



UNIVERSITY HOSPITAL®
OLOMOUC

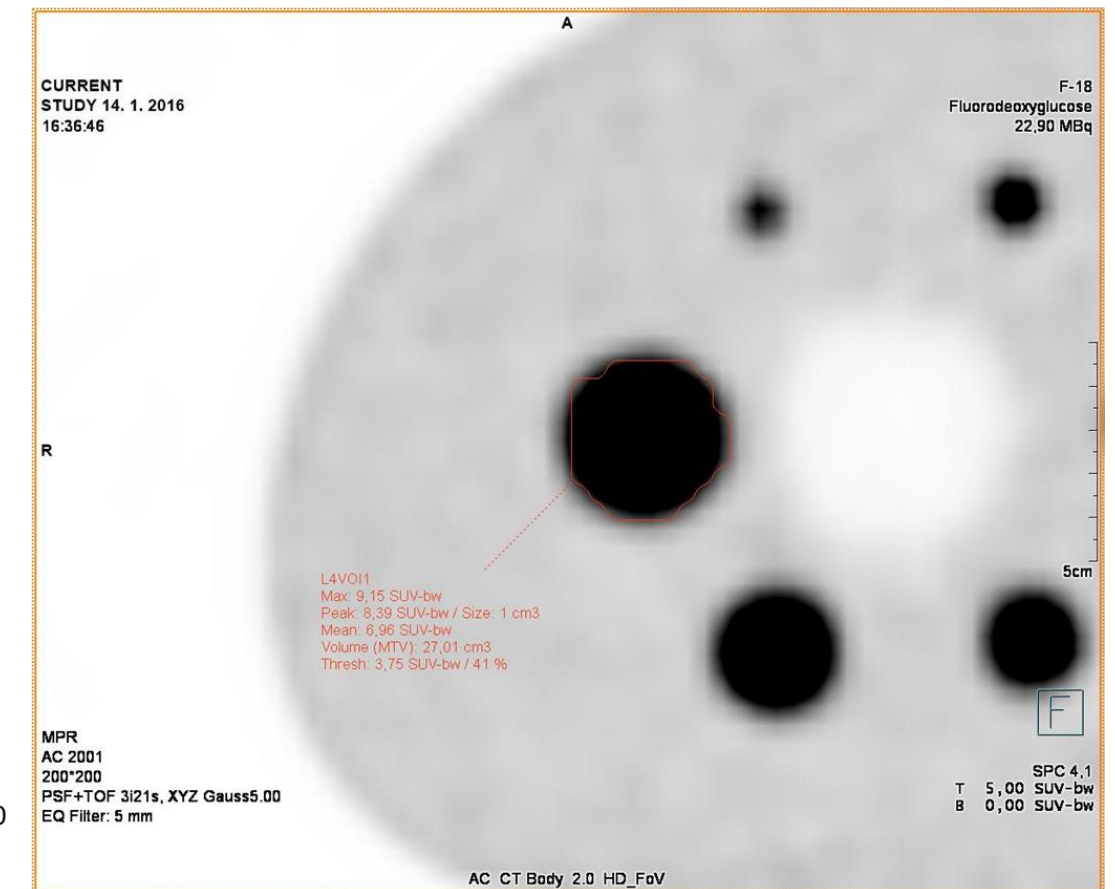
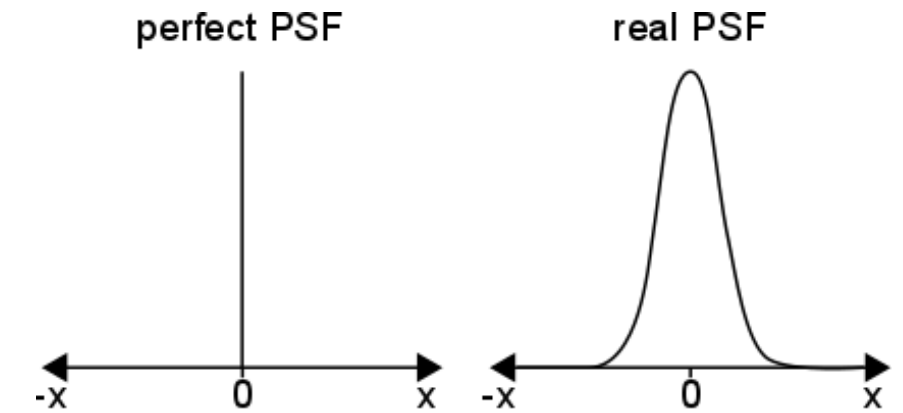
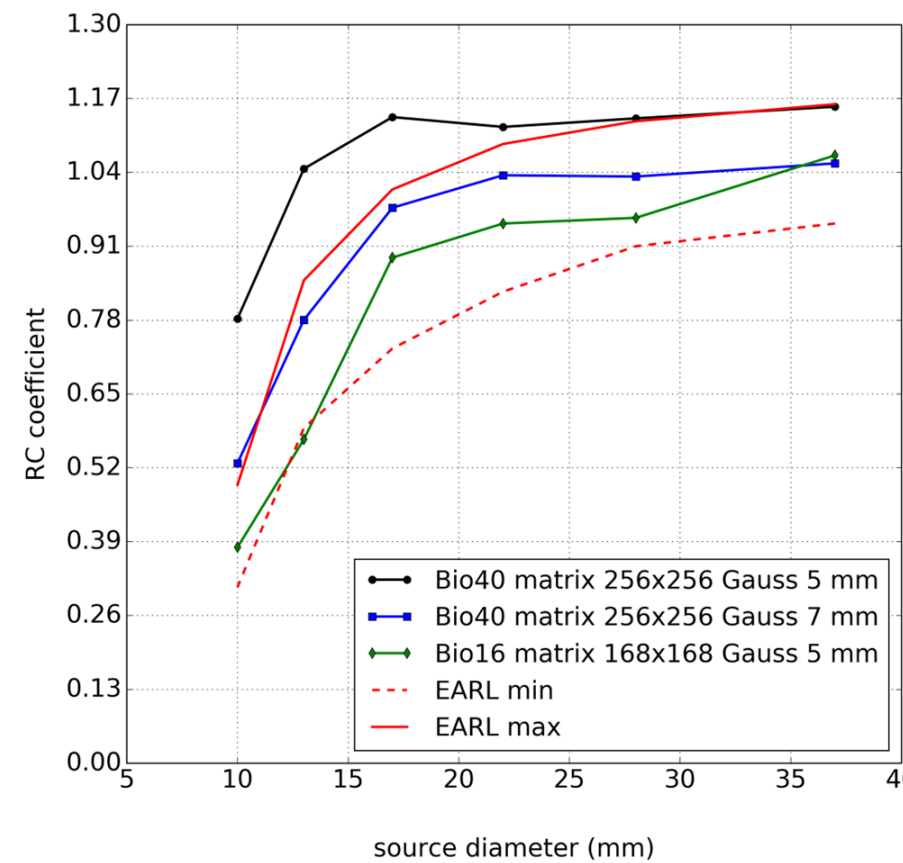
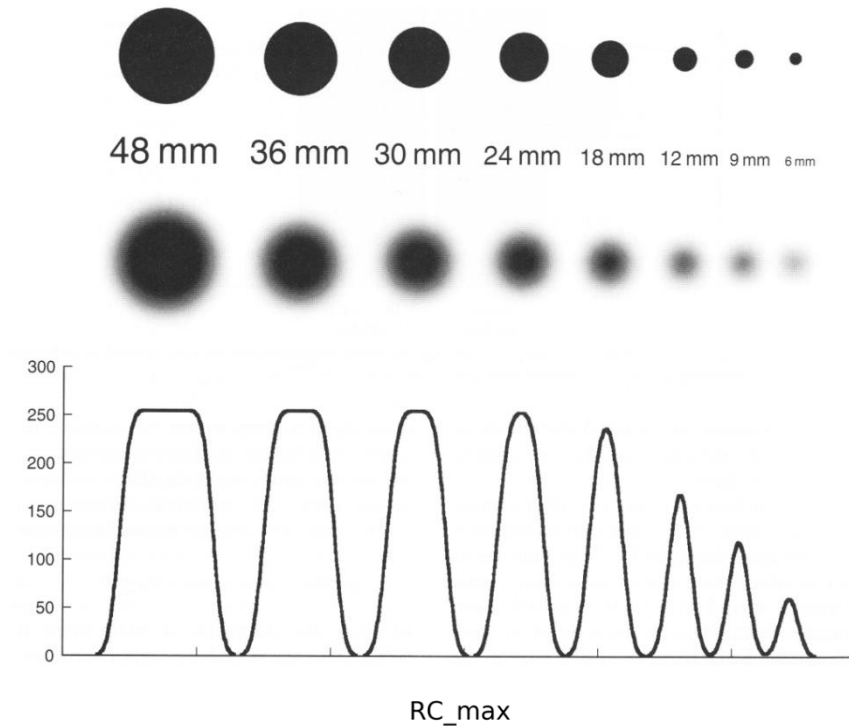
MĚŘENÍ OBJEMŮ V PET/CT OBRAZECH PRO ÚČELY RADIOTERAPIE

- na co si dát pozor?

Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.
Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany
Fakultní nemocnice Olomouc

Obsah přednášky

- efekt částečného objemu (PVE)
- prostorová rozlišovací schopnost
- kontrast
- RC křivky
- standardized uptake value (SUV)
- měření objemu
- optimalizace rekonstrukcí



Efekt částečného objemu(PVE)

- ovlivňuje kontrast obrazu
 - menší objekty jsou zobrazeny s menším kontrastem bez ohledu na to, že kontrast objektu je v dané scéně stejný pro všechny velikosti objektů
- silně závisí na prostorové rozlišovací schopnosti systému
 - horší prostorová rozlišovací schopnost (větší šířka odezvy systému na čárový zdroj) znamená výraznější projevy PVE
- PVE je přítomen vždy, ale je pozorovatelnější u menších objektů – zpravidla menších než 3 – 4 násobek systémového rozlišení
 - pro PET to znamená o objektů menších než 12 – 24 mm v průměru (rozlišení systému 4 – 6 mm za klinických podmínek)

- přiblížení z reálného života:

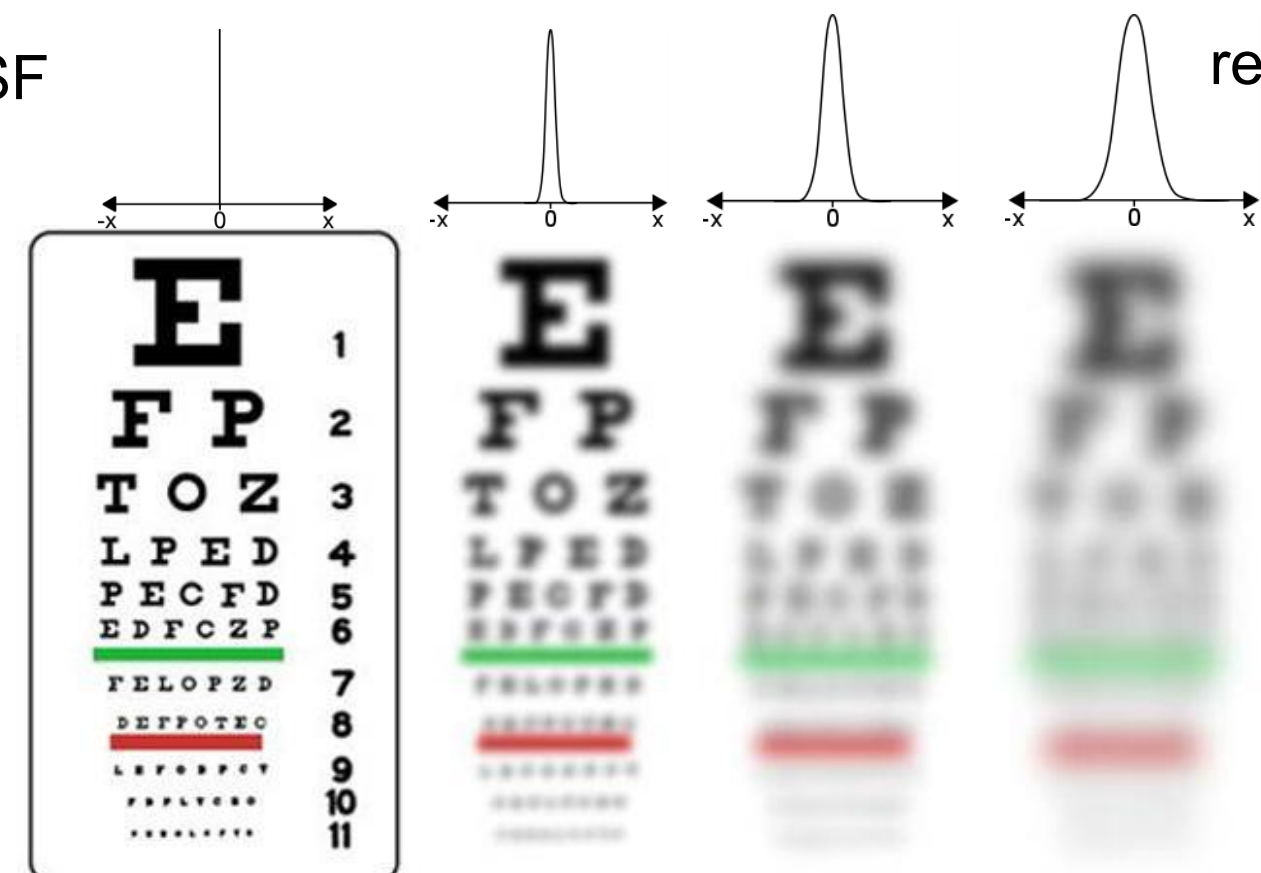
- rozmazané vidění bez brýlí
- důsledek „konvoluce“ perfektního vidění s „rozmazávací“ funkcí

- možné korekce:

