



FAKULTNÍ NEMOCNICE®
OLOMOUC

Kvantifikace obrazových dat v NM - jak neměřit nesprávně

Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.

FAKULTNÍ NEMOCNICE OLOMOUC

Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany

Kvantifikace obrazu v nukleární medicíně

- měření „čísel“
 - ta popisují důležité rysy (např. léze, orgány) obrazu a jejich vlastnosti (např. i kontrast při srovnávacích studiích)
- nejjednodušší – měření velikostí
 - rozměr, plocha, **objem**
- měření počtu impulzů
 - samotný počet impulzů v objektu zájmu
 - většinou pouze objekt je/není přítomen
 - získání informace o funkci
 - relativní kvantifikace
 - **absolutní kvantifikace**



Absolutní kvantifikace obrazu v nukleární medicíně

- pro situace, kdy je nápomocné/potřebné:

- **znát absolutní množství aktivity radiofarmaka v zájmové tkáni**

- srovnávat data / téhož pacienta v různých časech / mezi pacienty / skupinami pacientů:

- řeší problémy - různé aplikované aktivity, skenovací časy, bez referenčních tkání, ...

- kinetika radiofarmak

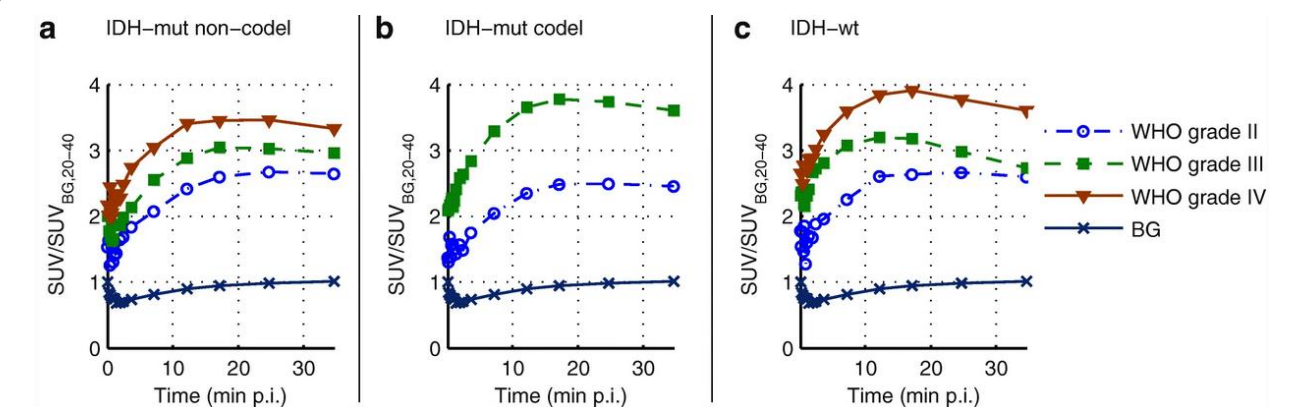
- pomoc při charakterizaci nálezů (např. záněty bez referenční tkáň)

- studium malignity nádorů

- kompartmentová analýza

- ...

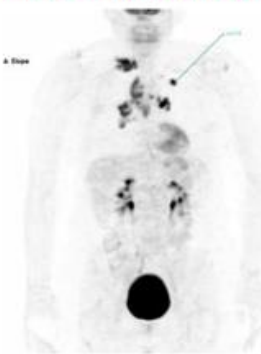
- dozimetrické účely



Určení stupně malignity gliomů

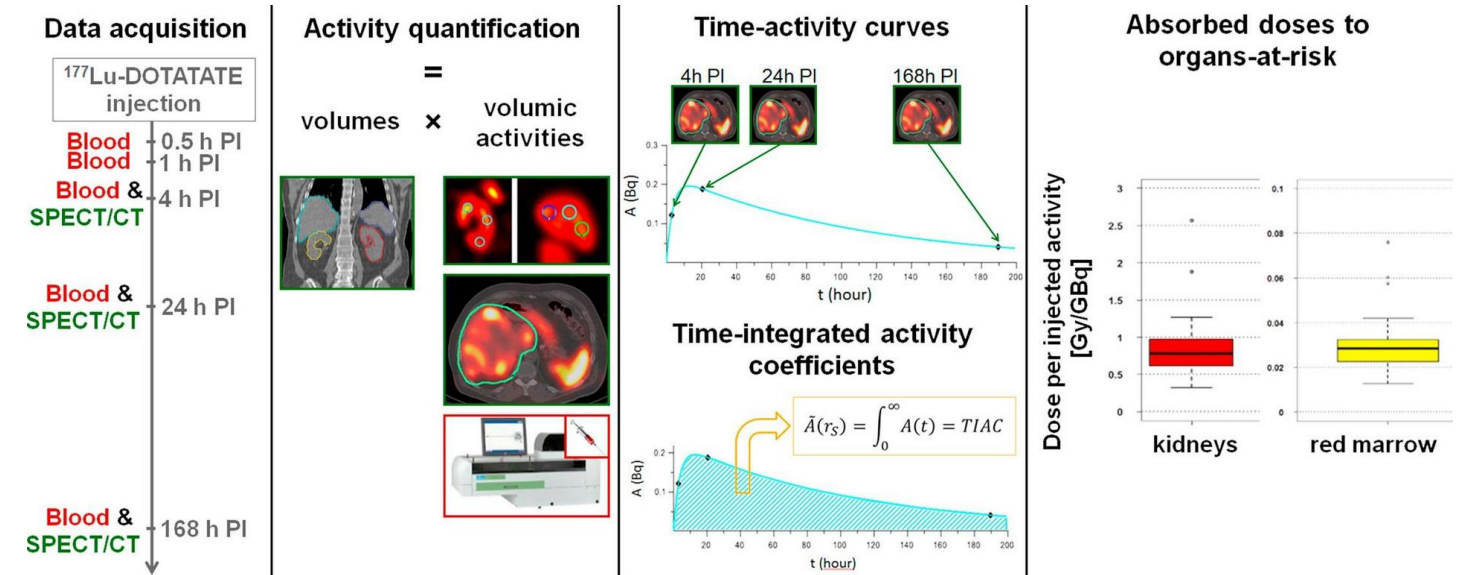
[EJNMMI Research volume 8, Article number: 91 \(2018\)](#)

Metabolic Rate (Ki)



- Rate in which tracer is trapped in the tissue
- Each voxel represents the rate of tracer uptake in a volume of tissue in mg/min/ml

¹⁸F-FDG Ki
R. Boellaard, ESMPE 2020



¹⁷⁷Lu peptide dosimetry

[Physica Medica Volume 56, December 2018, Pages 41-49](#)

Použití PET obrazů při plánování v radiační onkologii

- proč?

