Inštitut "Jožef Stefan"

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za matematiko in fiziko

Matej Batič

Določanje položaja radioaktivnega izvira med obsevanjem tumorja v brahiterapiji s pomočjo Angerjeve kamere

ZAGOVOR DOKTORATA

MENTOR: doc. dr. Igor Mandić
SOMENTOR: izred. prof. dr. Vladimir Cindro

18. maj 2010

Kazalo

Brahiterapija

Opis naprave
- zaslonka
- detektorski modul
- sistem za zajemanje podatkov

Rekonstrukcija položaja izvira
- rekonstrukcija položaja
- metoda iskanja vrha

Meritve s terapevtskim izvirom na Onkološkem inštitutu v Ljubljani
- poravnava detektorjev in zaslonk
- meritve z izvirom v zraku
- meritve z izvirom v fantomu

Simulacija s sistemom Geant4

Zaključek

Brahiterapija

· je vrsta obsevanja z ionizirajočimi žarki,
kjer je vir sevanja znotraj oziroma zraven rakastega tkiva

· zaradi $1/r^2$ odvisnosti je prejeta doza sevanja v obolelem tkivu velika,
v okoliških zdravih tkivih pa majhna

Brahiterapija

· je vrsta obsevanja z ionizirajočimi žarki,
kjer je vir sevanja znotraj oziroma zraven rakastega tkiva

· zaradi $1/r^2$ odvisnosti je prejeta doza sevanja v obolelem tkivu velika,
v okoliških zdravih tkivih pa majhna

· delimo glede na čas obsevanja, postavitev izvira sevanja, hitrost pretoka doze, ...

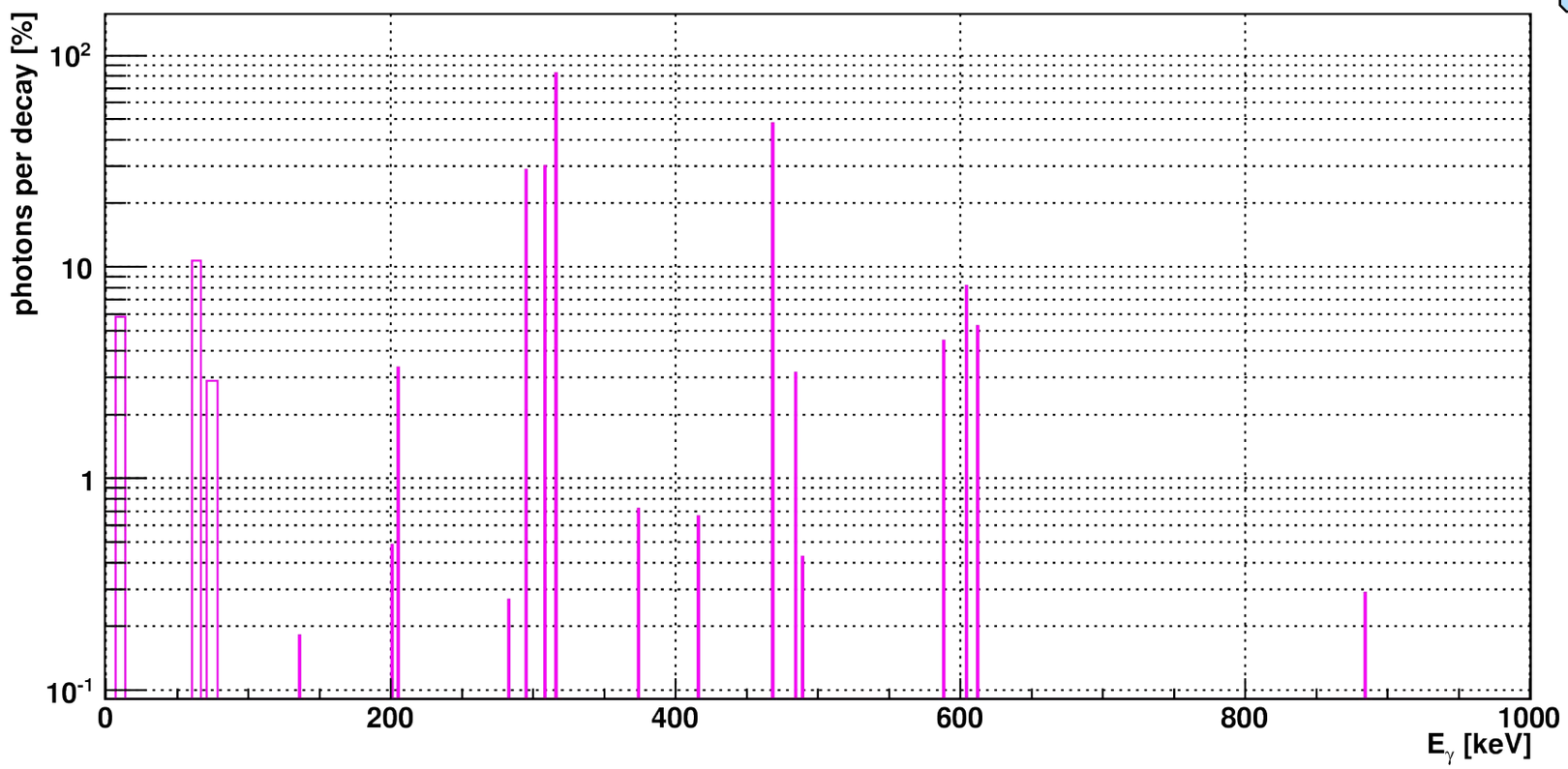
Brahiterapija

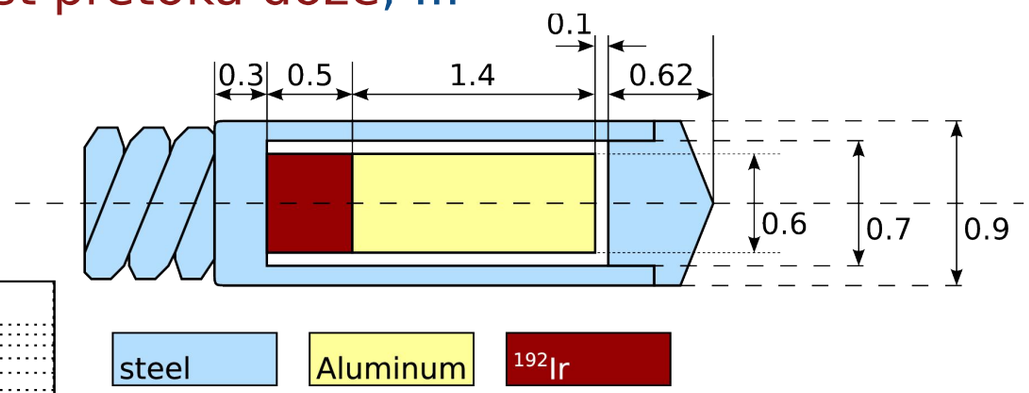
· je vrsta obsevanja z ionizirajočimi žarki,
kjer je vir sevanja znotraj oziroma zraven rakastega tkiva

· zaradi $1/r^2$ odvisnosti je prejeta doza sevanja v obolelem tkivu velika,
v okoliških zdravih tkivih pa majhna

· delimo glede na čas obsevanja, način obsevanja, hitrost pretoka doze, ...

· visokodozna brahiterapija
navadno ^{192}Ir izvir aktivnosti 1-10 Ci
(1 Ci GammaMed Plus PDR ^{192}Ir izvir)

