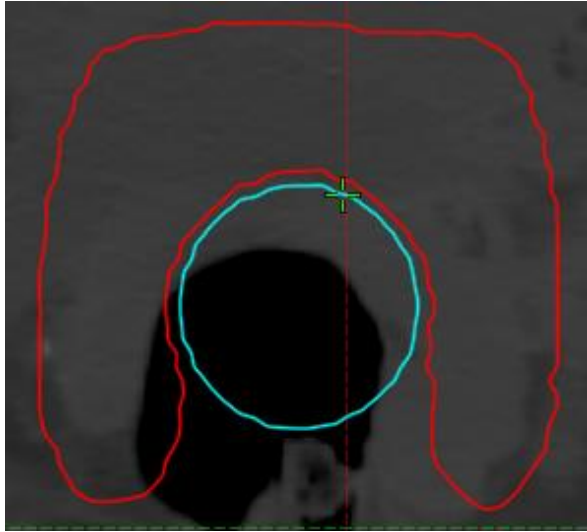


Według M. Albera i G. Meijera

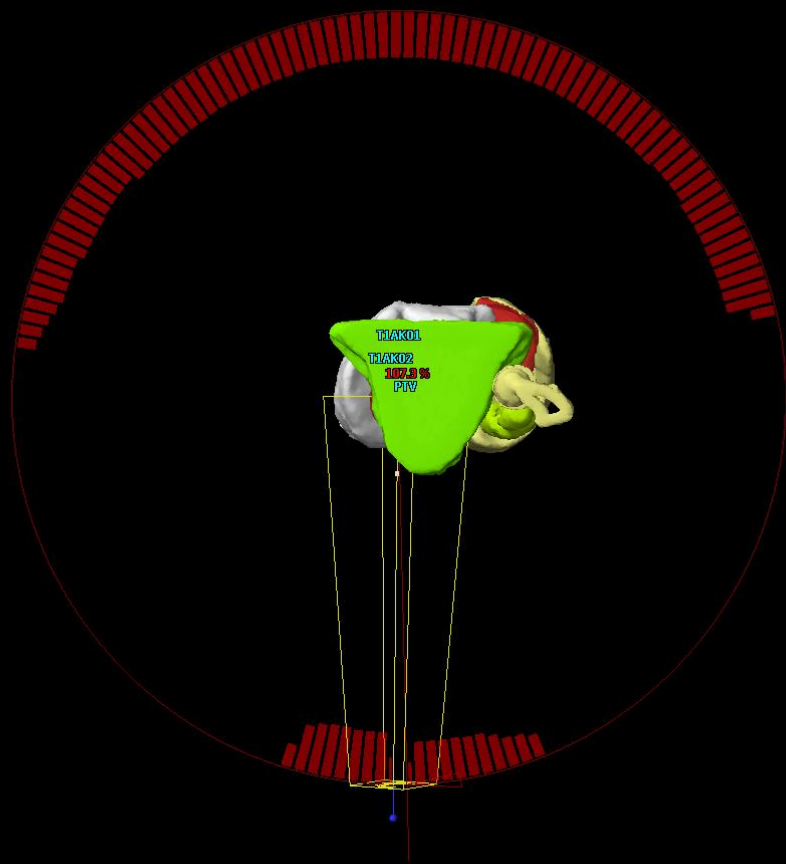


Według M. Albera i G. Meijera

1 łuk vs 2 łuki

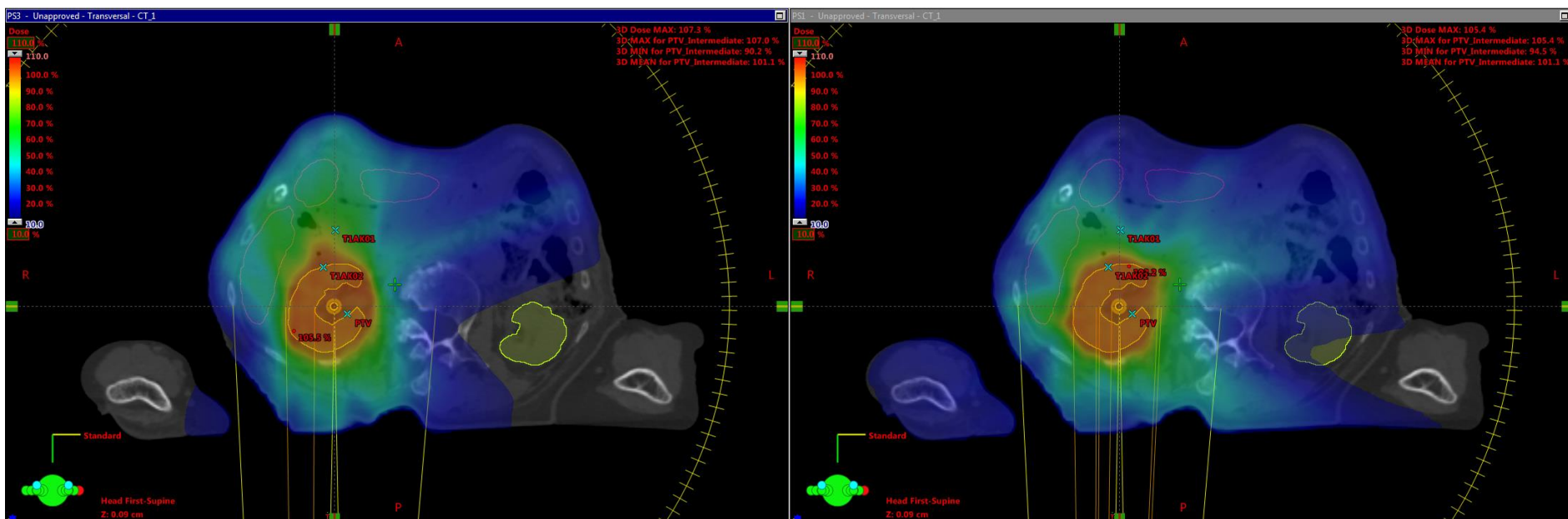


Sektory pomienięte



Sektory pominięte

Sektory pominięte.