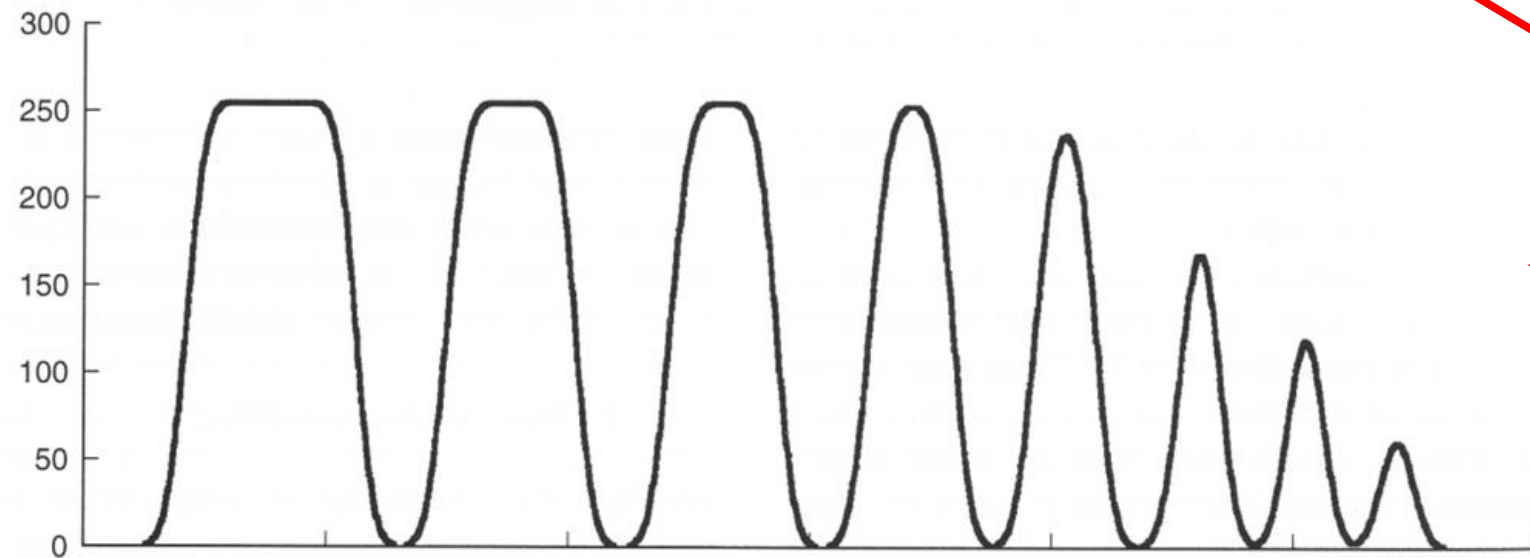
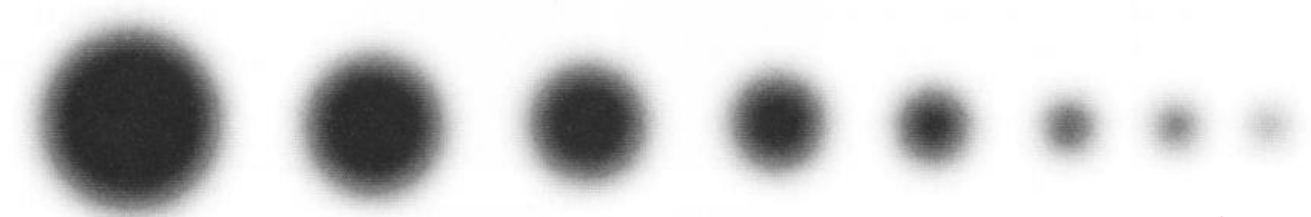
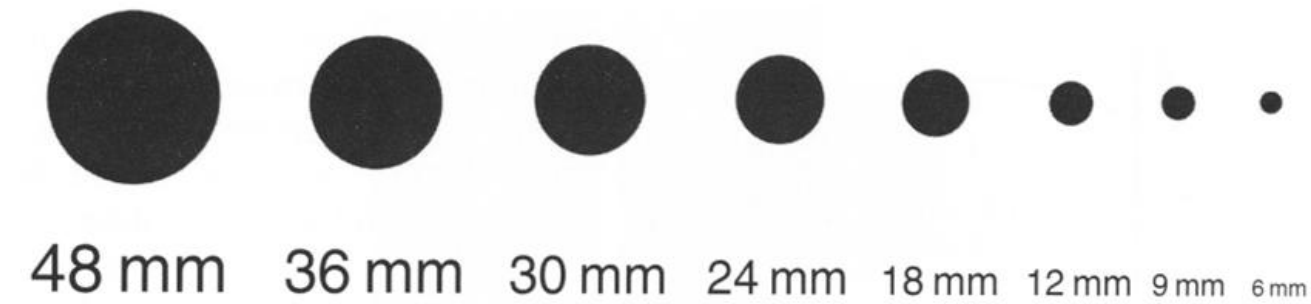
- použití „brýlí“ předtím, než je vytvořen obraz v oku – technika
 - menší detektory, lepší časování apod.
- použití „mozku“ po záznamu obrazu okem – rekonstrukce

perfektní PSF

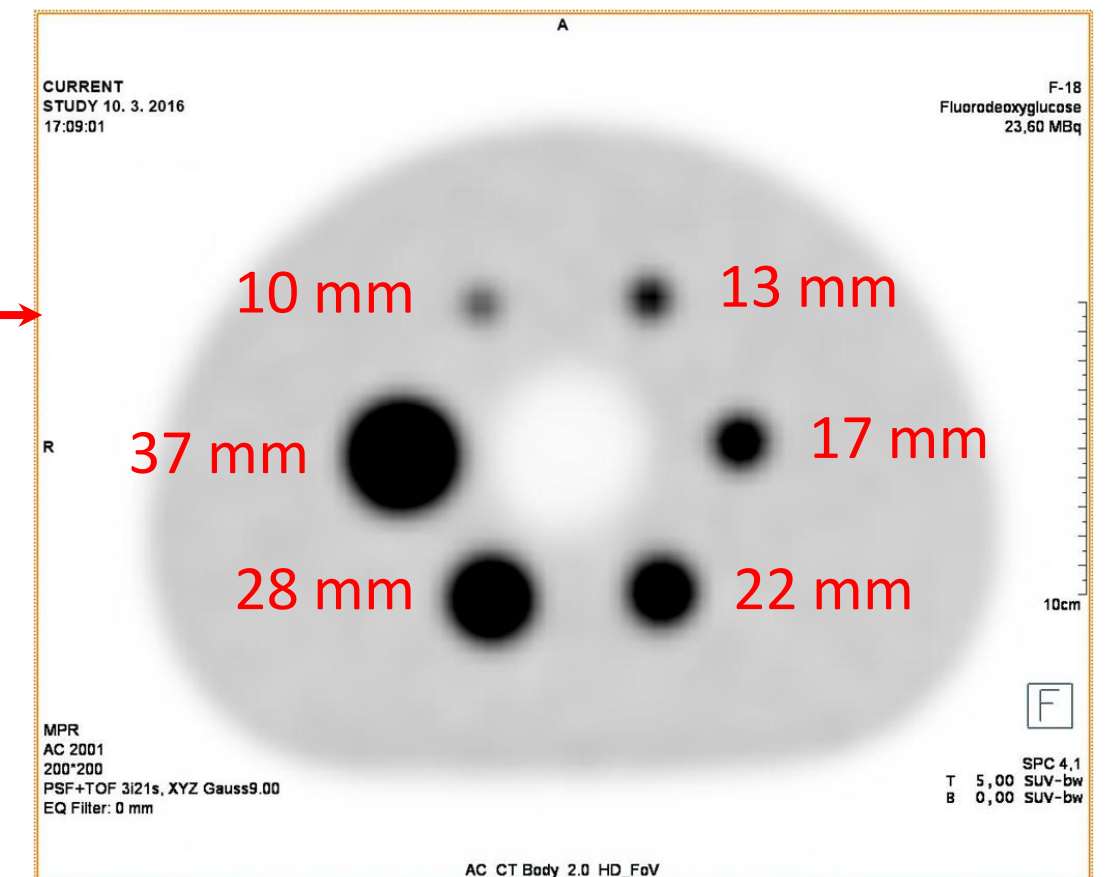
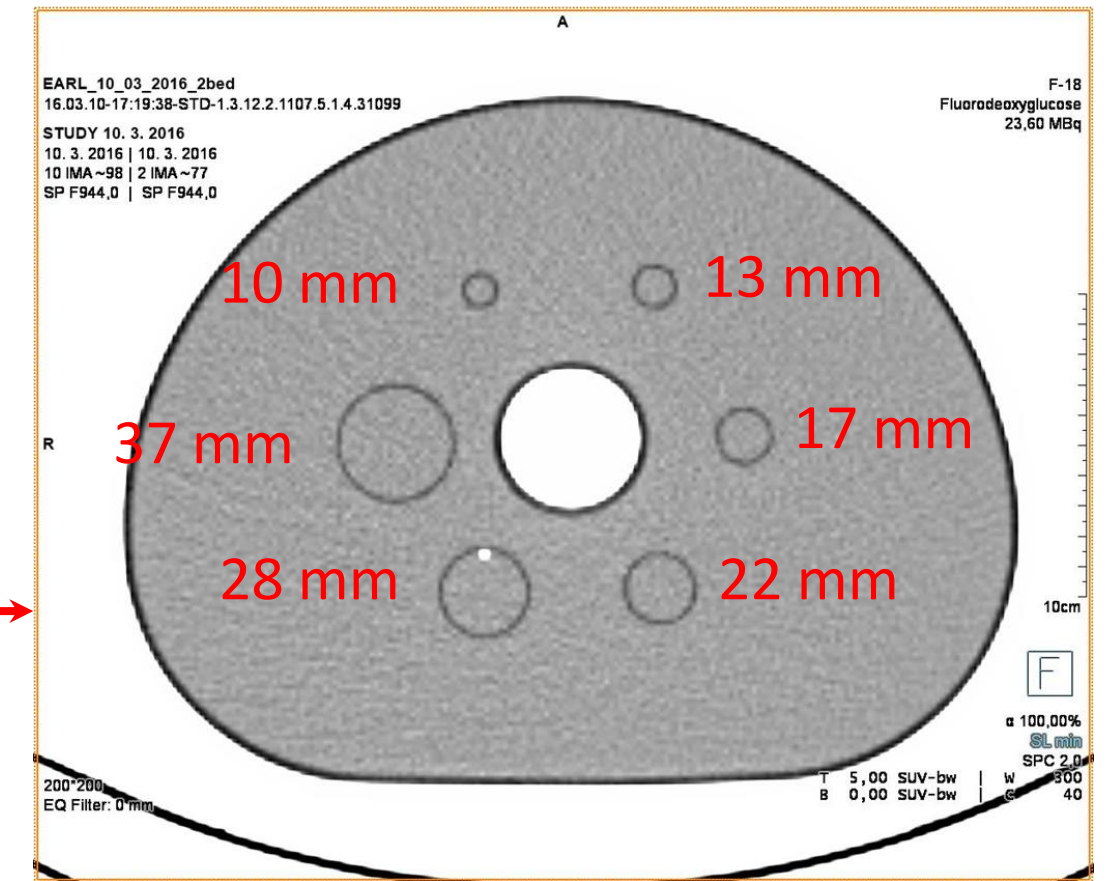
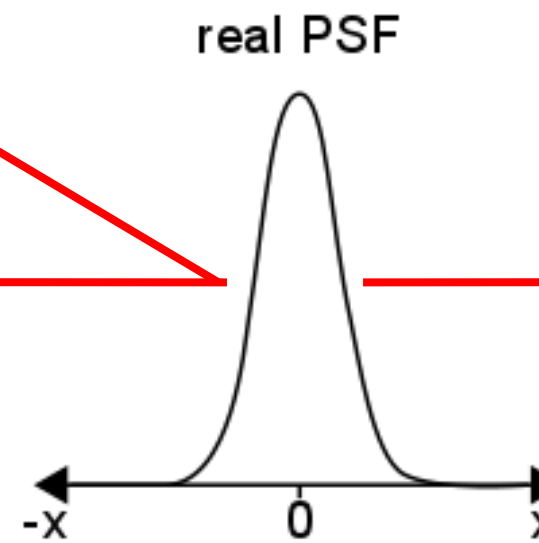
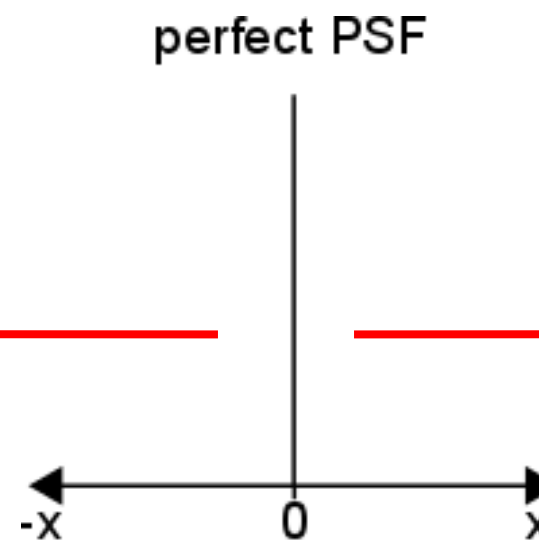
reálné PSF



Efekt částečného objemu (PVE)

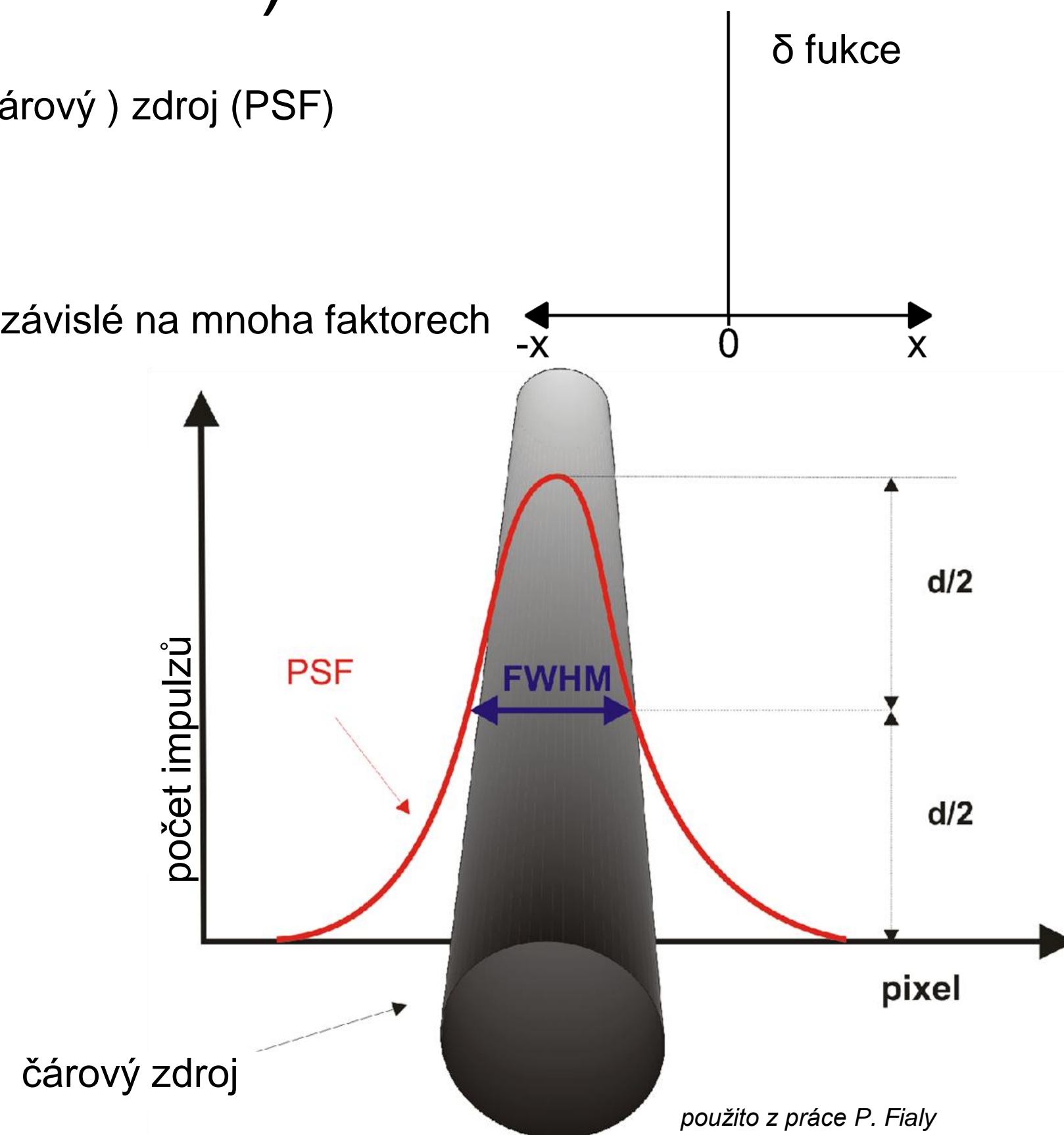
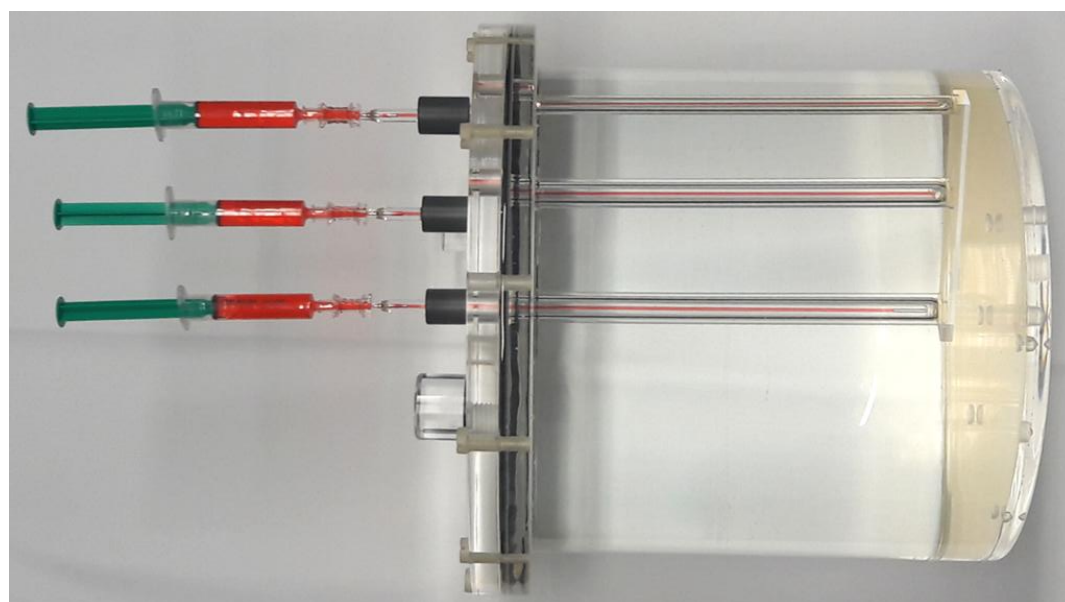