- CT poskytuje morfologickou informaci, ale cílem RT je ozářit nádorové buňky
 - ty mohou být i v oblastech mimo nádorové struktury na CT

- **ovlivnění velikosti GTV na základě PET obrazu**

- jak na to?

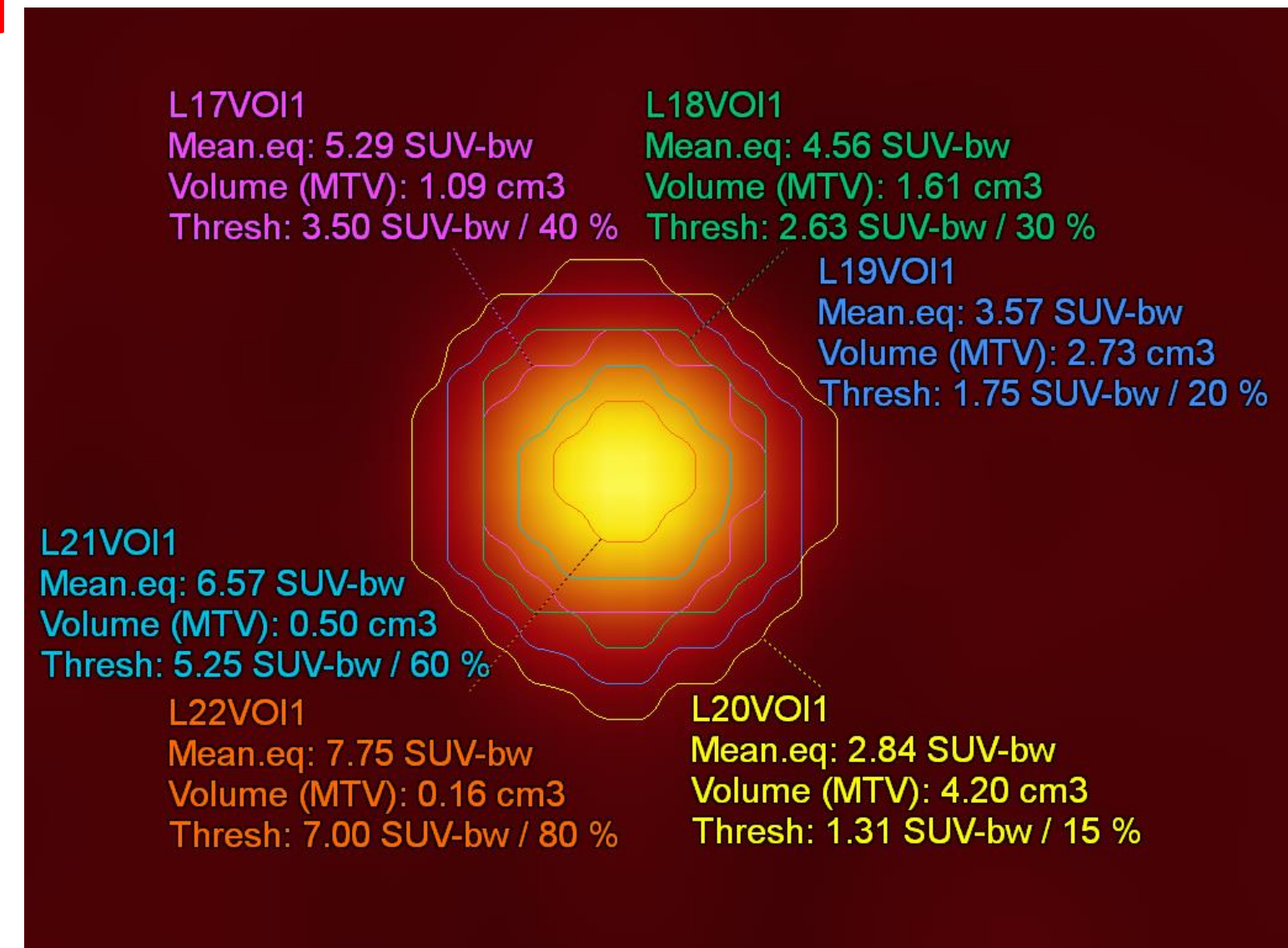
- volba vhodného prahu k výběru VOI
- adaptace GTV v plánovacím systému

- ale!