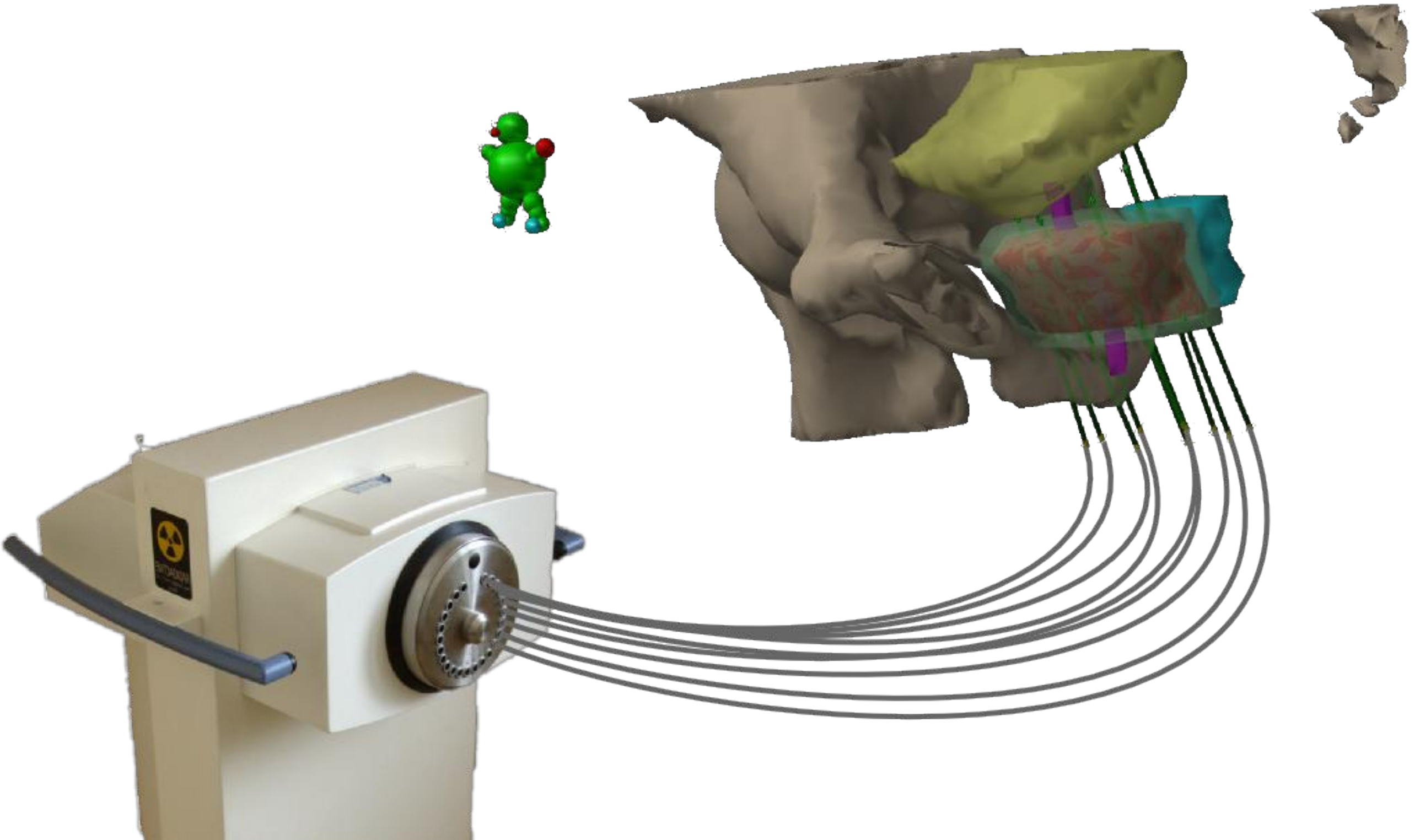




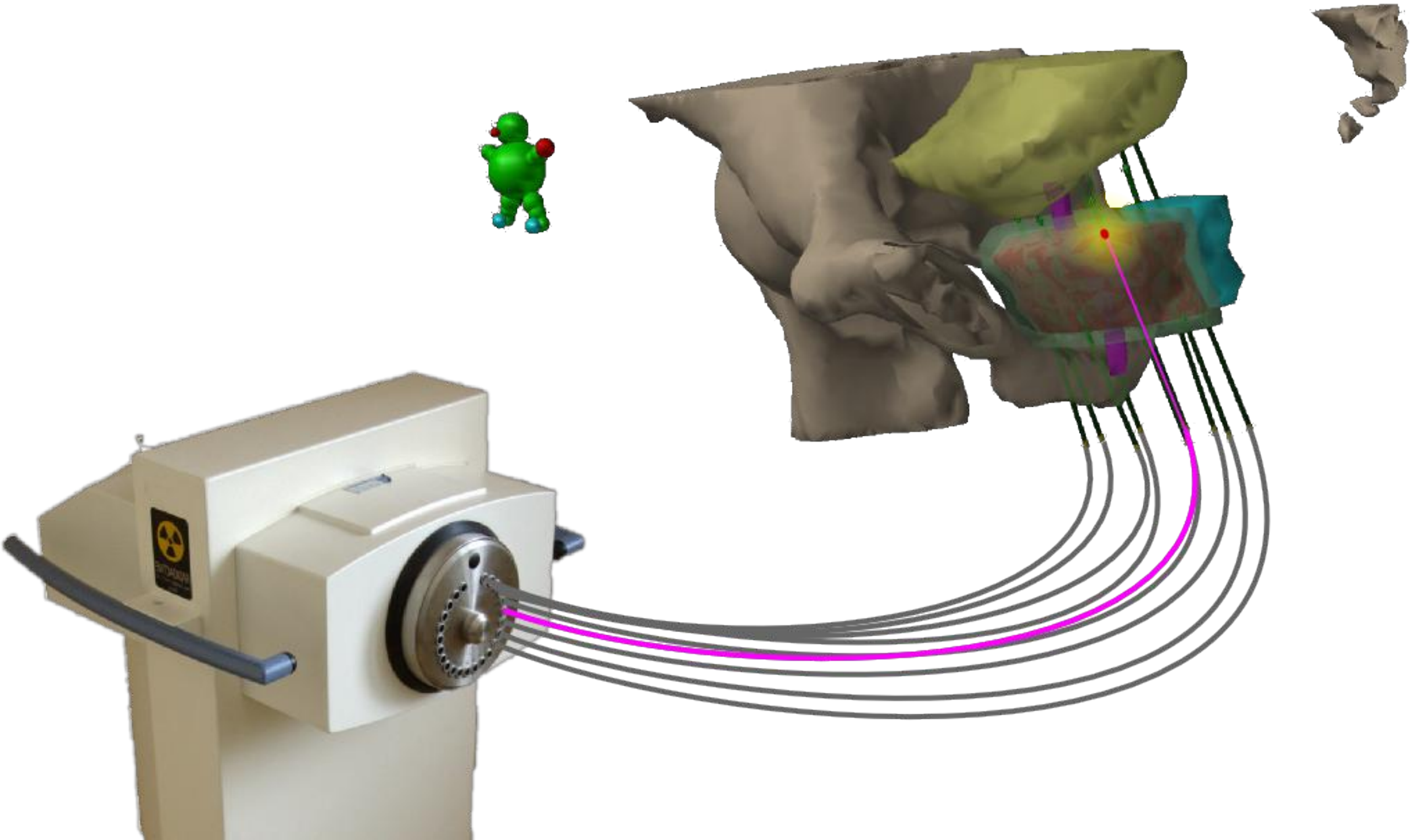
Brahiterapija

Brahiterapija

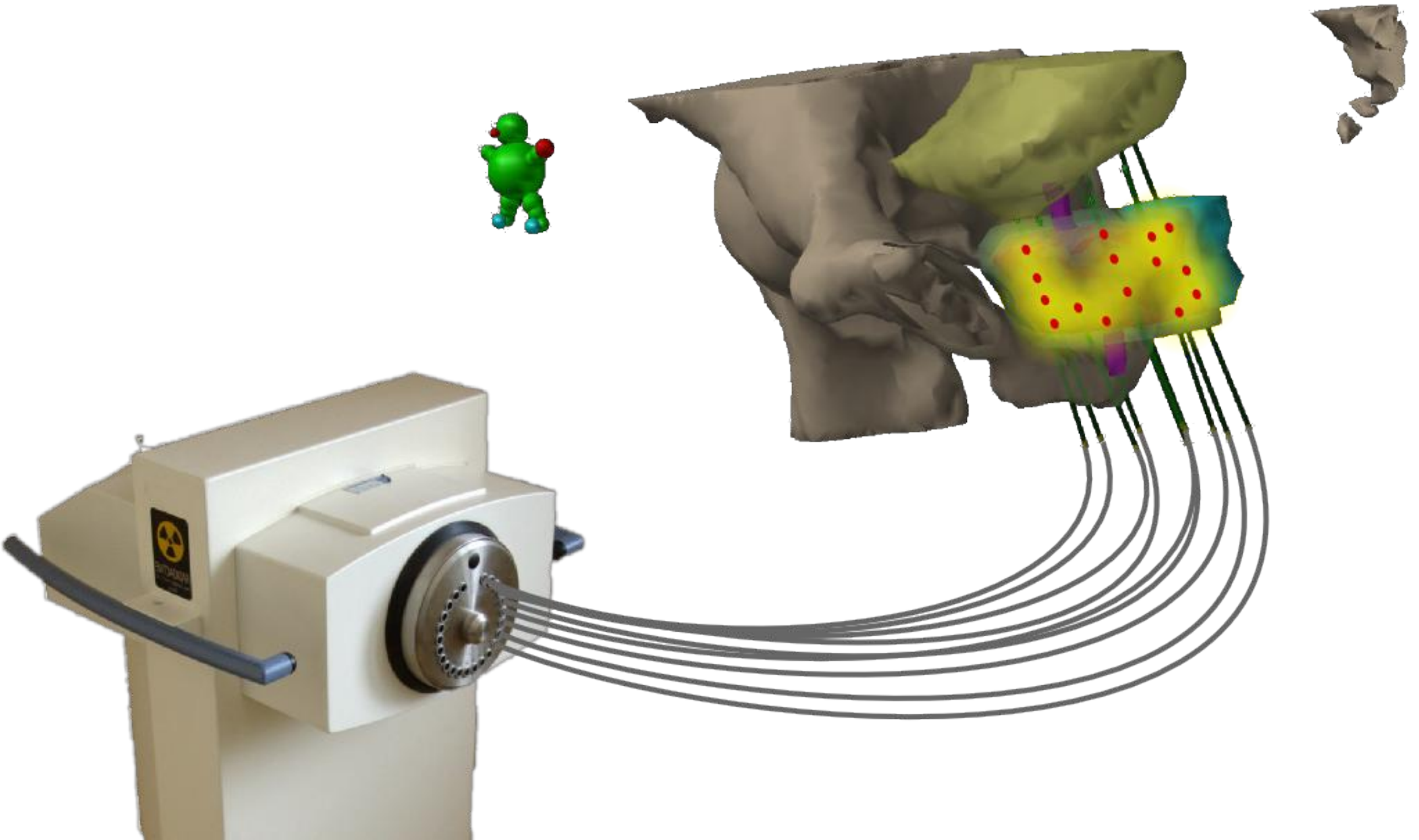
Brahiterapija



Brahiterapija

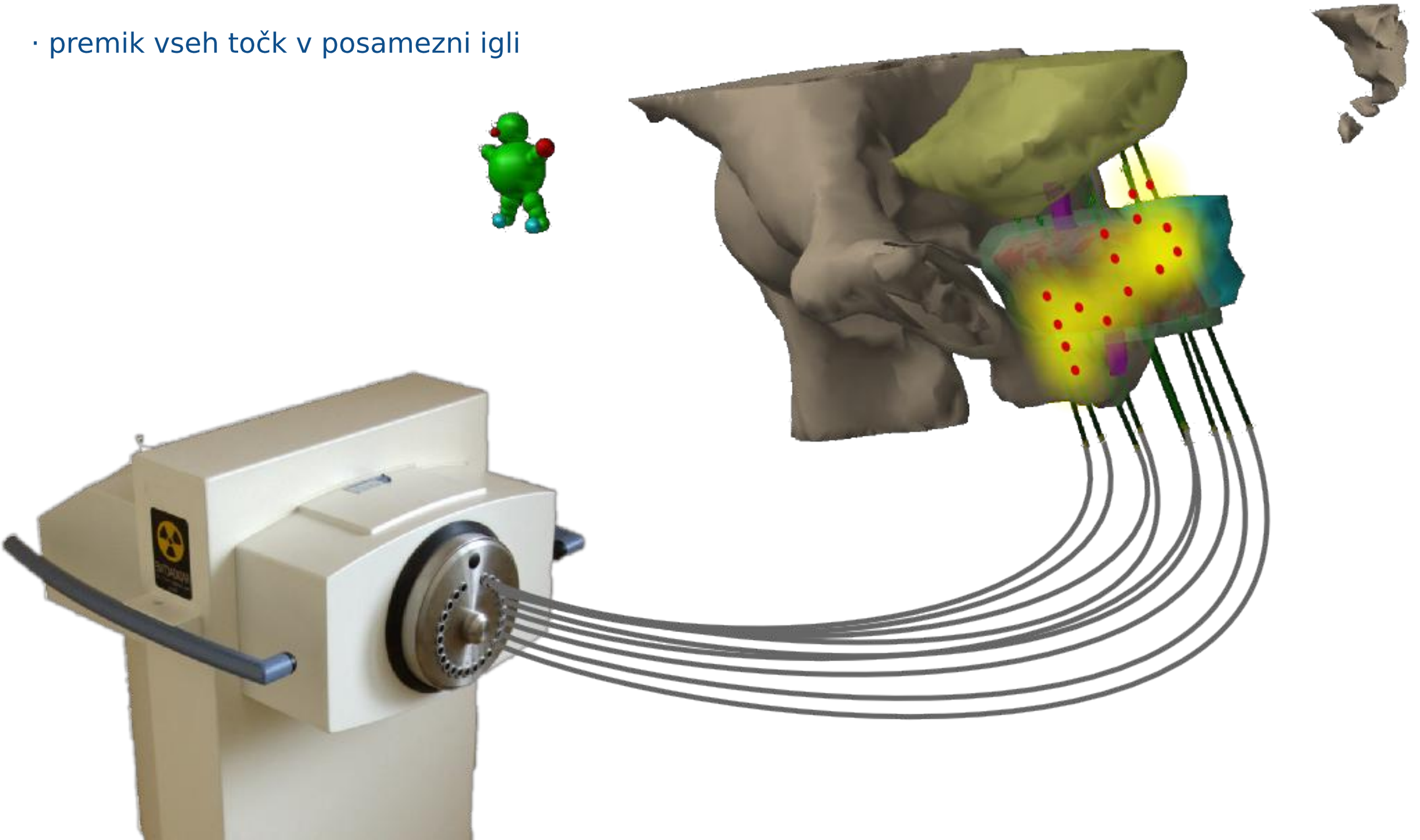


Brahiterapija



Brahiterapija – primeri napak

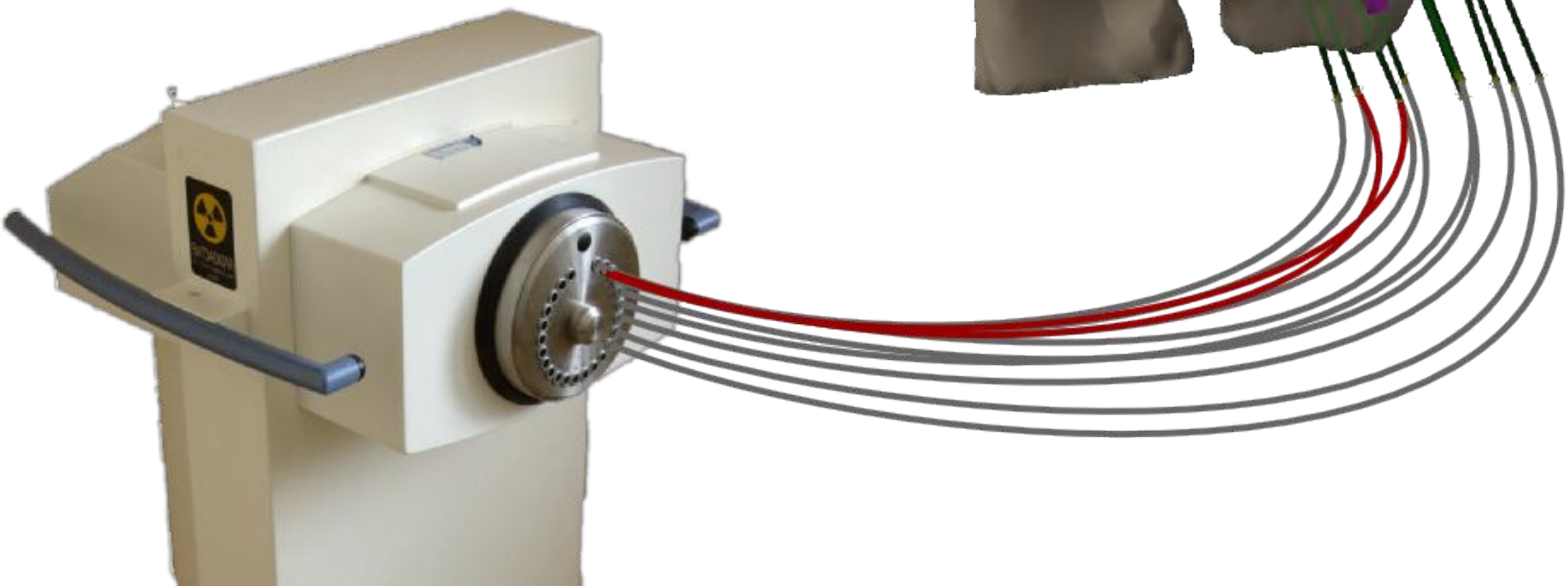
· premik vseh točk v posamezni igli



Brahiterapija – primeri napak

· premik vseh točk v posamezni igli

· napačna povezava med napravo za naknadno polnjenje in iglami



Brahiterapija – primeri napak

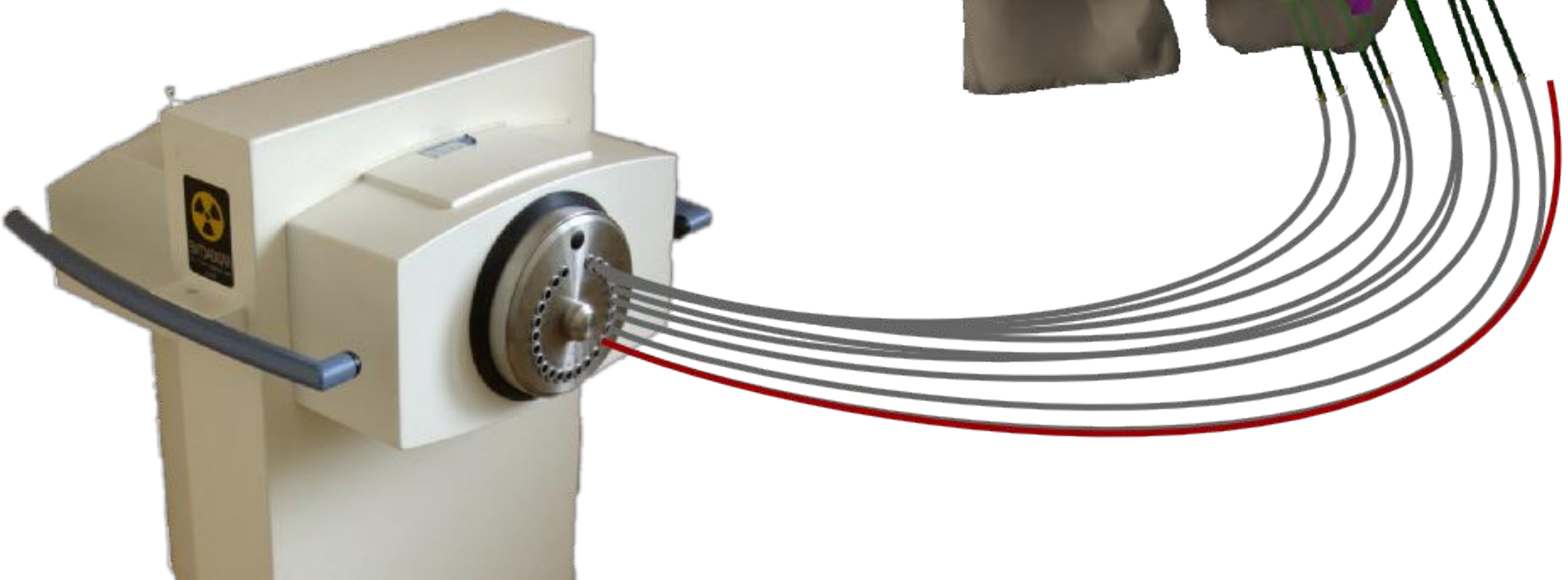
· premik vseh točk v posamezni igli

· napačna povezava med napravo za naknadno polnjenje in iglami

· odpet kabel

· premik igle med obsevanjem

· itd.



Brahiterapija – primeri napak

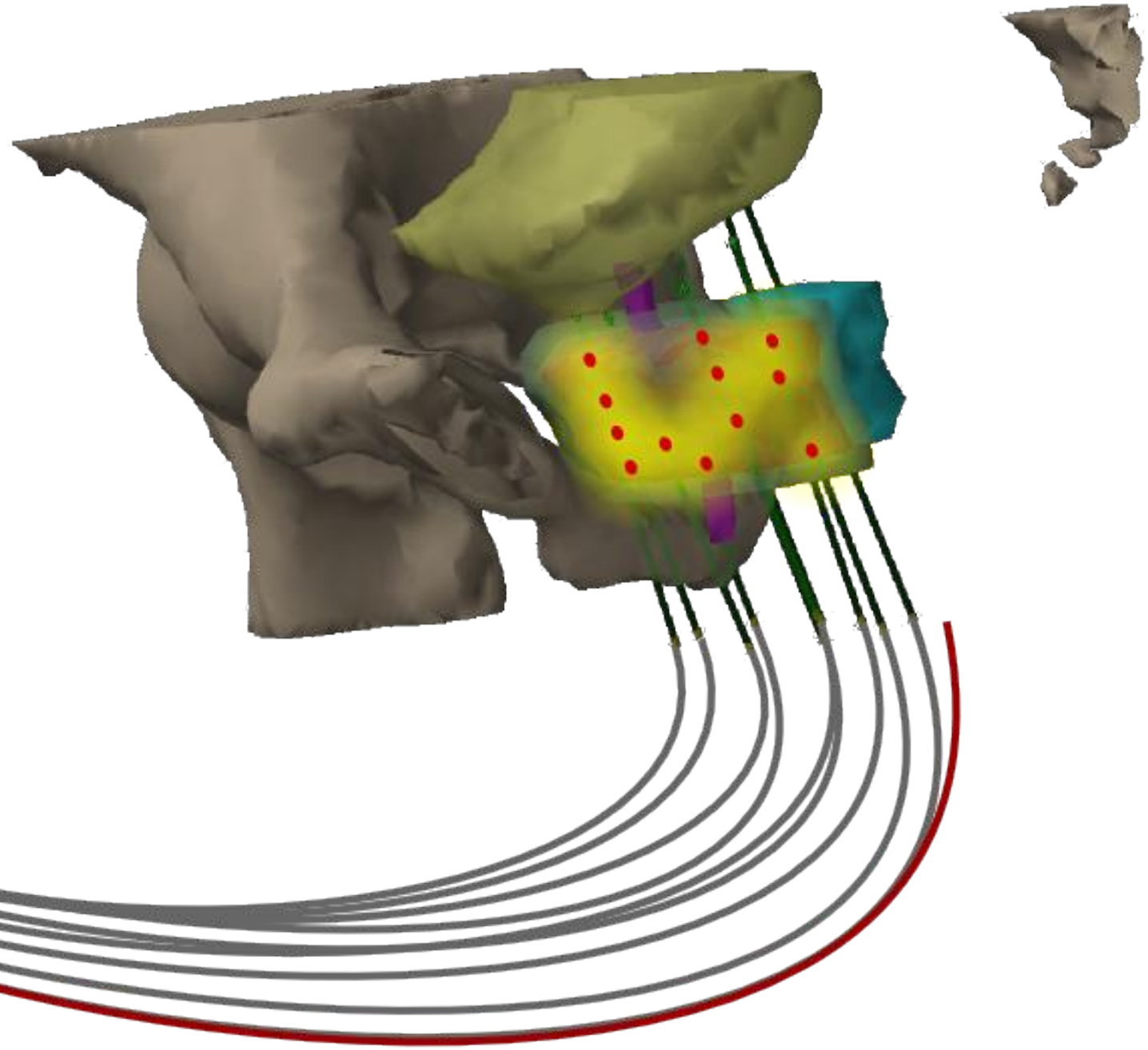
· premik vseh točk v posamezni igli

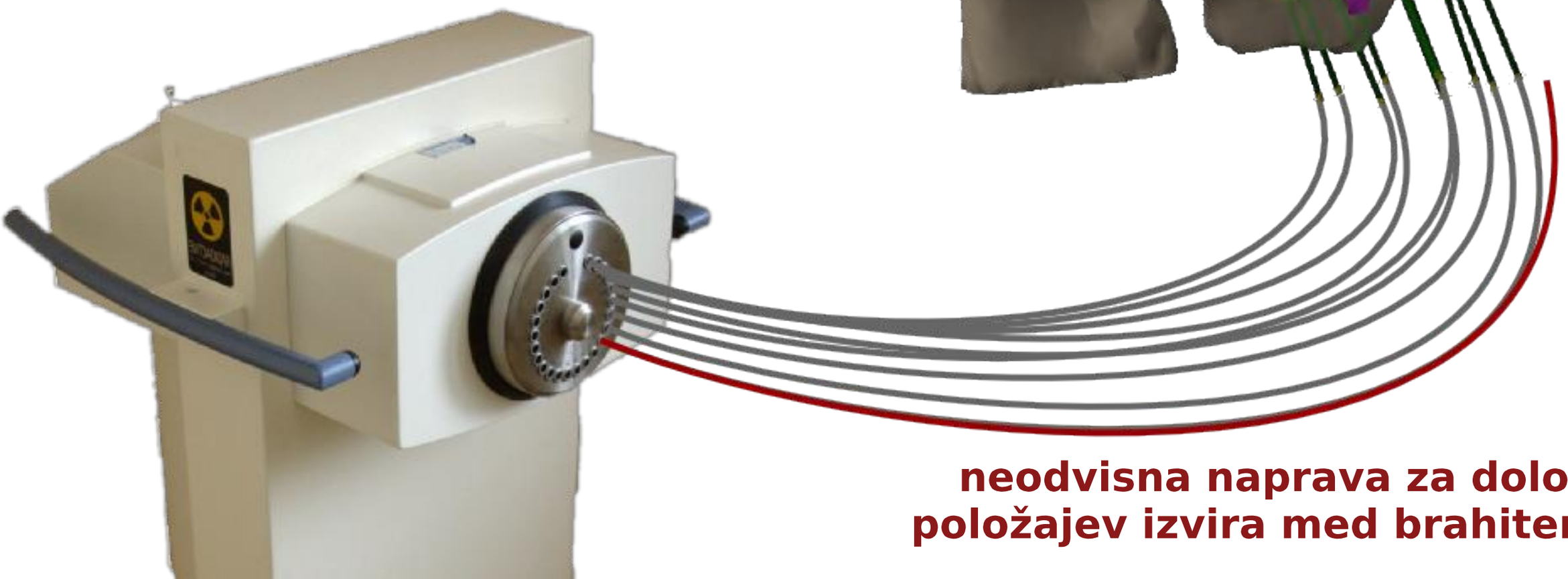
· napačna povezava med napravo za naknadno polnjenje in iglami

· odpet kabel

· premik igle med obsevanjem

· itd.





neodvisna naprava za določanje položajev izvira med brahiterapijo

Sistem za določanje položaja izvira med brahiterapijo

Cilji:
· zaznati večje odmike od načrtovanega plana
· določiti položaj izvira v eni sekundi
· v velikem vidnem polju (20×20×20 cm^3)
· stran od pacienta (40 cm)

Sistem za določanje položaja izvira med brahiterapijo

Cilji:
· zaznati večje odmike od načrtovanega plana
· določiti položaj izvira v eni sekundi
· v velikem vidnem polju (20×20×20 cm^3)
· stran od pacienta (40 cm)

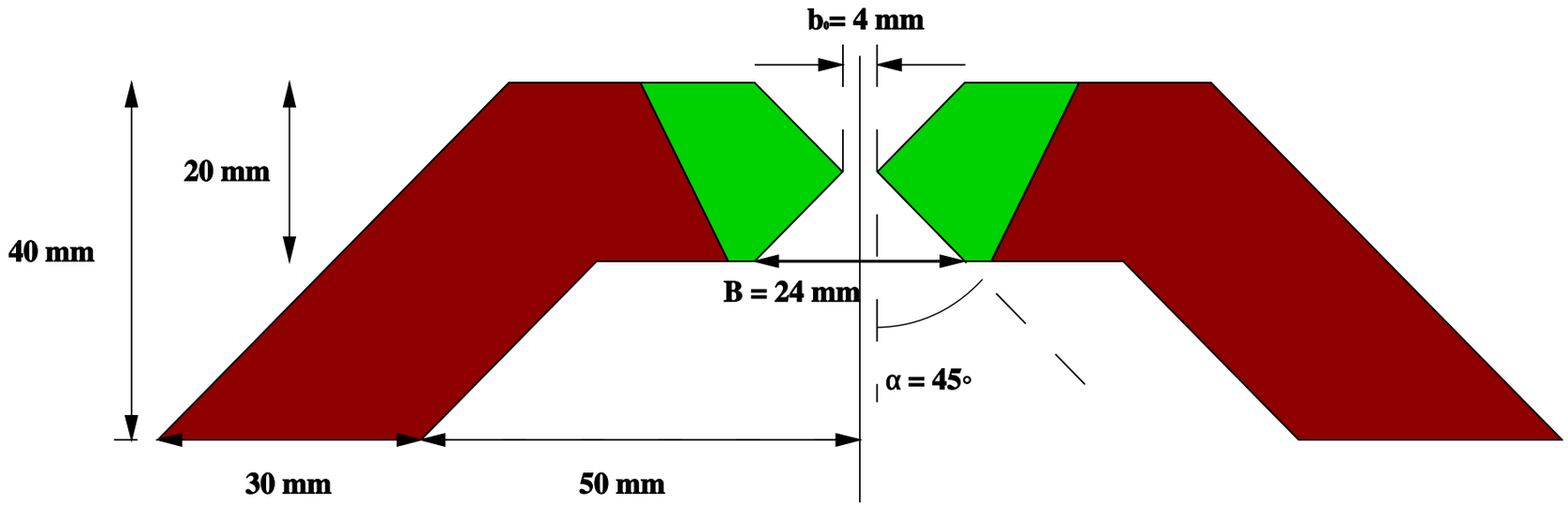
Samopreslikava izvira preko zaslonk na detektorje

Silicijevi blaziničasti detektorji kot tipala za sliko izvira ter dva svinčena ščita s konično odprtino za zaslonko

Zaslonka

Pogoji za zaslonko:
· dovolj velika odprtina za dovolj velik izkoristek
· konična odprtina za dovolj veliko vidno polje (20×20×20 cm^3, 40 cm stran od zaslonke)
· dobra resolucija preslikave

Zaslonka

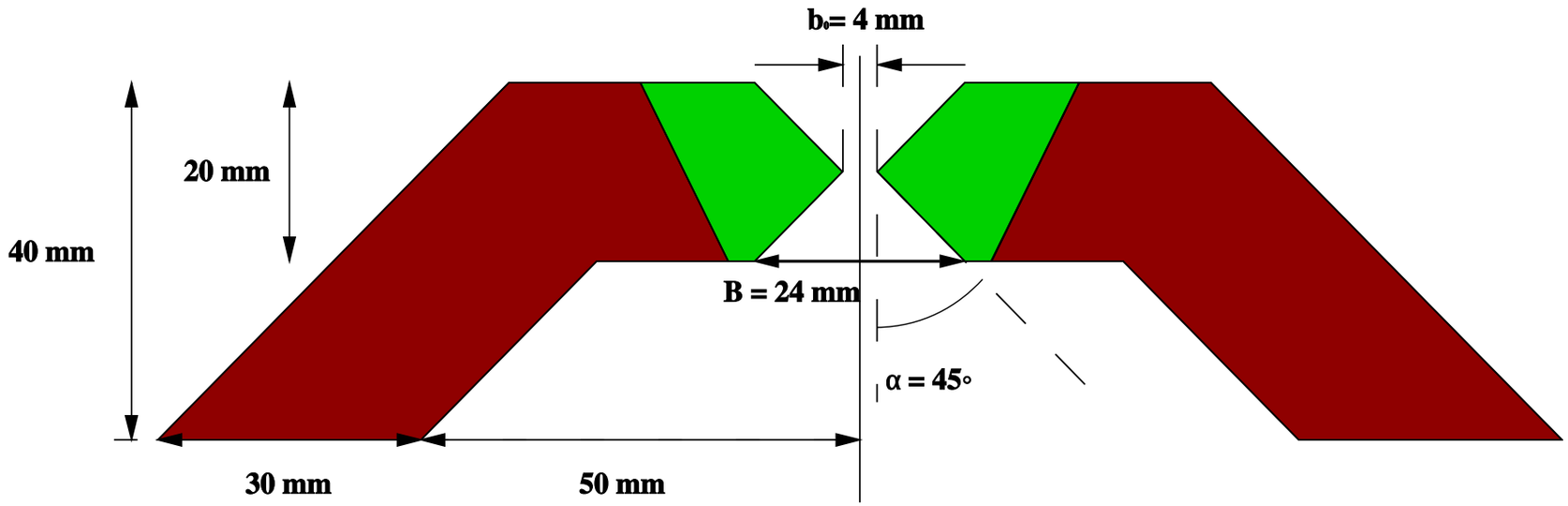


Pogoji za zaslonko:
· dovolj velika odprtina za dovolj velik izkoristek
· konična odprtina za dovolj veliko vidno polje (20×20×20 cm^3, 40 cm stran od zaslonke)
· dobra resolucija preslikave

