



PRAVDEPODOBNOSTNÉ PLÁNOVANIE

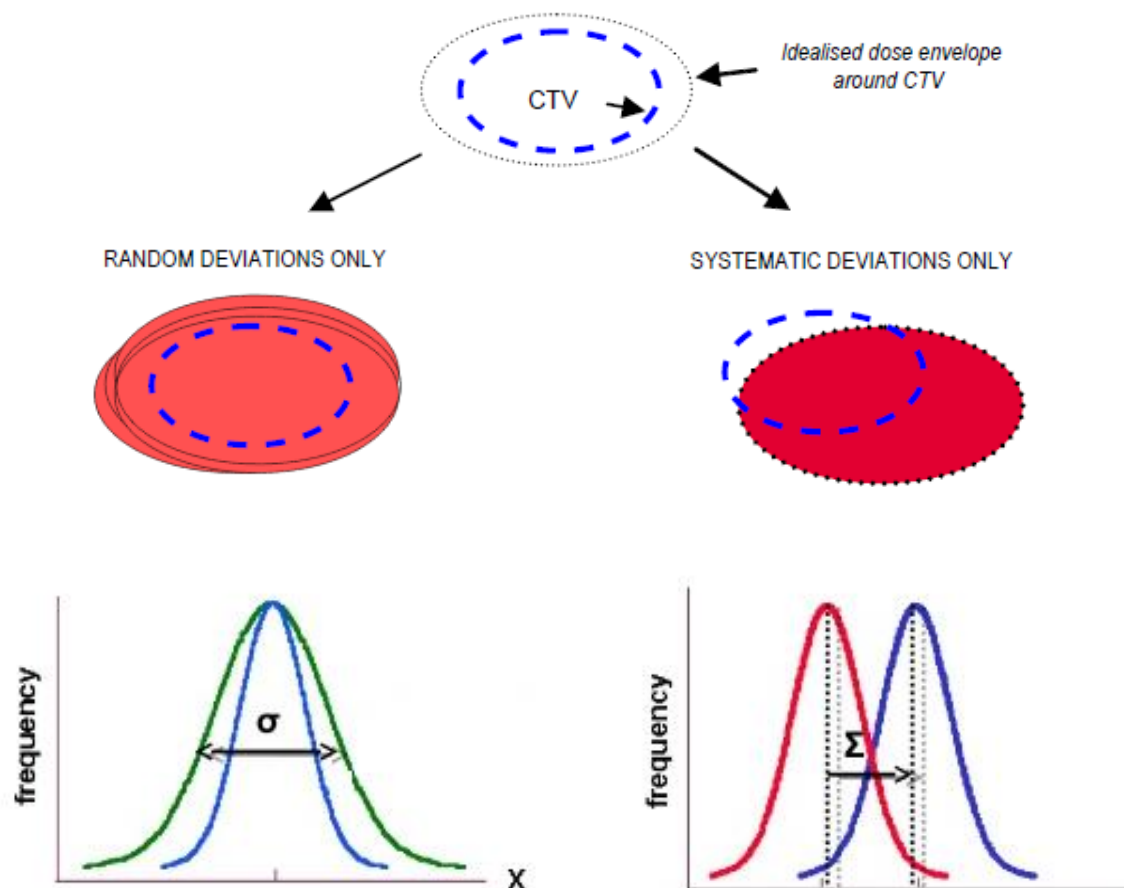
VI. ročník košickej konferencie klinických fyzikov SR
Nové technológie v radiačnej onkológii

Pravdepodobnostné plánovanie

Na základe prednášky M. van Herka z ESTRO
kurzu Advanced Treatment Planning (2016) [1]
a práce J. Moore (2011) [2]



Geometrické neistoty



[3], [5]



Geometrické neistoty – riešenie

- ▣ Použitie lemov pre cieľový objem (PTV), prípadne aj pre OAR (PRV)
- ▣ Šírka lemu, aby u 90% pacientov bolo CTV pokryté 95 % izodózou [4]:

$$\text{PTV lem} = 2,5 \Sigma + 0,7 \sigma$$

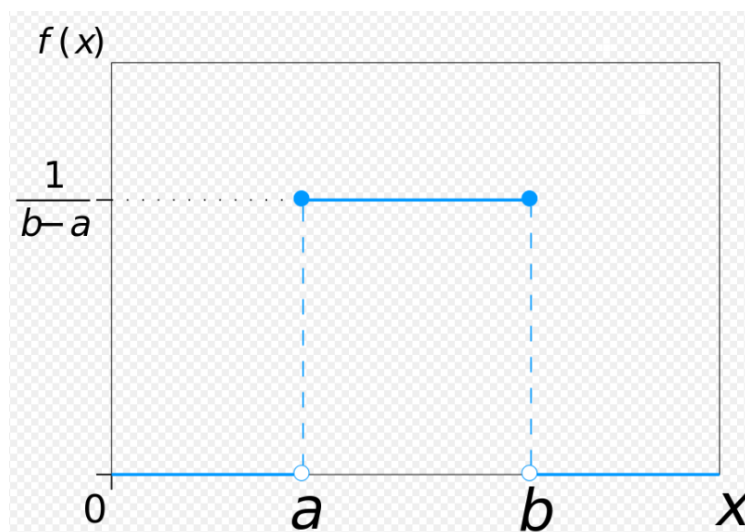
Σ – systematická neistota

σ – náhodná neistota



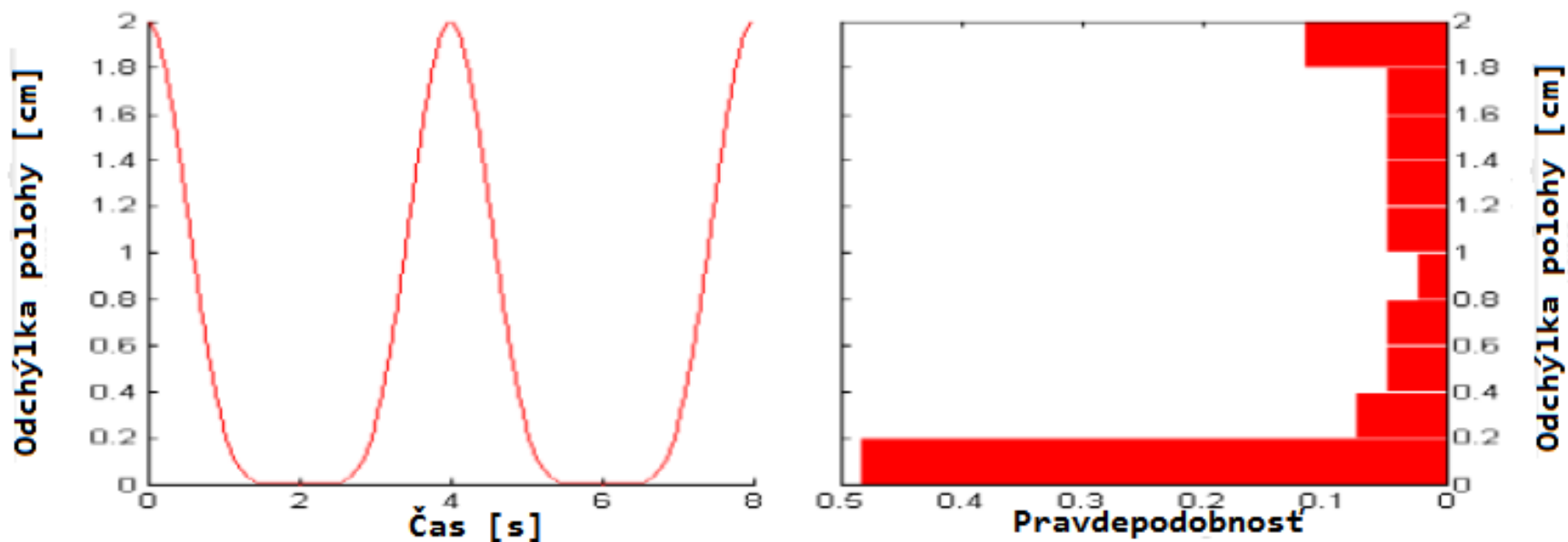
PTV - nevýhody

- Zväčšenie objemu ožarovaného plnou dávkou – väčšia dávka na príahlé zdravé tkanivo
- Neberie do úvahy pravdepodobnosť výskytu CTV v danej pozícii



Príklad – dýchacie pohyby

Funkcia hustoty pravdepodobnosti odchýlky polohy:



Alebo: namiesto použitia PTV lemu

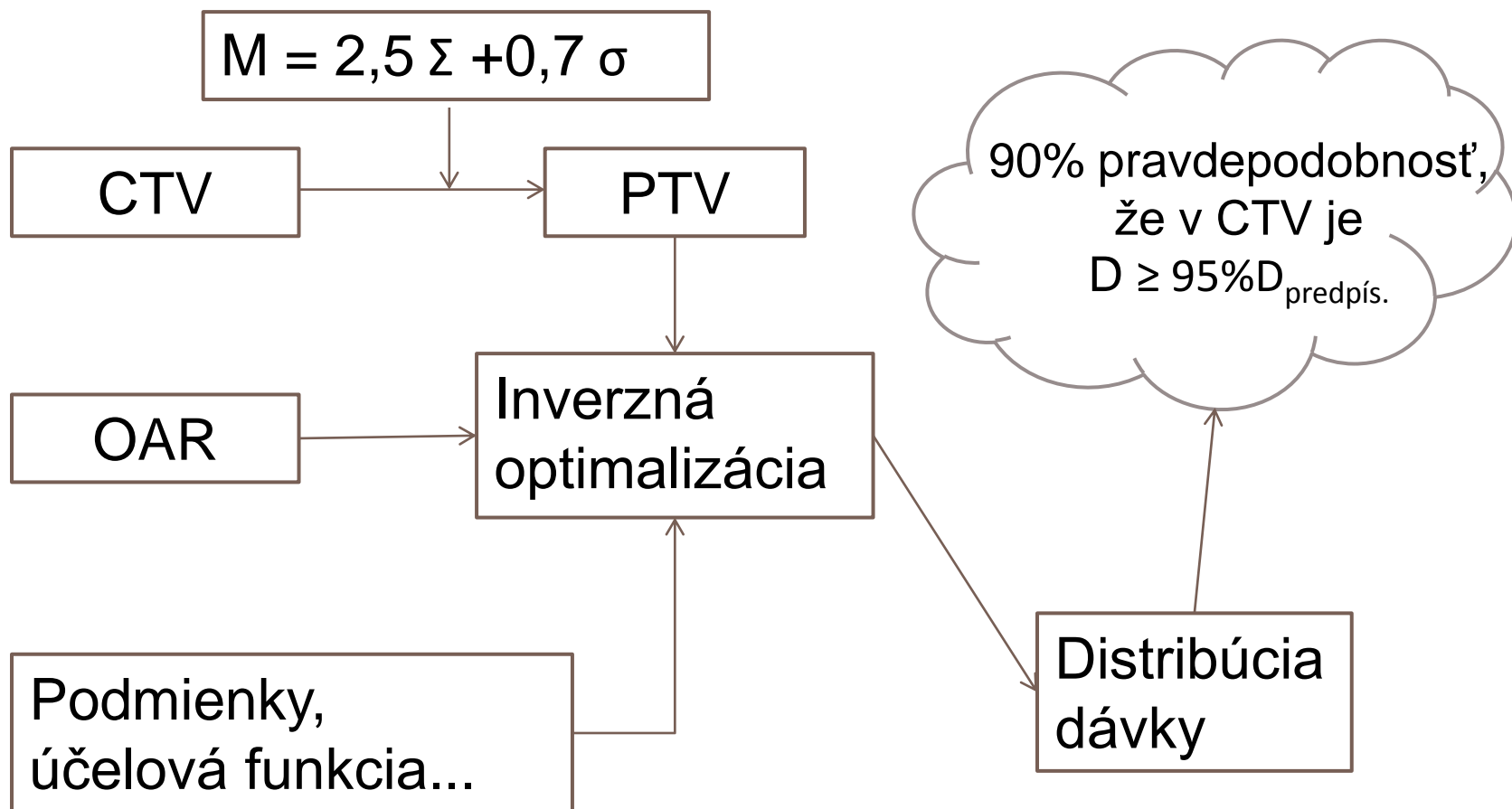
Zahrnutie náhodnej a systematickej neistoty do
procesu plánovania