použito z *Physics in Nuclear Medicine*, Cherry, Sorenson, Phelps



Prostorová rozlišovací schopnost (FWHM)

- je dána šířkou v polovině výšky (FWHM) odezvy systému na bodový (čárový) zdroj (PSF)
- PSF –
 - odezva systému s perfektním rozlišením je rovna δ funkci
 - skutečné PET systémy – Gaussovská funkce s měnící se FWHM závislé na mnoha faktorech
 - velikost detektorového elementu
 - energie pozitronu
 - efekt hloubky interakce (DOI) v detektorech
 - rekonstrukční metoda a filtrace (příležitost pro optimalizaci)
- měření pomocí čárových zdrojů v rozptylujícím prostředí (voda)



Kontrast

- kontrast objektu x kontrast obrazu

- kontrast objektu (C_{obj}) – poměr mezi skutečnou objemovou aktivitou v zobrazovaném objektu a pozadí

- kontrast obrazu (C_{im}) – poměr mezi objemovou aktivitou změřenou v obrazu objektu a v pozadí

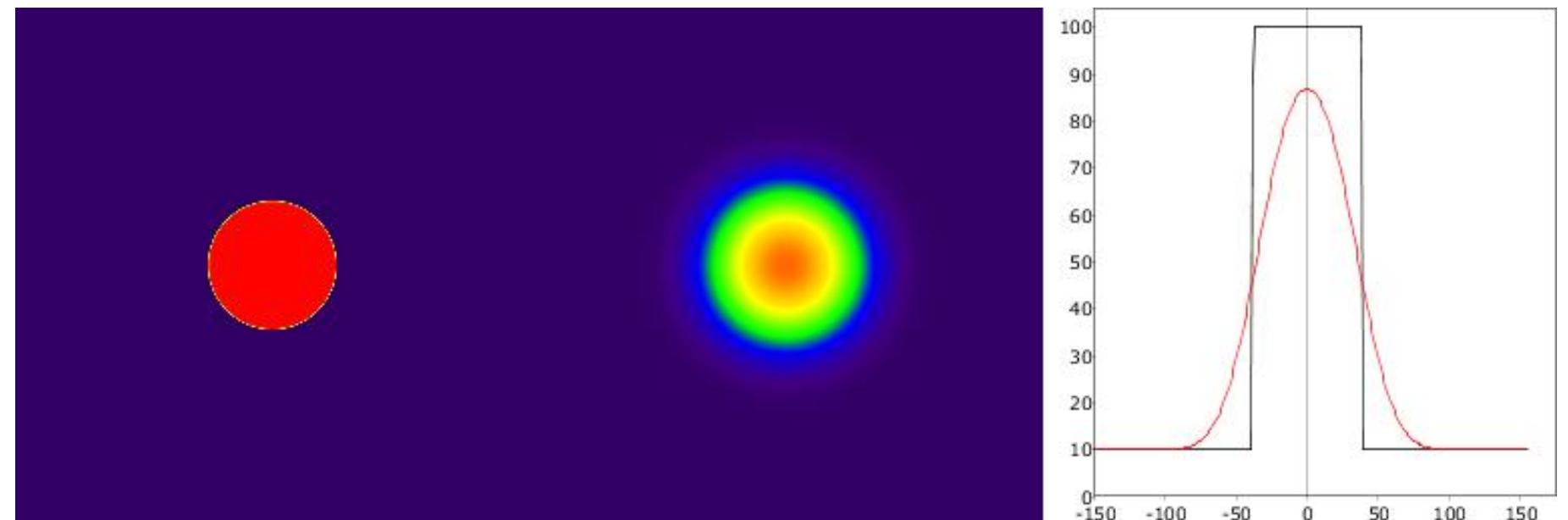
- kontrast objektu tedy popisuje skutečnou situaci, kdežto kontrast obrazu říká, jak tuto situaci vidí zobrazovací systém

- pro ideální zobrazovací systém by platilo - $C_{im} = C_{obj}$

- pro reálný zobrazovací systém s konečným rozlišením - $C_{im} \leq C_{obj}$

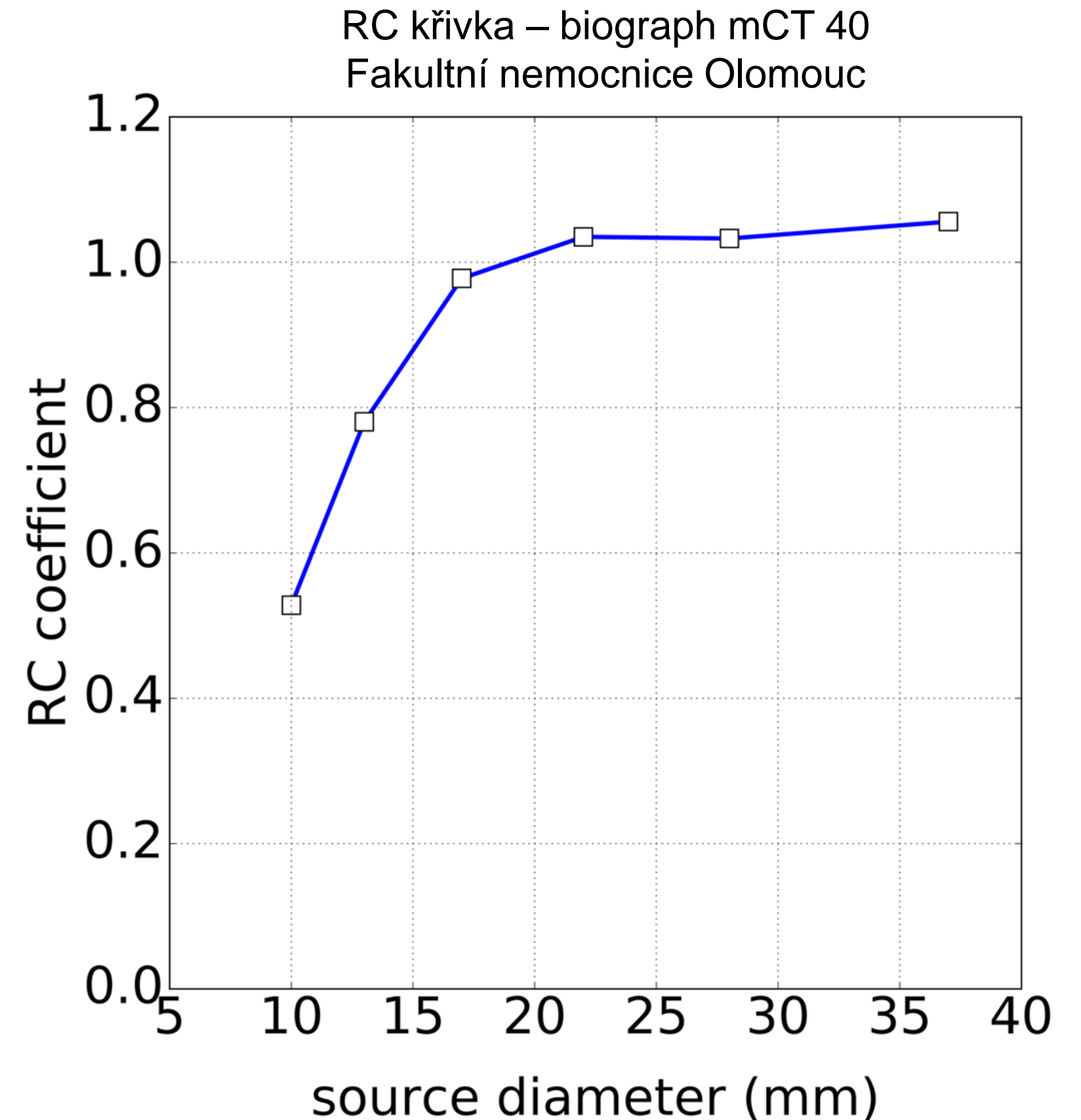
- rozdíl je tím větší, čím je širší FWHM zobrazovacího systému a čím menší je zobrazovaný objekt

- během zobrazovacího procesu daného vztahem: $I = I_0 * PSF + N$ dochází k „vylití“ aktivity z horké léze do jejího okolí



RC křivka

- recovery coefficient (RC) – poměr mezi zdánlivou (naměřenou) objemovou aktivitou v obraze a skutečnou aktivitou v objektu
- RC může také být dán poměrem počtů impulzů C_{im} and C_{obj}
- závislost RC koeficientu na velikosti objektu se nazývá RC křivka
- „recovery“ znamená, že v určitých situacích lze určit skutečný kontrast objektu/objemovou aktivitu s použitím této křivky a znalosti velikosti zobrazovaného objektu
- může být použita k porovnání zobrazovacích systémů nebo rekonstrukčních nastavení (při použití stejného fantomu) z hlediska projevu efektu částečného objemu – jedná se o poměrně „globální“ srovnávací parametr, neboť tvar křivky je ovlivněn několika vlastnostmi zobrazovacího systému najednou



Standardized uptake value (SUV)

- poměr mezi objemovou aktivitou daného voxelu a průměrnou objemovou aktivitou v těle pacienta:

$$\text{SUV} = \frac{C_{\text{PET}} (\text{kBq} \cdot \text{ml}^{-1})}{\frac{A (\text{MBq})}{w (\text{kg})}}$$

- stejná RC křivka ovlivňuje měření objemové aktivity i počtu impulzů
 - měření SUV musí být interpretována ve vztahu k PVE
 - menší léze jsou ve skutečnosti aktivnější než se zdá na základě získaných obrazů
- měření/vyznačování objemů používané v radioterapii je založena na SUV
 - prahové hodnoty pro region-growing segmentační algoritmy jsou nejčastěji odvozeny z SUV_{max}
- reprodukovatelné značení objemů – stabilita SUV v čase – správné a pravidelné provádění kontrol zobrazovacího systému (křížová kalibrace)



Standardized uptake value (SUV)

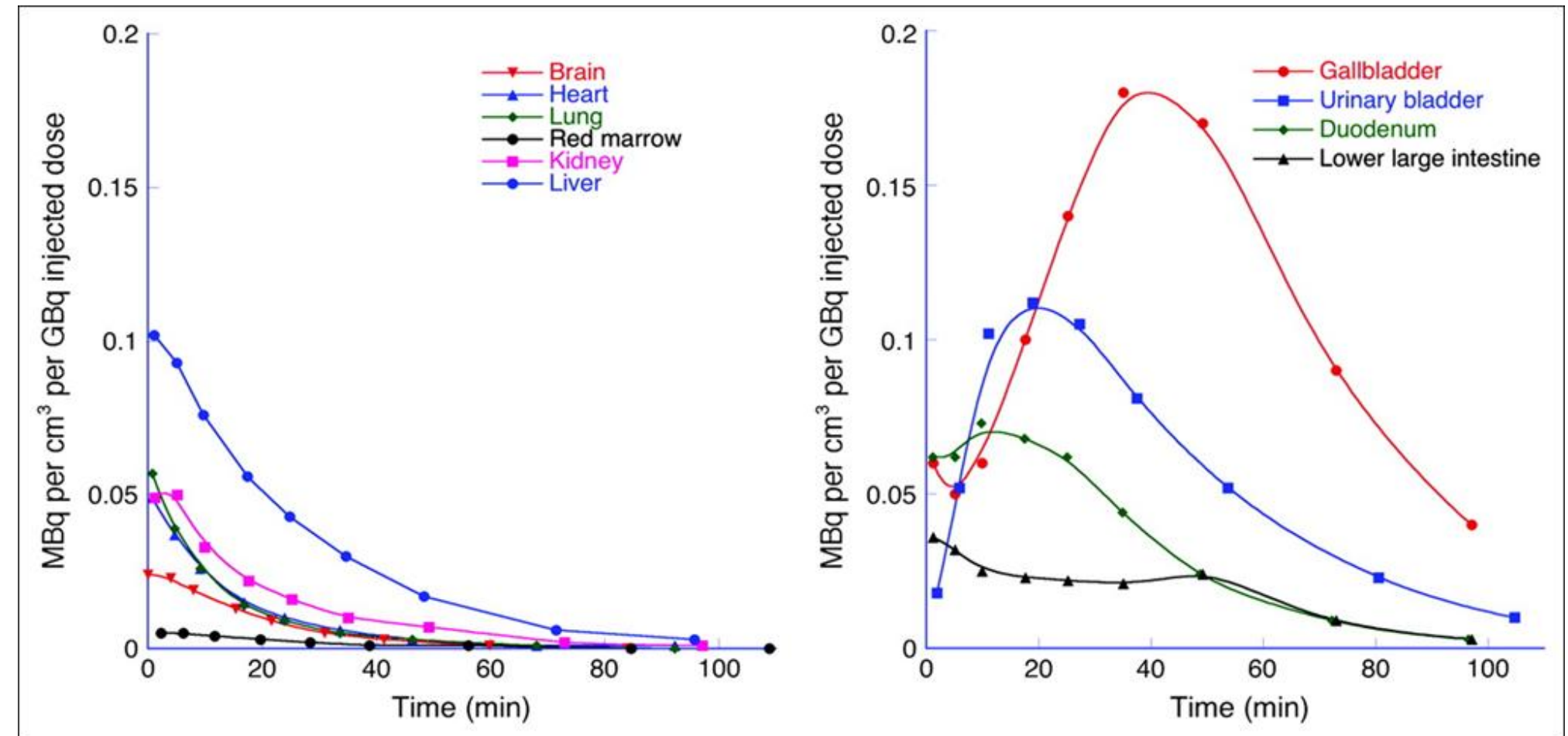
- je ovlivněno řadou faktorů souvisejících s:

- pacientem
- vyšetřením a rekonstrukcí

- pacient:

- hmotnost
- hladina cukru v krvi

- vyšetření:



Průběhy závislosti objemové aktivity v čase. Mark Slifstein et al. J Nucl Med 2006;47:313-319

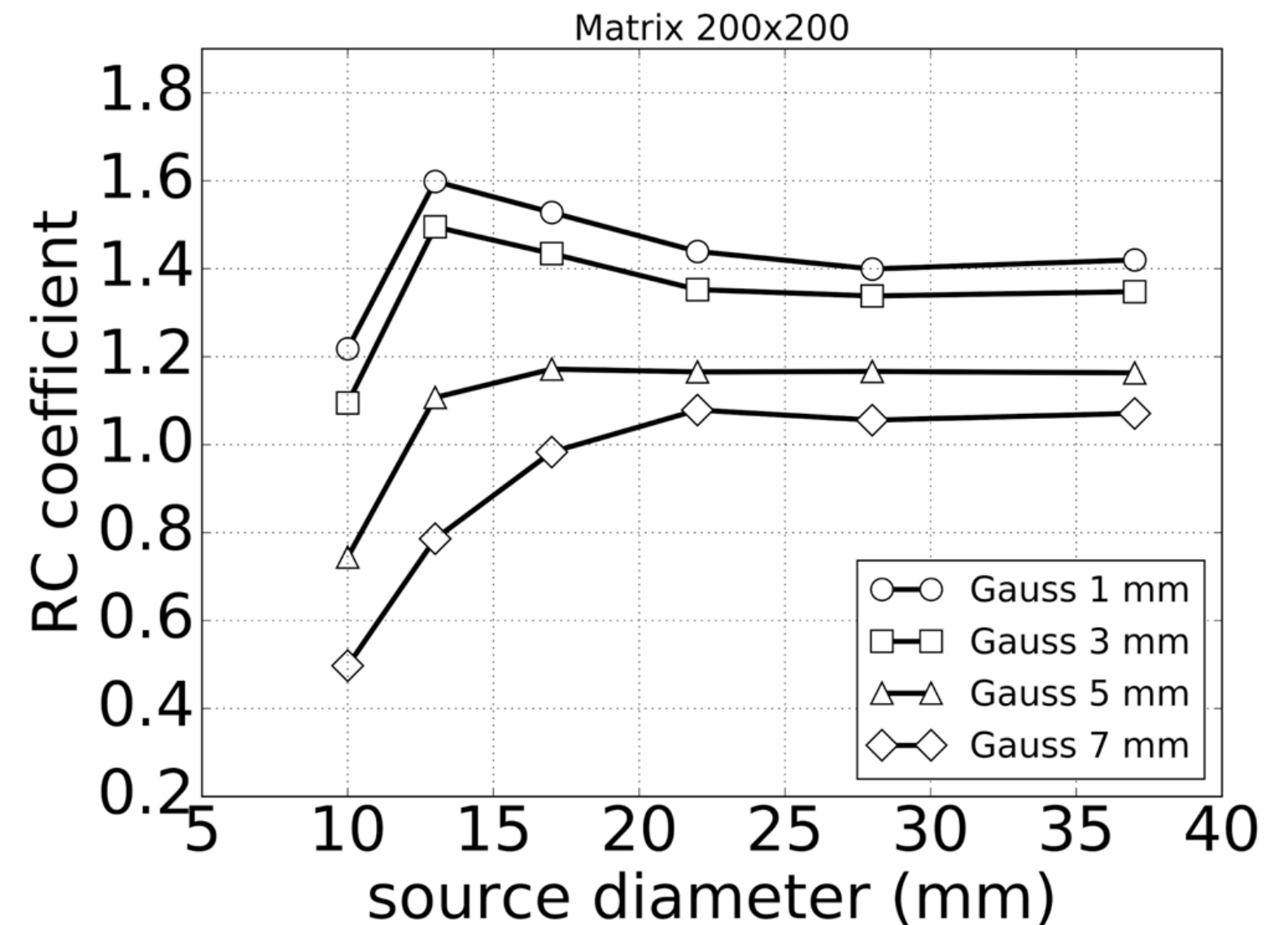
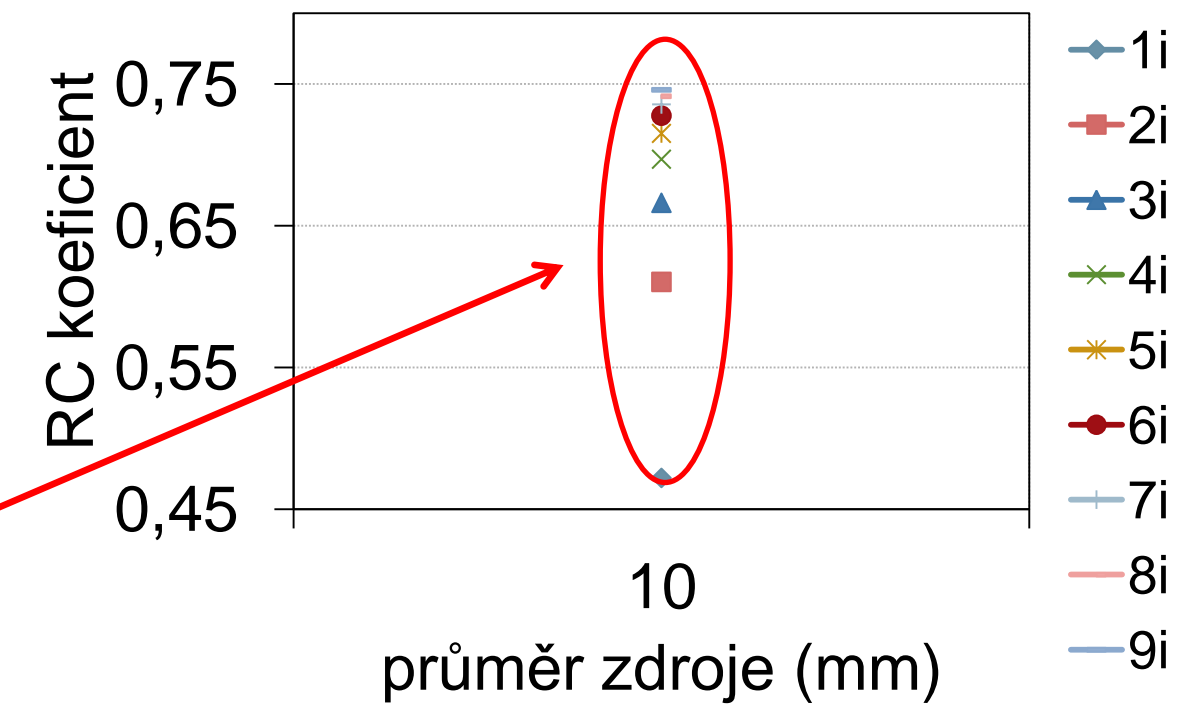
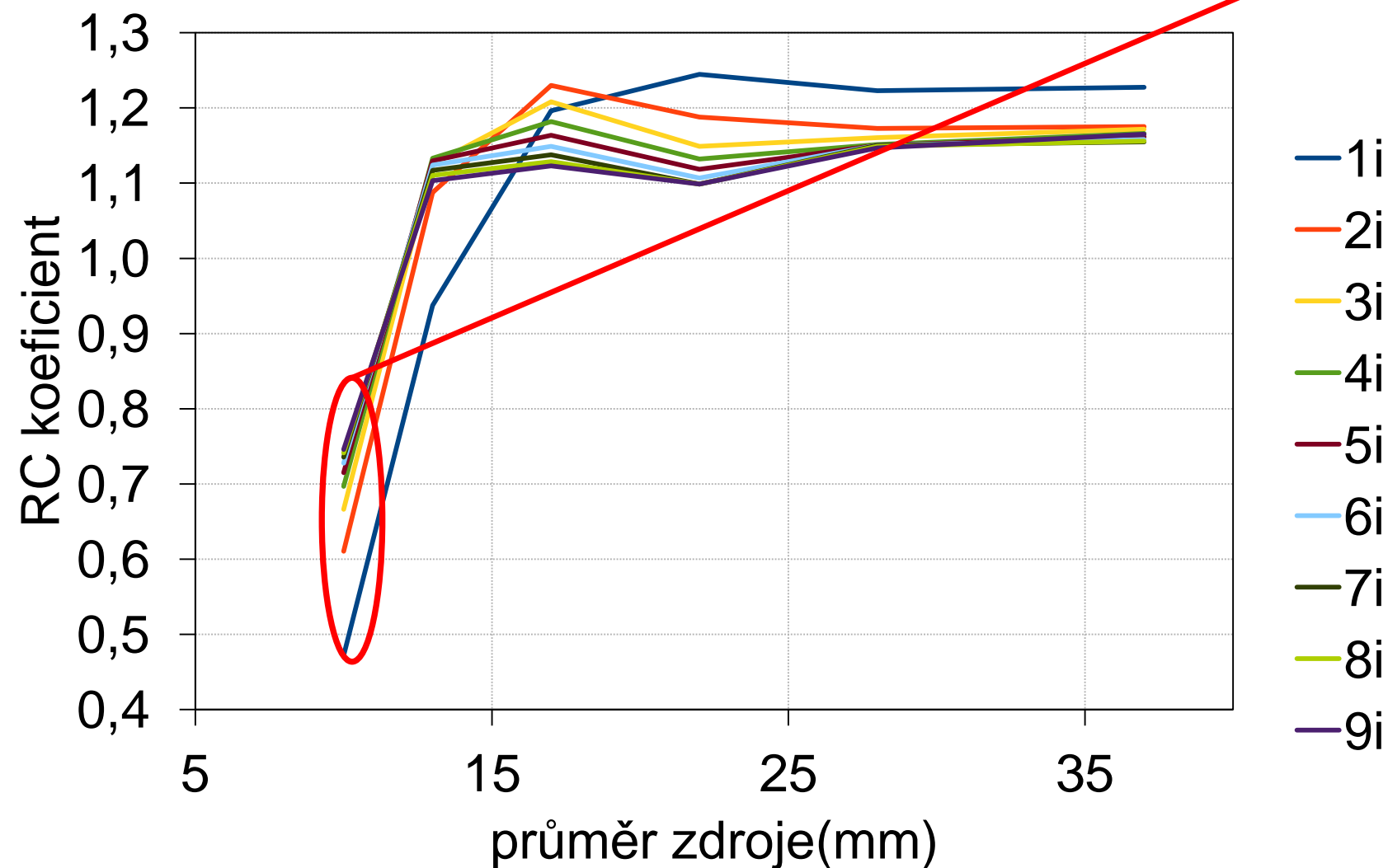
- délka trvání akumulční fáze vyšetření – obecně má objemová koncentrace v tkáni tendenci narůstat v čase (alespoň z počátku)

- rychlost nárůstu a pozice maxima objemové aktivity závisí na charakteristice tkáně (např. typu nádoru)
- měření v různých časech vedou k rozdílnému SUV_{max} a rozdílným naměřeným objemům
- dodržovat stejnou délku akumulční fáze pro všechny pacienty

Standardized uptake value (SUV)

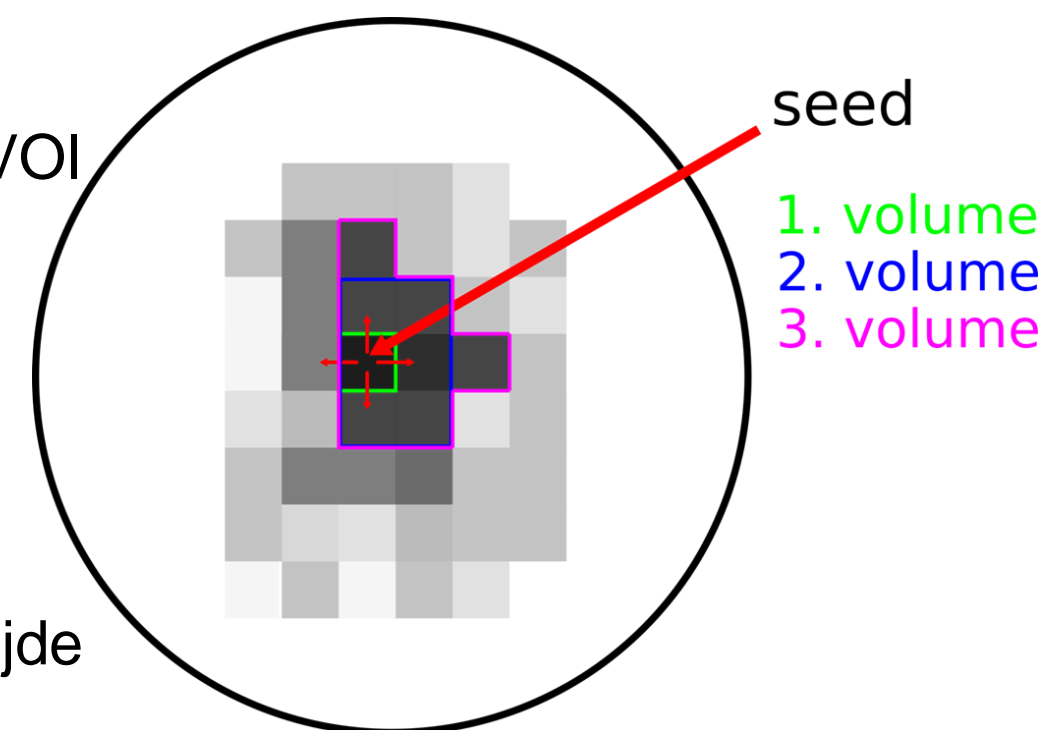
- rekonstrukce:

- změny v počtu iterací a subsetů
 - SUV roste s rostoucím počtem efektivních iterací (iterace*subsety)
- změna FWHM Gaussovského post-rekonstrukčního filtru
 - silnější filtrace (širší FWHM) snižuje šum, ale také SUV