Ščit:
· svinec debeline 20 mm zaustavi
  >99.5% fotonov iz ^{192}Ir izvira

Odprtina:
· koničasta odprtina velikosti
  b_0 = 4 mm in kotom α = 45°

Zaslonka

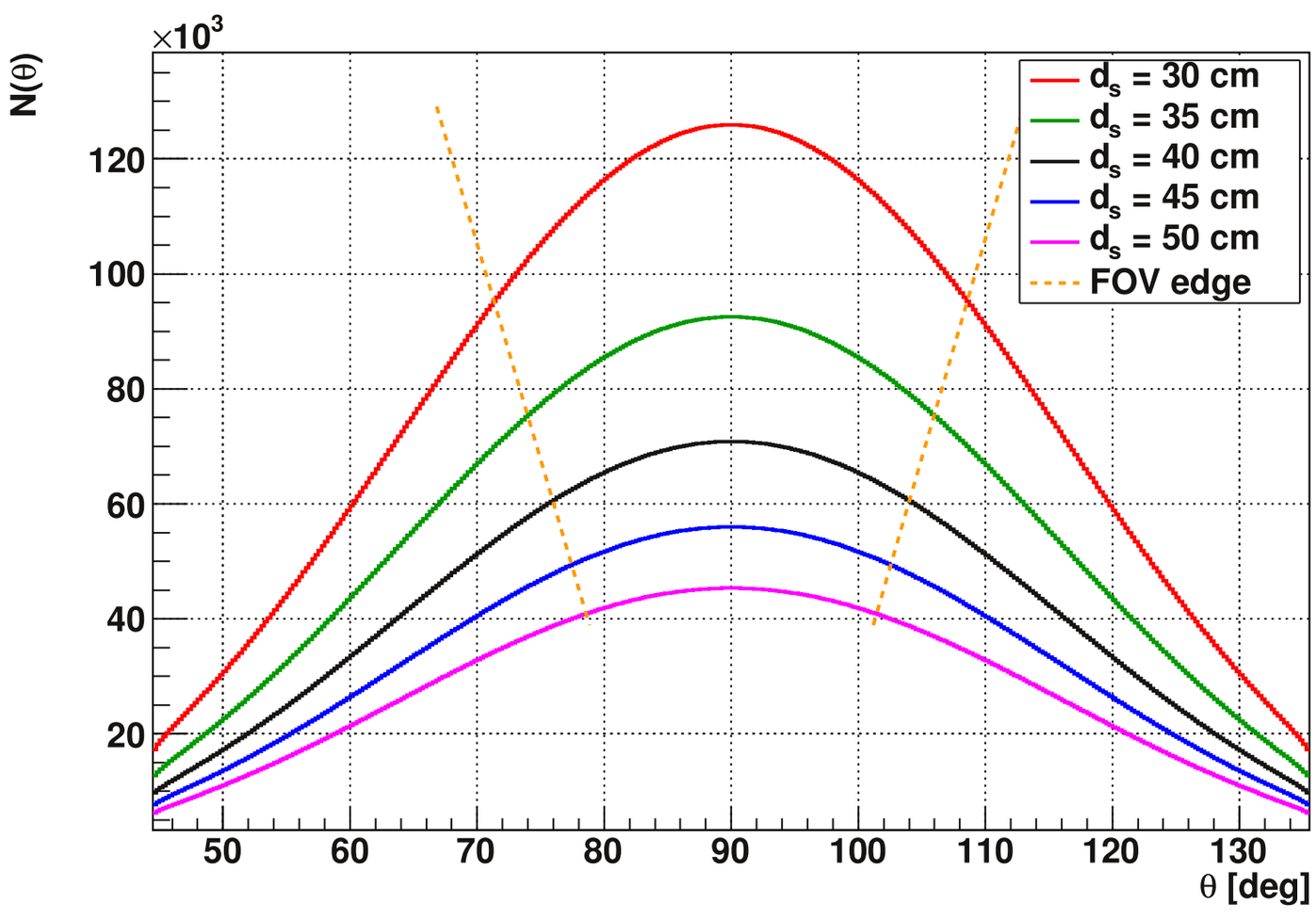


Pogoji za zaslonko:
· dovolj velika odprtina za dovolj velik izkoristek
· konična odprtina za dovolj veliko vidno polje (20×20×20 cm^3, 40 cm stran od zaslonke)
· dobra resolucija preslikave

Ščit:
· svinec debeline 20 mm zaustavi >99.5% fotonov iz ^{192}Ir izvira

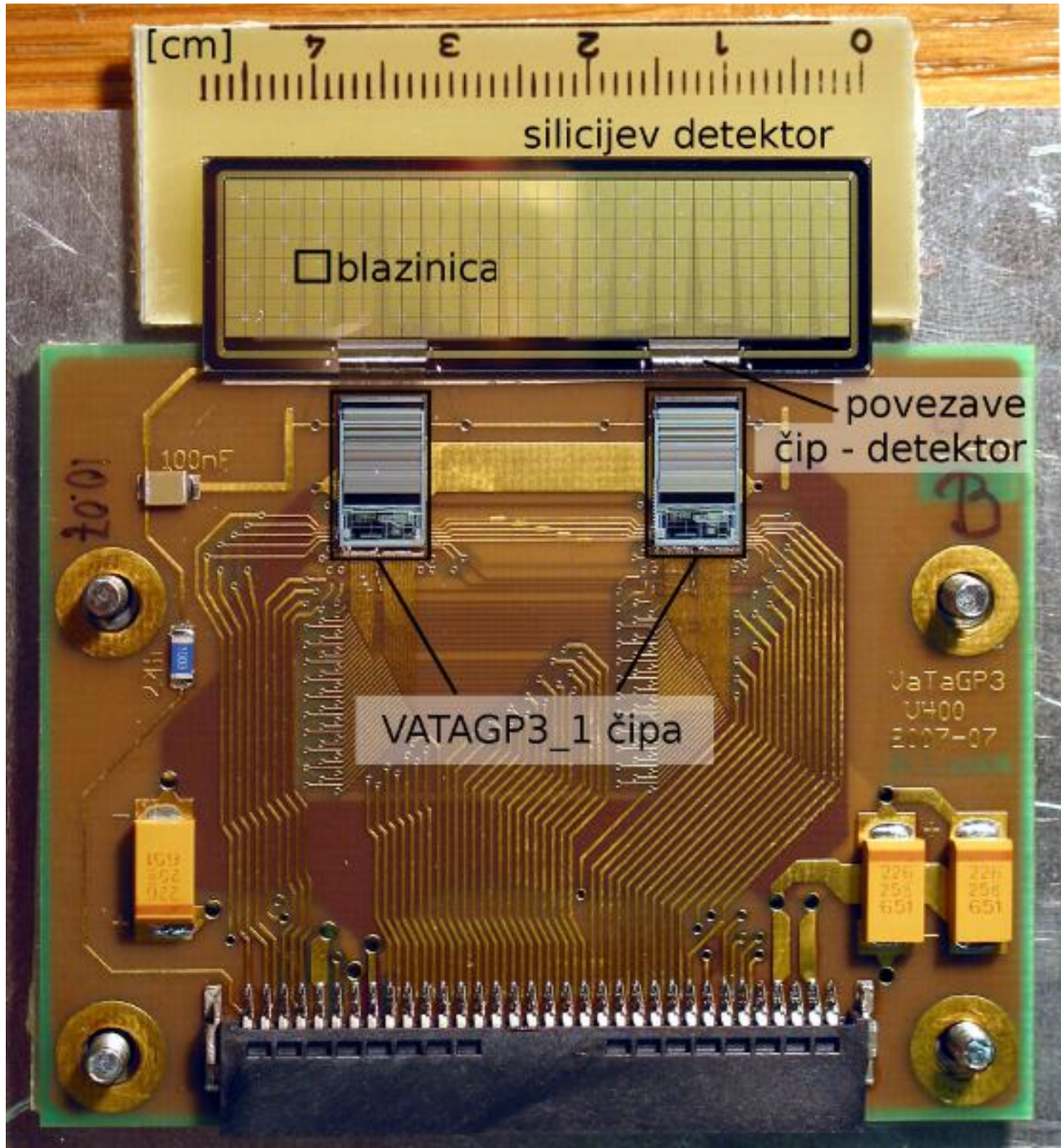
Odprtina:
· koničasta odprtina velikosti b_0 = 4 mm in kotom α = 45°

Pričakovano število dogodkov za 1 sekundo 1 Ci ^{192}Ir izvira približno 40 cm stran od zaslonke.



Detektorski modul

Silicijevi detektorji:
· 32×8 blazinic velikosti 1.4×1.4 cm^2
  in debeline 1 mm
· dvojna kovinska plast
· delovna zaporna napetost 130 V
· temni tok 1 nA na blazinico

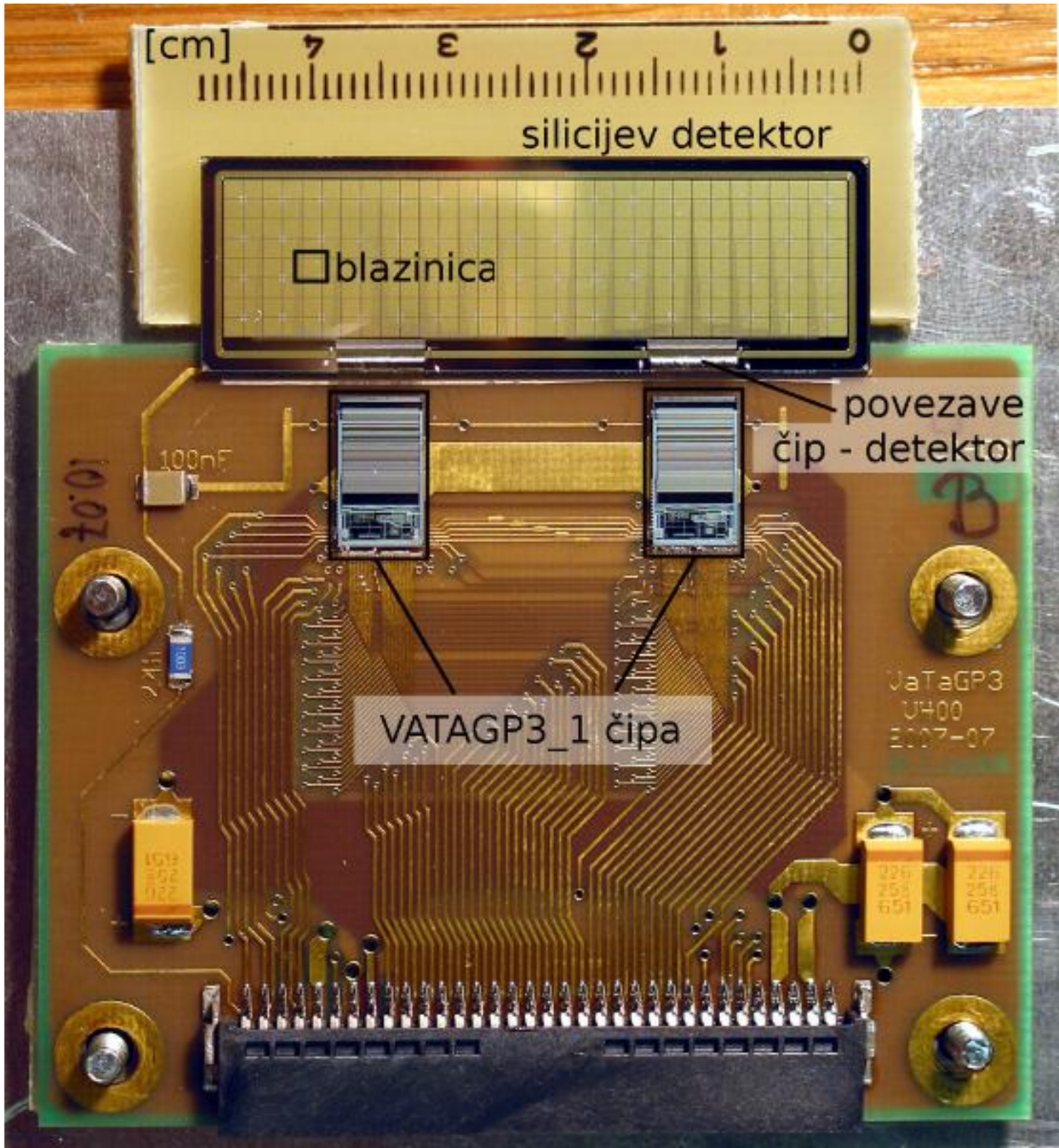


Detektorski modul

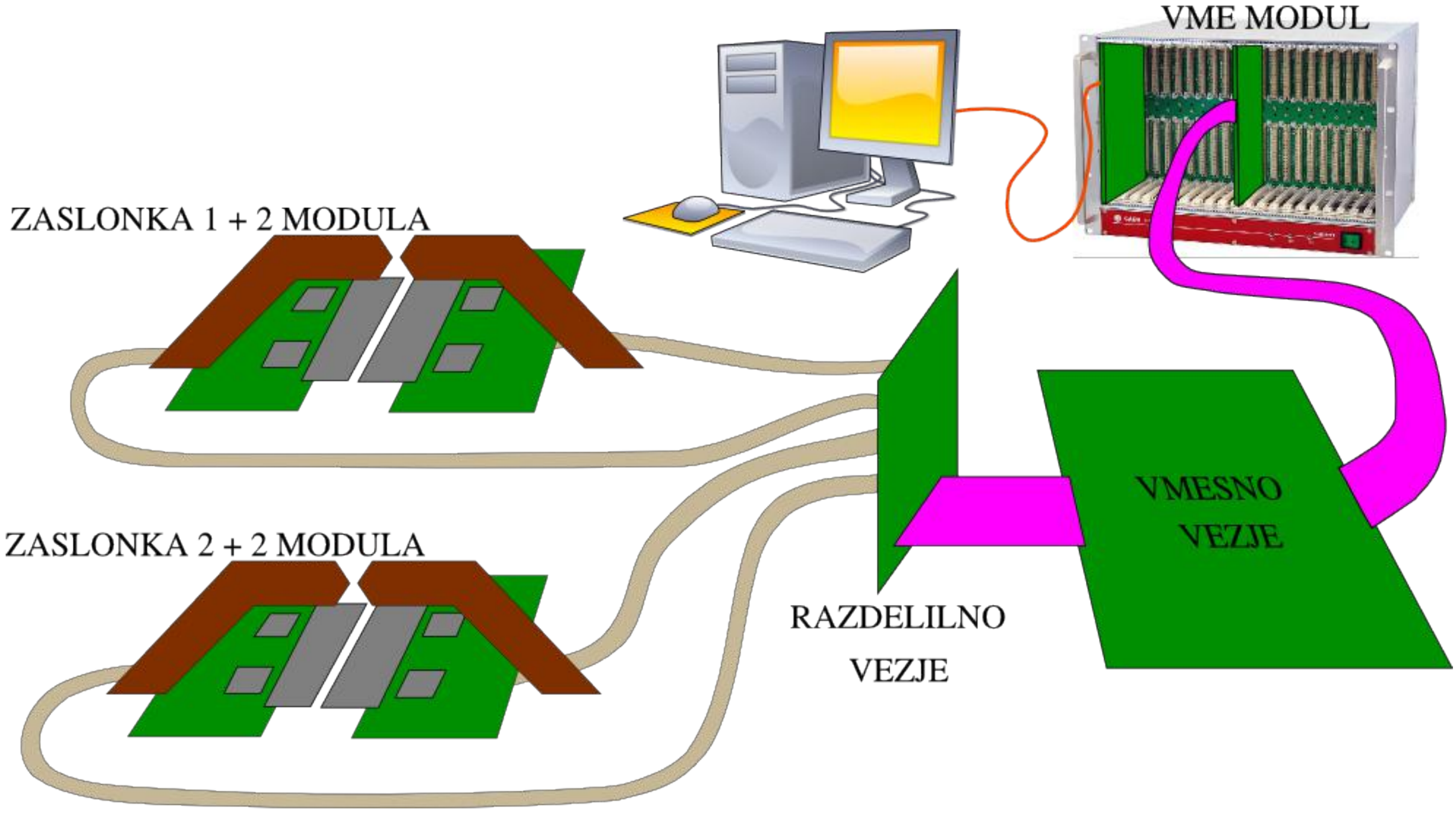
Silicijevi detektorji:
· 32×8 blazinic velikosti 1.4×1.4 cm^2
  in debeline 1 mm
· dvojna kovinska plast
· delovna zaporna napetost 130 V
· temni tok 1 nA na blazinico

VATAGP3_1 čip:
· 128 kanalov
· prožilni del čipa čas oblikovanja 150 ns
· analogni signalni del čipa
  čas oblikovanja 3-5 µs

Bralni način:
· serijski, hitrost branja ~100 s^{-1}
· razstreseni (angl. sparse),
  hitrost branja ~10000 s^{-1}

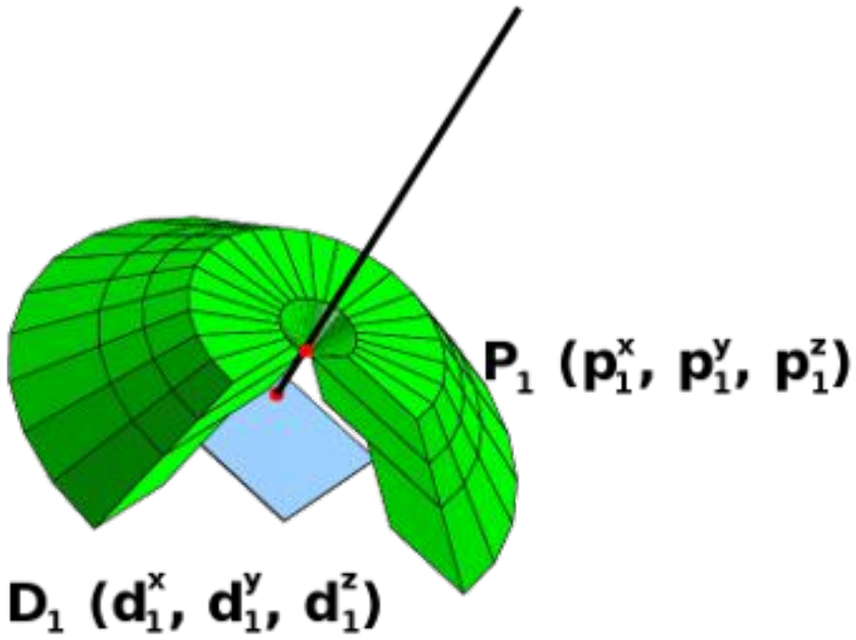


Sistem za zajemanje podatkov



Metode rekonstrukcije

Zaslonka in detektor omogočita rekonstrukcijo premice, na kateri leži izvir sevanja.