- použít PET obraz k těmto účelům vyžaduje mít znalosti o jeho vlastnostech

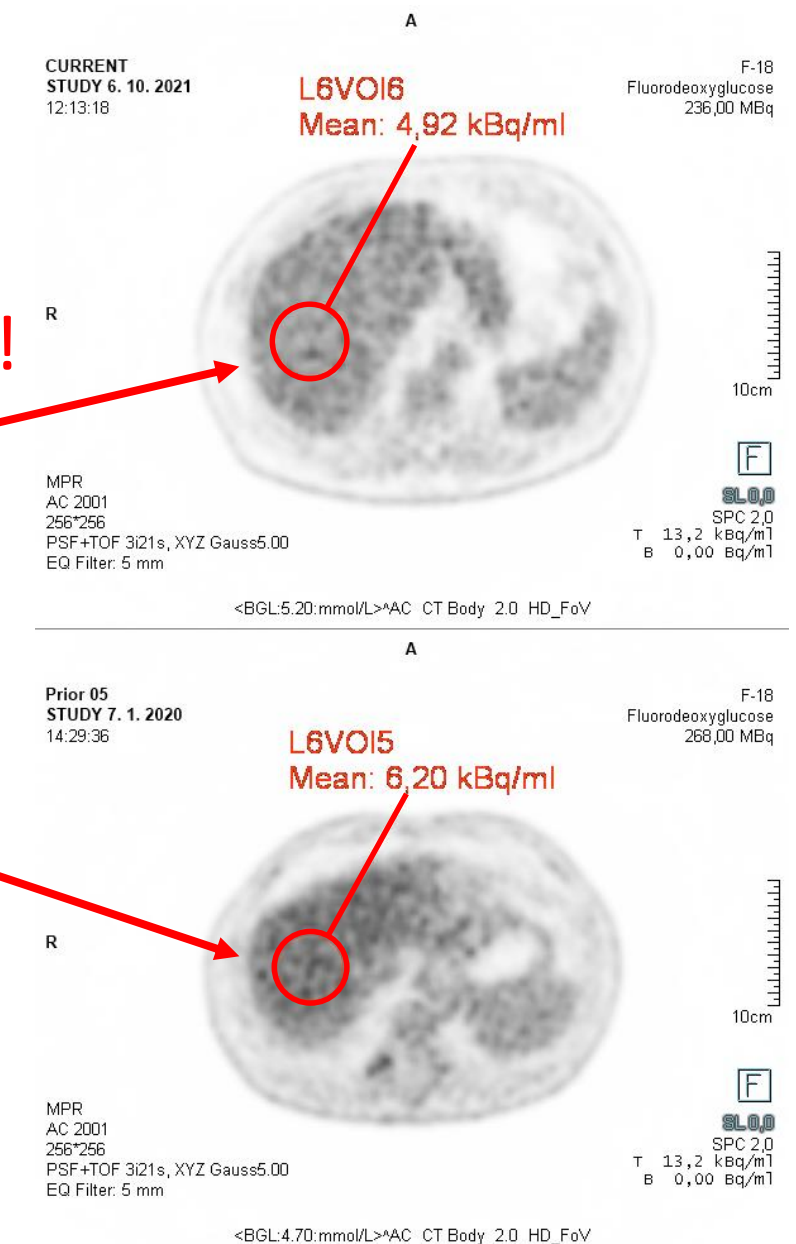
- jinak

- **riziko nesprávného měření a použití obrazu**



Použití PET obrazů při plánování v radiační onkologii

- PET = absolutní kvantifikace – měří přímo objemovou aktivitu v tkáni
 - pokud:
 - **všechny korekce** – náhodné a rozptýlené koincidence, mrtvá doba, zeslabení
 - **křížová kalibrace**
 - potom obraz v **Bq.ml⁻¹** , ale
 - **údaj pouze o a_{vol} tkáně neumožňuje standardizaci / porovnávání v čase!**
 - stejný pacient, různé časové okamžiky:
 - tkáň pro standardizaci nemá stejnou a_{vol}
 - ani léze beze změny metabolismu nebude mít stejnou a_{vol}
 - použití a_{vol} ke konstrukci prahu k vymezení objemu:
 - **jeden pacient, jeden časový okamžik**
 - různí pacienti, různé časové okamžiky – nepřijatelné!



Použití PET obrazů pro kvantifikaci

- přepočít Bq.ml^{-1} na **SUV** (standardized uptake value)

- odpadá potřeba referenčních tkání
- k popisu stačí jedno číslo
- výsledky přenositelné mezi přístroji/pracovišti/studiemi/pacienty

- SUV

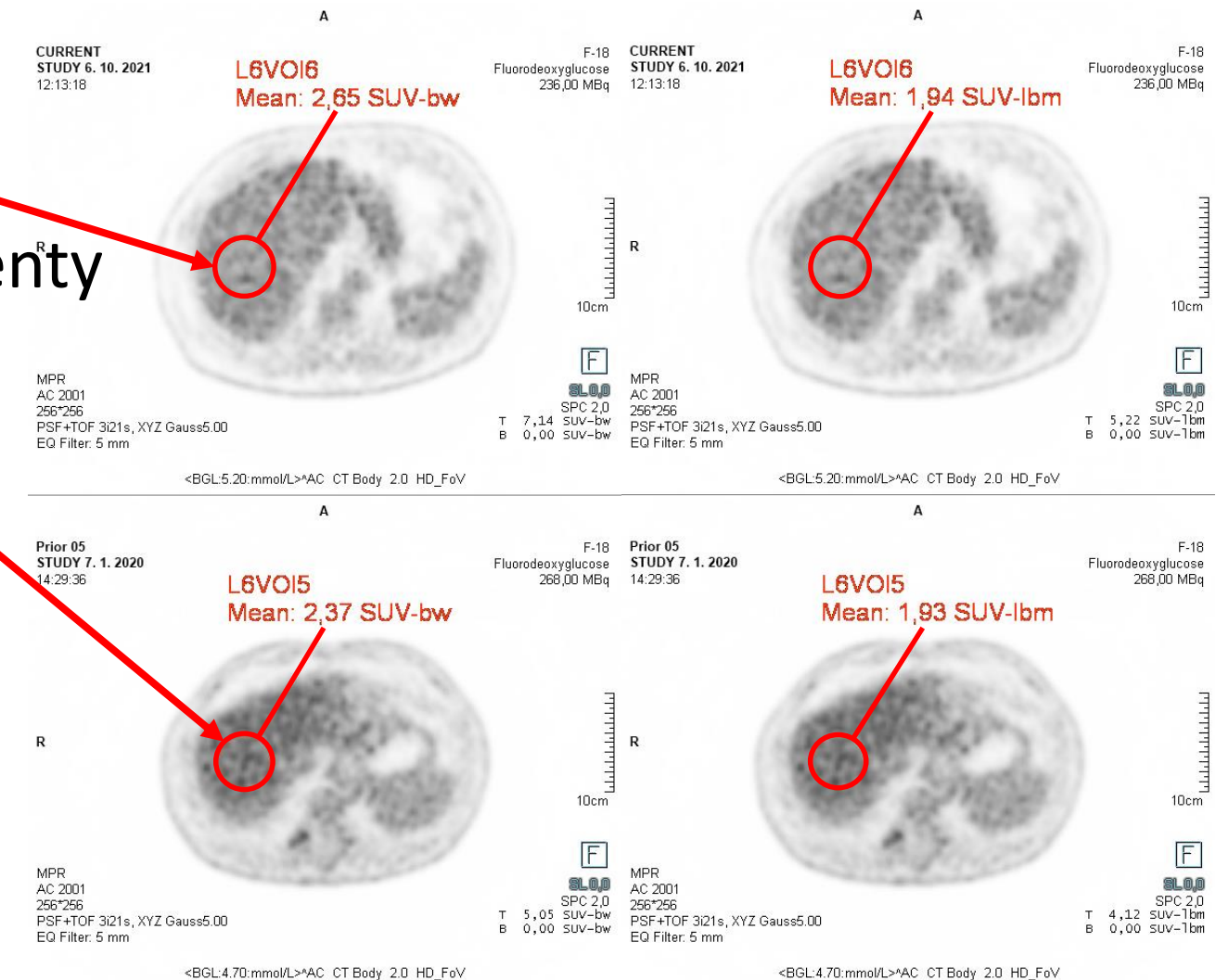
- objemová aktivita vztažená ke:
 - stejnému času (začátek akvizice)
 - vztažená k průměrné aplikované aktivitě, bezrozměrné