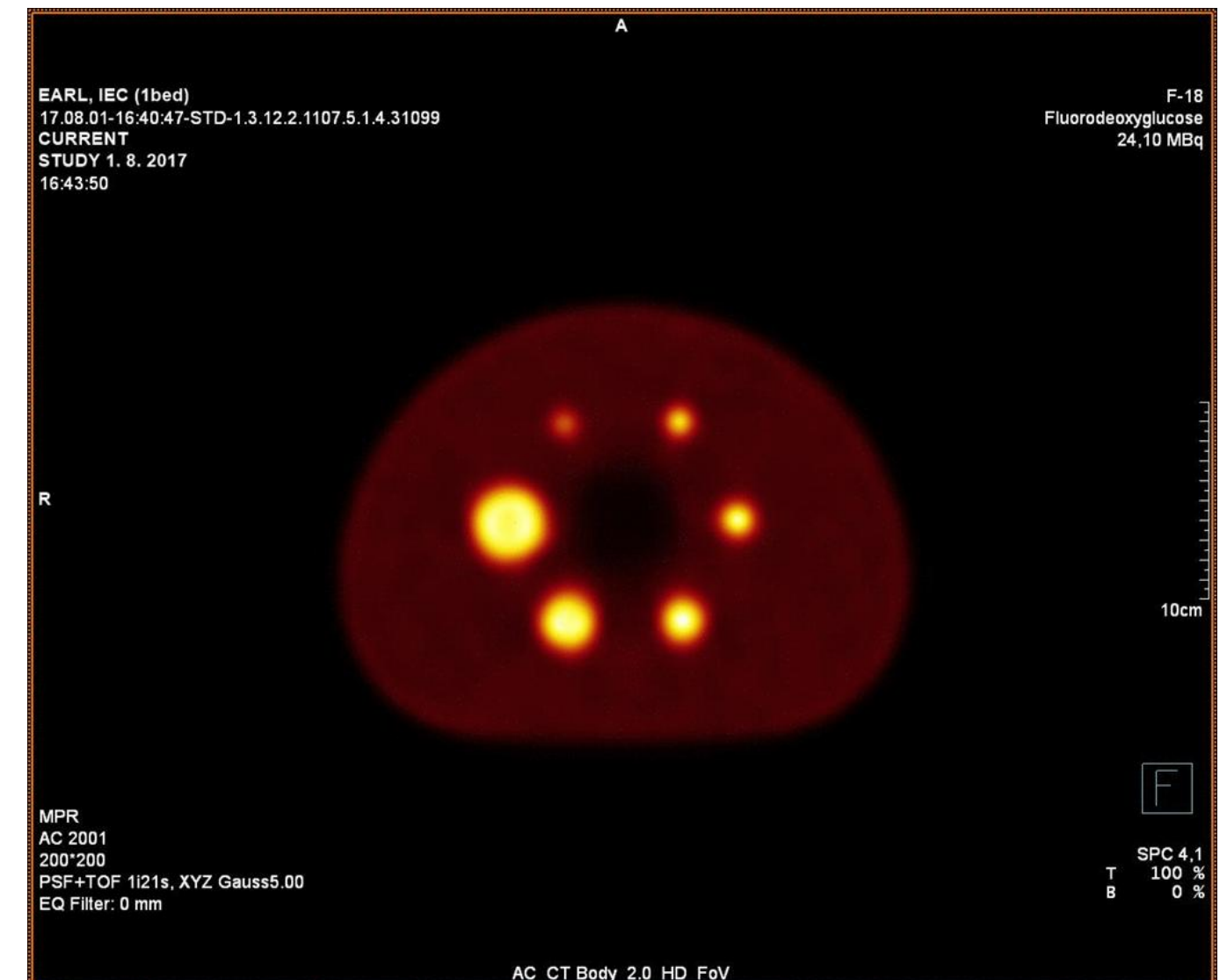
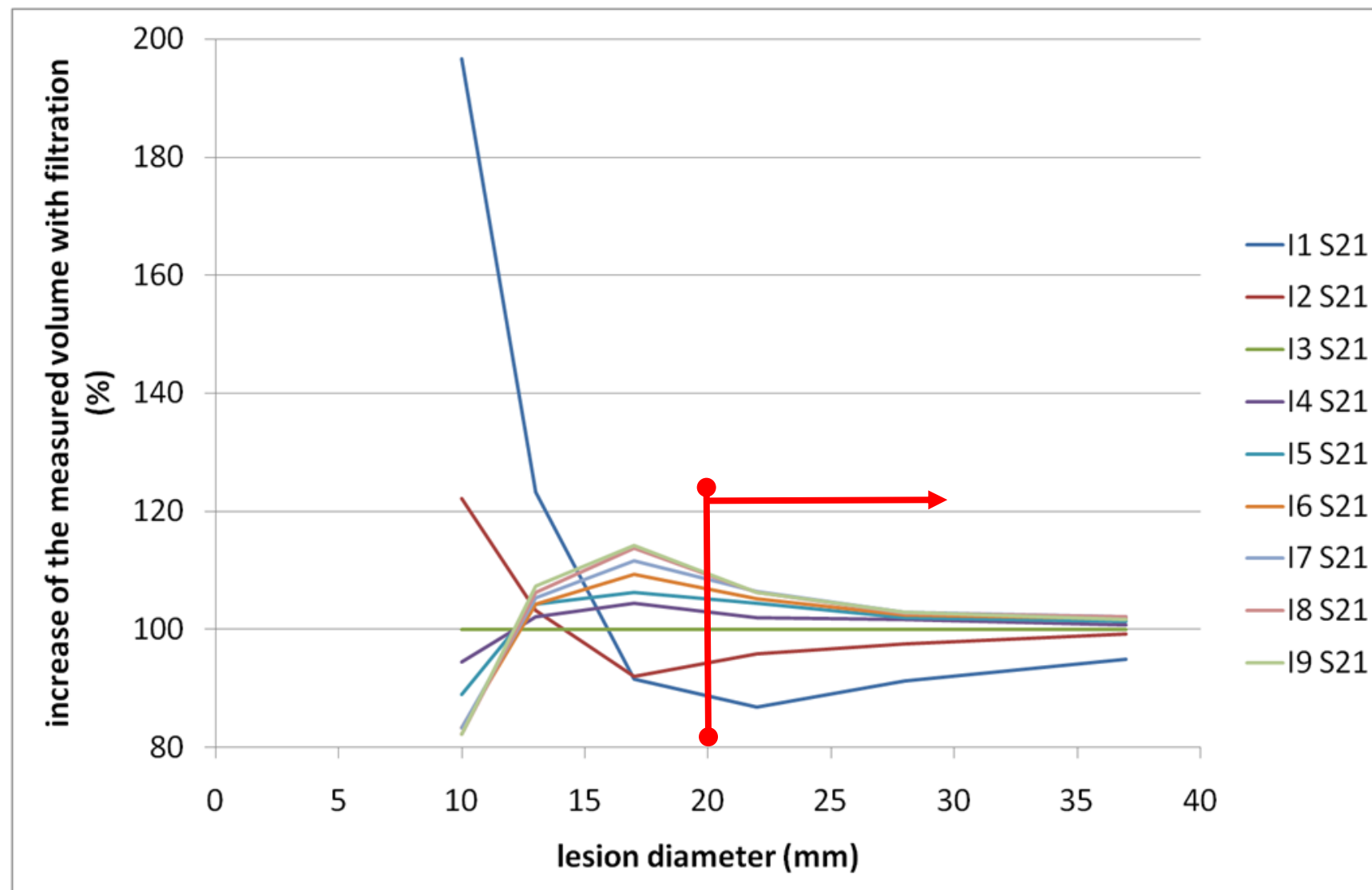
Měření objemů

- měření objemů jsou důležitá především u sledování pacientů
 - změny v MTV (metabolic tumor volume) mohou napovídat o přínosu zvolené terapie
- vyznačení objemu pro účely radioterapie může napomoci k rozšíření ozařovaného objemu oproti morfologickému obrazu
- může být provedeno s použitím manuálních nebo semi-automatických metod
 - manuální přístup ve 3D je pracný a vykazuje značnou interpersonální variabilitu
 - častější je použití semi-automatických metod
- semi-automatické metody:
 - nejprve dojde k vyznačení velkého VOI – tak aby se tam vešel celý objekt – tento VOI slouží jako „hranice“ pro vyhledávání (záleží na algoritmu, zda je vyžadován)
 - použití nějakého region-growing algoritmu
- region-growing algoritmus:
 - začíná od “zrna” – unikátní voxel uvnitř velkého VOI - nejčastěji SUV_{max}
 - s použitím přednastaveného prahu (například 41 % of SUV_{max}) algoritmus postupně projde pixely uvnitř VOI a testuje je na splnění podmínky – $SUV(x,y) \geq 0.41 * SUV_{max}$



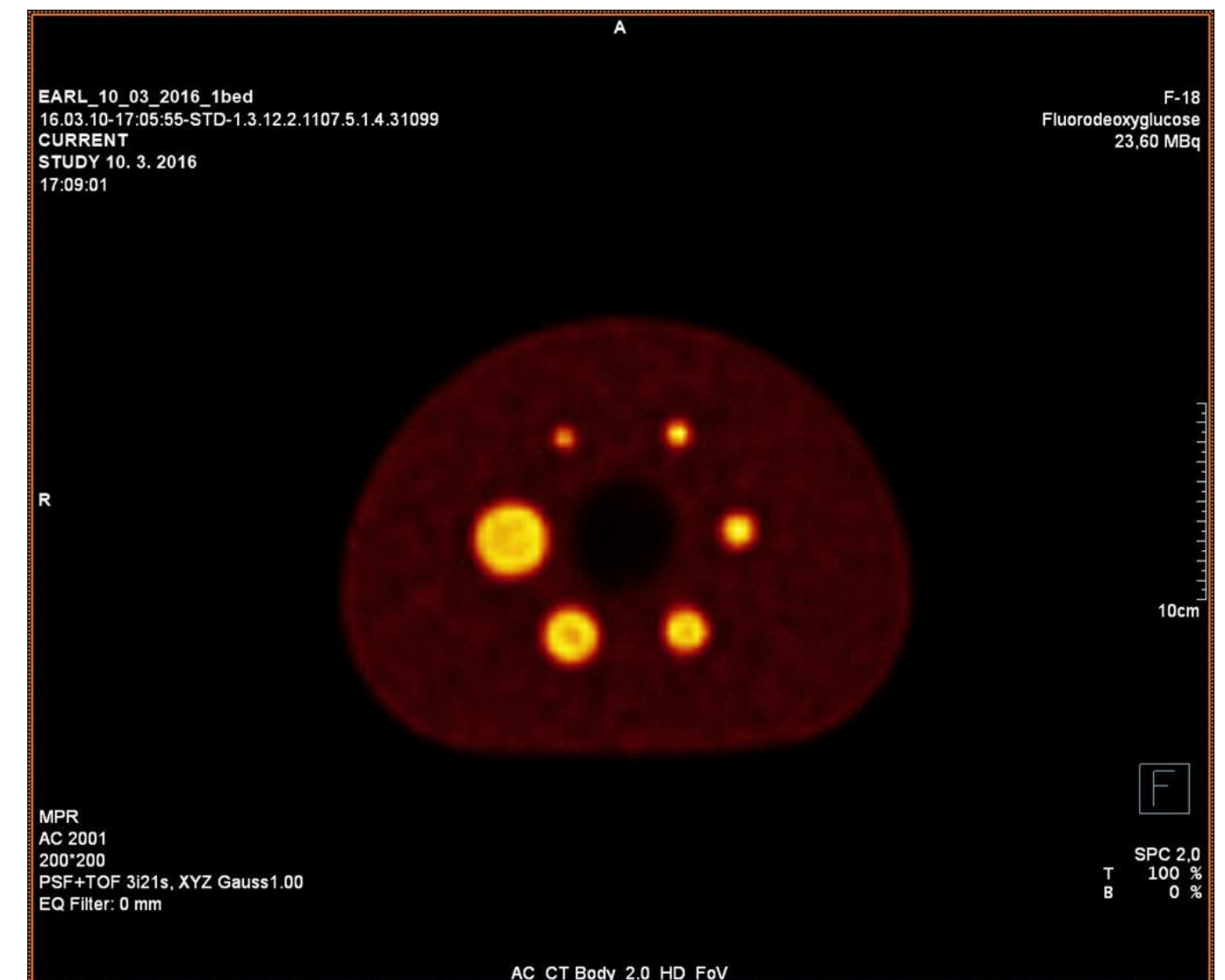
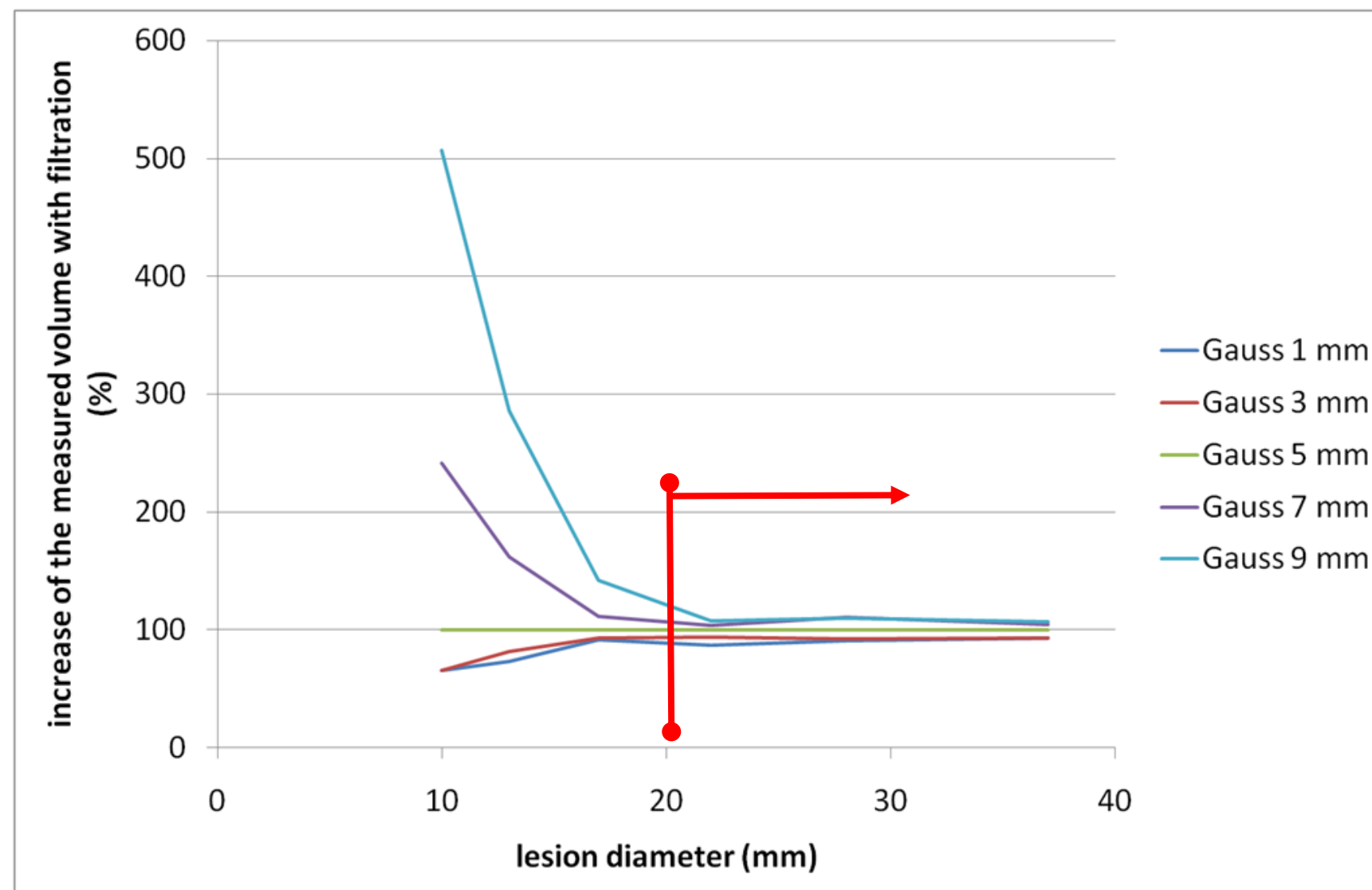
Měření objemů s použitím fixního prahu

- nejčastěji používaná metoda – dostupná na většině processingových stanic
- práh může být převzat z FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0 (Eur J Nucl Med Mol Imaging, 42 (2) (2015), pp. 328-354) - 41 % SUV_{max} je doporučeno pro měření MTV
- výsledek takového měření je (mimo již diskutované závislosti) ovlivněn typem rekonstrukce
 - nejprve závislost na počtu iterací
 - NEMA IEC Body phantom



Měření objemů s použitím fixního prahu

- pro vybraný počet iterací a subsetů (v tomto případě 3 iterace a 21 subsetů) lze také měnit post-rekonstrukční filtraci
 - toto rovněž ovlivňuje měření objemu, protože to působí změny v SUV
 - stejně jako u klesajícího počtu iterací dochází ke zhoršení prostorové rozlišovací schopnosti – vylévání aktivity do okolí



Odpovídá měřené MTV skutečnému objemu?