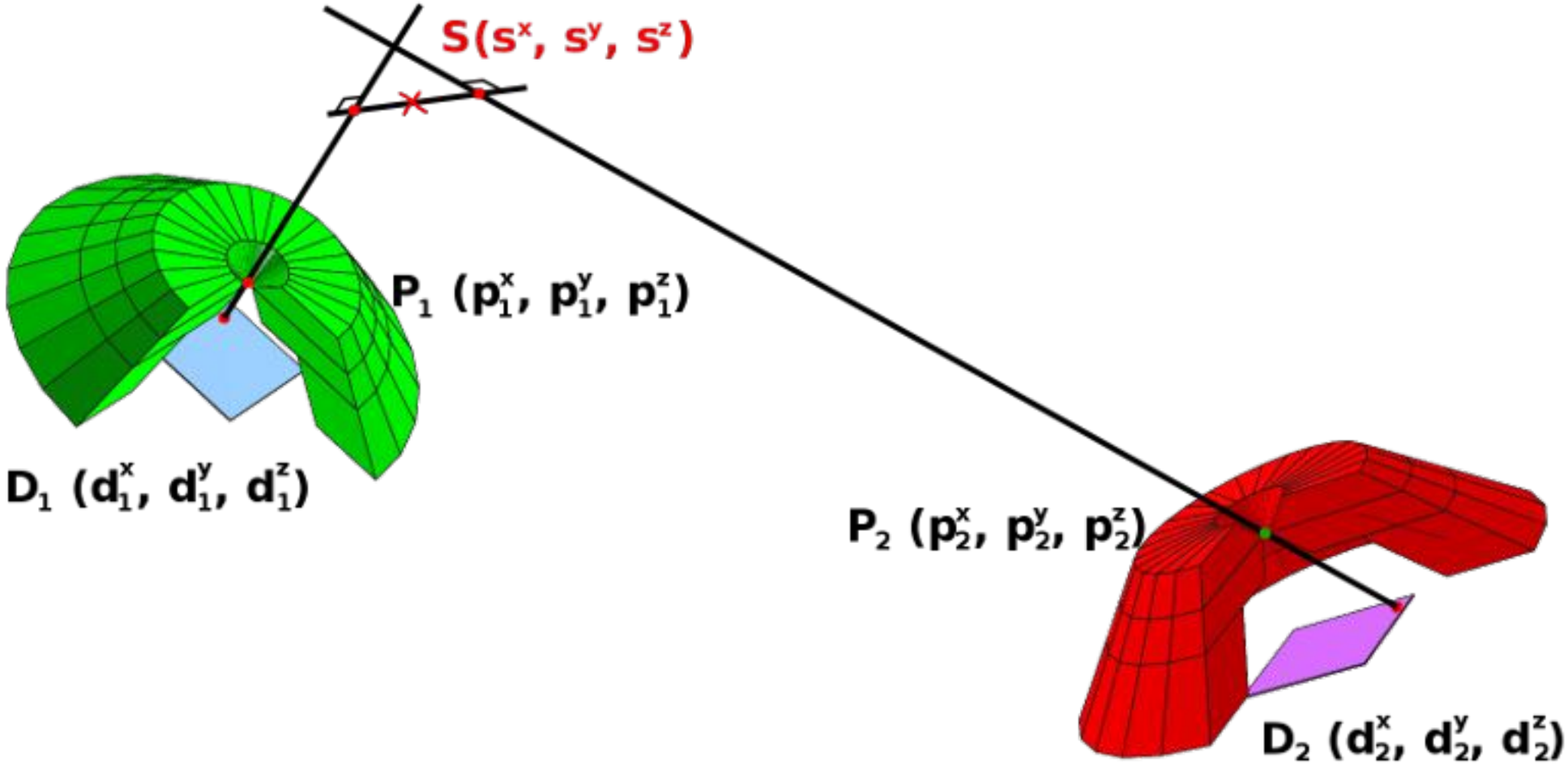


Metode rekonstrukcije

Zaslonka in detektor omogočita rekonstrukcijo premice, na kateri leži izvir sevanja.

Za določitev položaja izvira v prostoru potrebujemo dve zaslonki.

Položaj izvira je točka, najbližje obema premicama, ki povezujeta sliko izvira in zaslonko.



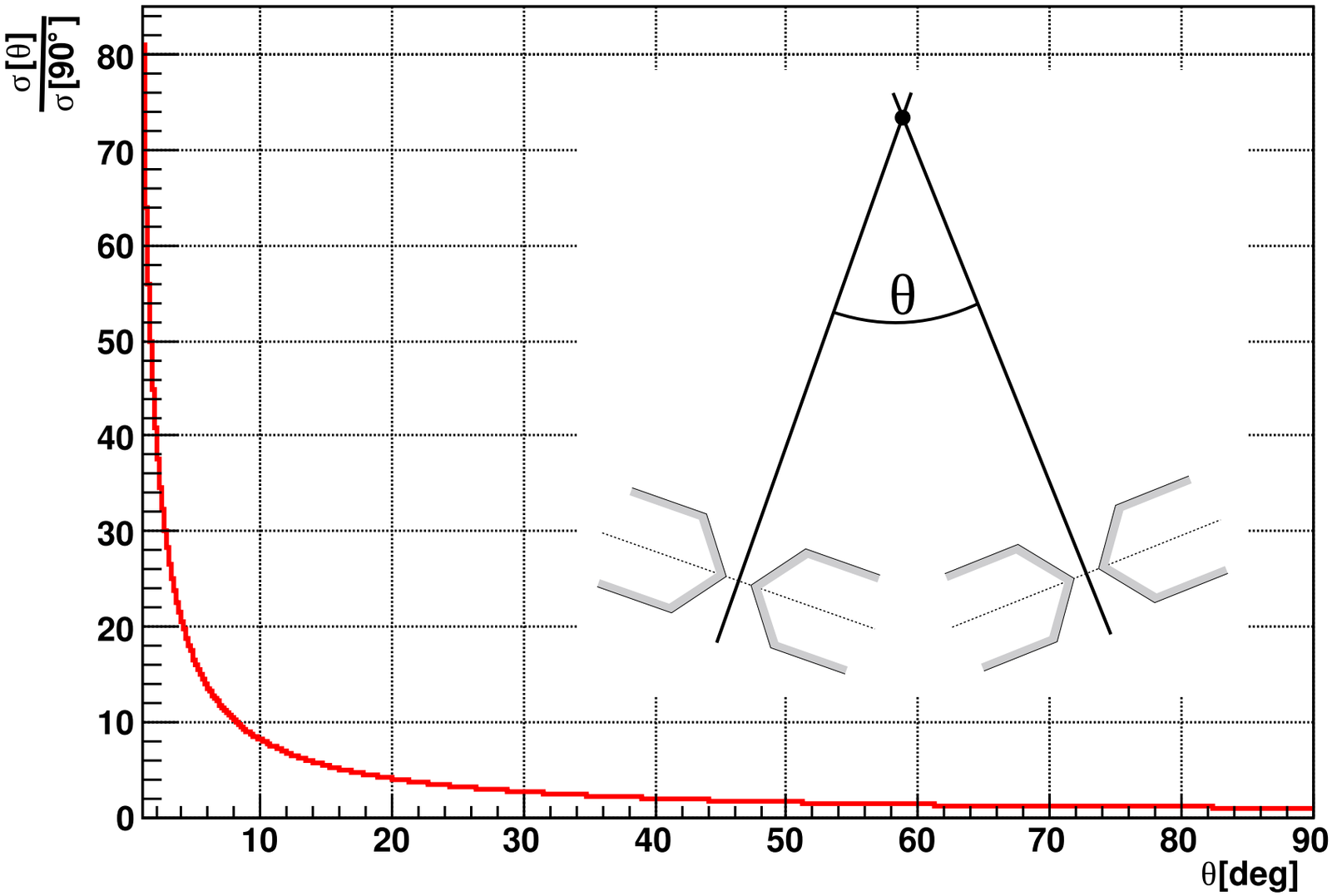
Metode rekonstrukcije

Zaslonka in detektor omogočita rekonstrukcijo premice, na kateri leži izvir sevanja.

Za določitev položaja izvira v prostoru potrebujemo dve zaslonki.

Položaj izvira je točka, najbližje obema premicama, ki povezujeta sliko izvira in zaslonko.

Napaka je najmanjša, če sta zaslonki pravokotno druga na drugo.



v našem sistemu
θ=68°

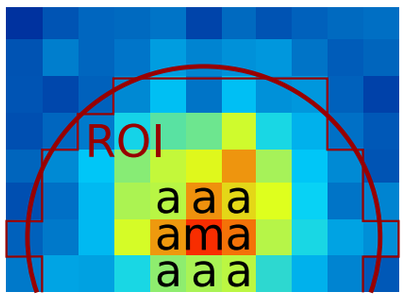
Metode rekonstrukcije

določanje položaja slike izvira na detektorjih

Histogram števila zadetkov predstavlja sliko izvira na detektorjih.

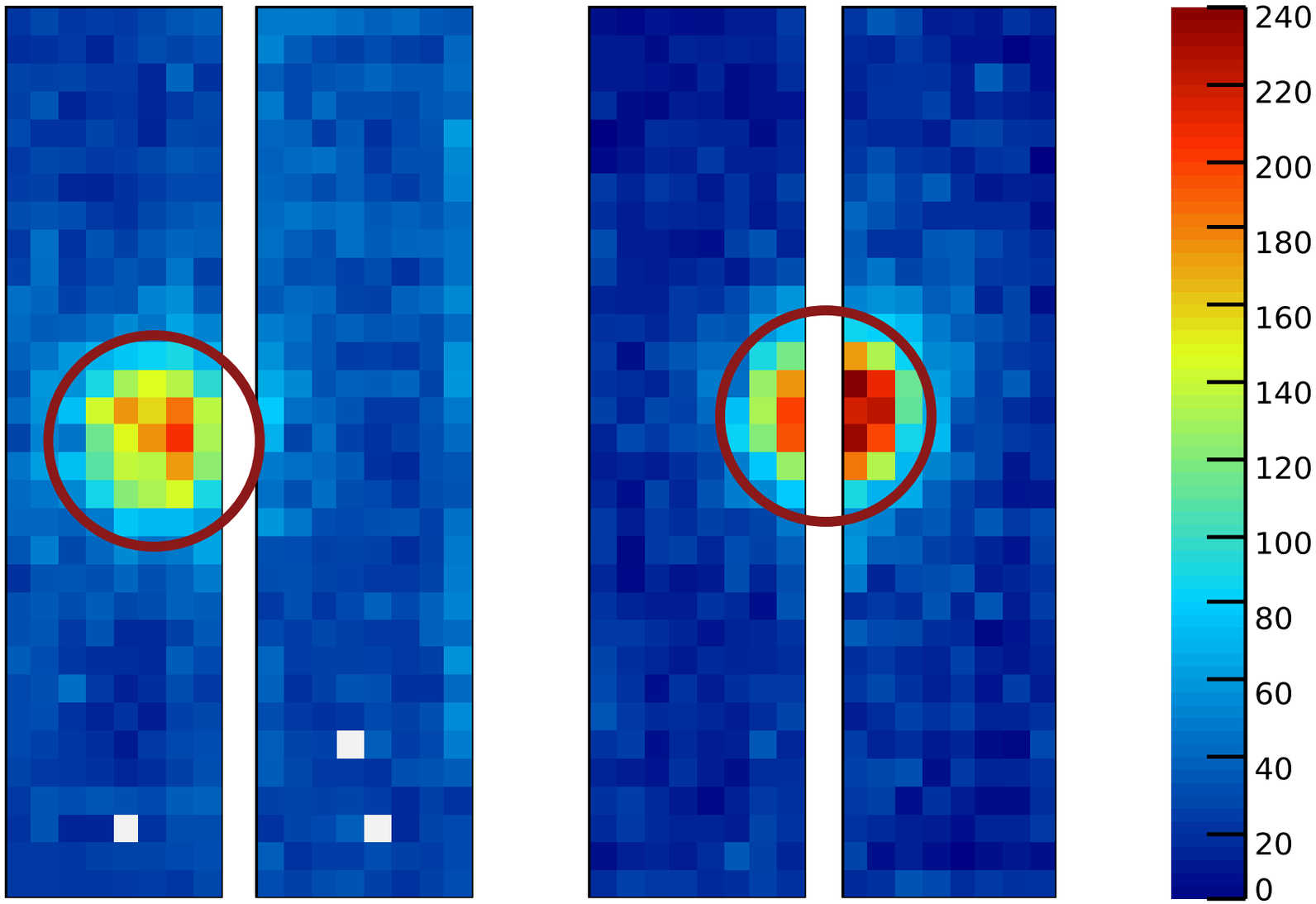
Potek iskanja vrha slike izvira:

- bin z največjim številom zadetkov
- je to zašumljen kanal ali grozd zadetkov?
- področje interesa (ROI)



- za položaj vrha slike izračun težišča področja interesa

$$\vec{D} = \frac{\sum_i (n_i - \langle n_{out} \rangle) \cdot \vec{r}_i}{\sum_i (n_i - \langle n_{out} \rangle)}$$

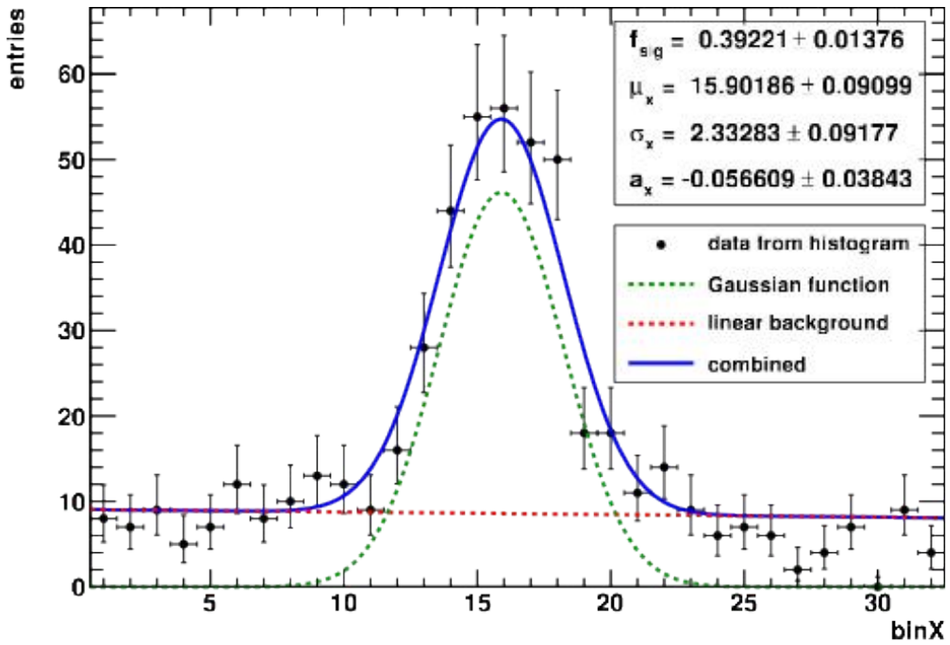


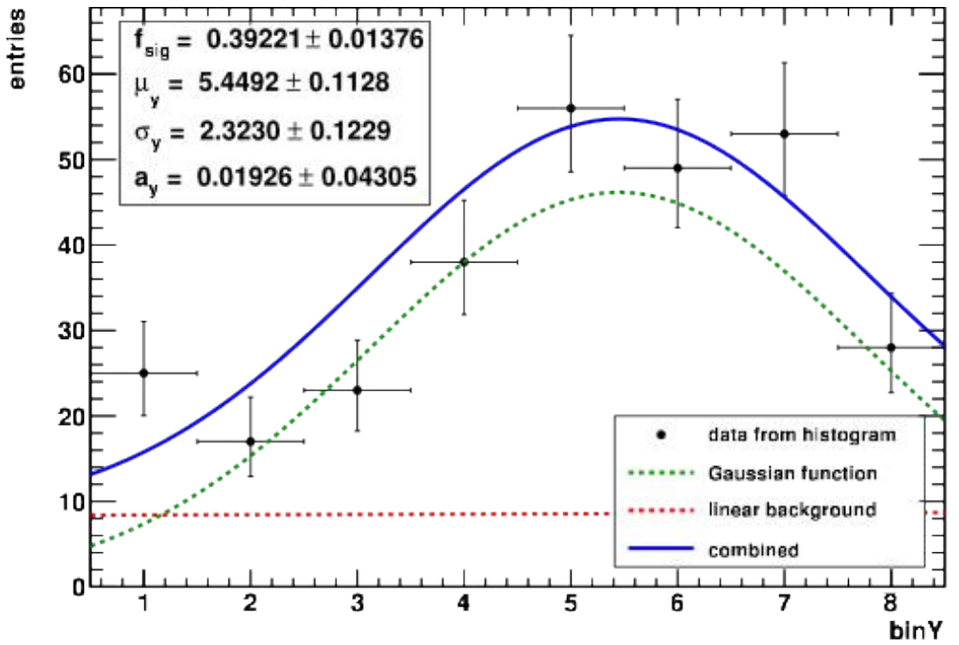
Metode rekonstrukcije

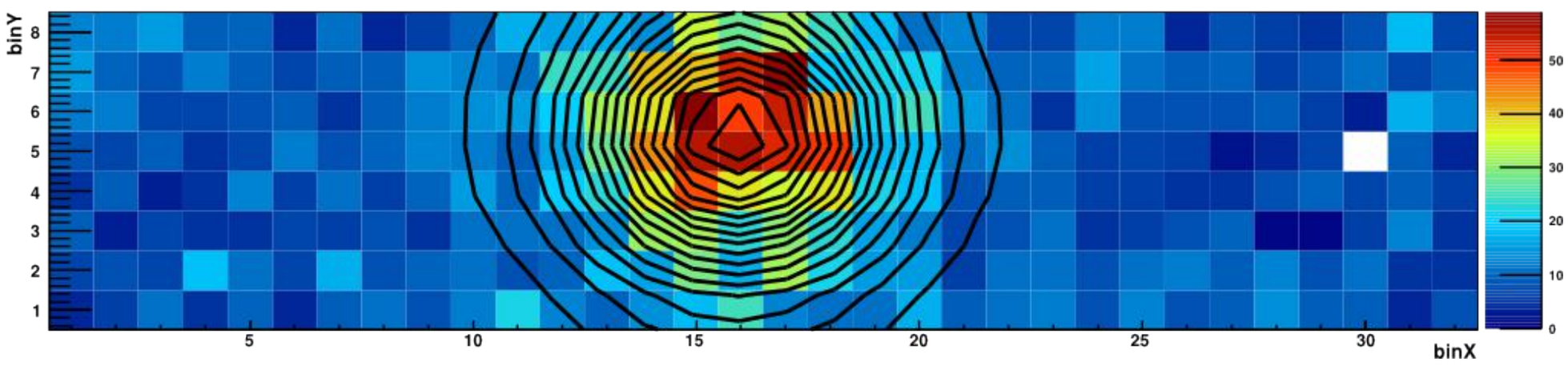
določanje položaja slike izvira na detektorjih

Položaj vrha slike v primeru, da je slika na enem detektorju, lahko dobimo iz prilagajanja 2D funkcije histogramu.

$$\frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y\sqrt{1-\rho^2}}\exp\left[-\frac{1}{2}\frac{(x-\mu_x)^2}{\sigma_x^2(1-\rho^2)}-\frac{1}{2}\frac{(y-\mu_y)^2}{\sigma_y^2(1-\rho^2)}+\frac{\rho(x-\mu_x)(y-\mu_y)}{\sigma_x\sigma_y(1-\rho^2)}\right]+\text{linearno ozadje}$$







