

Vylepšení SNR u SPECT vyšetření

Ptáček J.

Fiala P., Karhan P., Koranda P.

Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany

Fakultní nemocnice Olomouc

email: ptacekj@fnol.cz

Osnova přednášky

- .poměr signálu k šumu
- .použití dekonvoluce s PSF
- .použití logaritmického zpracování obrazu
- .použití vlnkové transformace
- .výsledky

Poznámka pod čarou:

Metody dekonvoluce a logaritmického zpracování obrazu byly použity na jednotlivé projekce, zatímco vlnková transformace na transverzální, sagitální a koronální řezy po re-konstrukci pomocí FBP (filtr Butterworth, řád 5, cutoff 0.5). Po rekonstrukci byla použita korekce na zeslabení (Chang)

Poměr signálu k šumu (SNR)

.statistický šum daný charakterem zaznamenávaného signálu je v NM převažující

- míra šumu závisí na aktivitě zobrazovaného objektu (akviziční čas konstantní)
- v planárních obrazech má šum při nízkém počtu impulzů v pixelech Poissonovské rozdělení

• SNR – důležitý parametr při posuzování detekovatelnosti objektů

- vyšší hodnota = lepší detekovatelnost (velký význam u objektů malých rozměrů)

$$SNR = \frac{T - B}{\sigma}$$

- ,kde T-B je signál v objektu a σ je směrodatná odchylka, tedy šum v obraze

Dekonvoluce s PSF

.zobrazování pomocí scintilační kamery = konvoluce skutečného rozložení radiofarmaka s PSF systému