- to záleží na mnoha podmínkách – mimo jiné i na zvoleném prahu a kvalitě obrazu (kontrast, šum – variace SUV_{max})

Gauss filtr FWHM (mm)	měřený objem (cm ³) pro práh 41 % SUV_{max}					
	průměr léze (mm)					
	10	13	17	22	28	37
1	0,46	0,63	1,79	4,61	10,12	25,15
3	0,46	0,7	1,82	4,98	10,38	25,17
5	0,7	0,86	1,96	5,31	11,21	27,14
7	1,69	1,39	2,19	5,51	12,41	28,43
9	3,55	2,46	2,79	5,74	12,34	29,03
	0,52	1,15	2,57	5,57	11,49	26,52
	skutečný objem (cm³)					

- jedna filtrace se nehodí pro všechny objekty!!!

Odovídá měřené MTV skutečnému objemu?

měřený objem (cm³) pro práh 41 % SUV_{max}, Gauss filtr 5 mm (jiný dataset než minulý příklad)

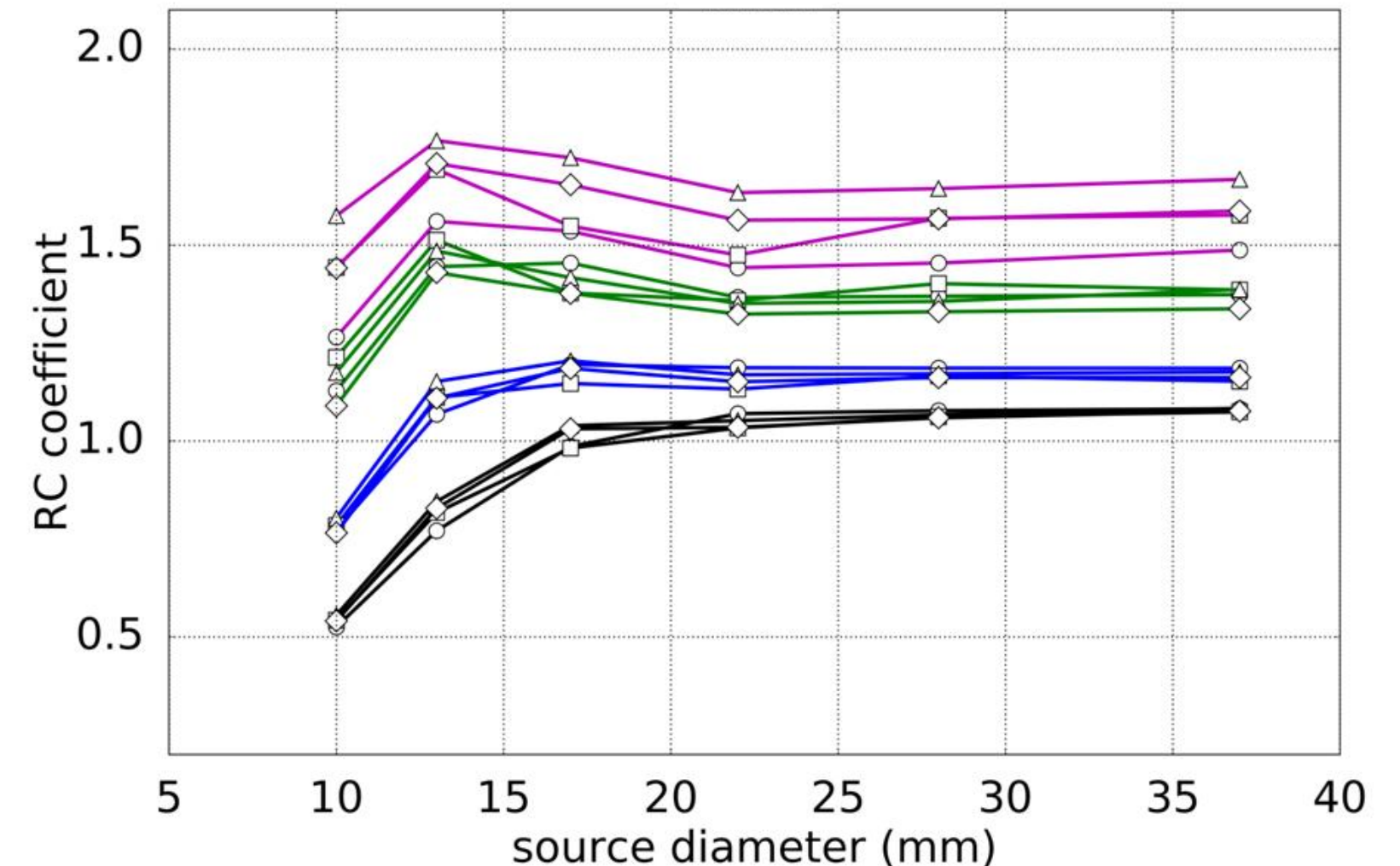
nastavení rekonstrukce	průměr léze (mm)					
	10	13	17	22	28	37
I1 S21	1,77	1,17	2,06	4,74	10,73	26,18
I2 S21	1,1	0,98	2,07	5,23	11,45	27,4
I3 S21	0,9	0,95	2,25	5,46	11,75	27,6
I4 S21	0,85	0,97	2,35	5,57	11,94	27,82
I5 S21	0,8	0,99	2,39	5,7	11,98	27,97
I6 S21	0,75	0,99	2,46	5,74	12,04	28,09
I7 S21	0,75	1	2,51	5,81	12,08	28,17
I8 S21	0,74	1,01	2,56	5,8	12,08	28,17
I9 S21	0,74	1,02	2,57	5,8	12,09	28,05
	0,52	1,15	2,57	5,57	11,49	26,52

- jedna rekonstrukce se nehodí pro všechny objekty!!!

skutečný objem (cm³)

Proč optimalizovat rekonstrukční parametry?

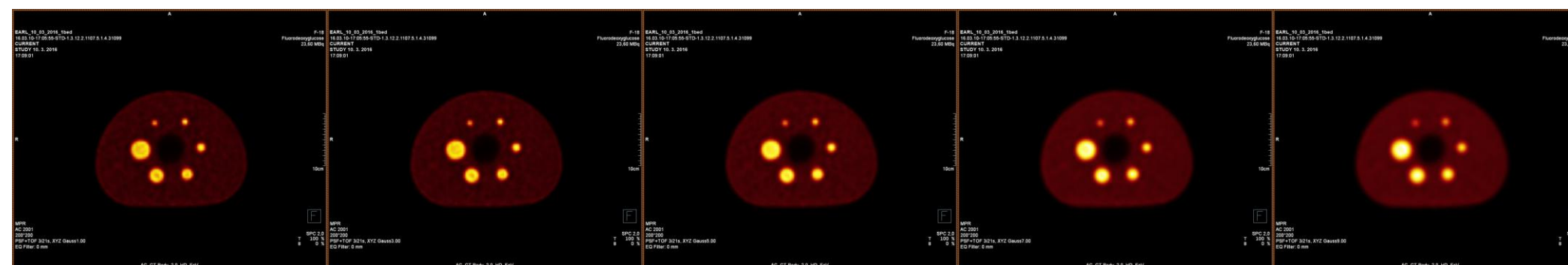
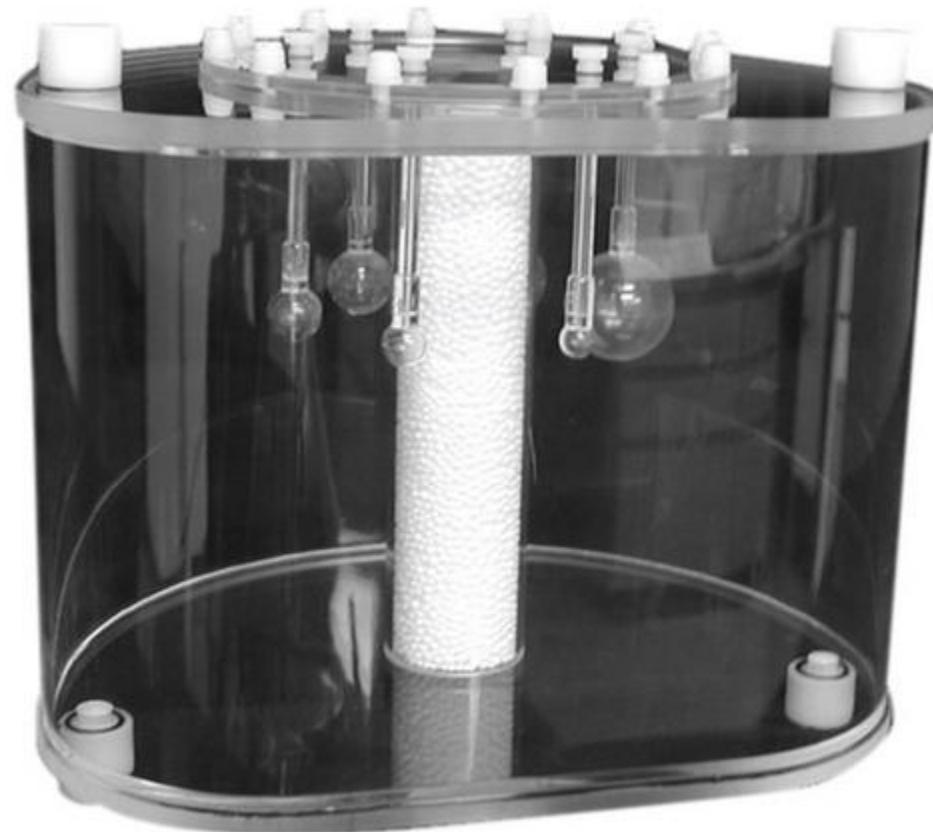
- z pohledu lékaře – aby měl „hezčí“ obrázky
- z pohledu fyzika
 - aby se dosáhlo lepší reprodukovatelnosti a přesnosti měření
 - umožnění porovnatelnosti výsledků mezi rozdílnými PET centry v Evropě (EARL akreditace)
 - vyhnout se nastavením, které poskytují „podivné výsledky“
- pro radioterapii – data z rozdílných nemocnic/PETCT – rozdílné nastavení rekonstrukcí, rozdílná měření SUV, pravděpodobně rozdílné MTV i pro stejné pacienty – nutnost standardizace při používání PET pro účely plánování
 - vyladění RC křivek do podobných průběhů



Jak optimalizovat?