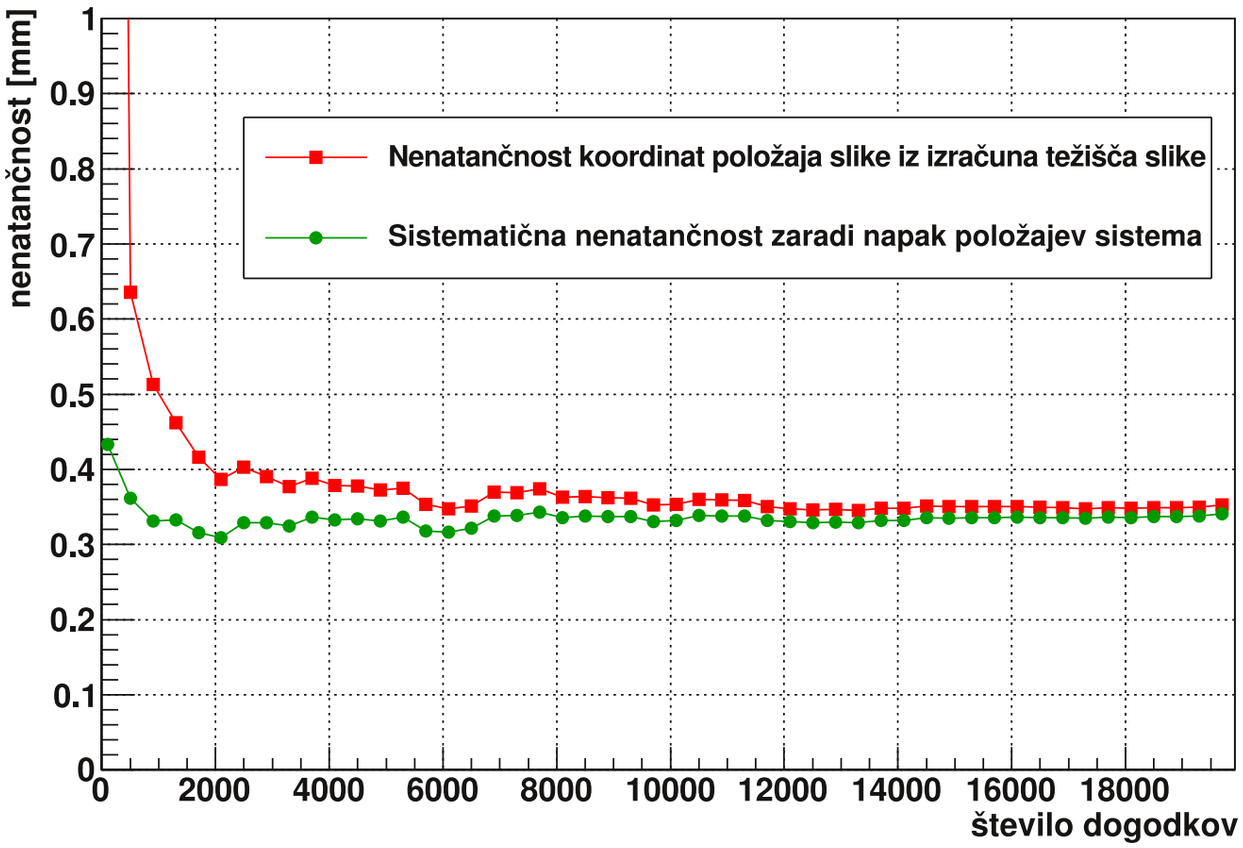
Metode rekonstrukcije

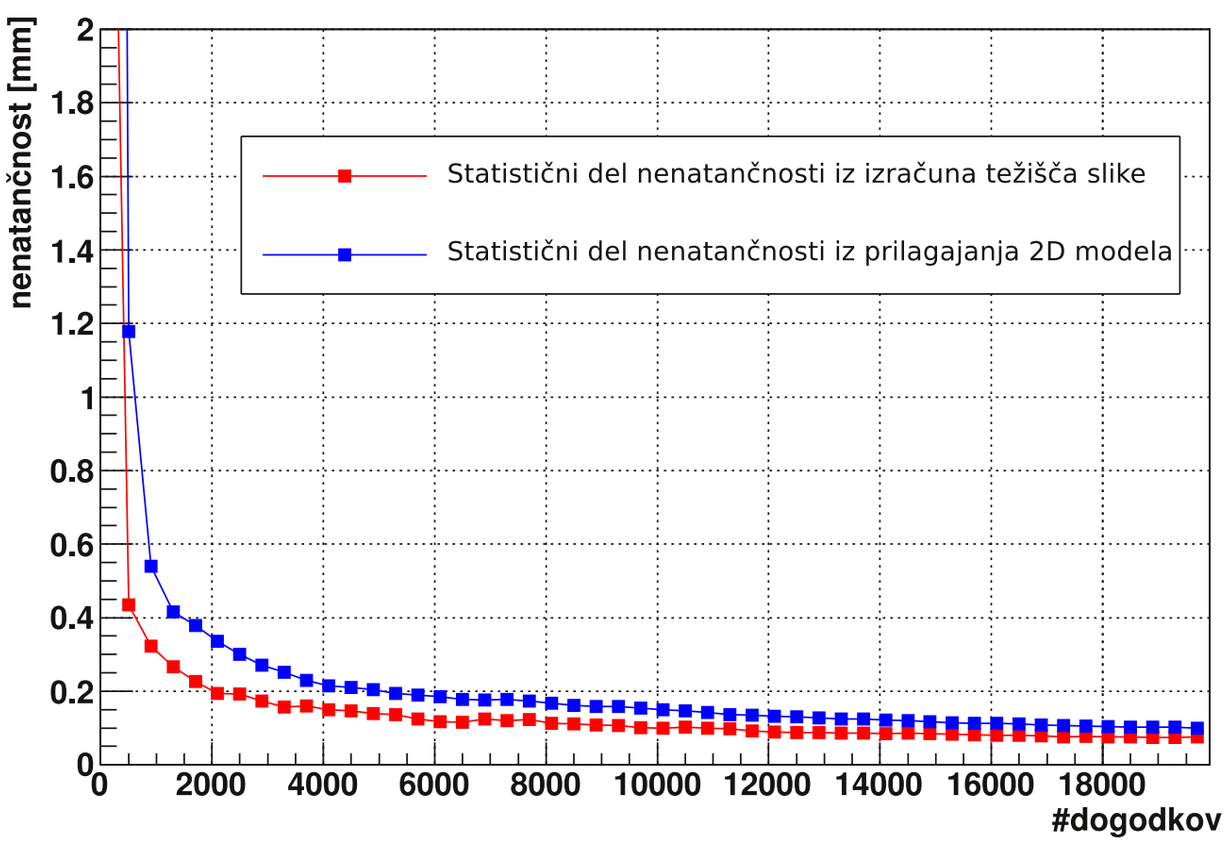
določanje položaja slike izvira na detektorjih

Nenatančnost poznavanja položaja slike izvira na detektorjih:

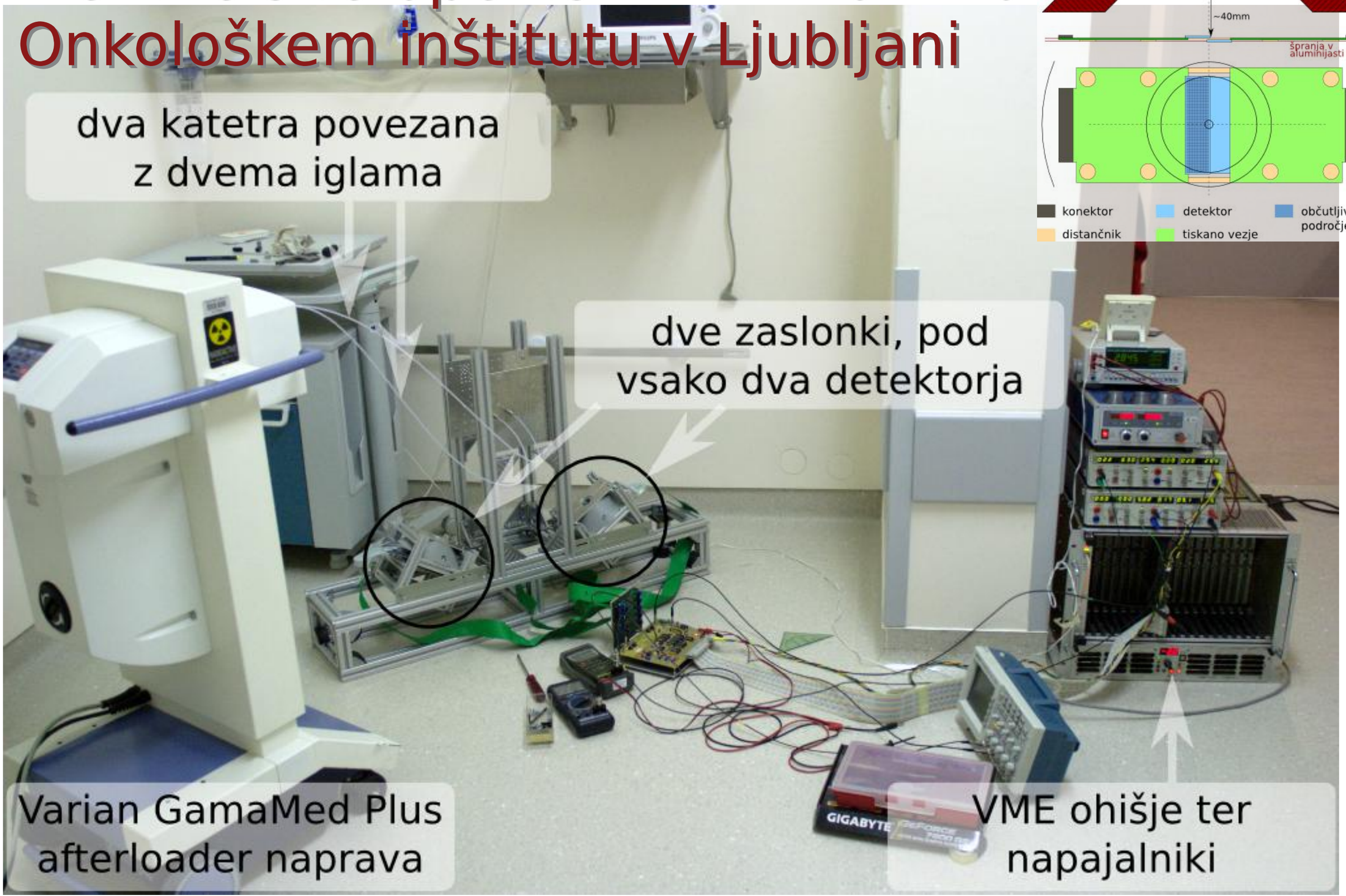
- statistični del
  (naključnost fizikalnih procesov)

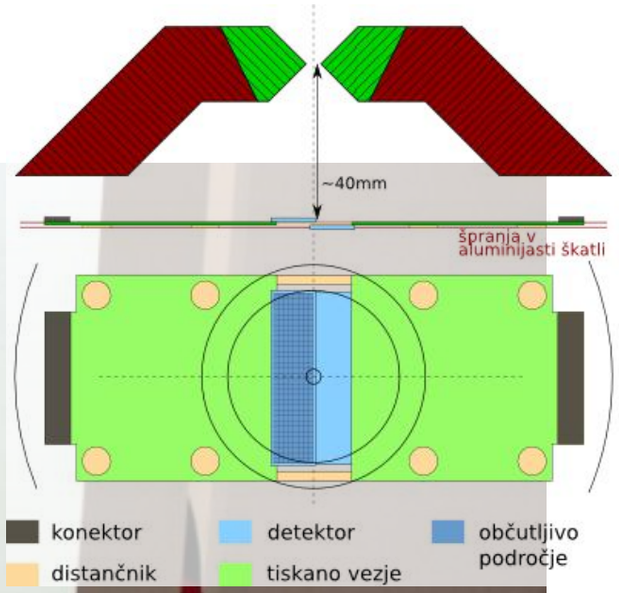
- sistematični del
  (napake pri položajih detektorjev in zaslonk)





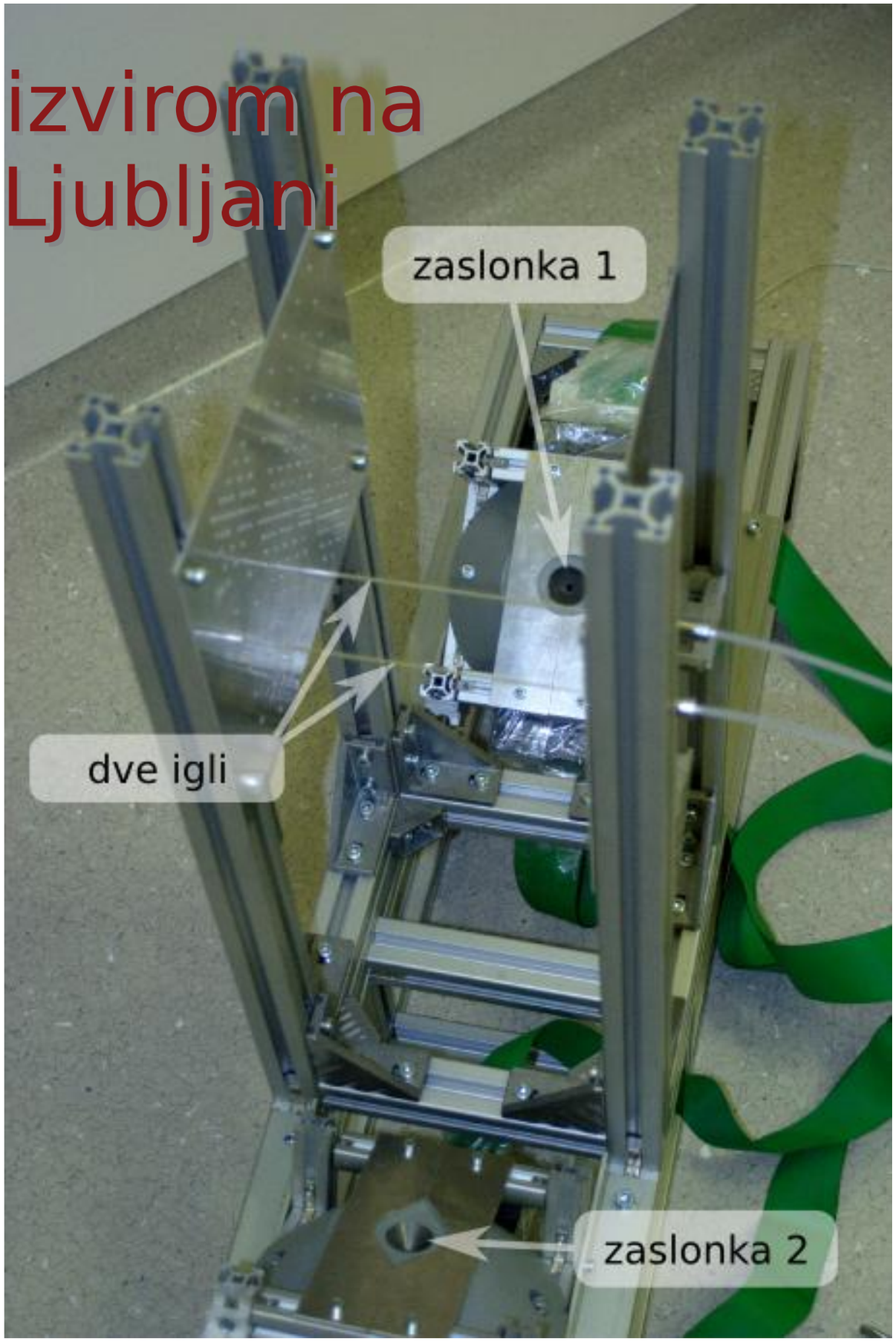
Meritve s terapevtskim izvirom na Onkološkem inštitutu v Ljubljani





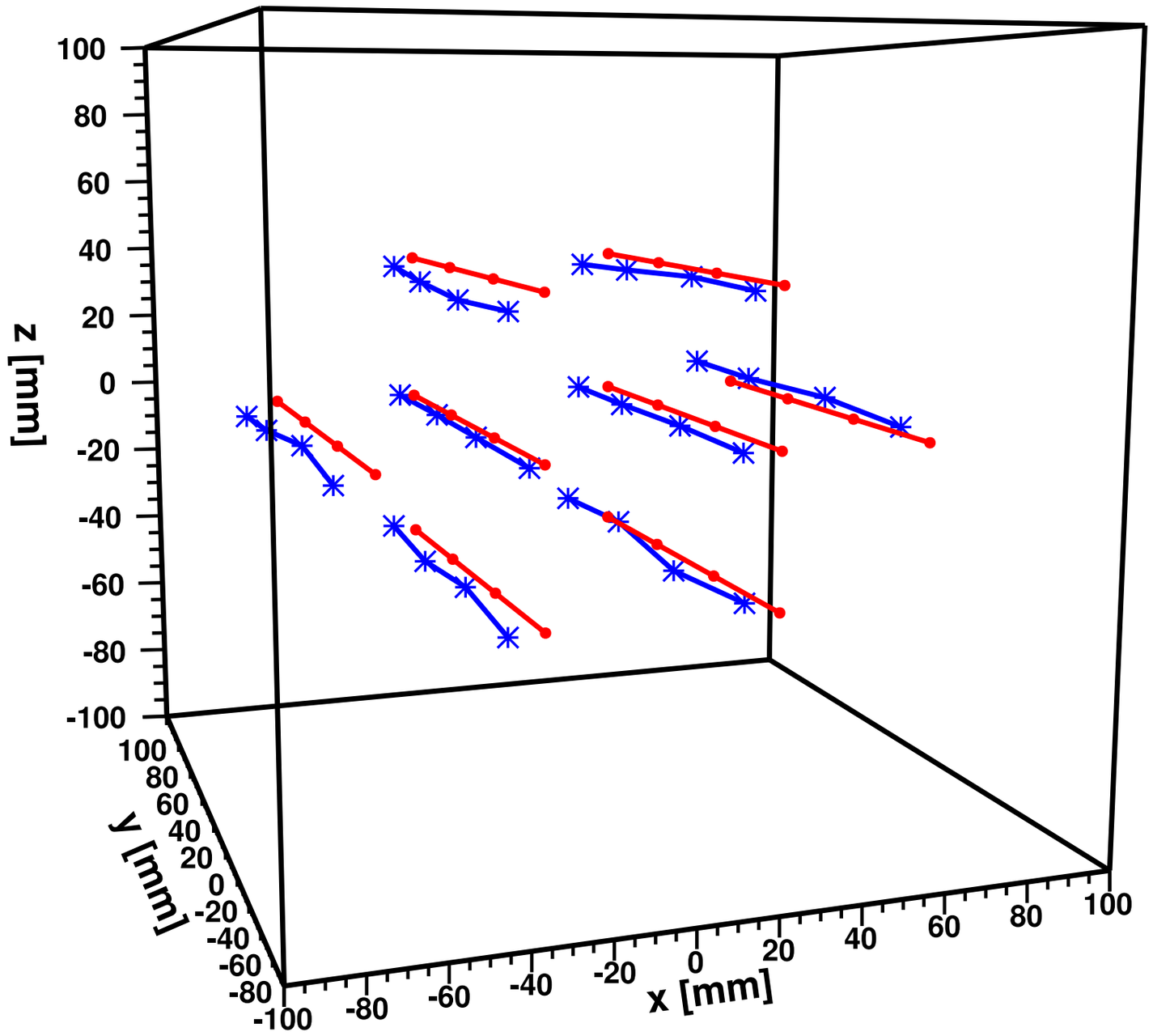
Meritve s terapevtskim izvirom na Onkološkem inštitutu v Ljubljani

- GammaMed Plus PDR ^{192}Ir izvir aktivnosti 0.59 Ci
- meritve za poravnavo detektorjev in zaslonk
- meritve z izvirom v zraku
- meritve z izvirom v fantomu iz pleksi stekla
- serijski način branja
- število dogodkov v posamezni meritvi 30000-40000 ustreza 3-4 s v sparse bralnem načinu



Meritve za poravnavo detektorjev in zaslonk

Poravnava je programski algoritem iskanja položajev detektorjev in zaslonk s pomočjo minimizacije razdalj med rekonstruiranimi in izmerjenimi položaji izvira.