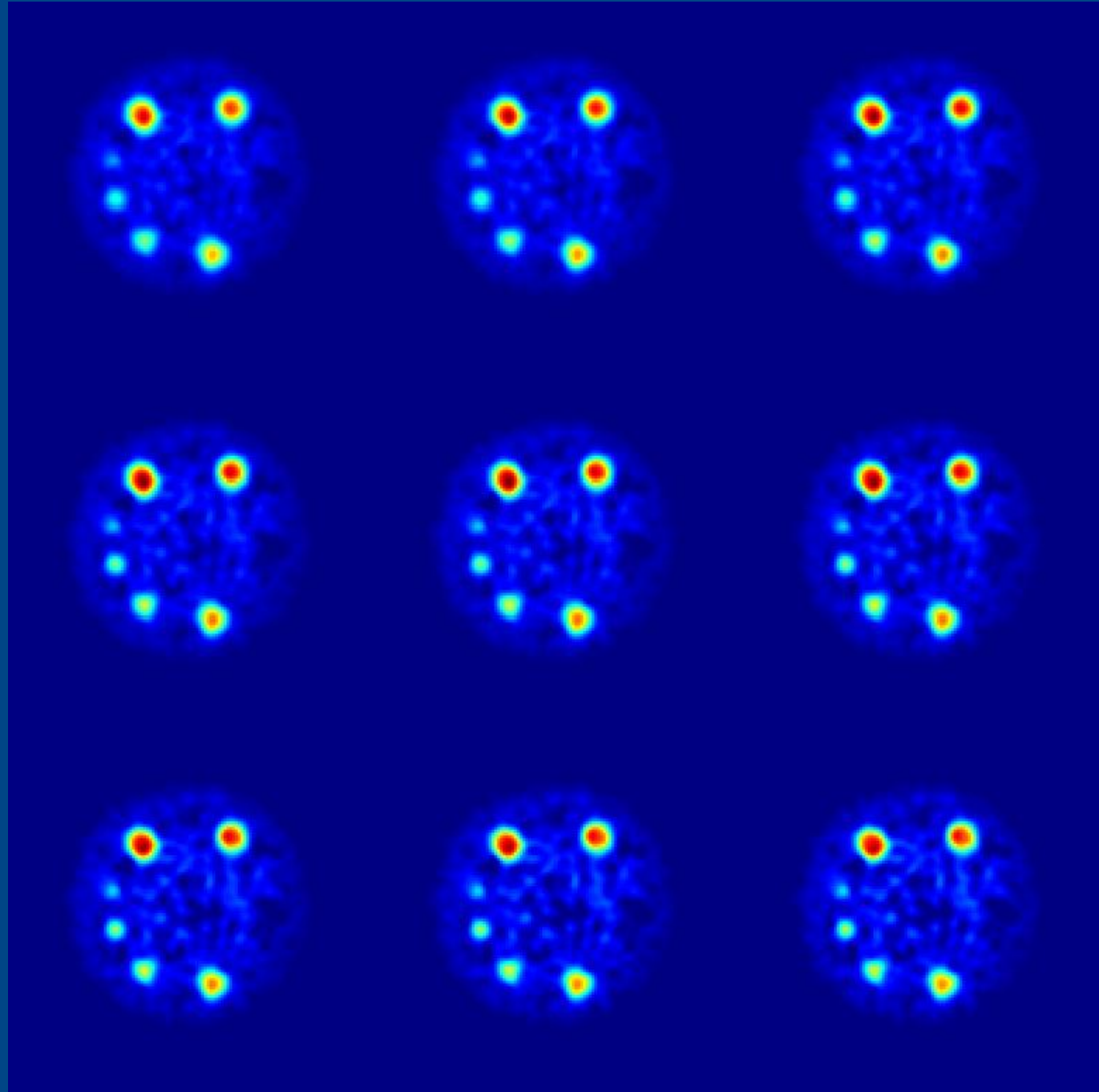
$$f * g = h$$

- , kde f je skutečná distribuce radiofarmaka, h je obraz distribuce a g je PSF (point spread function)
 - rozmazání, efekt částečného objemu (PVE)
- dekonvoluce = opačný proces – použitím známé PSF systému vzniká obraz skutečného rozložení radiofarmaka – doostření obrazu a potlačení PVE
 - hledání f při znalosti g a h
- celá řada algoritmů – zde použita iterativní metoda Lucy-Richardson dekonvoluce
- nevýhoda dekonvolučních postupů = výrazné zvyšování šumu ve vznikajících obrazech

Dekonvoluce s PSF

LR dekonvoluce
kontrast objektů
12.6:1

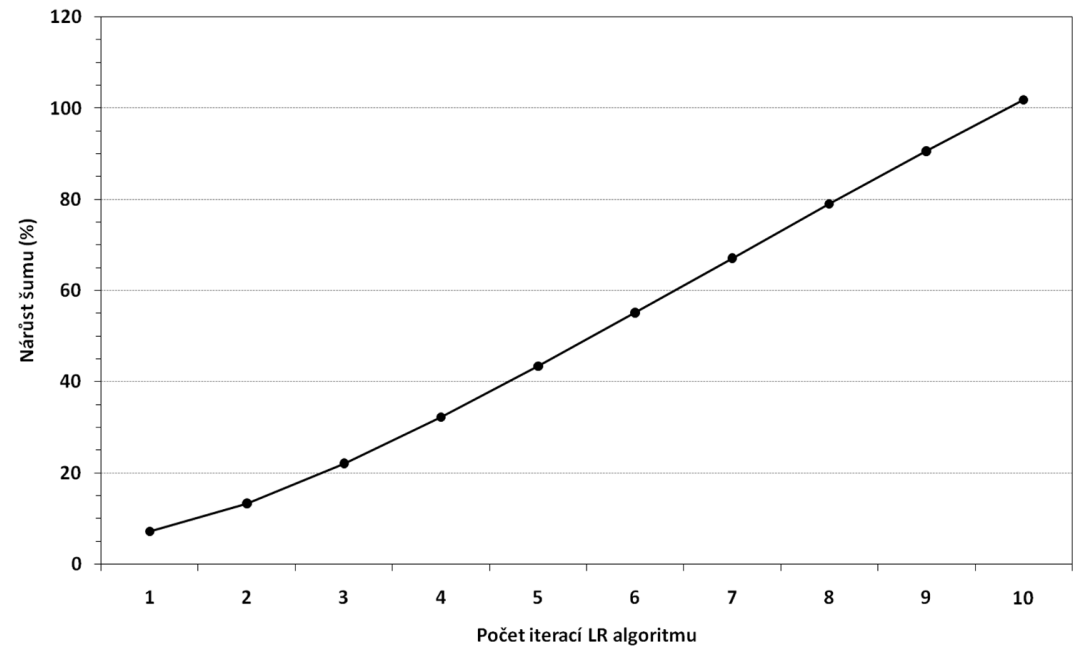
počet iterací

$$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 3 \\ 4 & 5 & 6 \\ 7 & 8 & 9 \end{bmatrix}$$