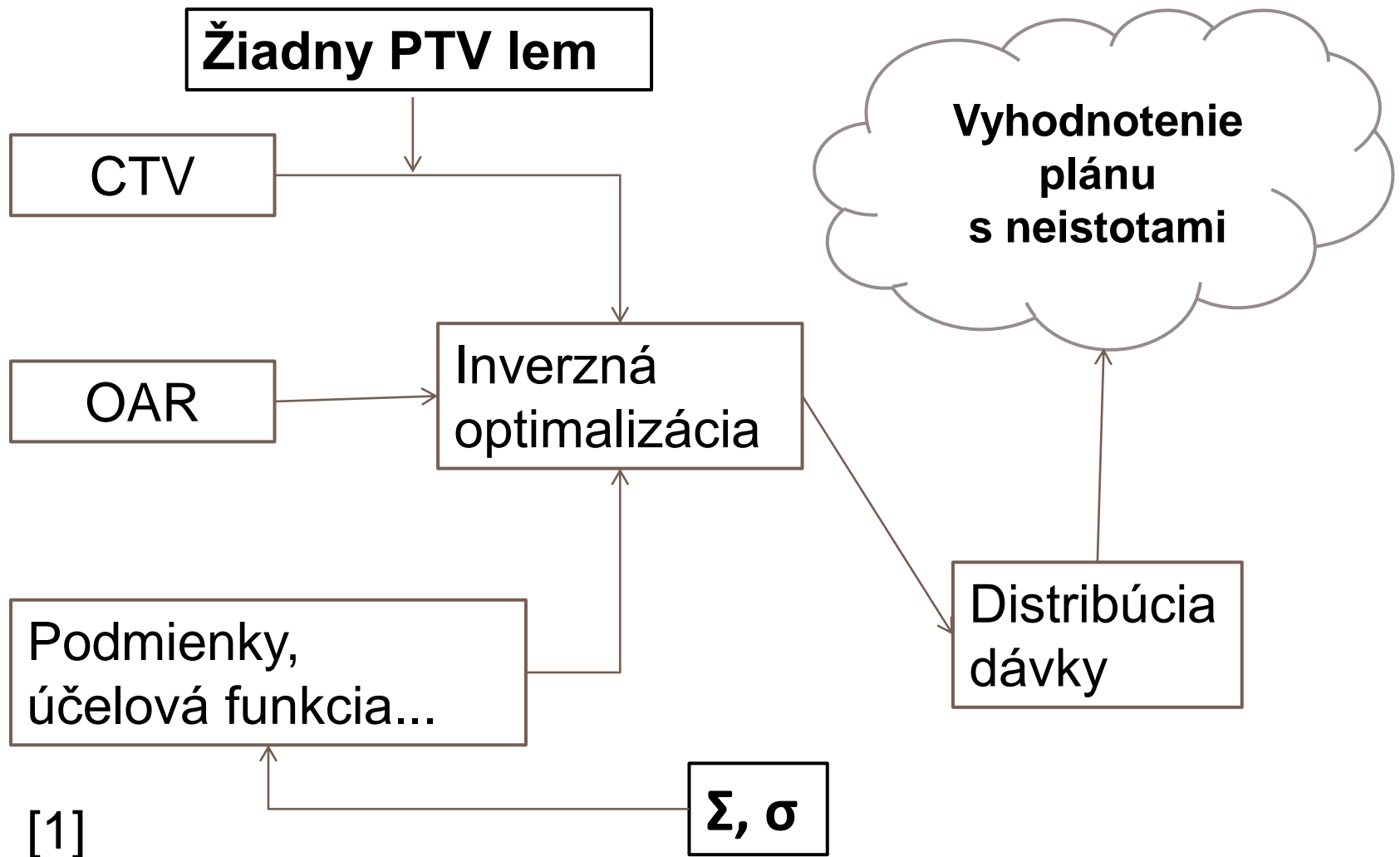
Vyhodnotenie plánu s neistotou



Klasické plánovanie IMRT s použitím lemov



Pravdepodobnostné plánovanie IMRT bez lemov



Zahrnutie náhodnej neistoty σ

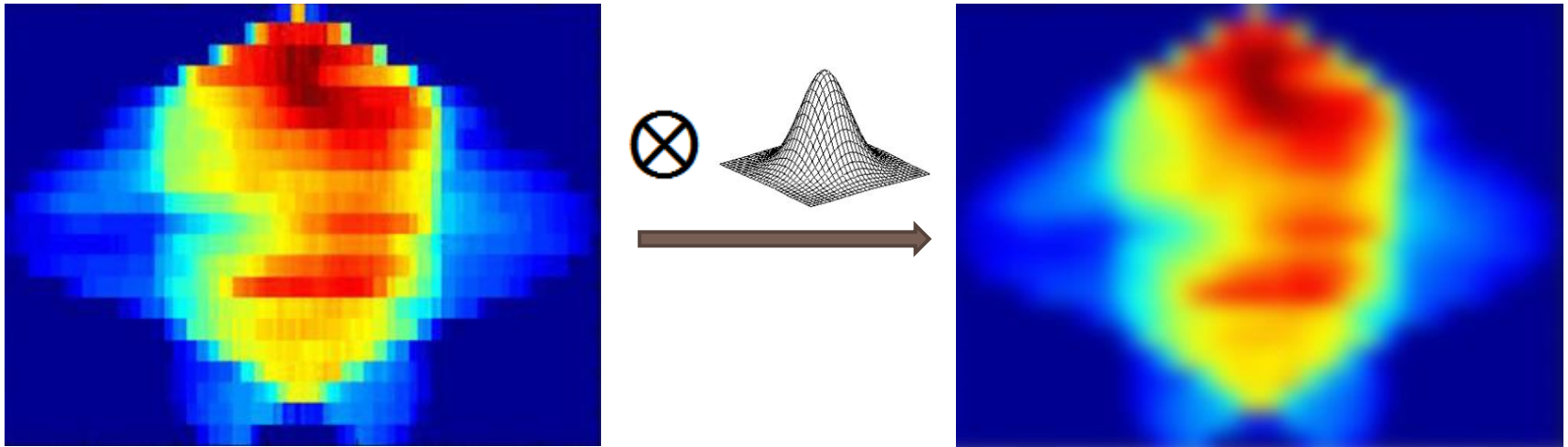
- ▣ Veľký počet frakcií \longrightarrow náhodná neistota sa dá aproximovať rozmazaním fluencie