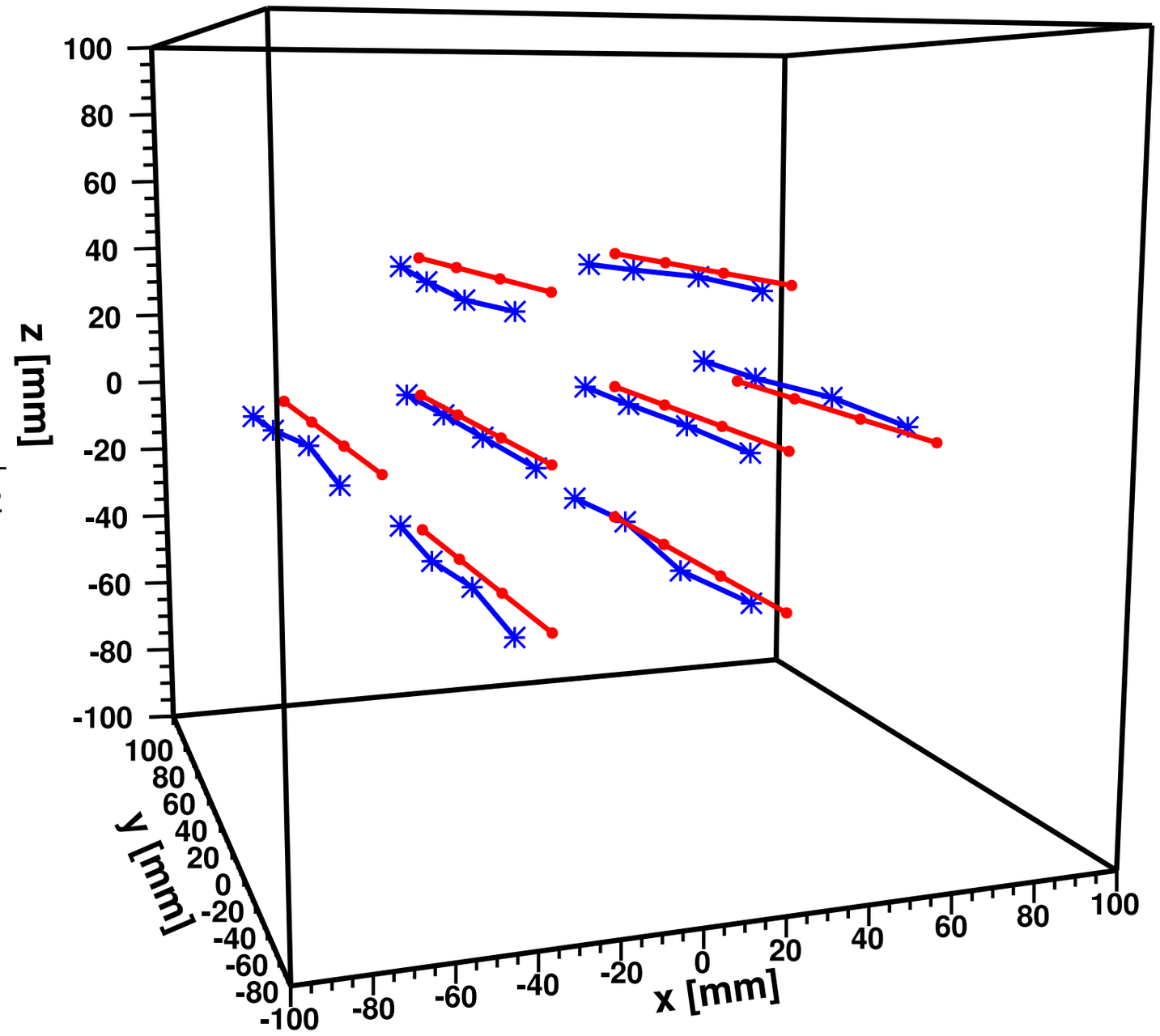


Meritve za poravnavo detektorjev in zaslonk

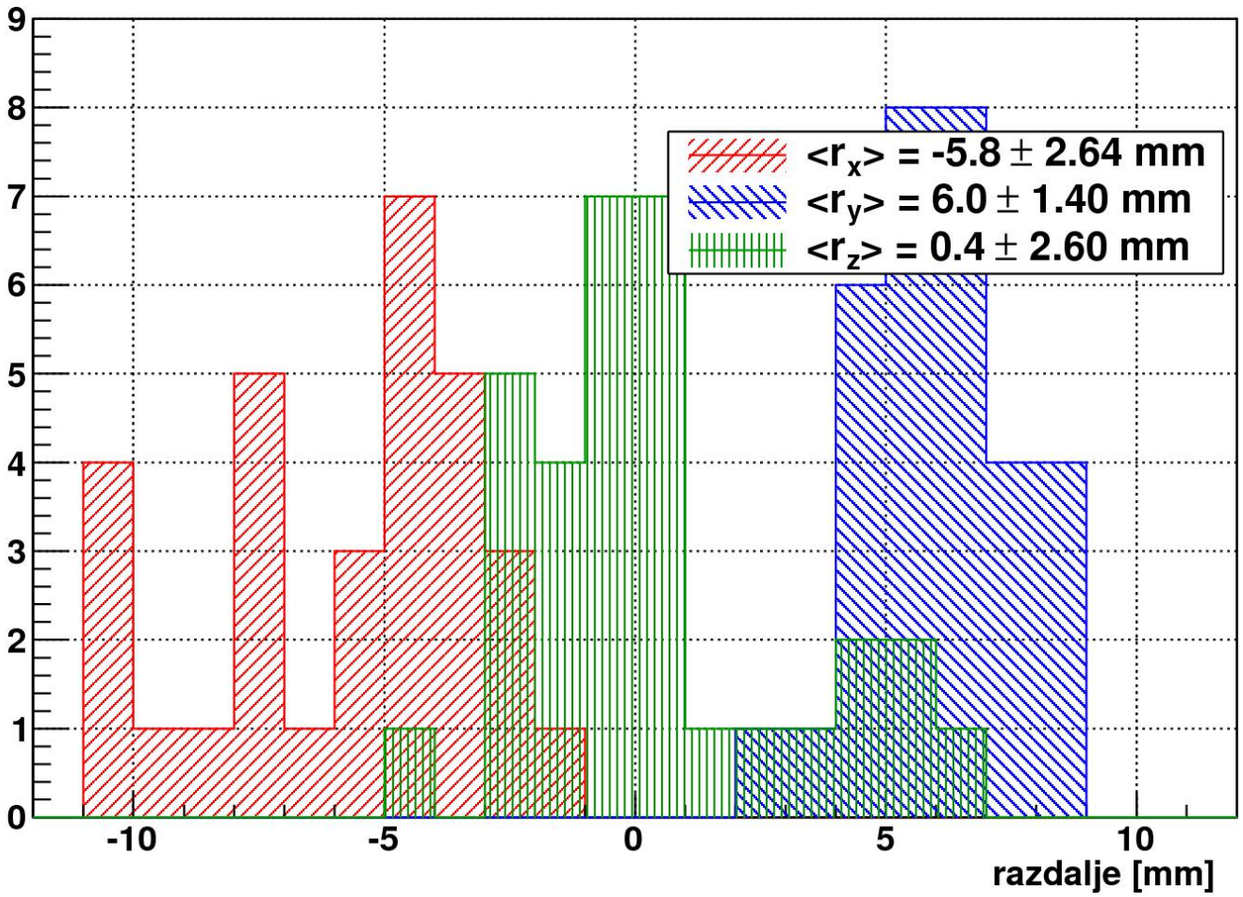
Poravnava je programski algoritem iskanja položajev detektorjev in zaslonk s pomočjo minimizacije razdalj med rekonstruiranimi in izmerjenimi položaji izvira.

Razdalja med izmerjenim in rekonstruiranim položajem izvira:

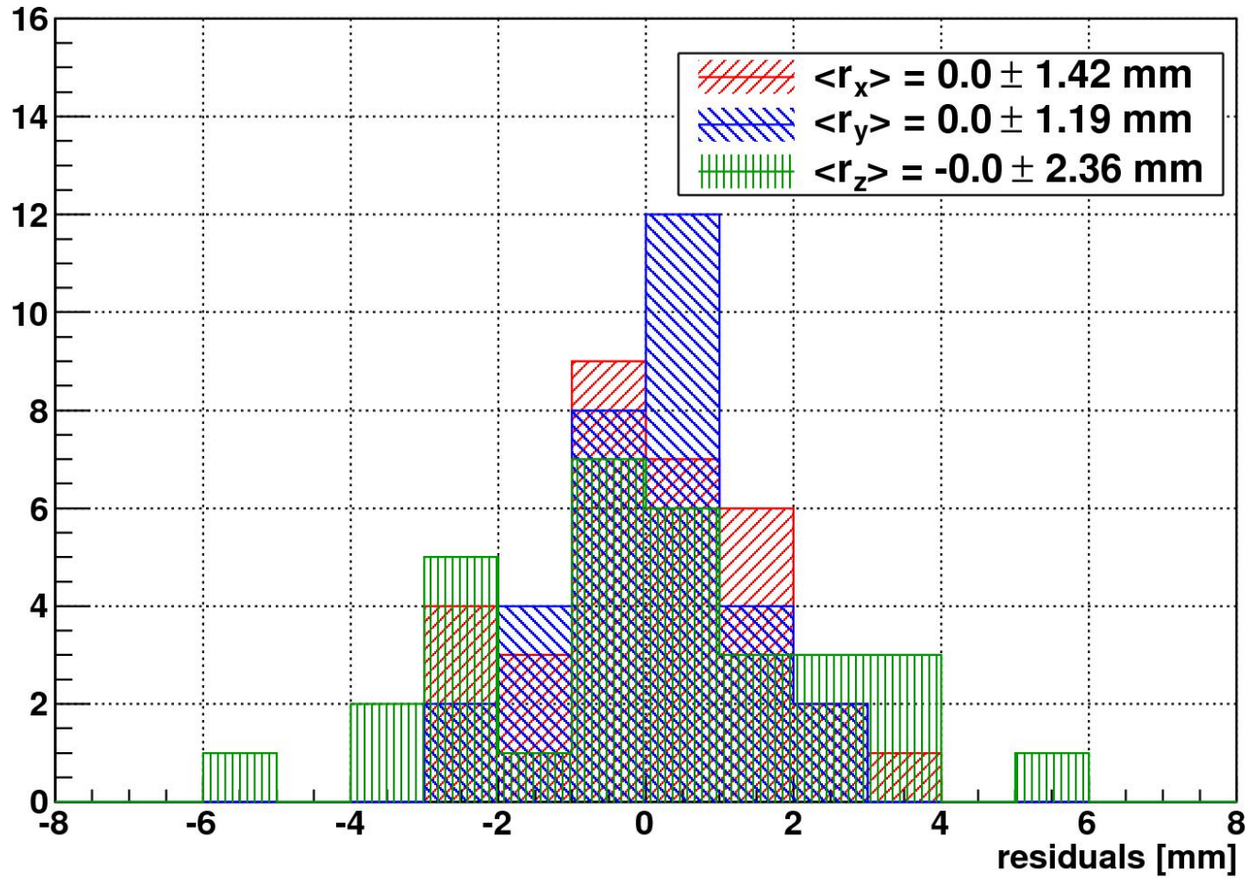
$$r = \sqrt{(x - x_{rec})^2 + (y - y_{rec})^2 + (z - z_{rec})^2}$$



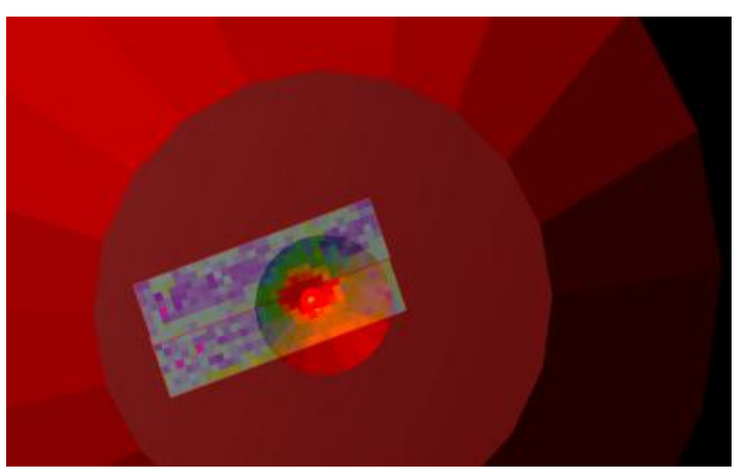
Meritve za poravnavo detektorjev in zaslonk

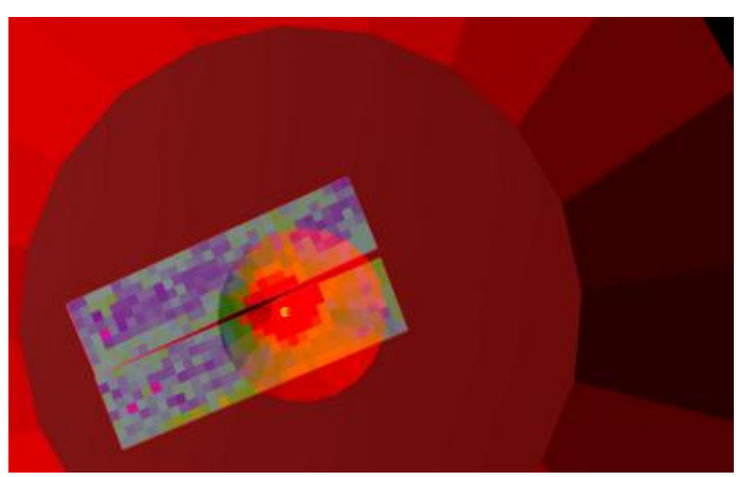


razdalje med posameznimi koordinatami pred poravnavo



razdalje med posameznimi koordinatami po poravnavi





Meritve z ^{192}Ir izvirom v zraku

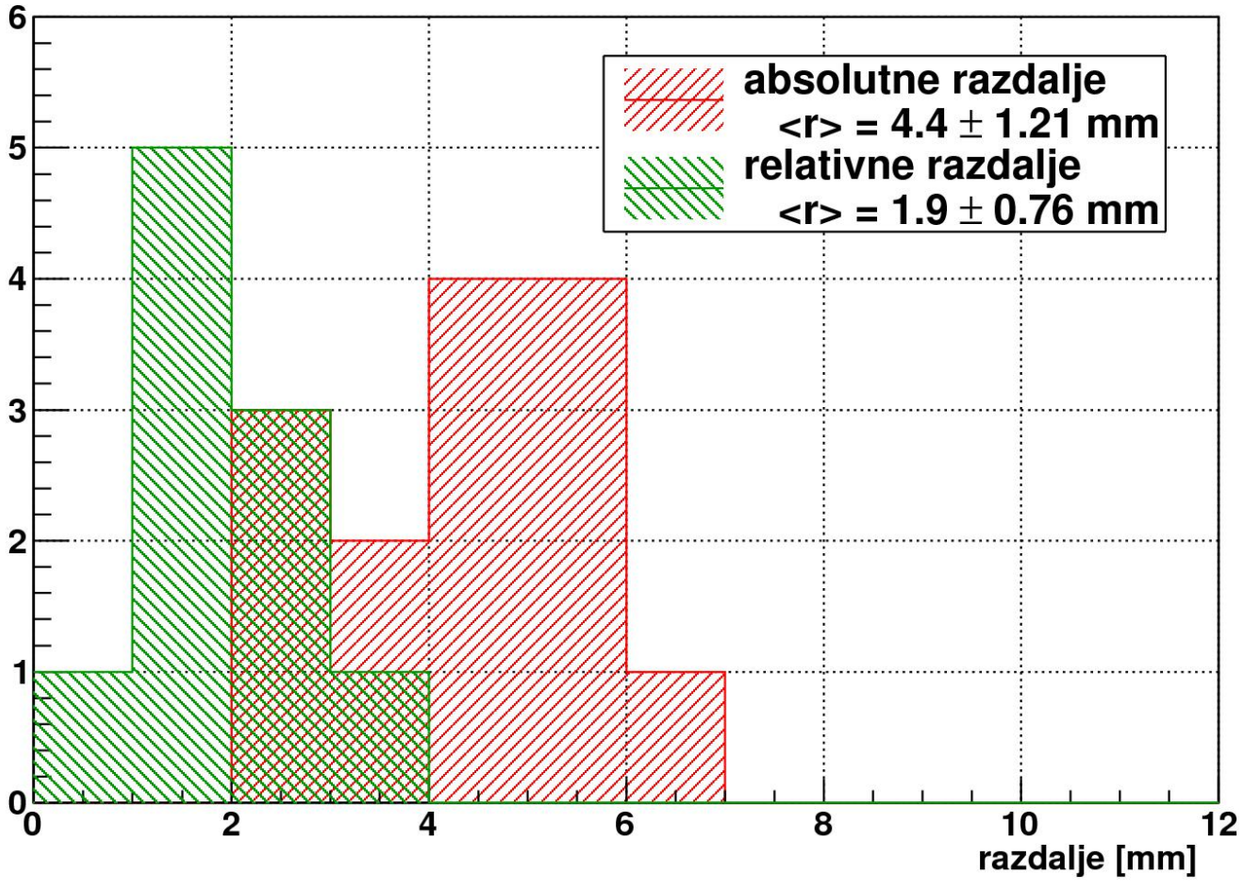
Absolutna rekonstrukcija
→ položaj izvira v prostoru glede na laboratorijski sistem

Relativna rekonstrukcija
→ položaj izvira glede na prvi položaj izvira (v igli)

Meritve z ^{192}Ir izvirom v zraku

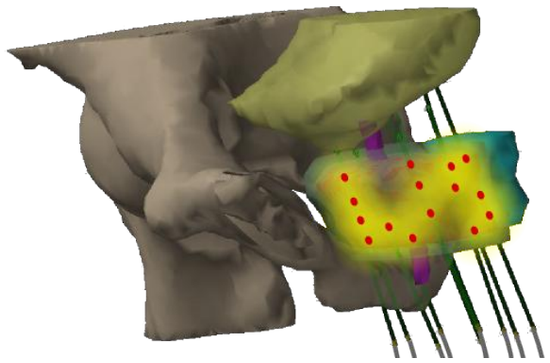
Absolutna rekonstrukcija
→ položaj izvira v prostoru glede na laboratorijski sistem

Relativna rekonstrukcija
→ položaj izvira glede na prvi položaj izvira (v igli)



Vrsta rekonstrukcije	Povprečna razlika [mm]	RMS vrednost razlike [mm]
absolutna	4.38	1.9
relativna	1.93	0.76

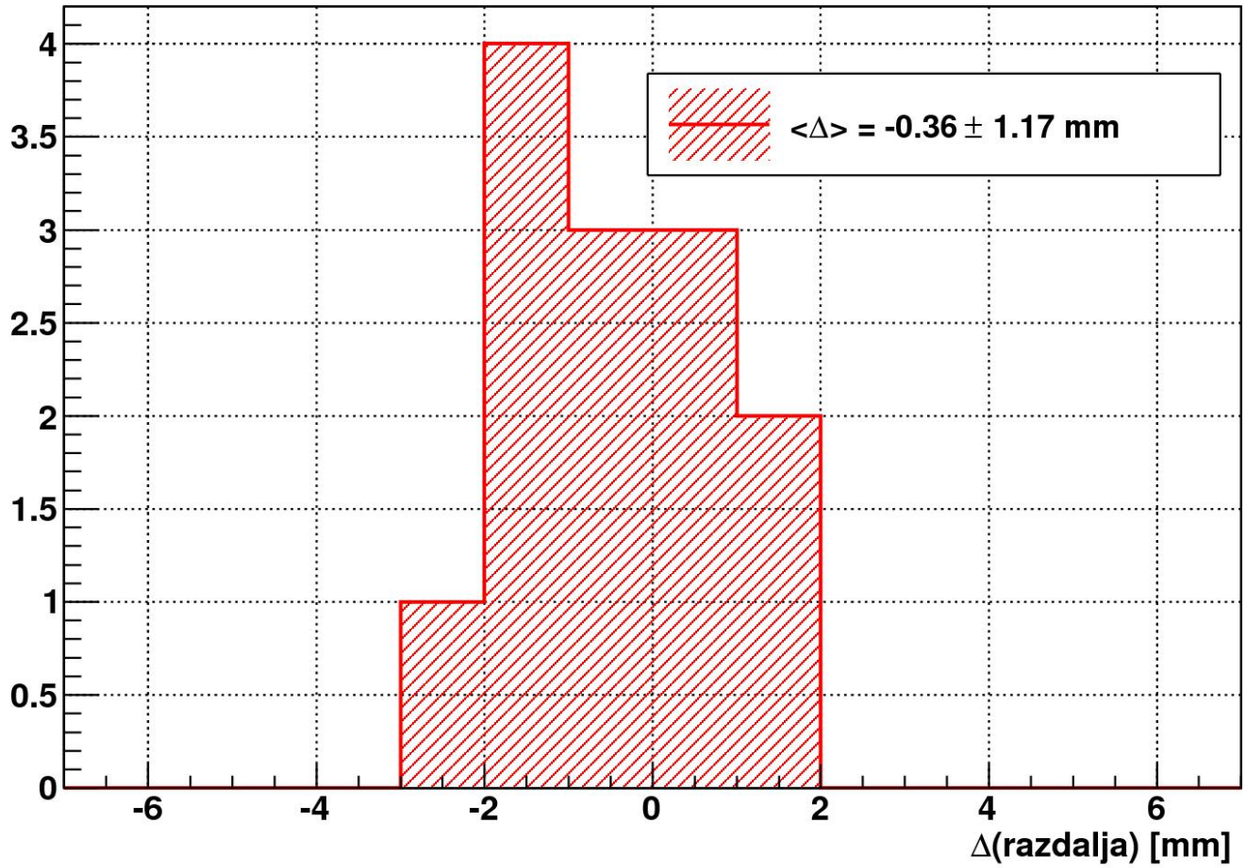
Meritve z ^{192}Ir izvirom v zraku



Porazdelitev razlik med izmerjenimi in rekonstruiranimi razdaljami med zaporednimi koraki izvira.