$$\text{SUV} = \frac{a_{\text{vol}}}{\overline{A}} \cdot m$$

- stejný metabolismus a radiofarmakum = stejné SUV

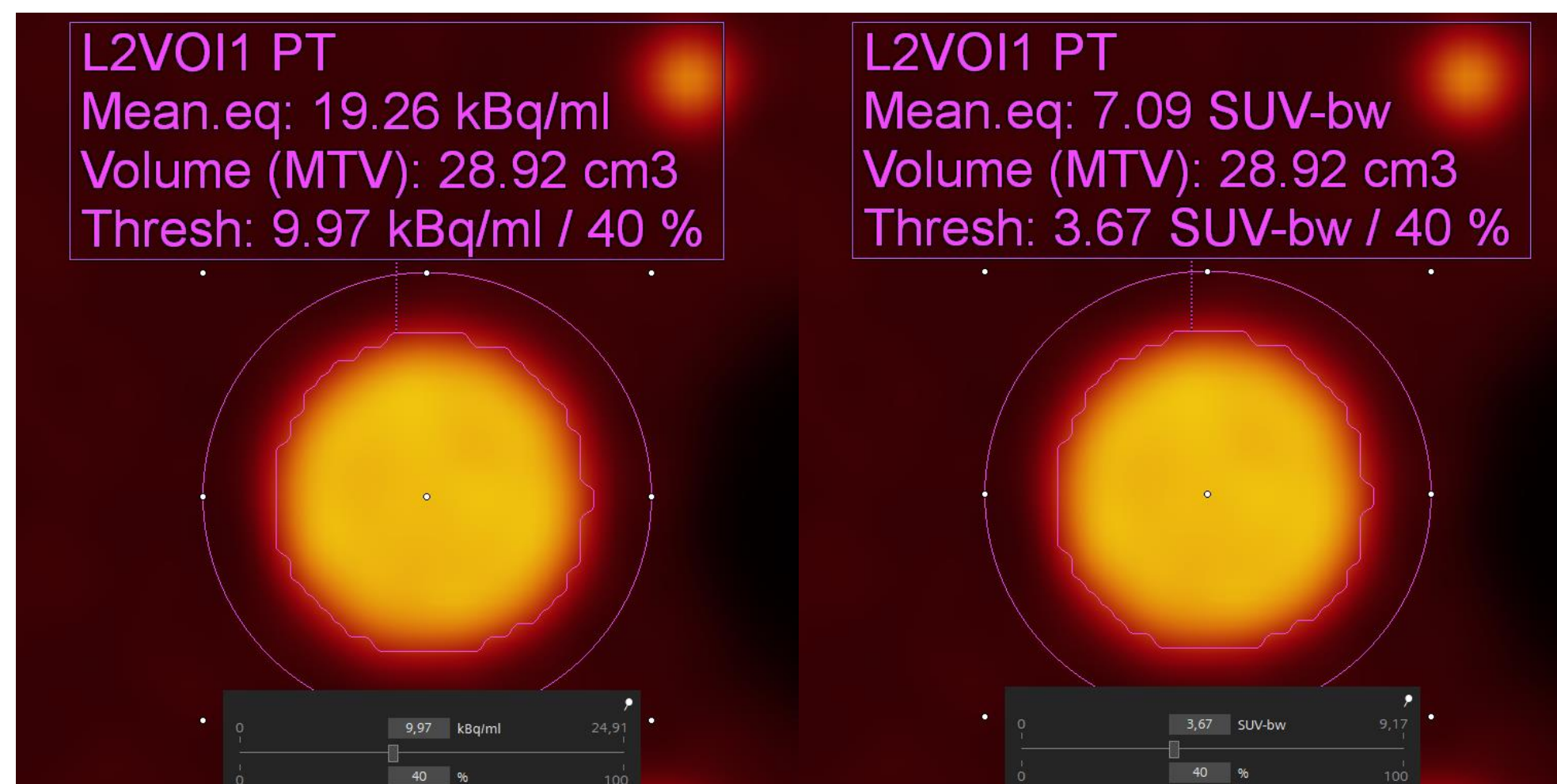
- ale!

- rozdílné systémy, rekonstrukce
- standardizace PET systémů nutná – jinak co systém, to jiné SUV – jak nastavit práh?



Závěr nultý

- u prahování pomocí **relativních prahů** (tj. % z maxima) je **vyznačen stejný objem** ať už se používá a_{vol} **nebo SUV**
- u prahování pomocí **absolutních prahů** (tj. a_{vol} nebo SUV) je **vyznačen JINÝ objem** použitím stejných hodnot a_{vol} **nebo SUV**
- ani číselná hodnota nemusí být vždy nápovědou, jestli je údaj v a_{vol} nebo SUV:
 - hodnoty nijak na první pohled neliší (např. řádově)
- **POZOR na jednotku/metriku**
 - číslo udané bez dalšího popisu je podezřelé

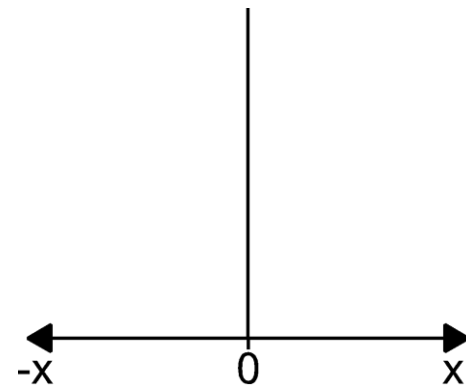


Závěr první

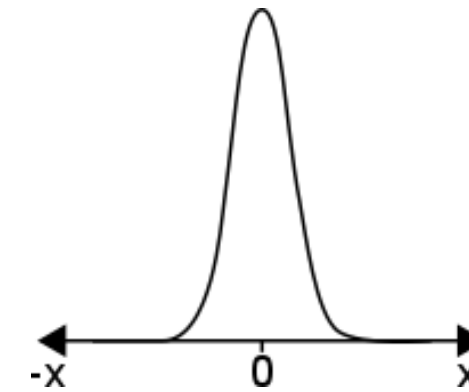
- použití a_{vol} i SUV pro účely plánování RT (nastavení prahů k výběru VOI) je možné
- u SUV je menší riziko chyby kvůli jeho standardizaci (čas a A/m)
- plánovací systémy – patrně různé možnosti
 - např. systém Eclipse 16.1.0 – pouze a_{vol}
- použití totožné a_{vol} pro různé pacienty, různé časové okamžiky téhož pacienta:
 - **nepřípustné**
- použití totožného **SUV** pro různé pacienty, různé časové okamžiky téhož pacienta
 - **teoreticky možné, ale ...**
 - **pozor na vlastnosti PET zobrazení, které situaci značně komplikují ...**
 - **především vliv prostorové rozlišovací schopnosti na výsledný obraz ...**

Prostorová rozlišovací schopnost (FWHM)

ideální zobrazovací systém



PET



Efekt částečného objemu (PVE)