[2]



Zahrnutie náhodnej neistoty σ

- ▣ Konvolúcia fluencie s gaussovským normálnym rozdelením so σ = náhodná neistota

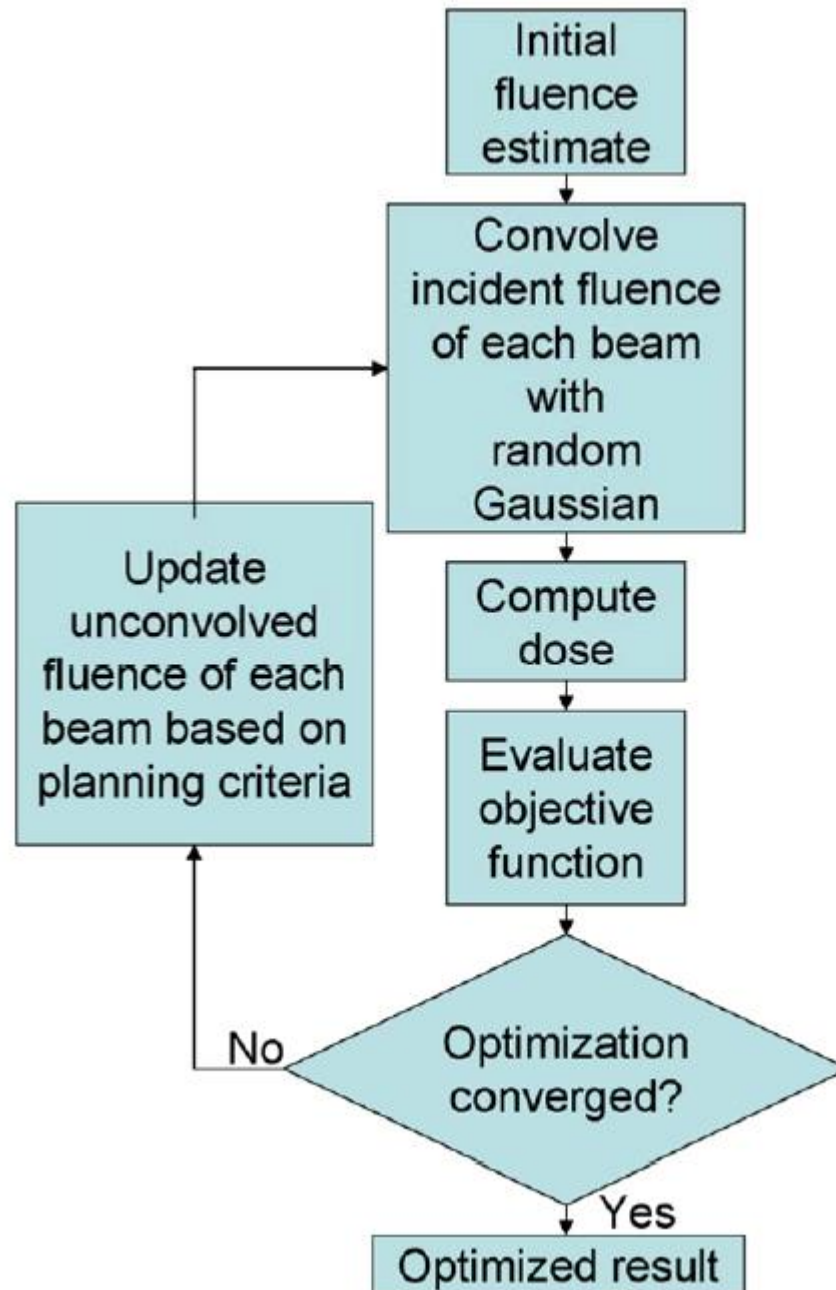


[2]



Onkologický ústav
sv. Alžbety





Zahrnutie systematickej neistoty Σ

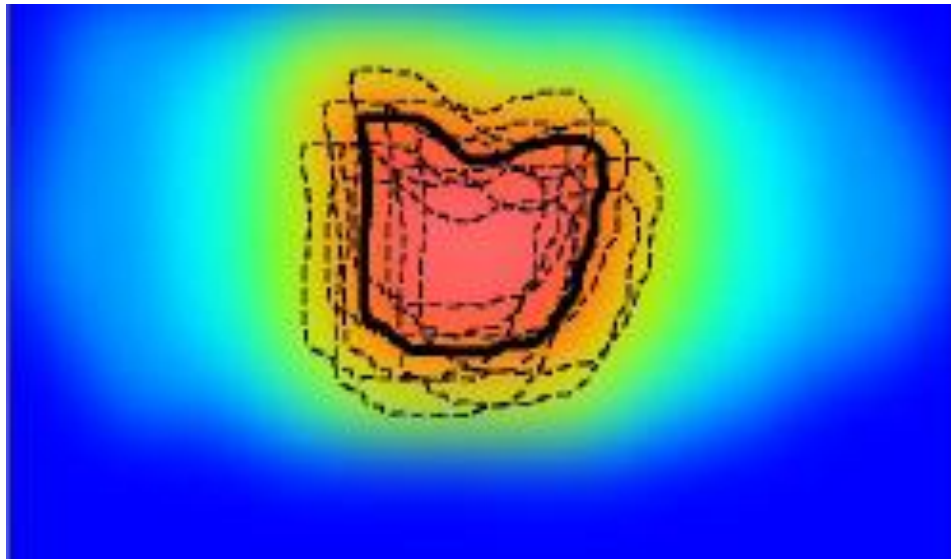
- Systematická neistota: systematické posunutie všetkých štruktúr oproti plánovanej polohe
- Nedá sa popísať ako rozmazanie (pri každej frakcii rovnaký smer a podobná veľkosť)