Povprečna razlika: -0.36 mm

RMS porazdelitve: 1.17 mm



Meritve z ^{192}Ir izvirom v fantomu iz pleksi stekla

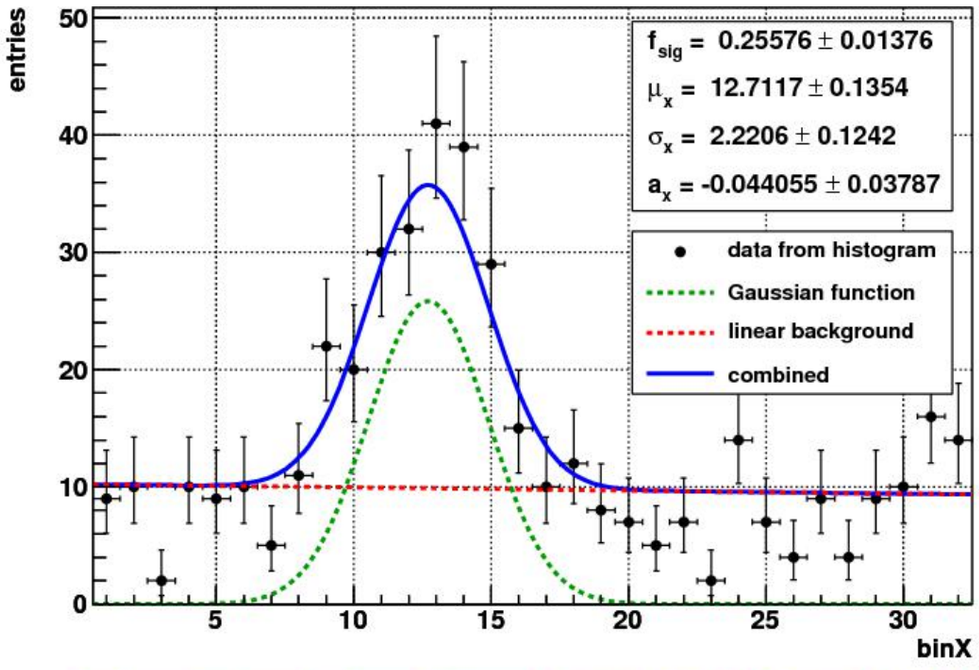
velikost fantoma:
$22 \times 22 \times 22$ cm^3

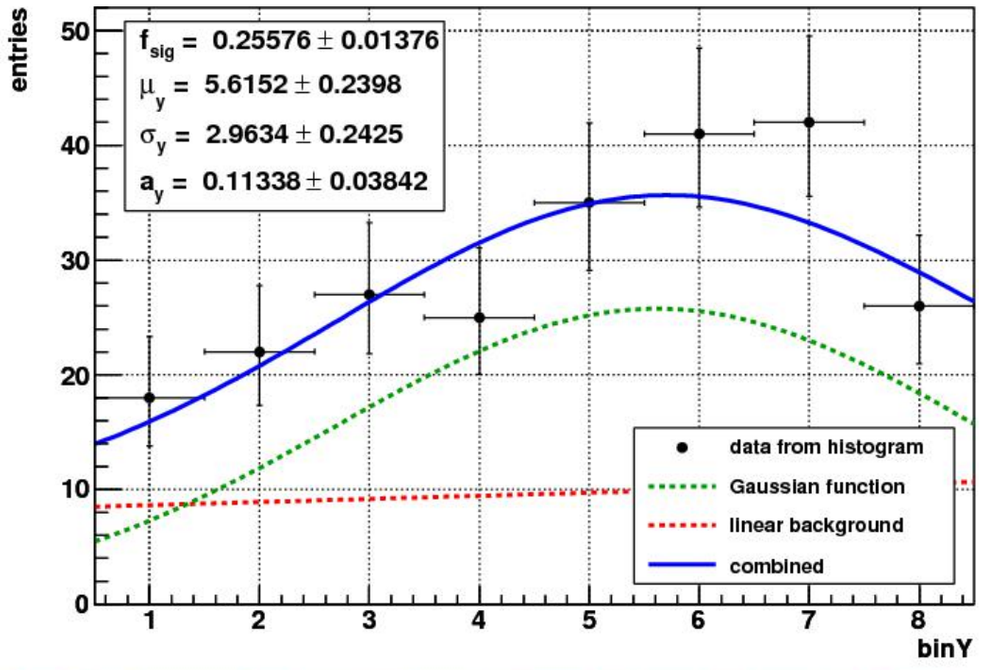
gostota fantoma:
$\rho = 1.19$ g/cm^3

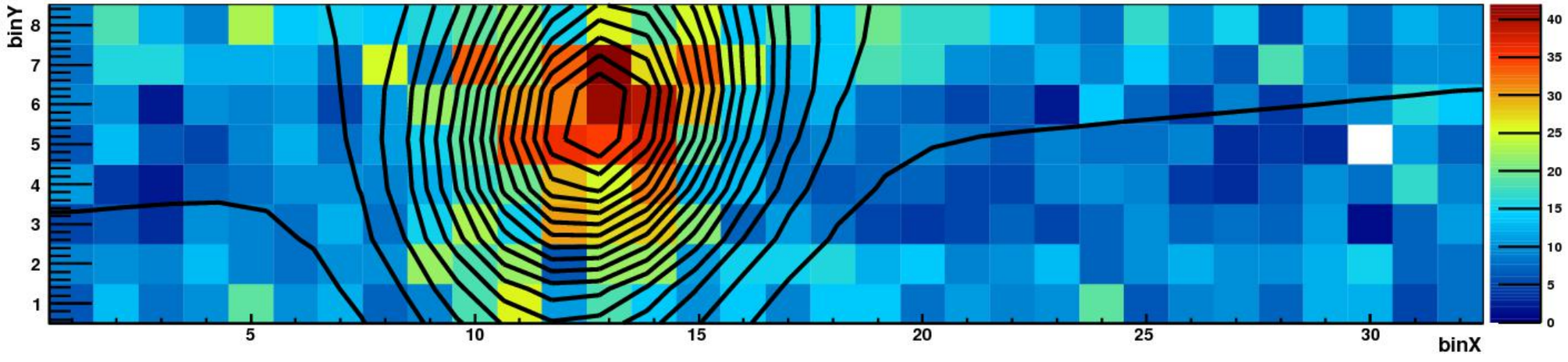
Meritve z ^{192}Ir izvirom v fantomu iz pleksi stekla

Primerjava z izvirom v zraku:
· manj dogodkov v sliki izvira
· več dogodkov v ozadju

← Sipanje v fantomu

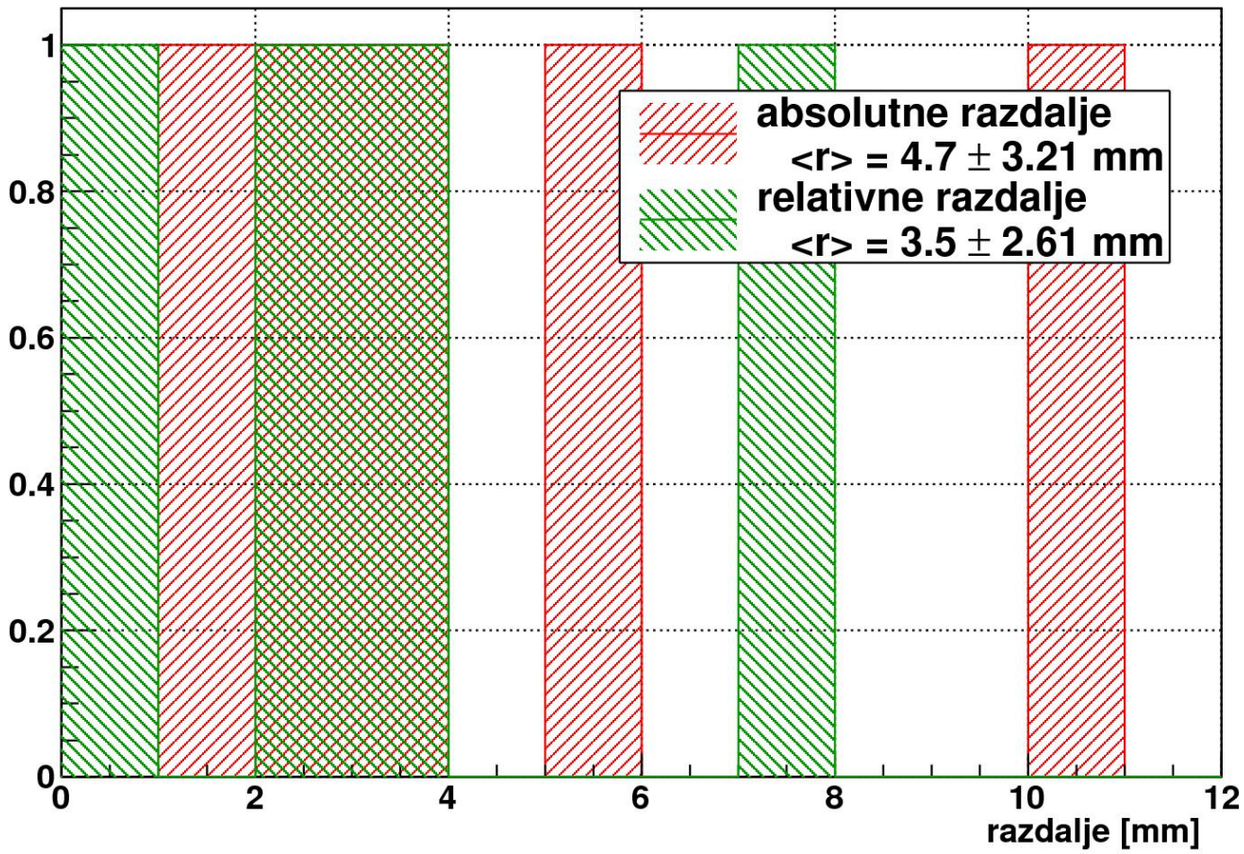




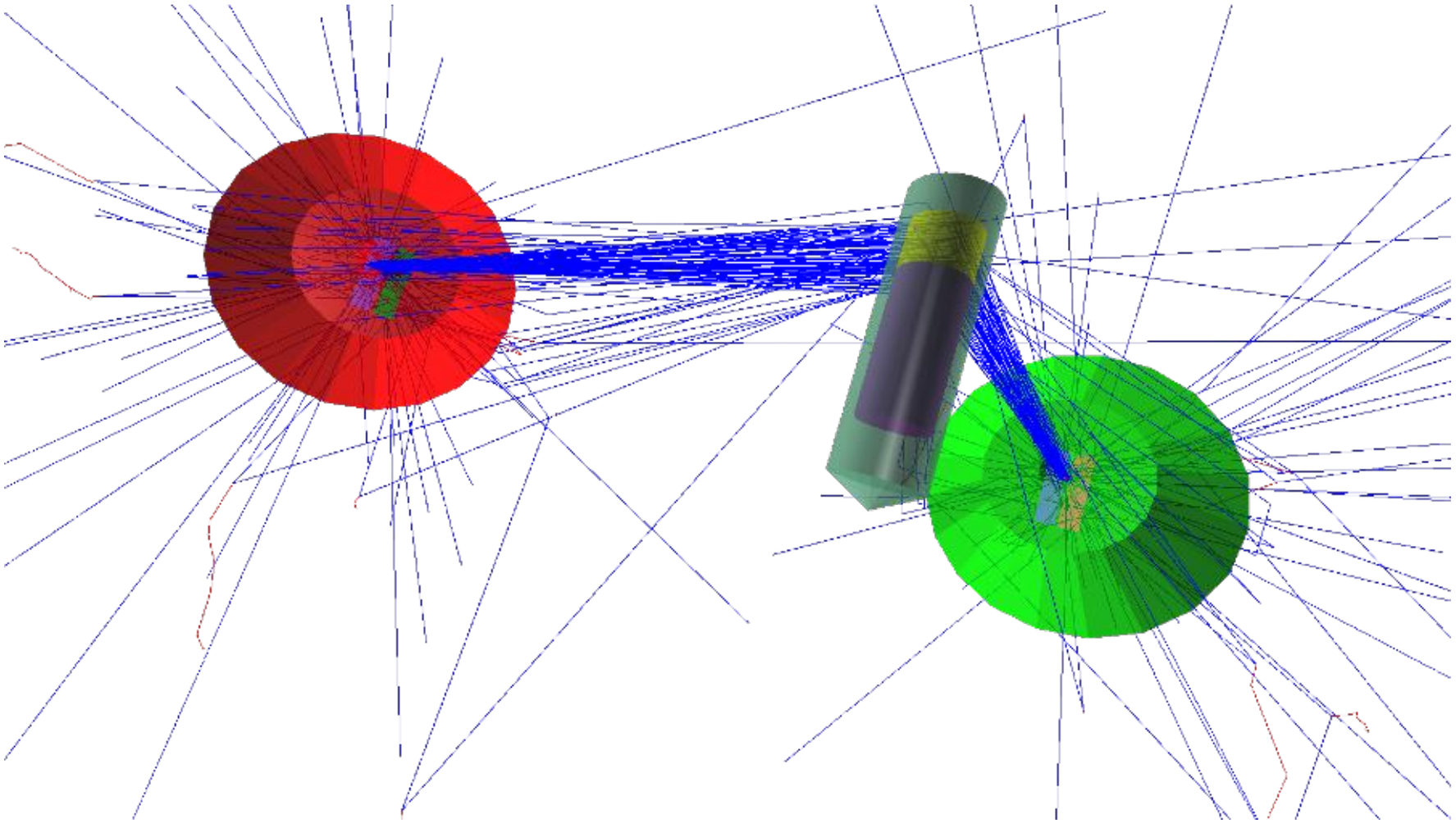


Meritve z ^{192}Ir izvirom v fantomu iz pleksi stekla

Vrsta rekonstrukcije	Povprečna razlika [mm]	RMS vrednost razlike [mm]
absolutna	4.73	3.21
relativna	3.54	2.61



Geant4 simulacija

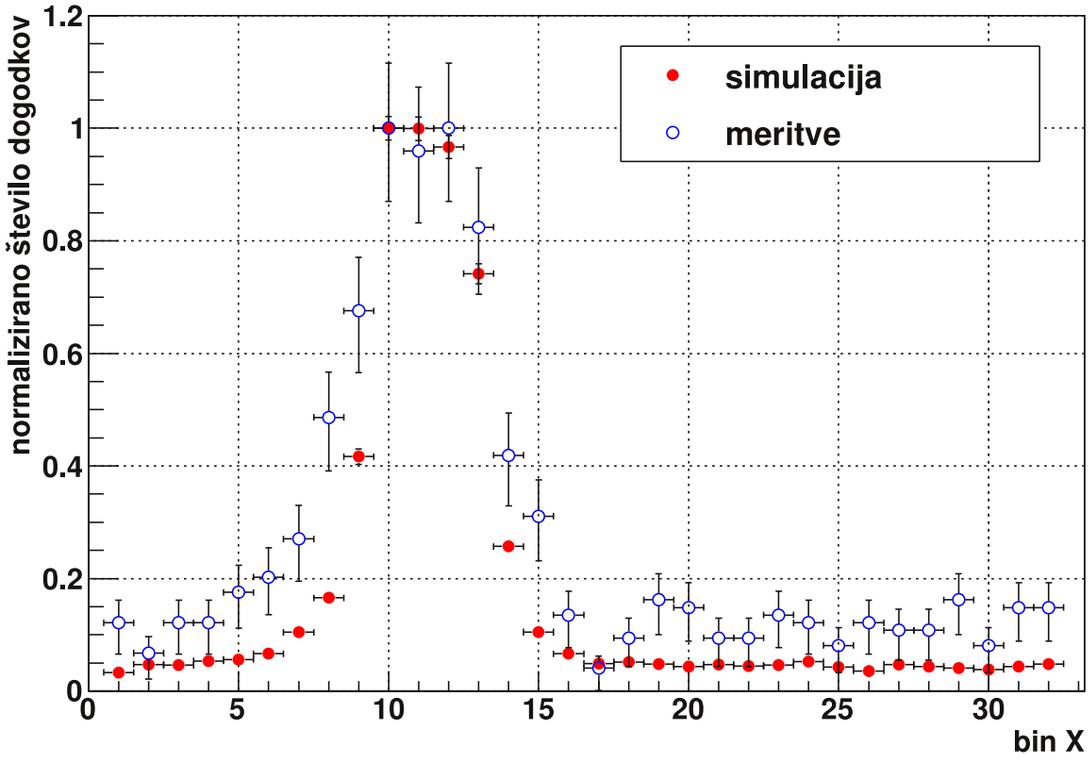


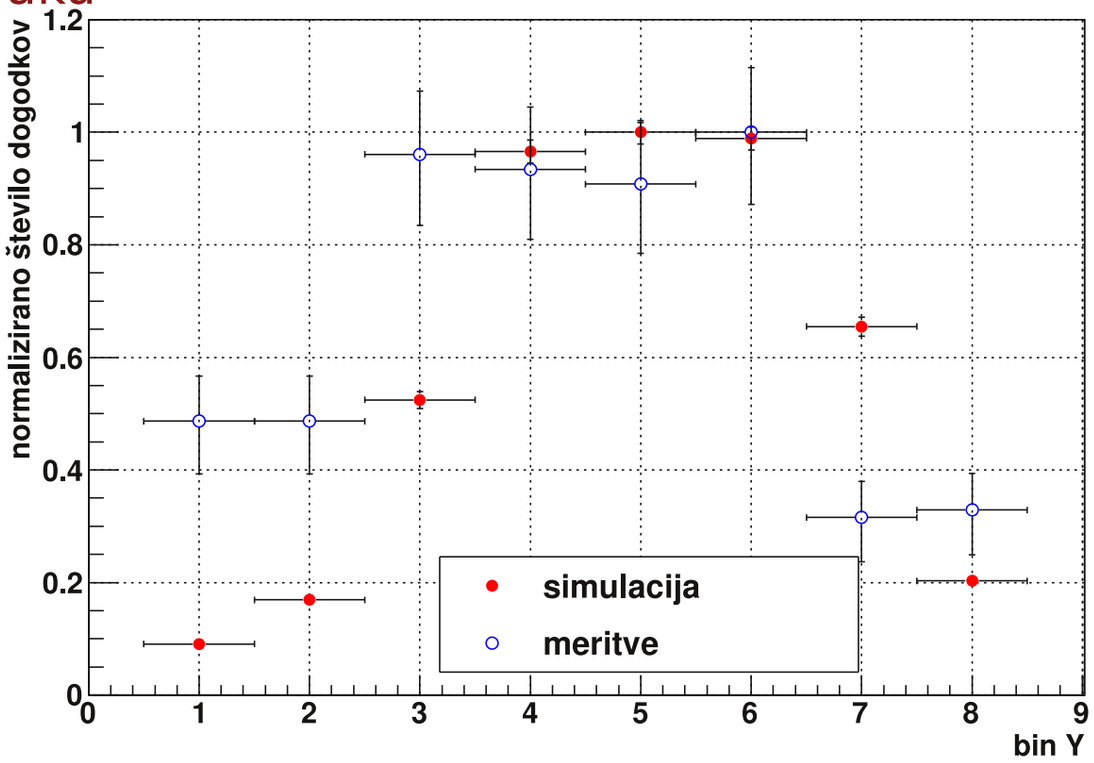
Simulacija vsebuje:
- GammaMed Plus PDR izvir, dve zaslonki, detektorje, del mehanske strukture
- generacijo fotonov v radioaktivnem jedru izvira
- blazinica na detektorju je zadeta, če v njej pride do deponirane energije

Ne vsebuje simulacije elektronike, manjka tudi manjši del mehanske strukture.