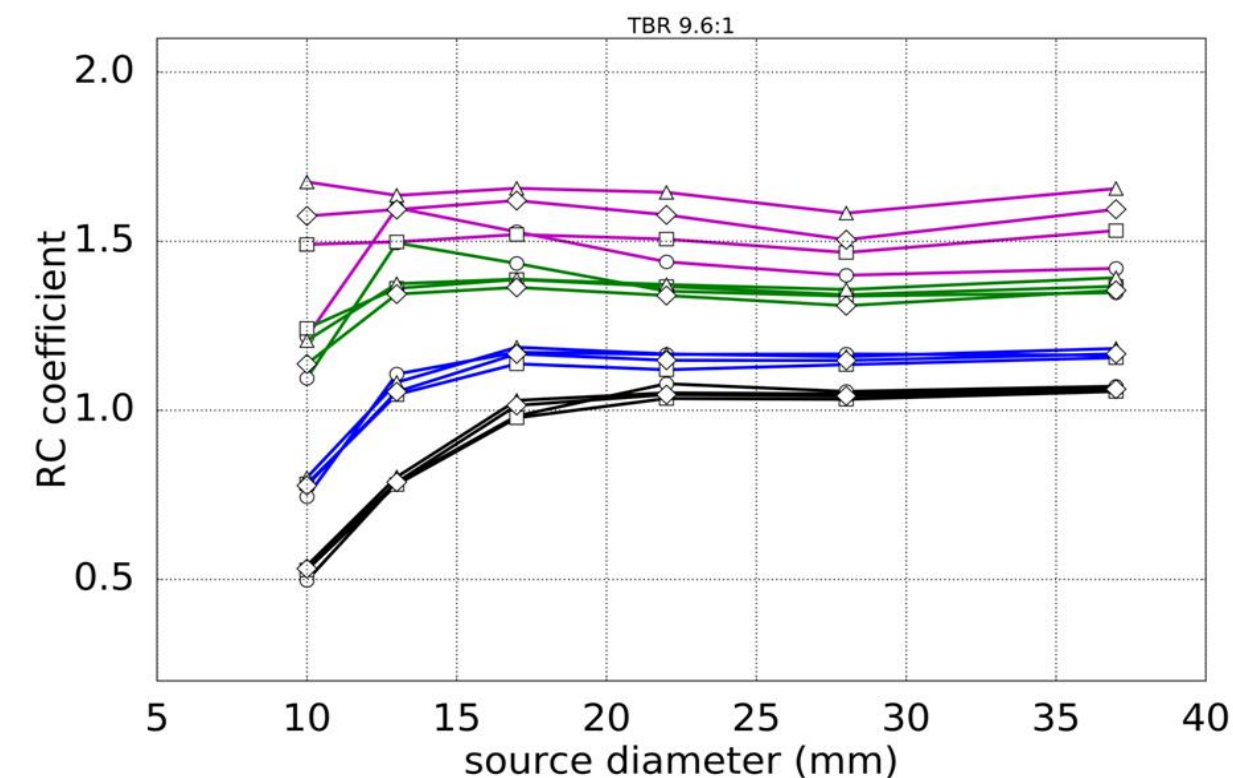
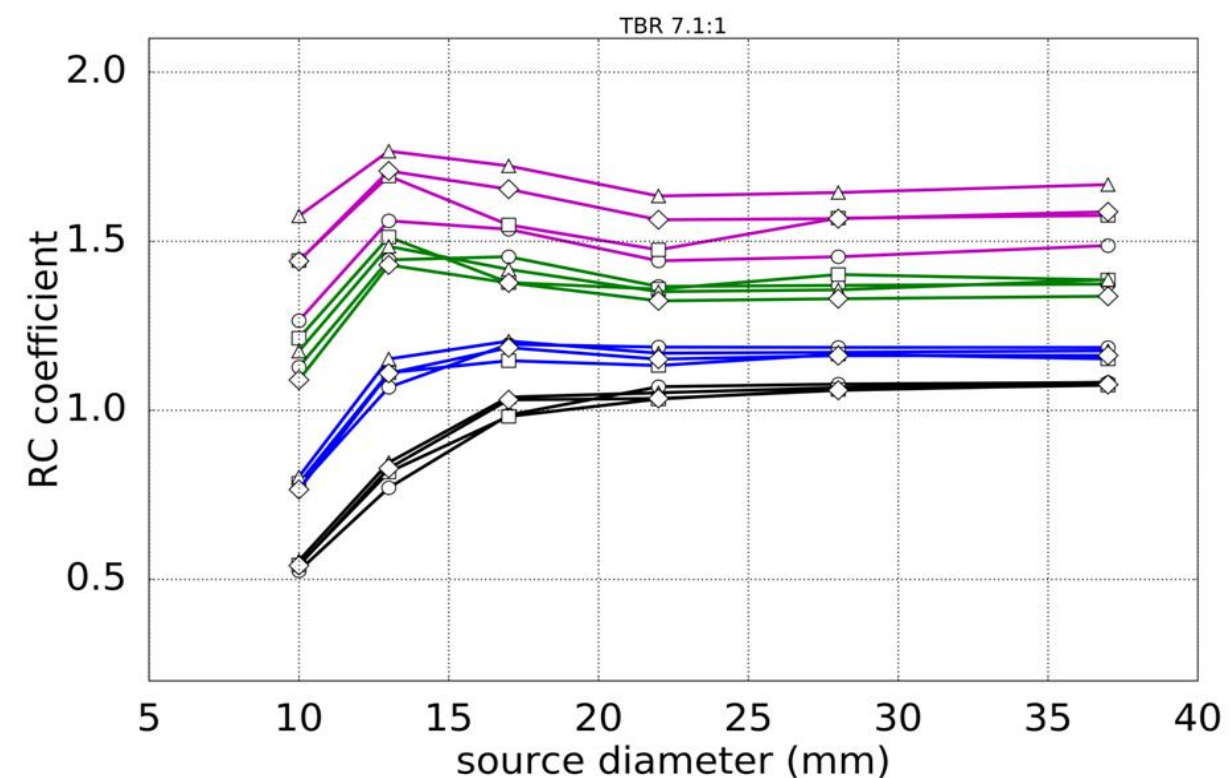
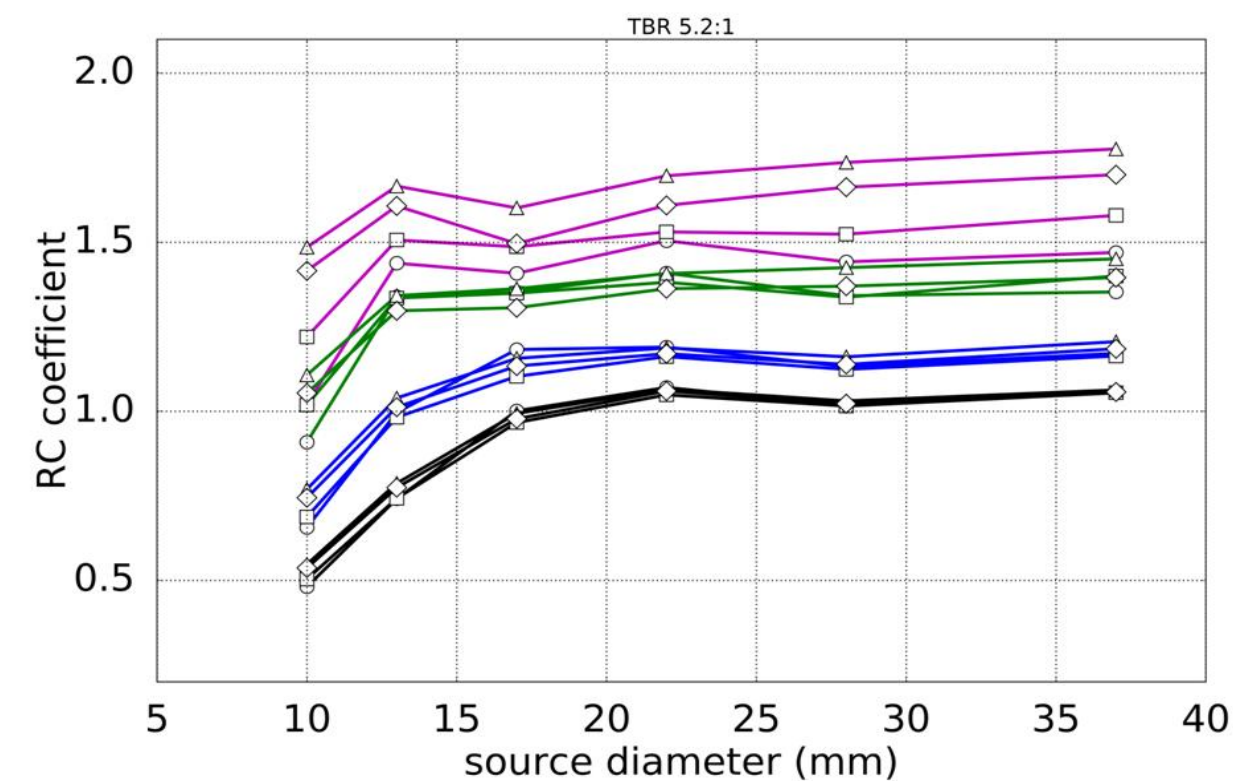
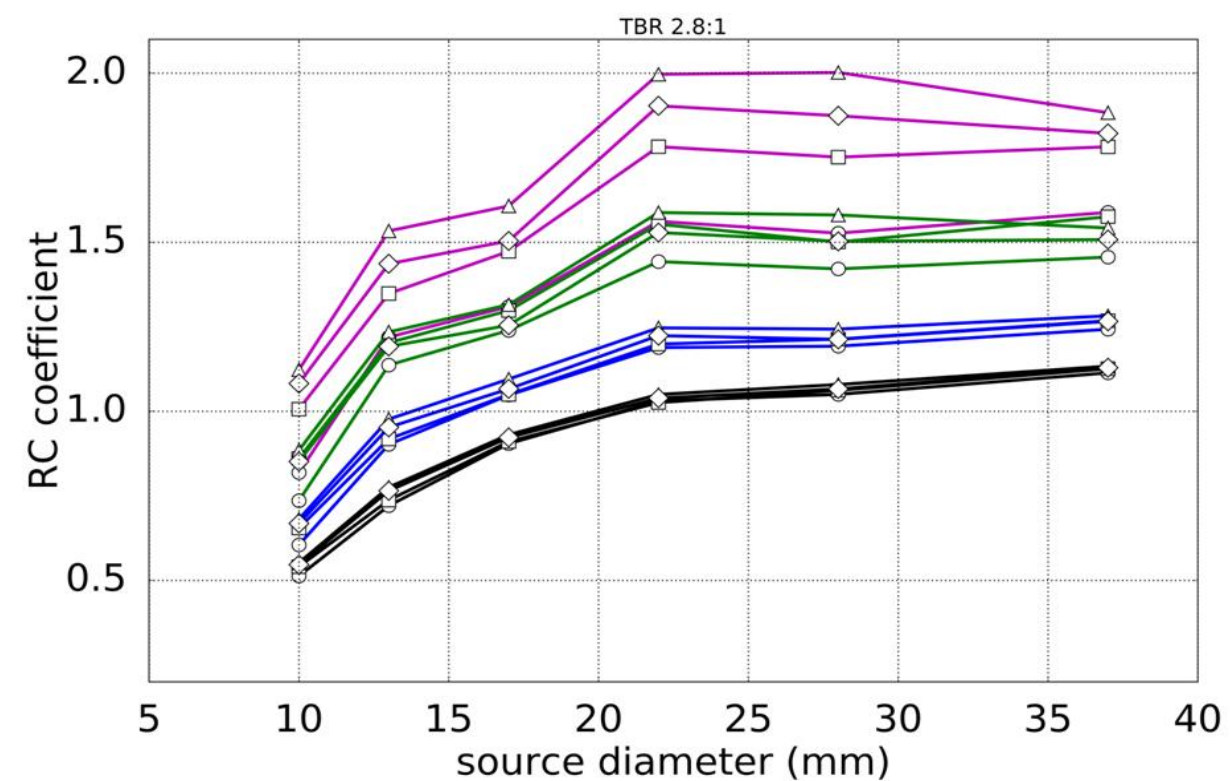
- použitím fantomu se známými strukturami - NEMA IEC Body phantom (EARL akreditace)
- použití více poměrů mezi aktivitou v lézi a pozadím (2.8:1, 5.2:1, 7.1:1 a 9.6:1)
- nalezení optimálního počtu iterací a subsetů, buď na základě vlastních měření nebo literatury (např. de Groot et al. EJNMMI Research 2013,3:63)
- nalezení optimální rekonstrukční matice a filtrace – opakované rekonstrukce
- vytvoření RC křivek na základě získaných dat
- nalezení kombinace všech nastavení, která bude prostá artefaktu, s rozumnou hladinou šumu a s RC koeficienty v rozmezí