[2]



Zahrnutie systematickej neistoty Σ

- ❑ Simulácia rôznych možných posunov (daný počet)
- ❑ Normálne rozdelené okolo 0 mm so
 $\sigma = \text{systematická neistota } (\Sigma)$



[1], [2]



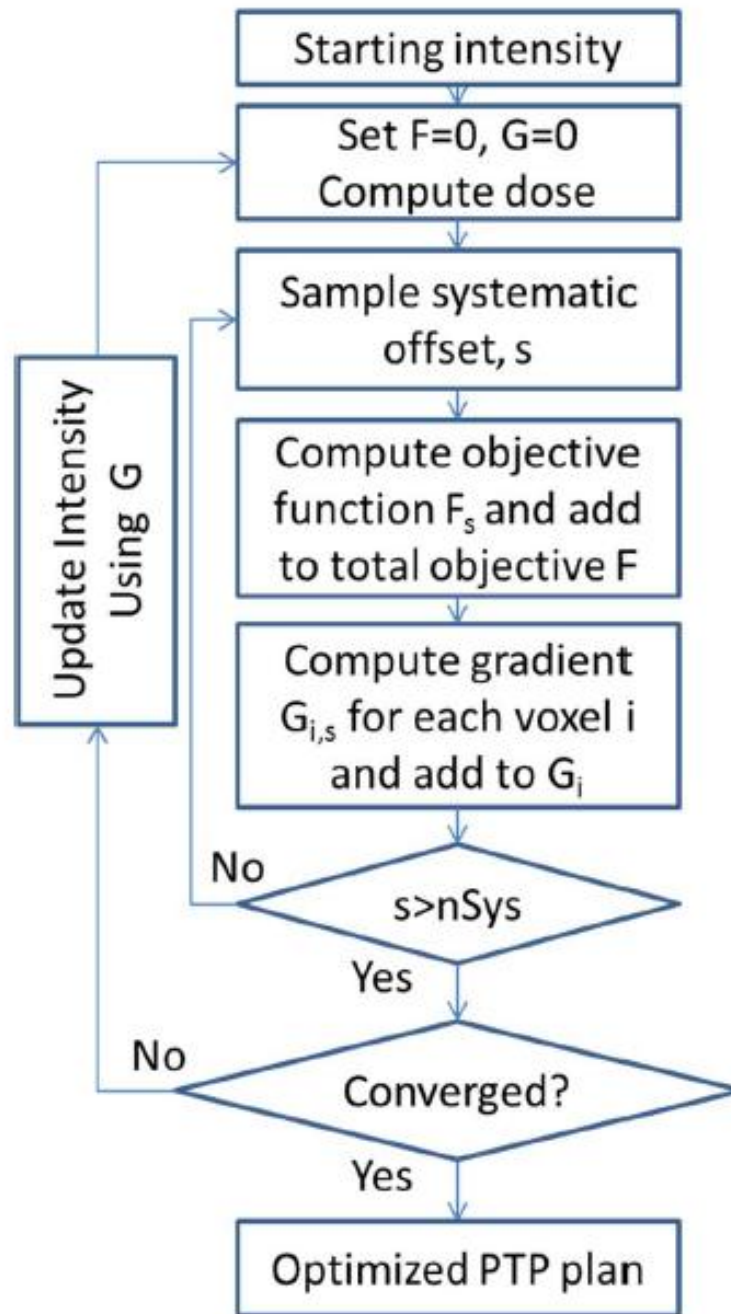
Zahrnutie systematickej neistoty Σ

- ▣ Použijú sa rovnaké podmienky, ako pri štandardnej optimalizácii
- ▣ Podmienky platia aj pre každú posunutú anatómiu
➡ nová podmienka
- ▣ Účelová funkcia pre danú podmienku O a pre $nSys$ nasimulovaných systematických posunov:

$$F_o = \sum_s^{nSys} F_{o,s}$$

[2]





Moore [2]