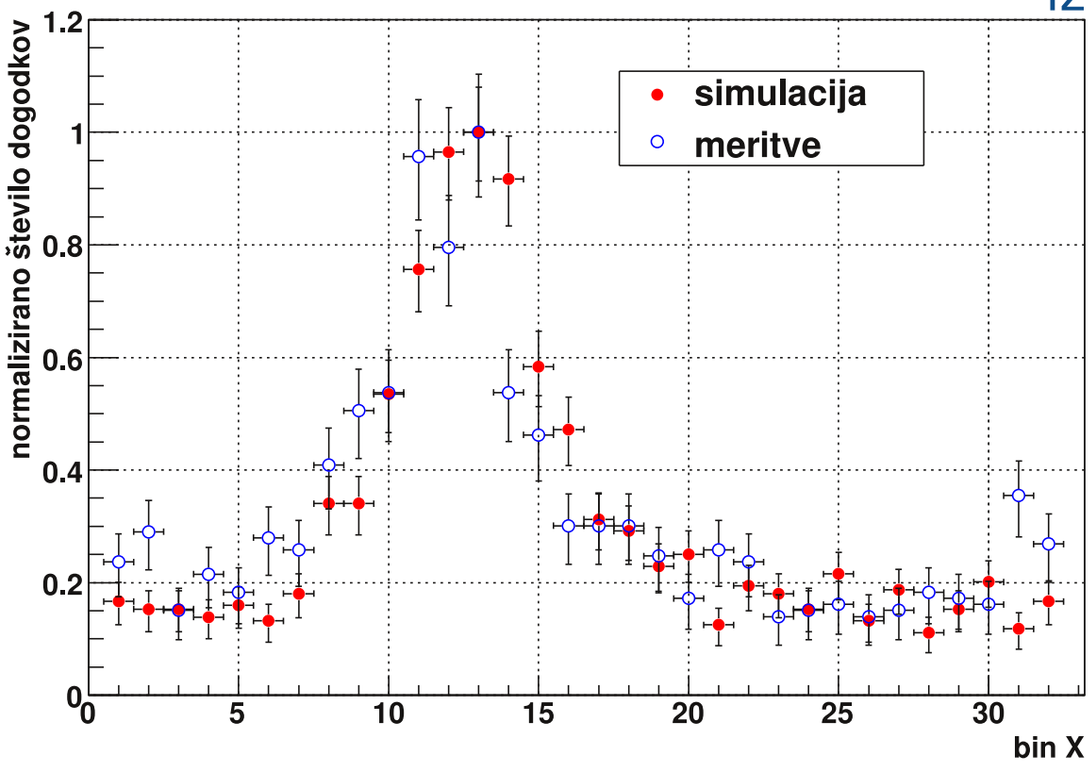
Geant4 simulacija

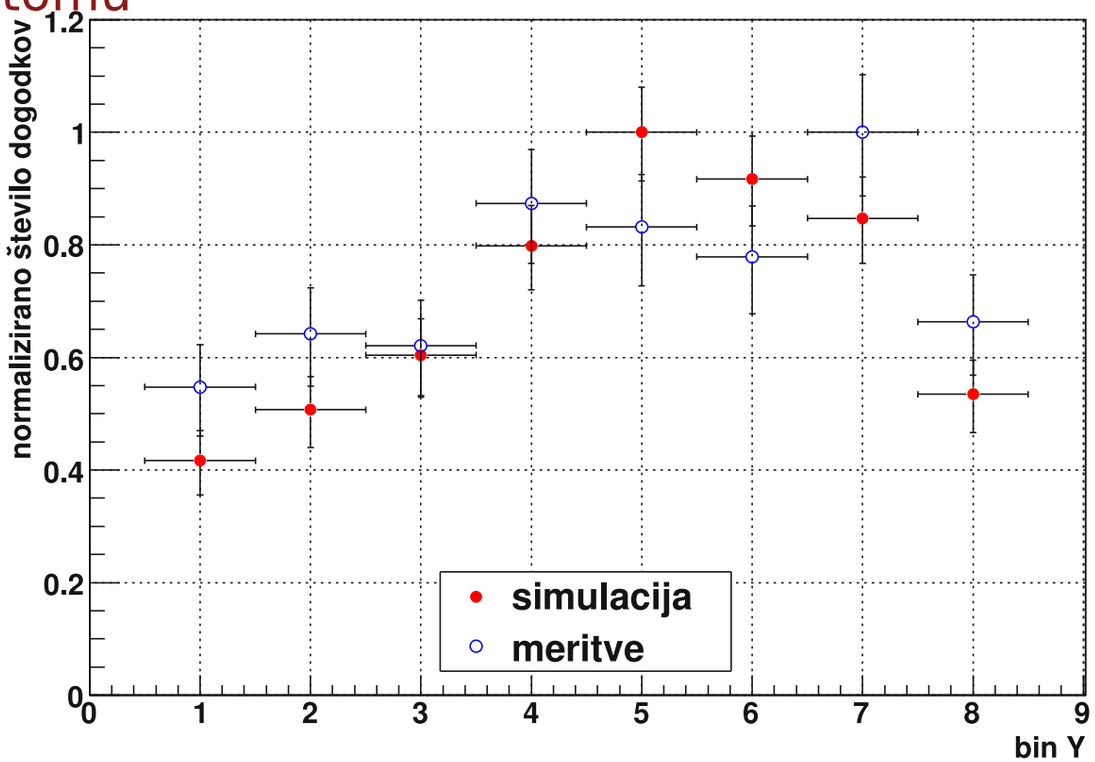
izvir v zraku



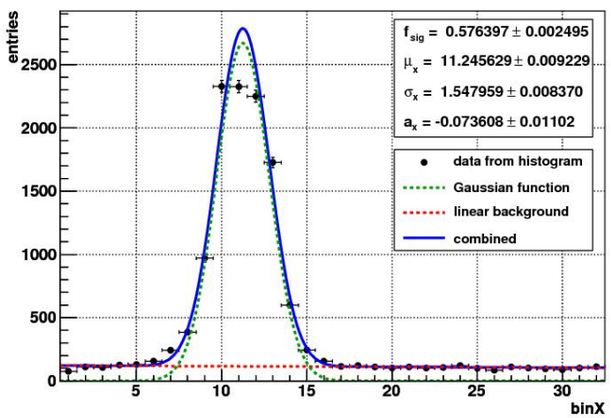


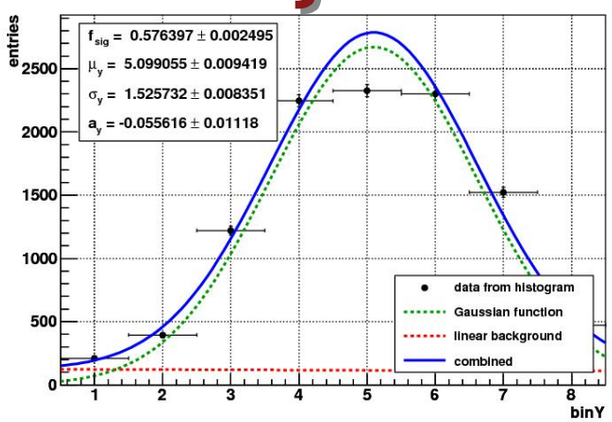
izvir v fantomu

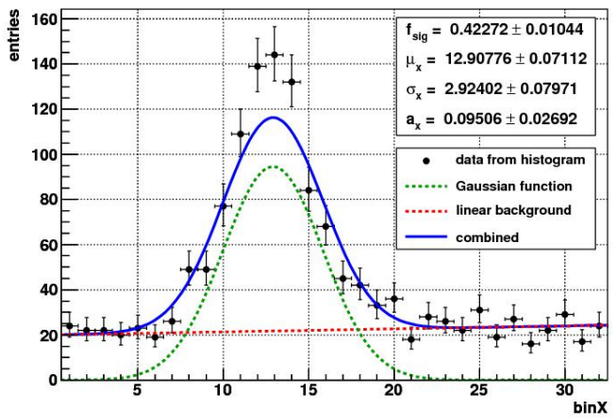


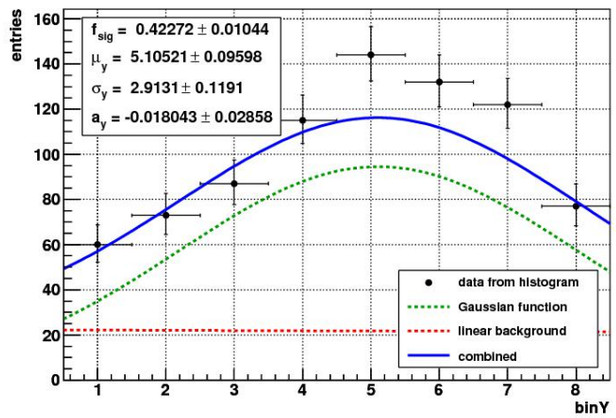


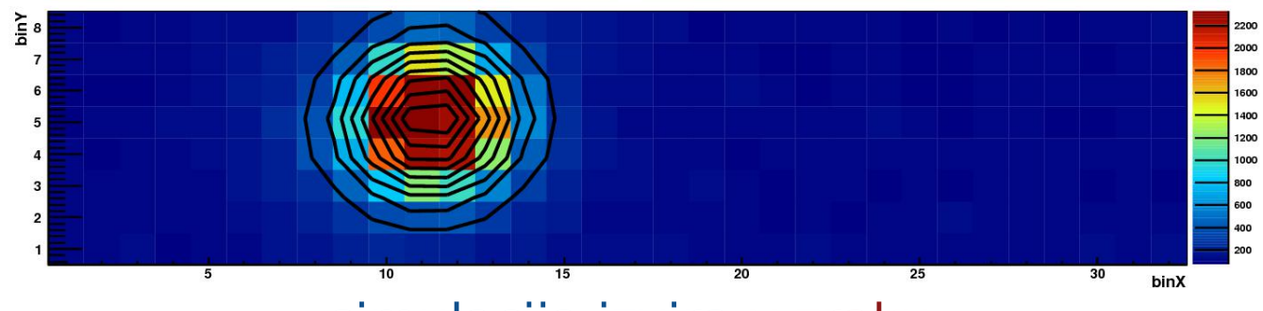
Geant4 simulacija



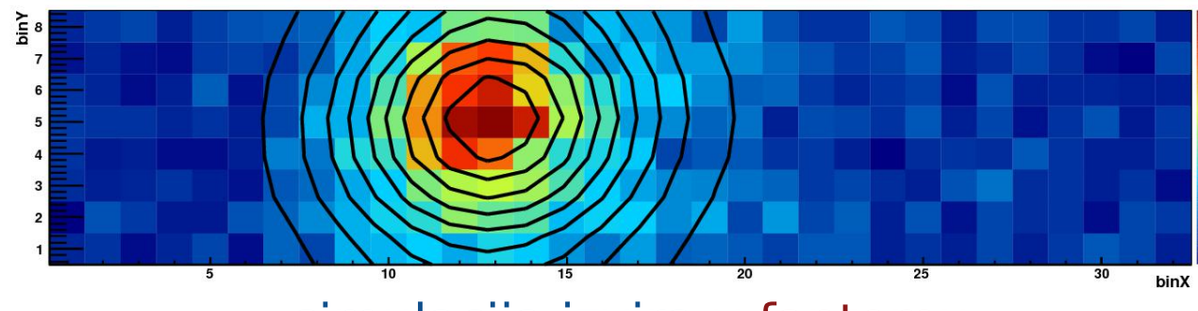








simulacija izvira v zraku



simulacija izvira v fantomu

	simbol	izvir v zraku	izvir v fantomu
delež zadetkov v signalu	f_{sig}	0.57 ± 0.003	0.42 ± 0.010
položaj vrha v x smeri	μ_x [bin]	12.67 ± 0.010	12.91 ± 0.071
položaj vrha v y smeri	μ_y [bin]	5.84 ± 0.011	5.11 ± 0.096
širina vrha v x smeri	σ_x [bin]	1.48 ± 0.009	2.93 ± 0.080
širina vrha v y smeri	σ_y [bin]	1.53 ± 0.011	2.91 ± 0.120
število simuliranih fotonov		$7.2 \cdot 10^{10}$	$3.6 \cdot 10^{10}$
število zadetkov v detektorju s sliko izvira		54321	9867

Zaključek

Postavili smo sistem za ugotavljanje položaja ^{192}Ir izvira med visokodozno brahiterapijo z uporabo silicijevih blazinčastih detektorjev kot tipal za sliko ter svinčenih zaslonk z odprtino koničaste oblike.

Zaključek

Postavili smo sistem za ugotavljanje položaja ^{192}Ir izvira med visokodozno brahiterapijo z uporabo silicijevih blazinčastih detektorjev kot tipal za sliko ter svinčenih zaslonk z odprtino koničaste oblike.

Sistem smo preizkusili s terapevtskim GammaMed Plus PDR ^{192}Ir izvirom v zraku in v fantomu iz pleksi stekla.

Zaključek

Postavili smo sistem za ugotavljanje položaja ^{192}Ir izvira med visokodozno brahiterapijo z uporabo silicijevih blazinčastih detektorjev kot tipal za sliko ter svinčenih zaslonk z odprtino koničaste oblike.

Sistem smo preizkusili s terapevtskim GammaMed Plus PDR ^{192}Ir izvirom v zraku in v fantomu iz pleksi stekla.

Premike izvira lahko spremljamo v polju $15\times15\times30$ cm^3 ~40 cm stran od zaslonk.

Zaključek

Postavili smo sistem za ugotavljanje položaja ^{192}Ir izvira med visokodozno brahiterapijo z uporabo silicijevih blaziničastih detektorjev kot tipal za sliko ter svinčenih zaslonk z odprtino koničaste oblike.

Sistem smo preizkusili s terapevtskim GammaMed Plus PDR ^{192}Ir izvirom v zraku in v fantomu iz pleksi stekla.

Premike izvira lahko spremljamo v polju $15\times15\times30$ cm^3 ~40 cm stran od zaslonk.

Izvir v	Vrsta rekonstrukcije	Povprečna razlika [mm]	RMS vrednost razlike [mm]
zraku	absolutna	4.38	1.9
	relativna	1.93	0.76
fantomu	absolutna	4.73	3.21
	relativna	3.54	2.61

Povprečne razdalje med izmerjenimi in rekonstruiranimi položaji izvira s številom dogodkov, ki ustreza ~1 s zbiranja podatkov v sparse bralnem načinu.

Zaključek

Postavili smo sistem za ugotavljanje položaja ^{192}Ir izvira med visokodozno brahiterapijo z uporabo silicijevih blaziničastih detektorjev kot tipal za sliko ter svinčenih zaslonk z odprtino koničaste oblike.

Sistem smo preizkusili s terapevtskim GammaMed Plus PDR ^{192}Ir izvirom v zraku in v fantomu iz pleksi stekla.

Premike izvira lahko spremljamo v polju $15\times15\times30$ cm^3 ~40 cm stran od zaslonk.

Izvir v	Vrsta rekonstrukcije	Povprečna razlika [mm]	RMS vrednost razlike [mm]
zraku	absolutna	4.38	1.9
	relativna	1.93	0.76
fantomu	absolutna	4.73	3.21
	relativna	3.54	2.61

Povprečne razdalje med izmerjenimi in rekonstruiranimi položaji izvira s številom dogodkov, ki ustreza ~1 s zbiranja podatkov v sparse bralnem načinu.

Fantom pri našem sistemu ne vpliva bistveno na natančnost rekonstrukcije, saj k napaki še vedno največ prispeva netočnost postavitve sistema.

Glavni učinek fantoma je manjše število zadetkov v sliki izvira zaradi sipanja in atenuacije ter večje število zadetkov v ozadju.

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Pričakovano število dogodkov iz 1 Ci izvira približno 40 cm stran od zaslonk je v eni sekundi $160 \cdot 10^3$ za izvir v zraku in $40 \cdot 10^3$ za izvir 12 cm globoko v fantomu.

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Pričakovano število dogodkov iz 1 Ci izvira približno 40 cm stran od zaslonk je v eni sekundi $160 \cdot 10^3$ za izvir v zraku in $40 \cdot 10^3$ za izvir 12 cm globoko v fantomu.

S sistemom lahko v eni sekundi z veliko zanesljivostjo prepoznamo večja odstopanja od načrtovanih dolžin korakov znotraj velikega vidnega polja daleč stran od pacienta.

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Pričakovano število dogodkov iz 1 Ci izvira približno 40 cm stran od zaslonk je v eni sekundi $160 \cdot 10^3$ za izvir v zraku in $40 \cdot 10^3$ za izvir 12 cm globoko v fantomu.

S sistemom lahko v eni sekundi z veliko zanesljivostjo prepoznamo večja odstopanja od načrtovanih dolžin korakov znotraj velikega vidnega polja daleč stran od pacienta.

Bolj ambiciozen sistem za ovrednotenje terapije bi izračunal, koliko se prejeta doza razlikuje od načrtovane. Tudi veliko boljša natančnost sistema ne reši vprašanja premikov pacienta/tkiva.

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Pričakovano število dogodkov iz 1 Ci izvira približno 40 cm stran od zaslonk je v eni sekundi $160 \cdot 10^3$ za izvir v zraku in $40 \cdot 10^3$ za izvir 12 cm globoko v fantomu.

S sistemom lahko v eni sekundi z veliko zanesljivostjo prepoznamo večja odstopanja od načrtovanih dolžin korakov znotraj velikega vidnega polja daleč stran od pacienta.

Bolj ambiciozen sistem za ovrednotenje terapije bi izračunal, koliko se prejeta doza razlikuje od načrtovane. Tudi veliko boljša natančnost sistema ne reši vprašanja premikov pacienta/tkiva.

Natančnost sistema bi izboljšali z:
· uporabo enega večjega detektorja bolj daleč stran od zaslonke;
· natančnejšim merjenjem položajev komponent sistema;
zmanjšamo prispevek sistematične napake

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Pričakovano število dogodkov iz 1 Ci izvira približno 40 cm stran od zaslonk je v eni sekundi $160 \cdot 10^3$ za izvir v zraku in $40 \cdot 10^3$ za izvir 12 cm globoko v fantomu.

S sistemom lahko v eni sekundi z veliko zanesljivostjo prepoznamo večja odstopanja od načrtovanih dolžin korakov znotraj velikega vidnega polja daleč stran od pacienta.

Bolj ambiciozen sistem za ovrednotenje terapije bi izračunal, koliko se prejeta doza razlikuje od načrtovane. Tudi veliko boljša natančnost sistema ne reši vprašanja premikov pacienta/tkiva.

Natančnost sistema bi izboljšali z:
· uporabo enega večjega detektorja bolj daleč stran od zaslonke;
· natančnejšim merjenjem položajev komponent sistema;
zmanjšamo prispevek sistematične napake
· uporabo spominske elektronike za shranjevanje histogramov zadetkov.
zmanjšamo prispevek statistične napake

Zaključek

Za boljše poznavanje sistema smo naredili simulacijo s programskim paketom Geant4.

Mehansko ogrodje bistveno vpliva na število zadetkov v ozadju, če ni dobre zaščite detektorjev.

Pričakovano število dogodkov iz 1 Ci izvira približno 40 cm stran od zaslonk je v eni sekundi $160 \cdot 10^3$ za izvir v zraku in $40 \cdot 10^3$ za izvir 12 cm globoko v fantomu.

S sistemom lahko v eni sekundi z veliko zanesljivostjo prepoznamo večja odstopanja od načrtovanih dolžin korakov znotraj velikega vidnega polja daleč stran od pacienta.

Bolj ambiciozen sistem za ovrednotenje terapije bi izračunal, koliko se prejeta doza razlikuje od načrtovane. Tudi veliko boljša natančnost sistema ne reši vprašanja premikov pacienta/tkiva.

Natančnost sistema bi izboljšali z:
· uporabo enega večjega detektorja bolj daleč stran od zaslonke;
· natančnejšim merjenjem položajev komponent sistema;
zmanjšamo prispevek sistematične napake
· uporabo spominske elektronike za shranjevanje histogramov zadetkov.
zmanjšamo prispevek statistične napake

Hvala za pozornost.