- nedokonalá prostorová rozlišovací schopnost se v obraze projeví přes PVE
 - menší objekty jsou zobrazeny s menším kontrastem bez ohledu na to, že kontrast objektu je v dané scéně stejný pro všechny velikosti objektů
 - PVE je přítomen vždy, ale je pozorovatelnější u menších objektů
- co to znamená pro použití PET při plánování v radioterapii?
 - **menší objekty se zobrazují s menším kontrastem**
 - **situace je tím komplikovanější, čím je vyšší aktivita radiofarmaka v okolí objektu**
 - bez dalších korekcí nemusí hodnota prahu fungující při jednom kontrastu objektu fungovat v situaci s jiným kontrastem
- FWHM ovlivněna nejen konstrukcí (typem) PET, ale:
 - **u konkrétního typu i nastavením rekonstrukce:**
 - **počet iterací, subsetů, filtrace ...**



Kontrast

- nejjednodušeji definován jako poměr mezi signálem a pozadím
- rozlišujeme:
 - kontrast objektu – v NM dán poměrem skutečné a_{vol_real} objektu a pozadí
 - kontrast obrazu – v NM dán poměrem z obrazu změřené a_{vol_img} objektu a pozadí,
 - přičemž $a_{vol_img} \leq a_{vol_real}$ (s výjimkou „překorigovaných“ obrazů)
- objekty s menším a_{vol_real} se zobrazí hůře, vlivem nedokonalého rozlišení dochází k poklesu skutečné hodnoty na hodnotu a_{vol_img}

100 %

75 %

50 %

25 %

12.5 %

6.25 %

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

FP
TOZ
LPED
PECFD
EDFCZP
FELOPZD
DEFPOTEC
LEFODPCT

Vliv prostorové rozlišovací schopnosti na obraz

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
F E L O P Z D
D E F P O T E C
L E F O D P C T

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
F E L O P Z D
D E F P O T E C
L E F O D P C T

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
F E L O P Z D
D E F P O T E C
L E F O D P C T

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
F E L O P Z D
D E F P O T E C
L E F O D P C T

ideální

klesající počáteční kontrast

Vliv prostorové rozlišovací schopnosti na obraz

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
P E L O P E D
E D F C Z P
L P E D

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
P E L O P E D
E D F C Z P
L P E D

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
P E L O P E D
E D F C Z P
L P E D