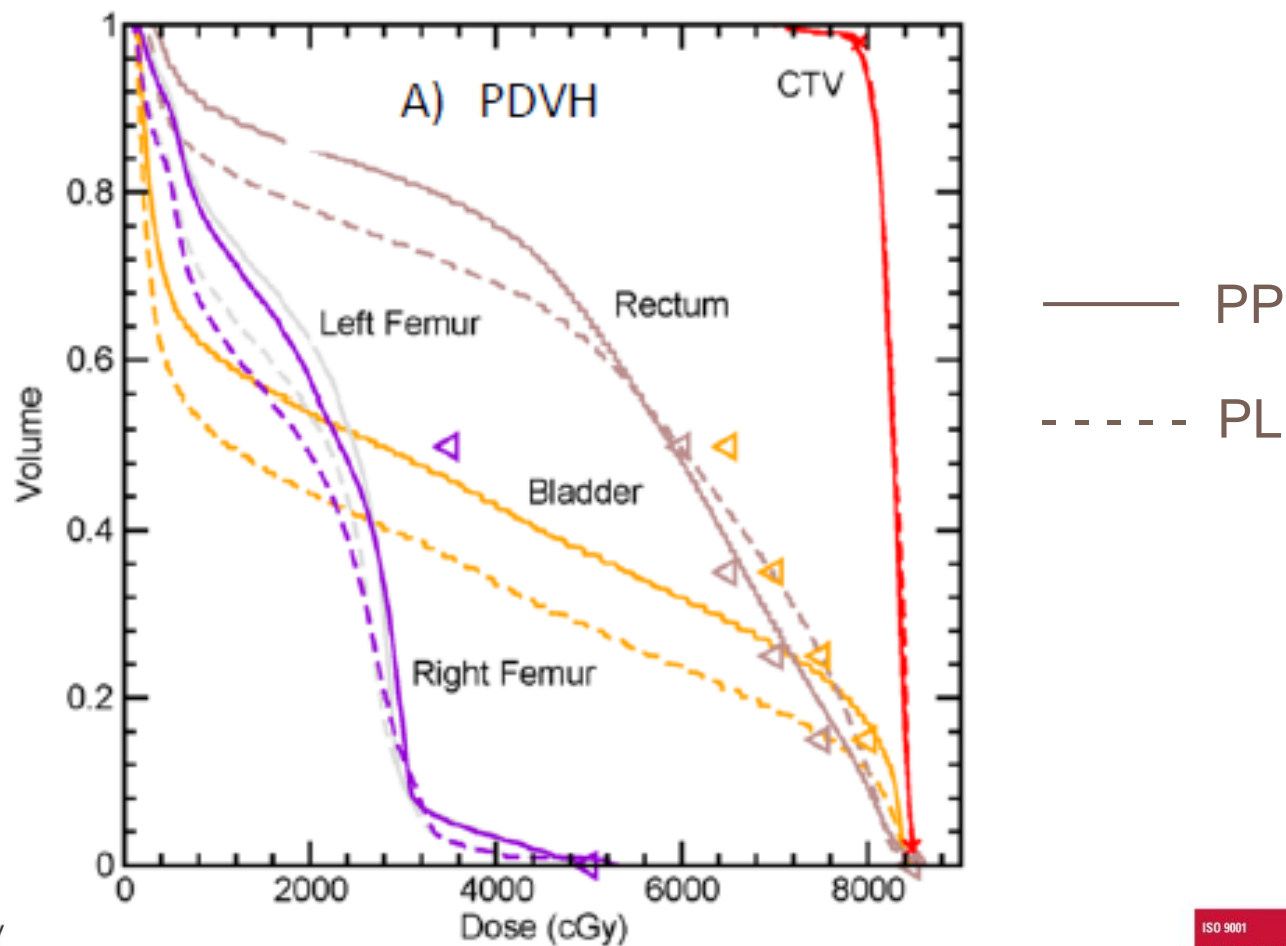
- ▣ 28 pacientov
- ▣ Plány pre prostatu, 9 polí
- ▣ Porovnanie pravdepodobnostných plánov (PP) s plánmi používajúcimi lemy (PL)
 - ▣ Výpočet plánov a následná simulácia pohybov pacienta pre obidva typy plánov

[2]