EARL akreditace

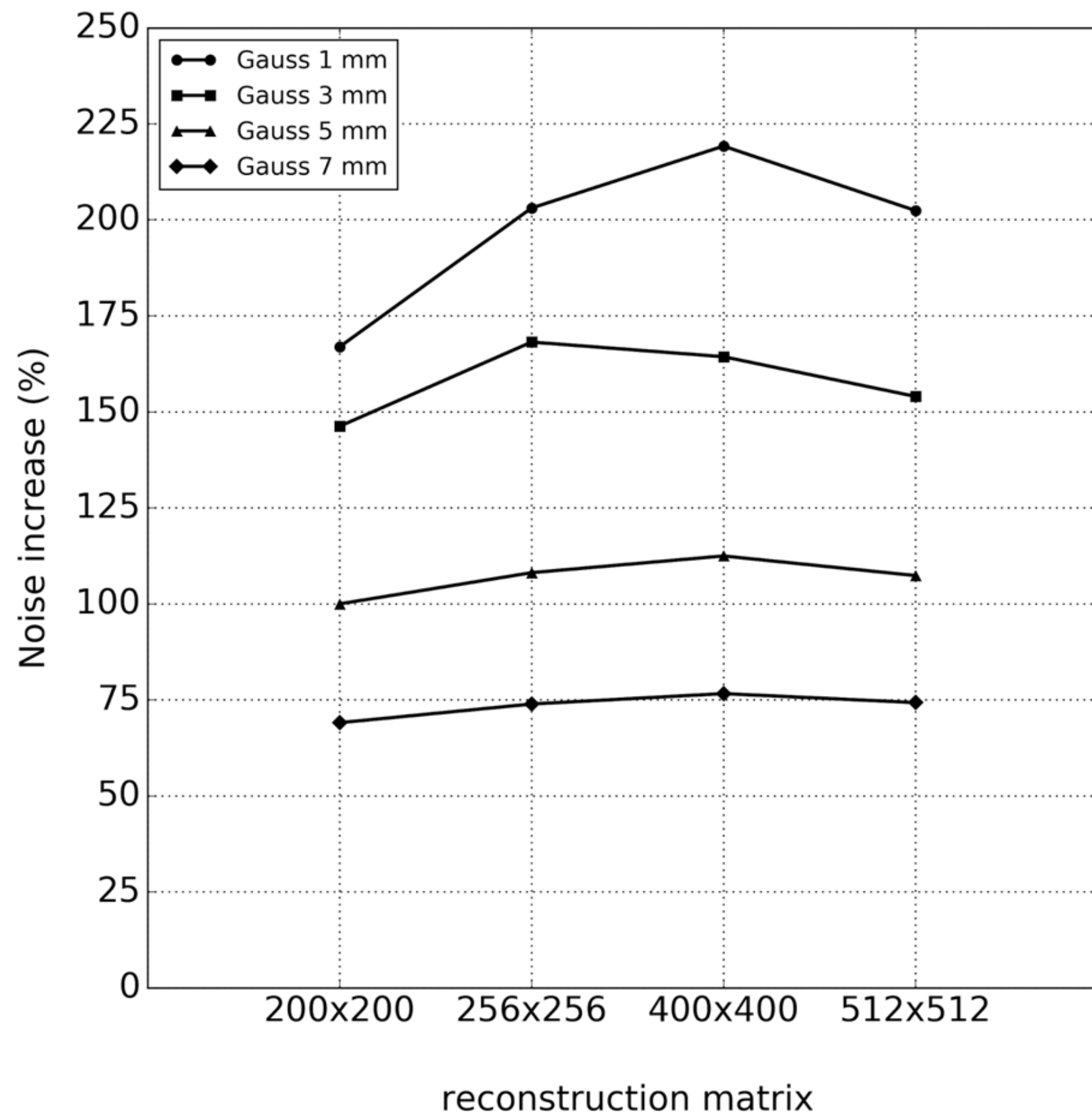


Výsledky

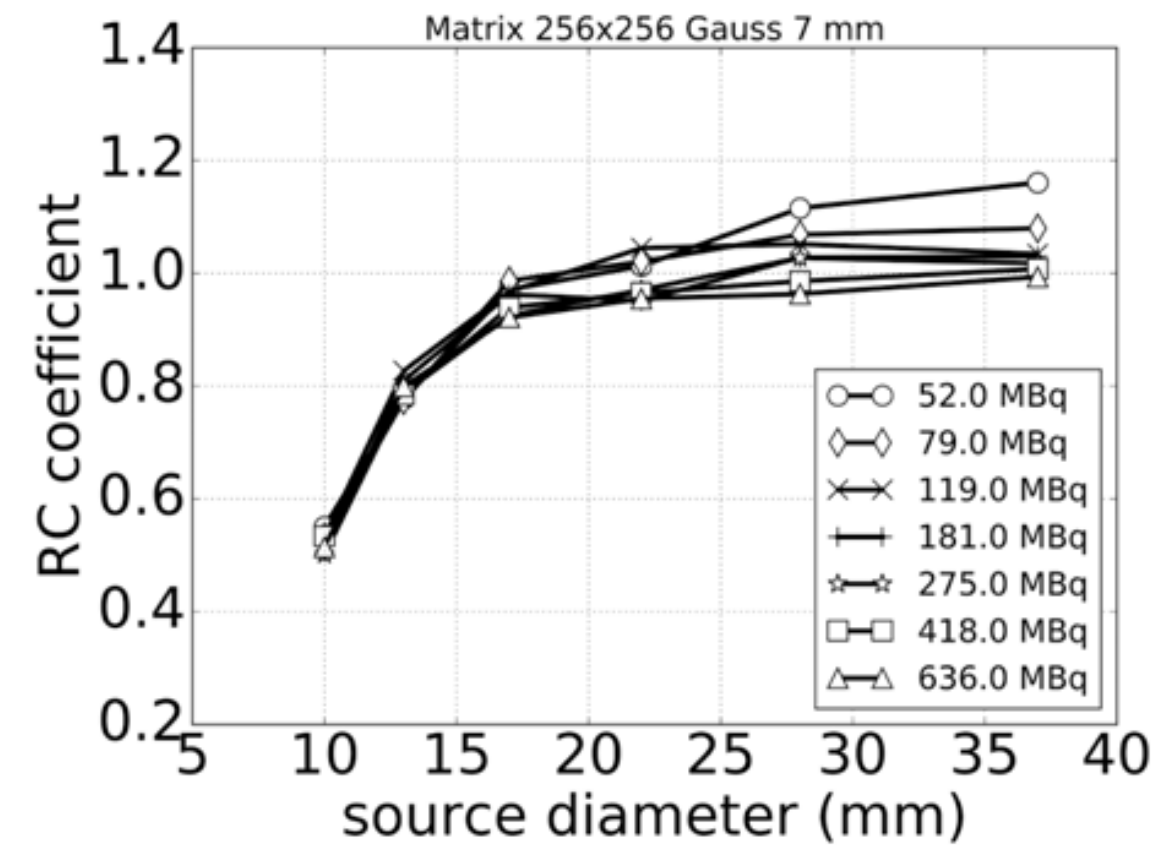
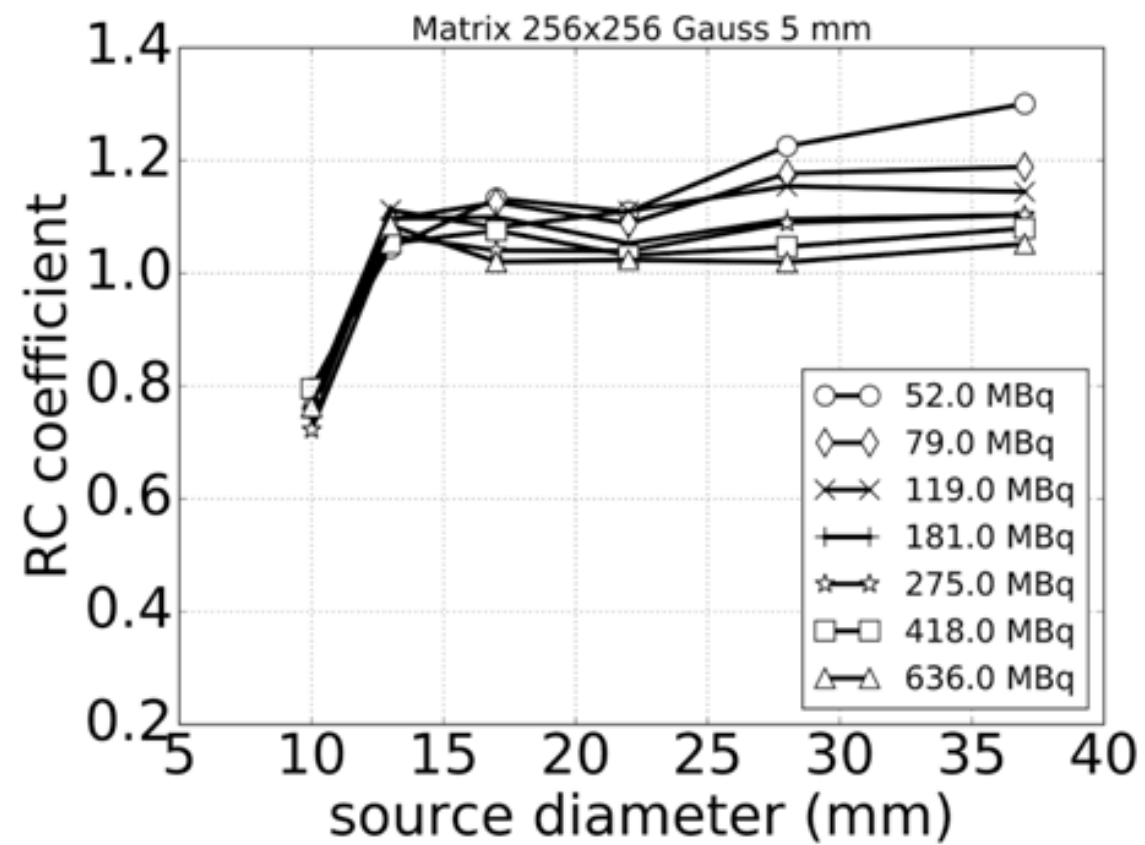
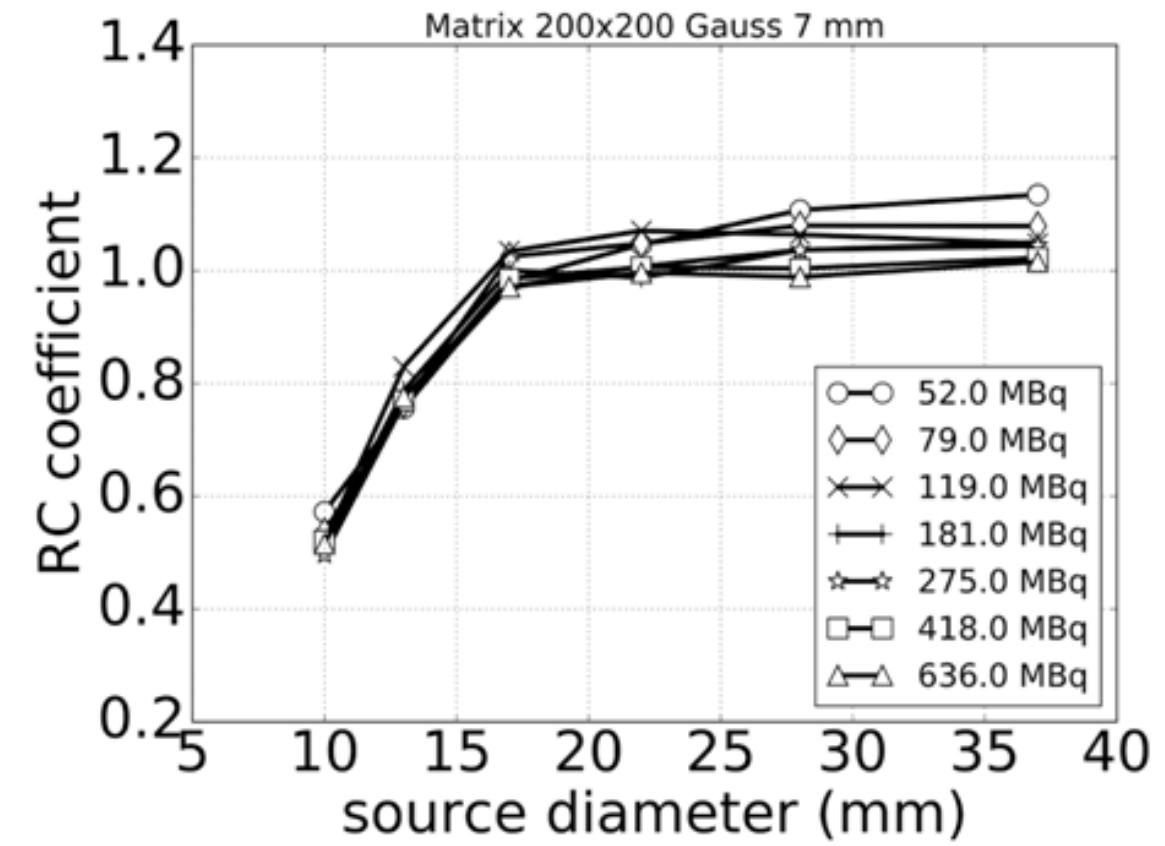
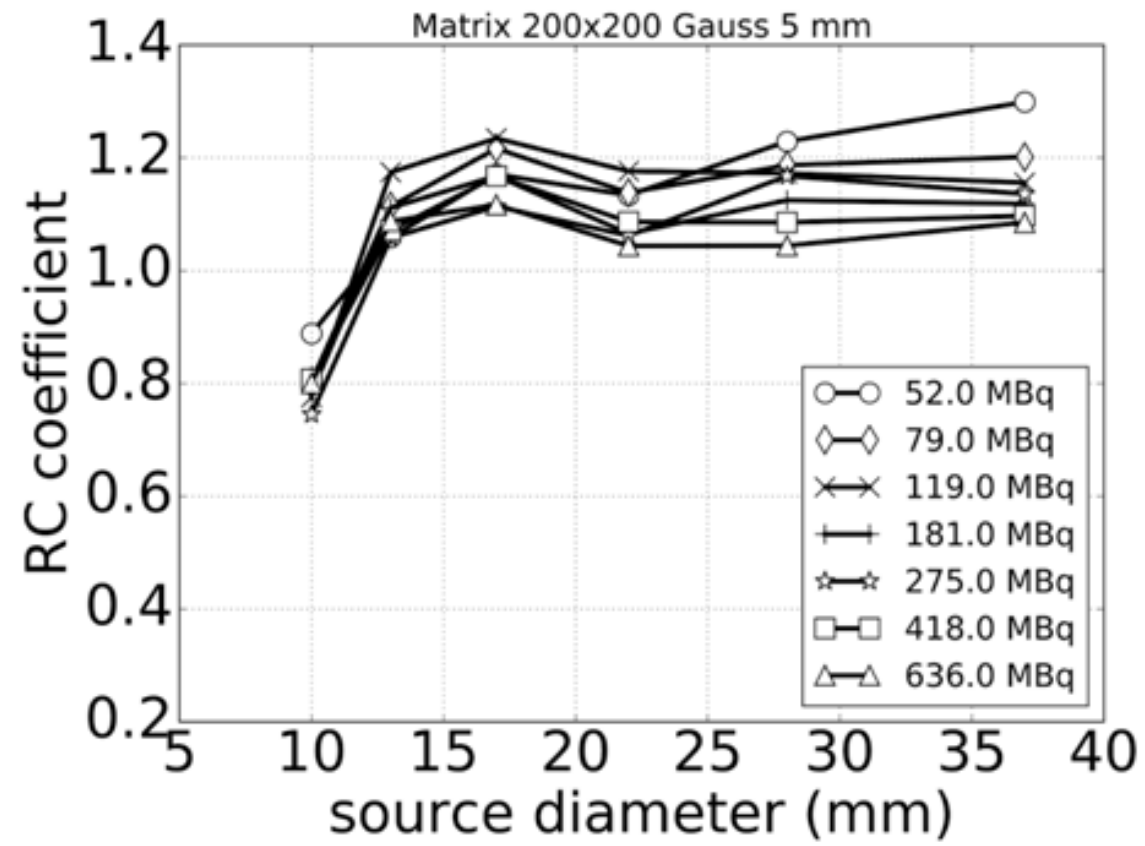
- kruh - 200x200
 - čtverec - 256x256
 - trojúhelník - 400x400
 - kosočtverec - 512x512
-
- fialová - 1 mm Gauss
 - zelená - 3 mm Gauss
 - modrá - 5 mm Gauss
 - černá - 7 mm Gauss



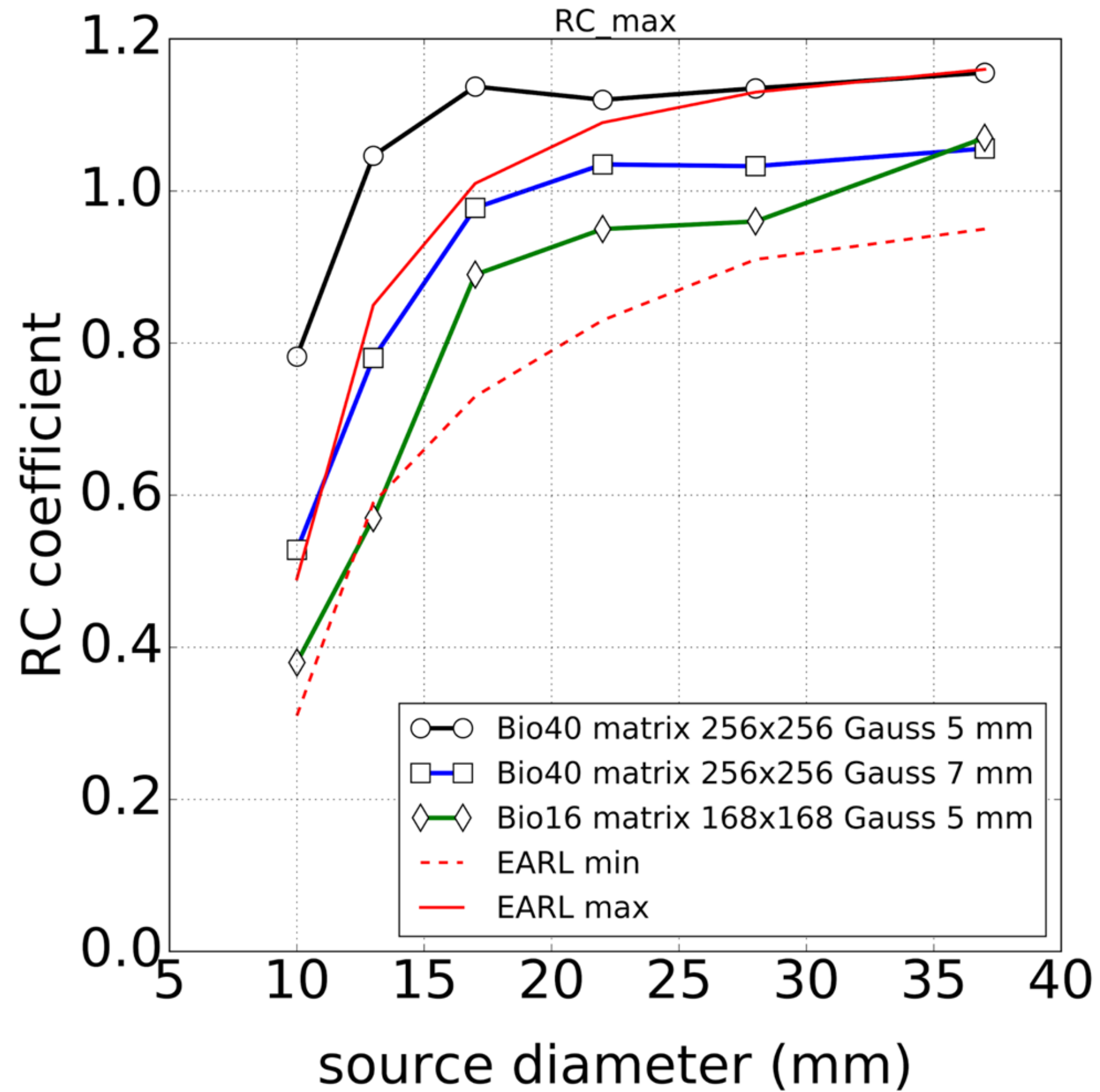
Výsledky



Výsledky



Výsledky



DĚKUJI ZA POZORNOST

FAKULTNÍ NEMOCNICE OLOMOUC