Intermediate dose

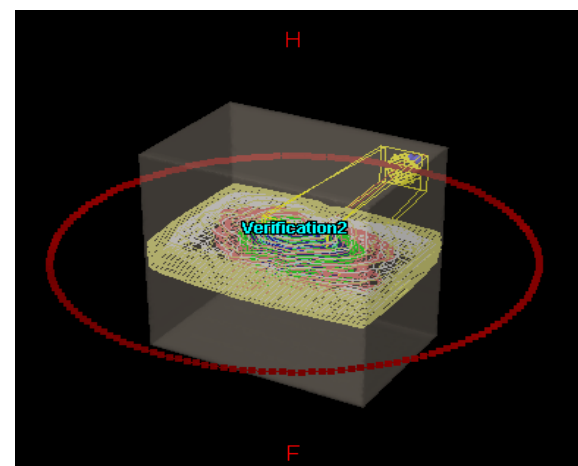
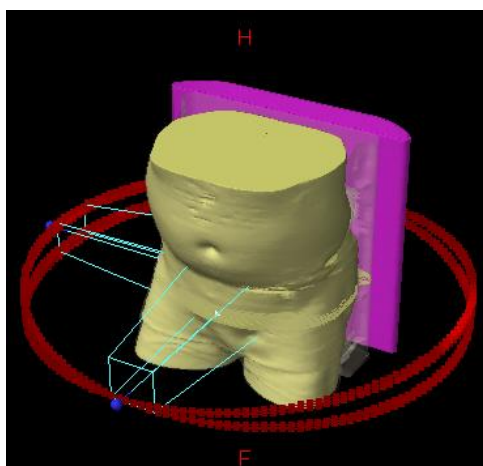
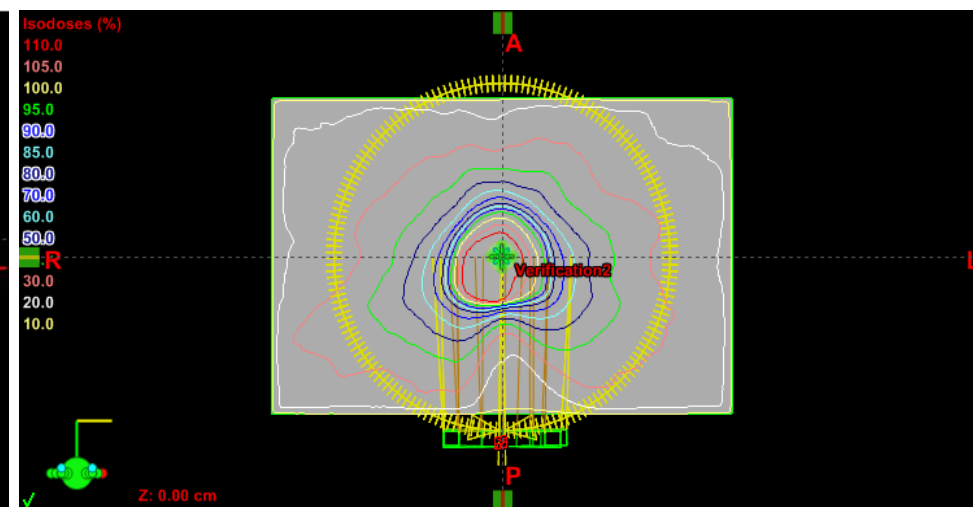
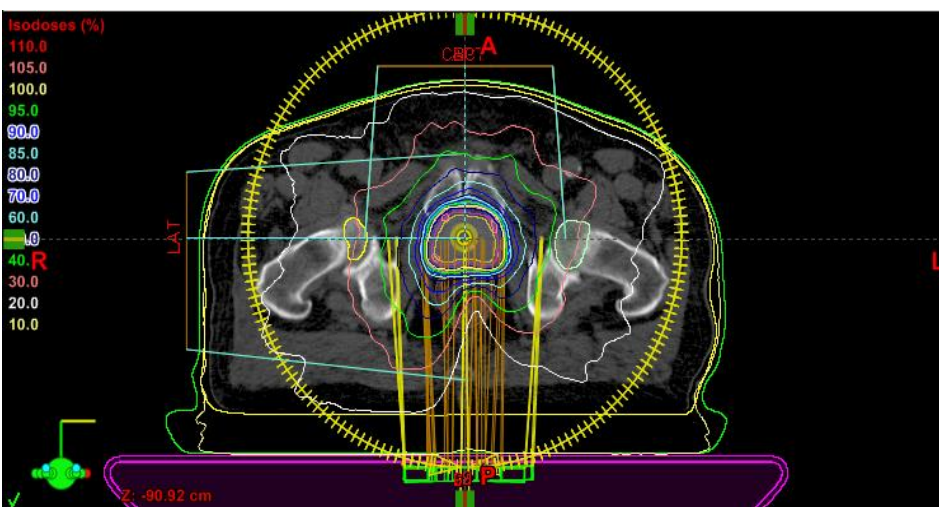
Eclipse Photon and Electron Reference Guide:

„Aby **ulepszyć wyniki optymalizacji**, można posłużyć się obliczeniami dawki pośredniej [intermediate dose] **w czasie optymalizacji VMAT**. Jest to użyteczne zwłaszcza przy targetach w niejednorodnościach – płuca. Dawka pośrednia jest obliczana za pomocą tego samego algorytmu co dawka finalna. Po uruchomieniu optymalizacji program sam obliczy tę dawkę i na jej podstawie będzie kontynuował dalszą optymalizację. Odpowiednio zostaną też poprawione sekwencje listków. W efekcie, histogramy dla optymalizatora i po obliczeniach finalnych będą bardziej zbliżone.”

RayStation 5 A guide to optimization in RayStation:

„Dawka pośrednia – [intermediate dose] jest możliwym zaznaczenie obliczeń dawki pośredniej za pomocą algorytmu konwersji w punkty kontrolne przed startem optymalizacji. Ta dokładna dawka będzie dawką odniesienia w czasie optymalizacji. Jest to dobry sposób, gdy algorytm konwersji tworzy punkty kontrolne, które nie będą bardzo różniły się od punktów kontrolnych z ostatecznego obliczenia [dawki finalnej]. Jest **zalecanie użycie** dawki pośredniej **dla S&S**, ale **nie dla VMAT**, bo w tej technice zwykle punkty kontrolne w czasie optymalizacji są bardzo odmienne od tych po segmentacji i czas na obliczenie dawki pośredniej jest zmarnowany. Dla VMAT lepiej jest rozpocząć optymalizację od nowa.”