Moore [2] – výsledky

PDVH pre 95. percentil pokrytia CTV a 5. percentil pokrytia OAR

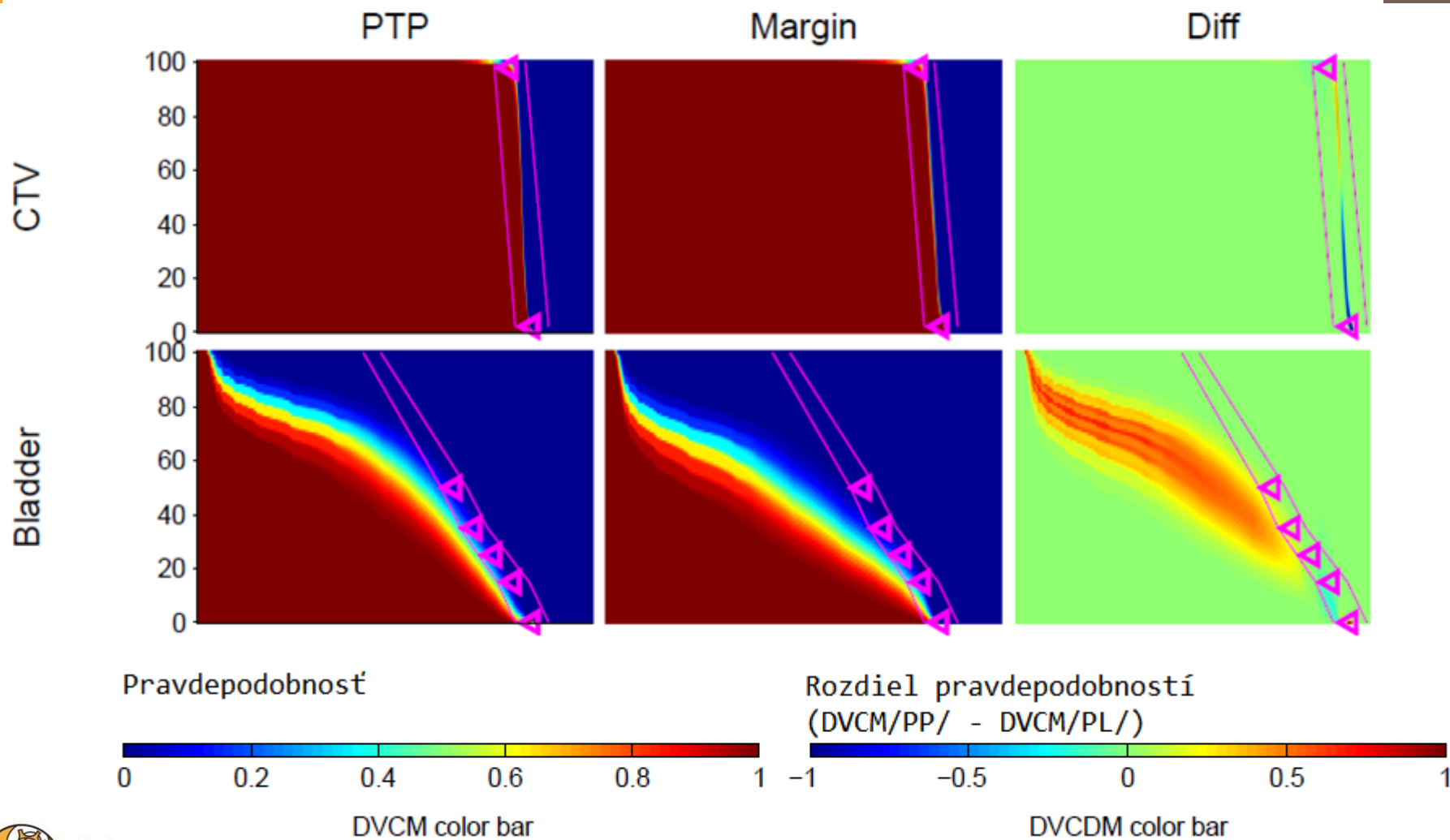


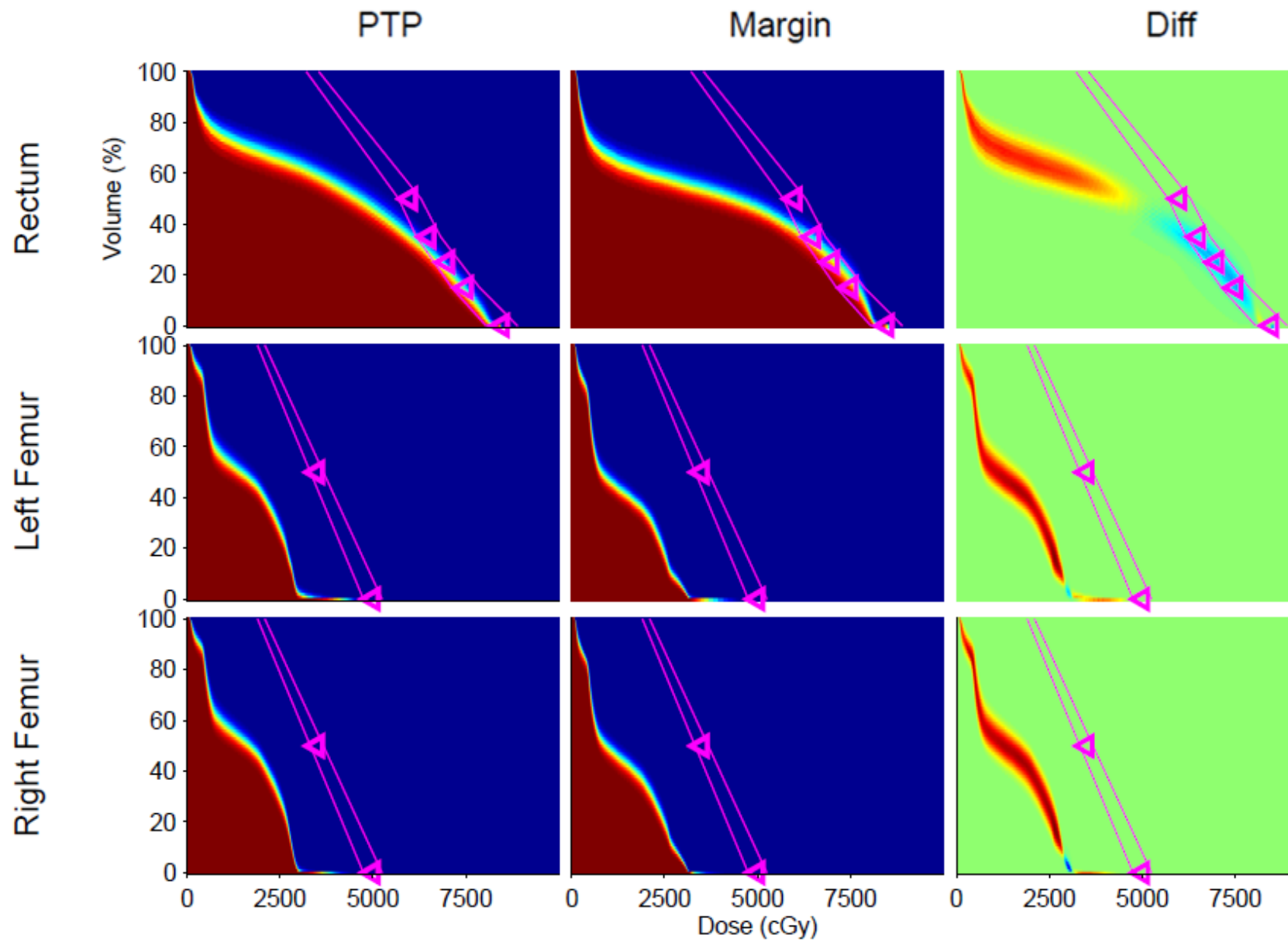
[2]



Moore [2] – výsledky

DVCM (dose volume coverage map), DVCDM (DVC difference map)

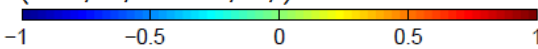




Pravdepodobnosť



Rozdiel pravdepodobností
(DVCM/PP/ - DVCM/PL/)



[2]

Moore [2] – výsledky

- PP zahŕňajúce náhodné aj systematické neistoty
 - Podobné pokrytie CTV
 - Zníženie pokrytia rekta vysokými dávkami
 - Znížené pokrytie OAR v oblastiach blízko zadaných podmienok, zvýšenie pokrytia OAR v oblastiach DVH, kde nie je obmedzenie
 - Lekár by v 71% vybral PP, v 7% PL, v 21% žiadny

[2]



Fontanarosa et al. [4]