F P
T O Z
L P E D
P E C F D
E D F C Z P
P E L O P E D
E D F C Z P
L P E D

horší

klesající počáteční kontrast

Vliv prostorové rozlišovací schopnosti na obraz



špatné

klesající počáteční kontrast

Vliv prostorové rozlišovací schopnosti na obraz

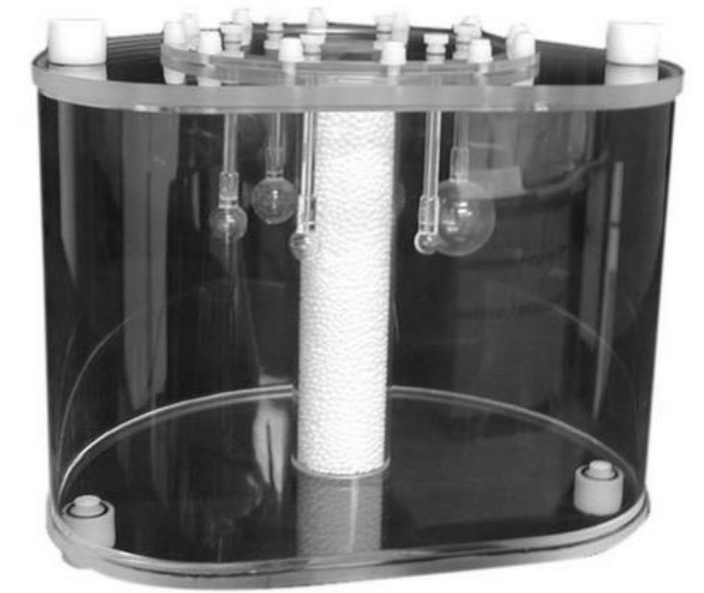


příšerné

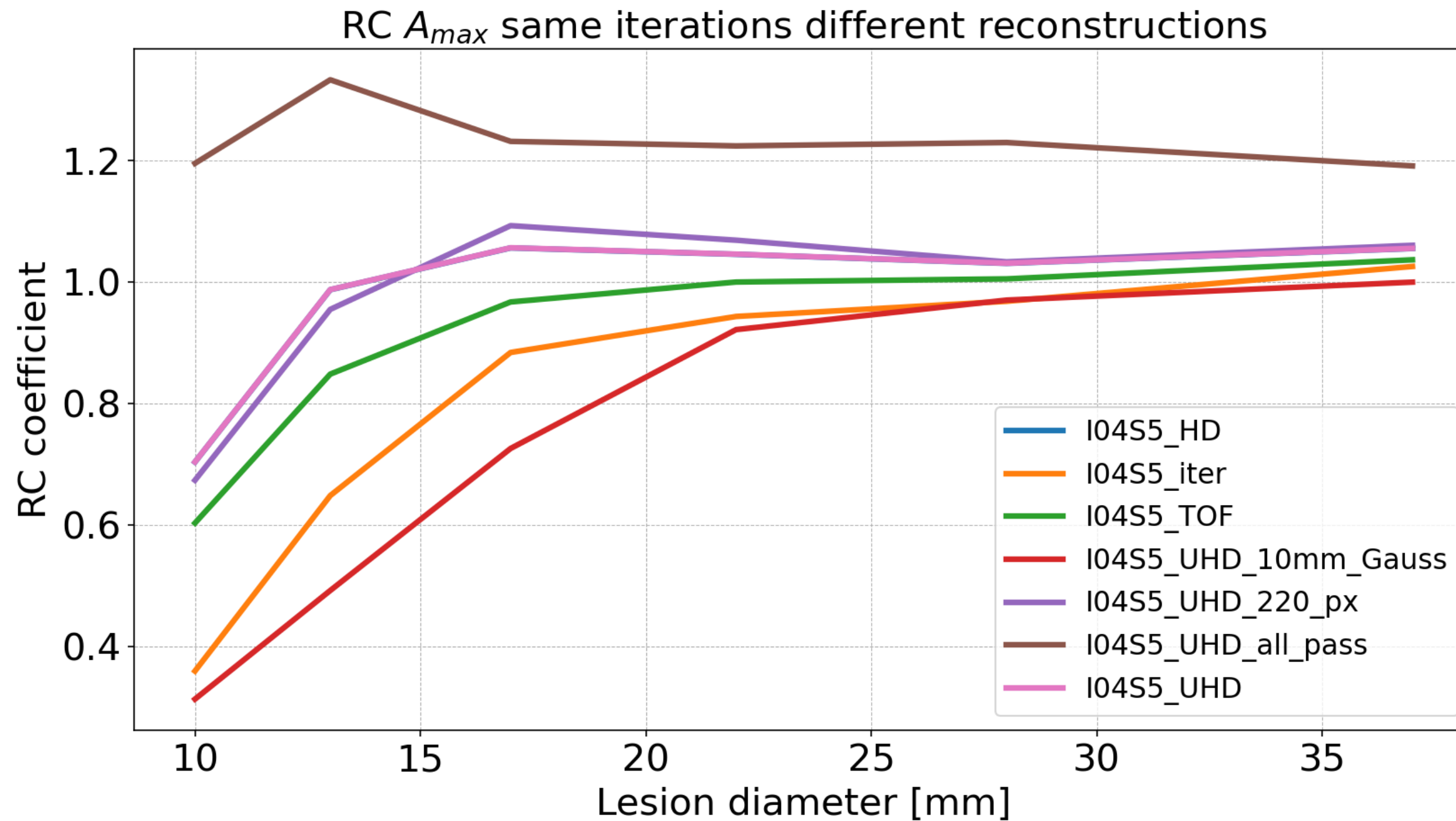
klesající počáteční kontrast

RC křivka

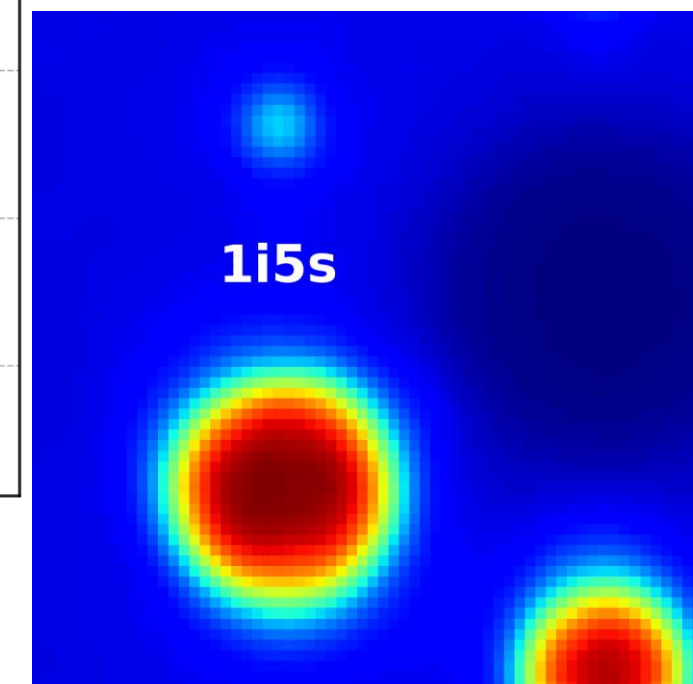
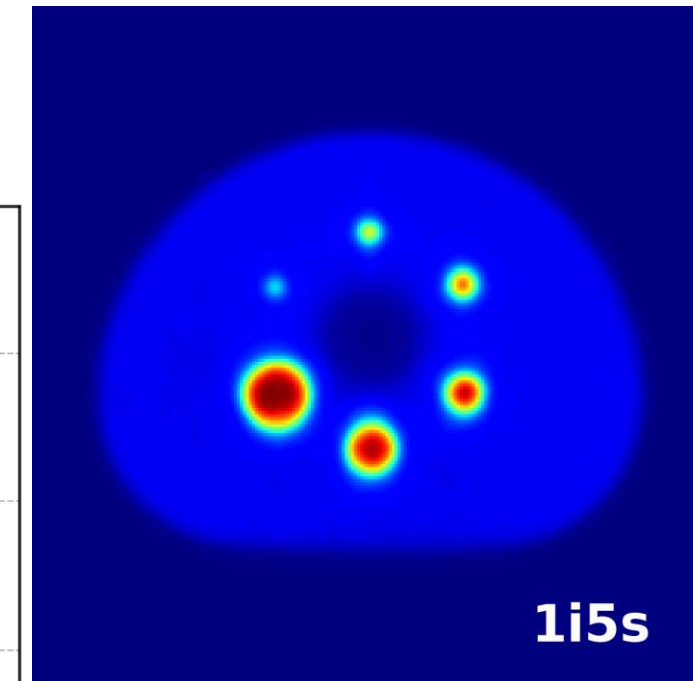
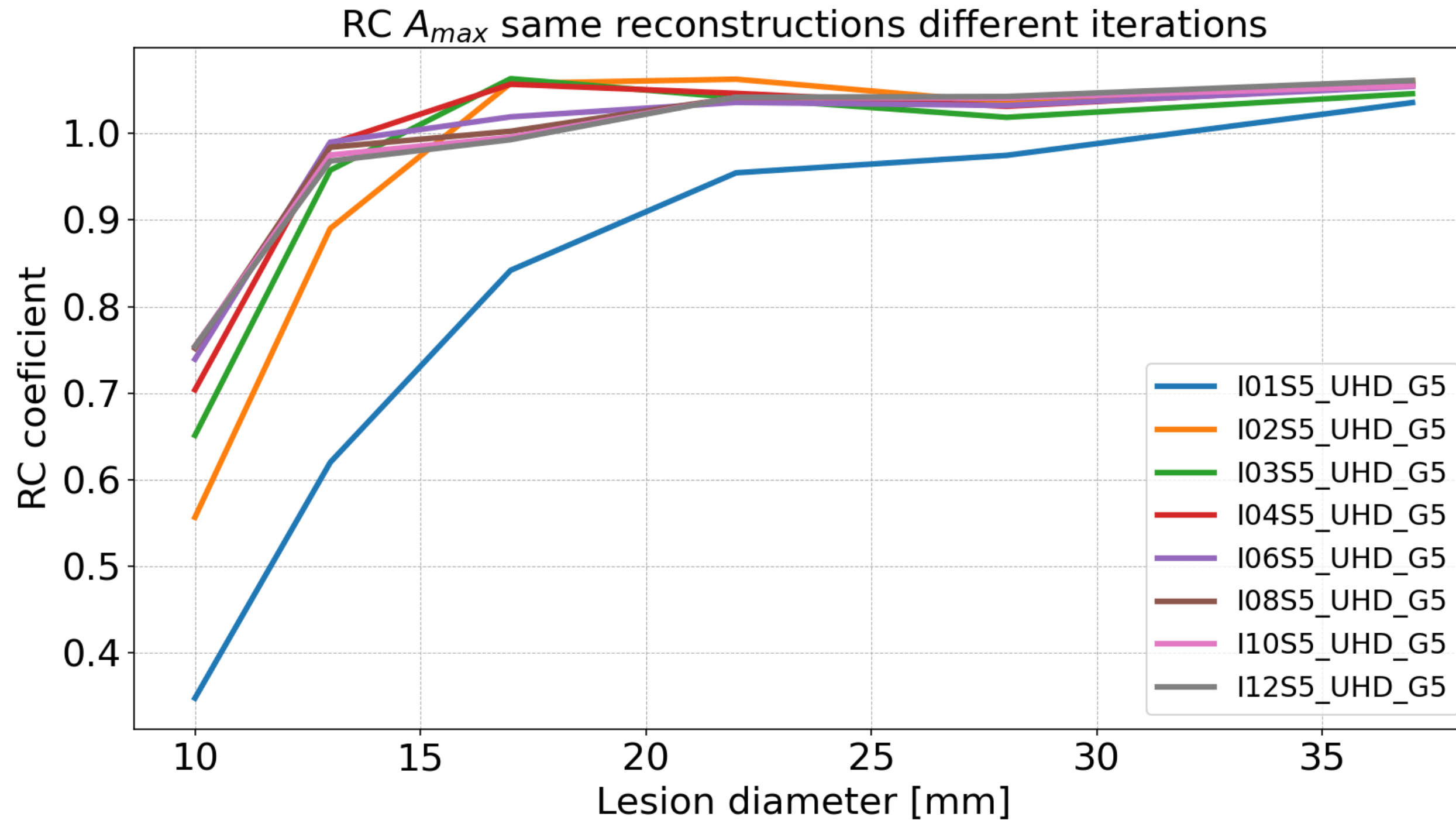
- popisuje zobrazovací vlastnosti systému (měřena na fantomu!)
 - laboratorní podmínky
- **poměr mezi zdánlivou (naměřenou) objemovou aktivitou v obraze a skutečnou aktivitou v objektu v závislosti na velikosti objektu**
- může být použita k porovnání zobrazovacích systémů nebo rekonstrukčních nastavení (při použití stejného fantomu) z hlediska projevů efektu částečného objemu – jedná se o poměrně „globální“ srovnávací parametr, neboť tvar křivky je ovlivněn hned několika vlastnostmi zobrazovacího systému najednou
- **různé RC křivky => různé prostorové rozlišovací schopnosti => různé měřené hodnoty** kvantitativních parametrů (i objemů při stejném prahu)
- ^{68}Ga vs. ^{18}F – na stejném PET se shodnou rekonstrukcí mají ^{68}Ga obrazy horší rozlišení, sledují jinou (nižší) RC křivku