QA

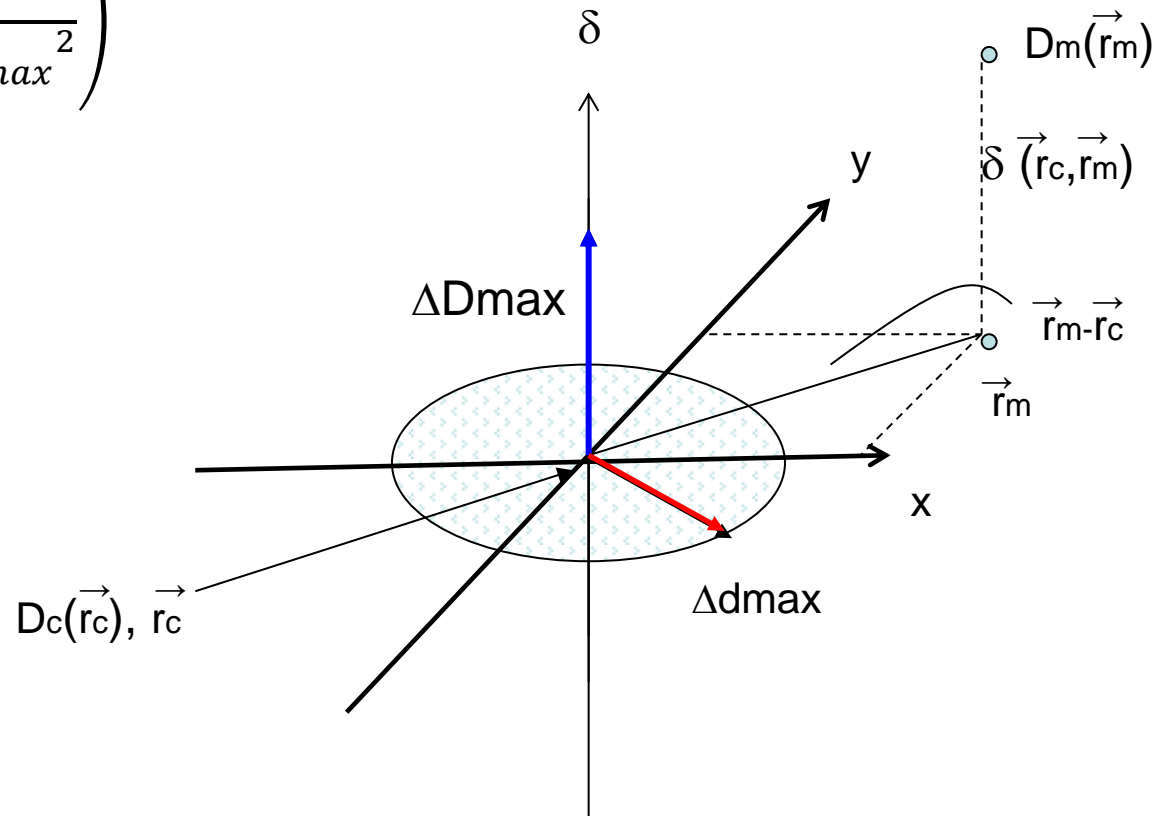


Dzięki uprzejmości B. Bekman i A. Grządziel

QA

$$\gamma = \min \left(\sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta d^2}{\Delta d_{\max}^2}} \right)$$

- ΔD_{\max} jest maksymalną akceptowalną różnicą pomiędzy dawką zmierzona i obliczona
- Δd_{\max} jest przyjętym kryterium tzw. wielkości DTA (ang. Distance-To-Agreement). Termin oznacza maksymalną akceptowaną odległość pomiędzy punktem, w którym obliczona dawka ma pewną przyjętą wartość a najbliższym punktem, w którym dawka zmierzona ma taką samą wartość.
- ΔD jest różnicą pomiędzy dawką zmierzona i obliczona w każdym pojedynczym punkcie próbkowania
- Δd jest stwierdzoną odległością między punktami na mapie fluencji obliczonej i zmierzonej pod warunkiem, że dawka obliczona i zmierzona wykazują tę samą wartość