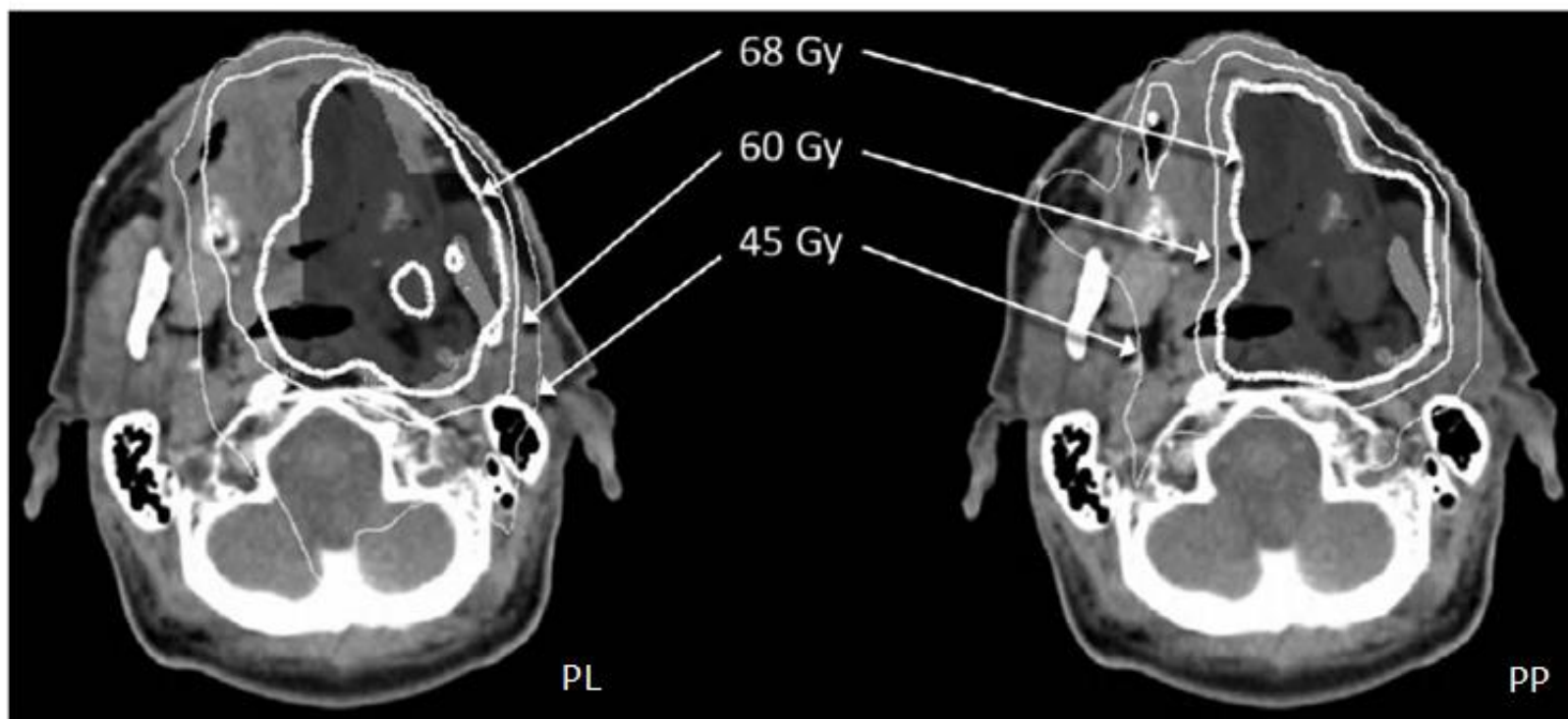
- ▣ 20 pacientov H&N
- ▣ 2 objemy – 54,25 Gy a 70 Gy
- ▣ Pre každého pacienta PP a PL + simulácia geometrických neistôt
- ▣ Jemné doladenie váh pre podmienky pri PP tak, aby pokrytie vyšlo rovnaké ako pre PL

[2]



Fontanarosa et al. [4] - výsledky

- PP väčšinou pravidelnejšie a hladšie izodózy



Fontanarosa et al. [4] - výsledky

- ▣ Podobné pokrytie CTV
- ▣ Maximálna dávka na mozgový kmeň a miechu v rámci limitov pre PL aj PP
- ▣ Priemerná dávka na všetky OARs pre všetkých pacientov znížená pri PP, ale nie výrazne
- ▣ PP výhodné, ak sa OARs prekrývajú s pôvodným PTV, ale nie CTV
- ▣ PP výhodné v budúcnosti pre dose-painting plannig



Ďakujem za pozornosť



Onkologický ústav
sv. Alžbety



Literatúra

- ❑ [1] van HERK, M., Probabilistic planning., prednáška z kurzu ESTRO Advanced Treatment Planning, 2016
- ❑ [2] MOORE, J., Radiation therapy treatment plan optimization accounting for random and systematic patient setup uncertainties., Dizertačná práca, Virginia Commonwealth University 2011.
- ❑ [3]<cit. 10/2016>
<https://www.ipem.ac.uk/Portals/0/Images/On%20target%20ensuring%20geometric%20accuracy%20in%20radiotherapy.pdf>
- ❑ [4] FONTANAROSA, D. et al., An in silico comparison between margin-based and probabilistic target-planning approaches in head and neck cancer patients, Radiotherapy and Oncology vol. 109, pp. 430 – 436
- ❑ [5] <cit. 10/2016>
<http://www.slideshare.net/GemelliArt/random-and-systematic-errors-251012>



Moore [2] – vylepšenia

- Pre rozmazanie fluencie pre zahrnutie náhodnej neistoty nepoužiť kernel s gaussovským rozdelením, ale 3D kernel so skutočným rozdelením pravdepodobnosti polohy (priemet do daného poľa)
- Pre posuny anatómie na základe systematickej neistoty použiť namiesto 1D gaussovského rozdelenia 3D g.r.

[2]



Gradient - vysvetlenie

zmena váhy j-teho lúča (Newtonova metóda):

$$\delta\omega_j \approx -\frac{\frac{\partial f}{\partial \omega_j}}{\frac{\partial^2 f}{\partial \omega_j^2}}$$

The total weight update for a given ray first and second derivative is then

$$\delta\omega_j \approx -\frac{\sum_o^{nObj} (2 \sum_i^{Nroi} c_i (D_i - D_{Rx}) K_{ij})}{\sum_o^{nObj} (2 \sum_i^{Nroi} c_i K_{ij} K_{ij})}$$

$$G_i^{MaxDVH} = 2 \cdot p \cdot V_i \cdot S_{Pinn} \cdot H(D_{VRx} - D_i) \cdot H(D_i - D_{Rx}) \cdot (D_i - D_{Rx})$$