RC křivka vs rekonstrukce obrazu – různé rekonstrukce

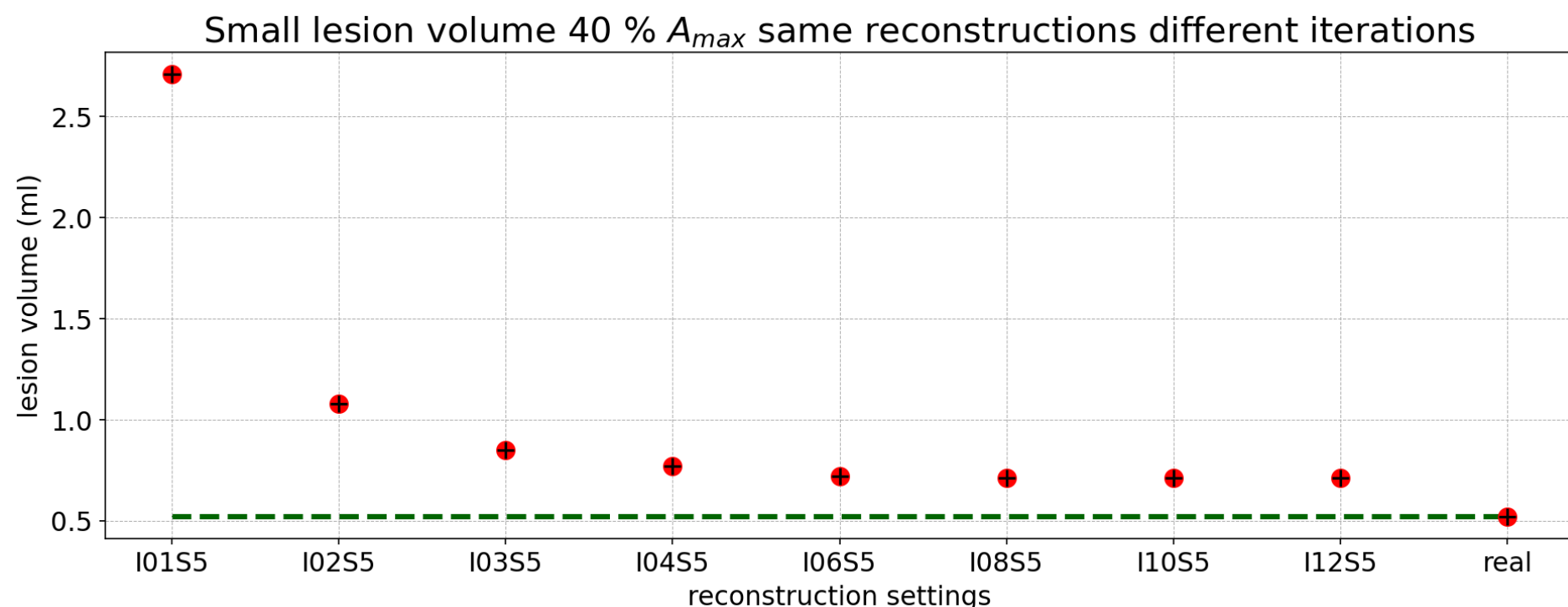
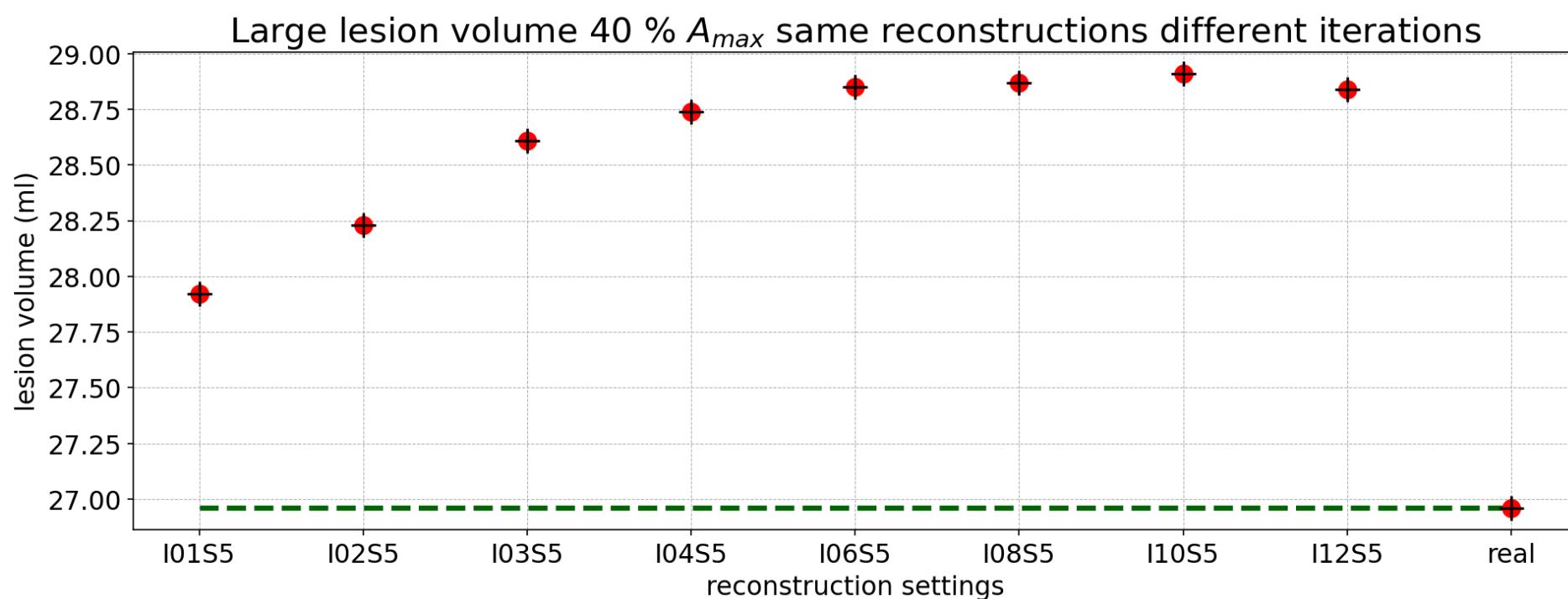