QA

PTW 2D-Array + Octavius

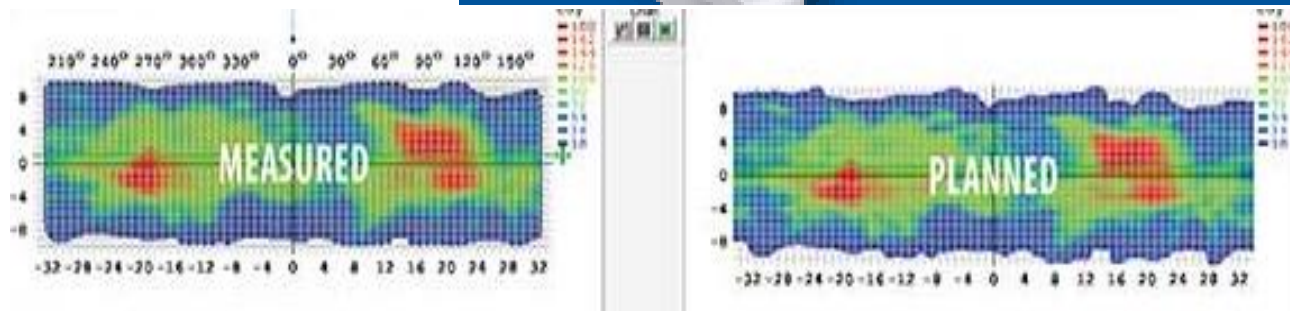
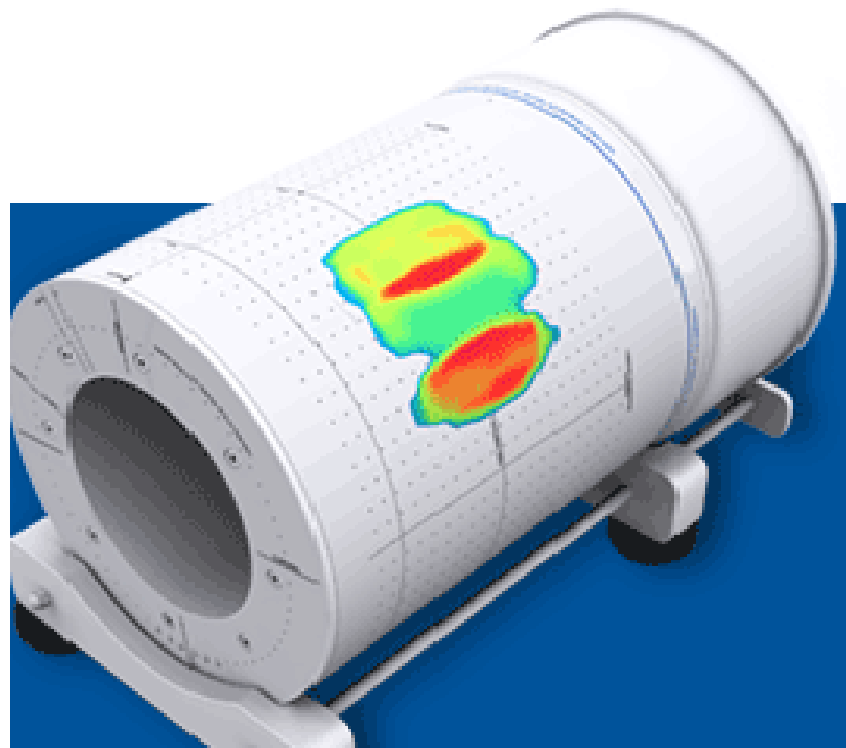
.



Dzięki uprzejmości B. Bekman i A. Grządziel

QA

ArcCHECK – 1386 detektorów
nawiniętych spiralnie na walec,
maksymalne pole 21 cm x 64 cm.



Dziękuję za uwagę.