RC křivka vs rekonstrukce obrazu – počet iterací



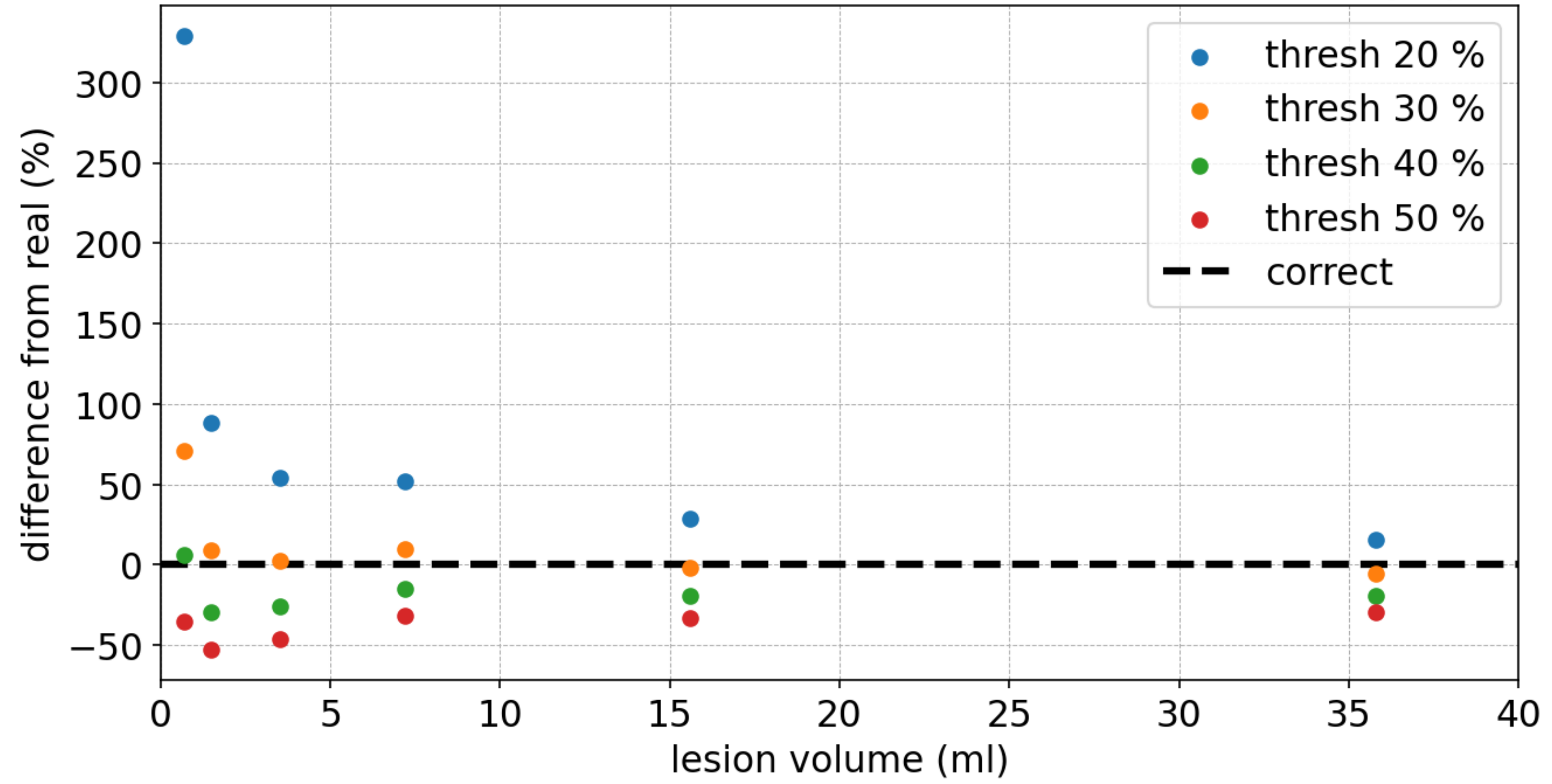
Jak na vyznačení objemu

- volba vhodného prahu
 - z literatury – pouze pokud je popsáno, jak probíhala akvizice + rekonstrukce, případně je systém akreditován na mezinárodní úrovni (EARL, apod.)
 - ideální by bylo znát RC křivku a provést rekonstrukci dat se stejnou křivkou
 - spíše tedy nějaká forma interní standardizace na pracovišti radiční onkologie ve spolupráci s NM – nesnadné, neboť ...



vlastně neexistuje jeden práh pro všechny velikosti lézí ...

Difference between real and measured volume (%)



Závěr druhý

- spolupráce mezi radiační onkologií a nukleární medicínou nutná
- **problematika je složitější než vypadá**
- standardizace postupů je v případě snahy využít PET obrazy zmiňovaným způsobem nutná:
 - na pracovišti radiační onkologie
 - na pracovišti nukleární medicíny
- používání PET obrazů z „cizích“ pracovišť může být značně problematické
 - situace je snazší, pokud je „cizí“ PET součástí stejného akreditačního programu





錦雲
大正

Wow, nuclear medicine
really is wonderfu!!