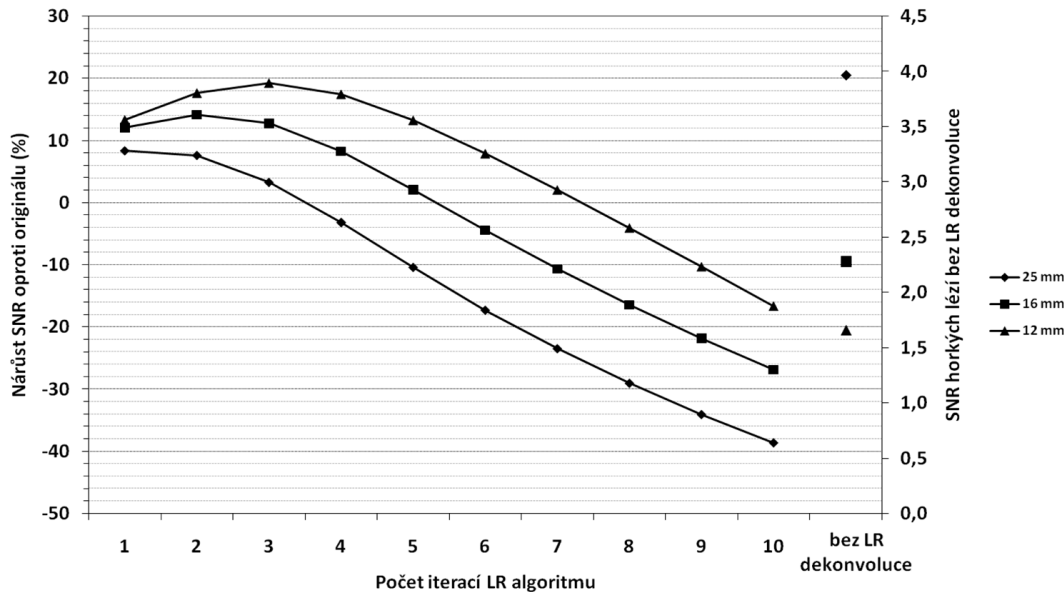
Dekonvoluce s PSF

LR dekonvoluce
SNR
3.7:1

Závislost šumu v obraze na počtu iterací LR algoritmu



Závislost nárůstu SNR horkých lézí různého průměru na počtu iterací Lucy-Richardson algoritmu

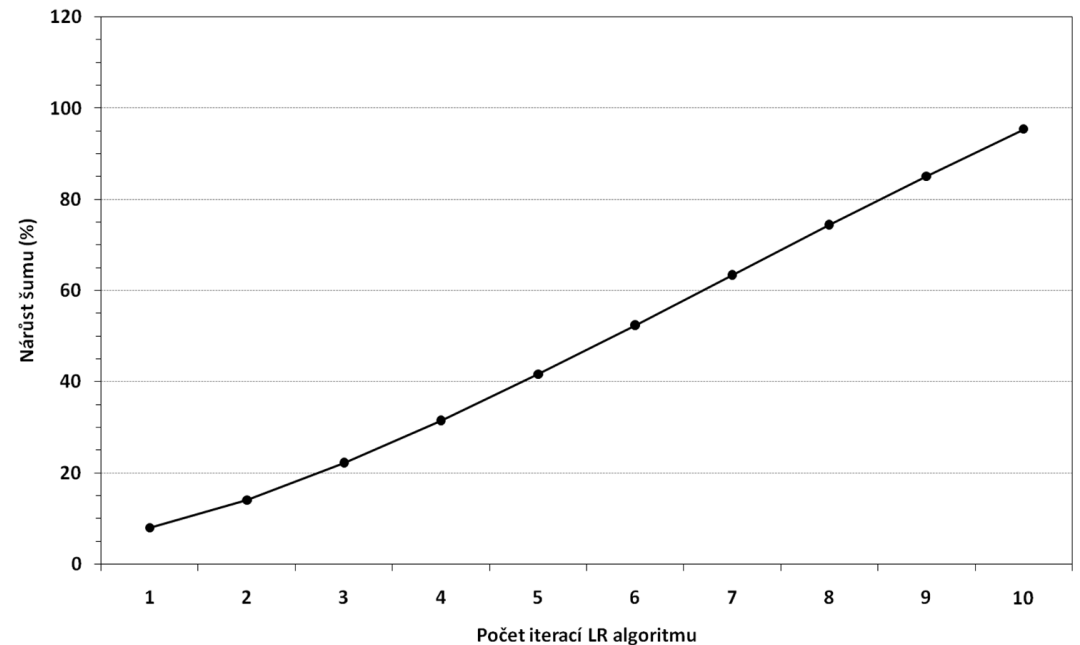


nejmenší léze o průměru
8 mm nebyla v obraze viditelná

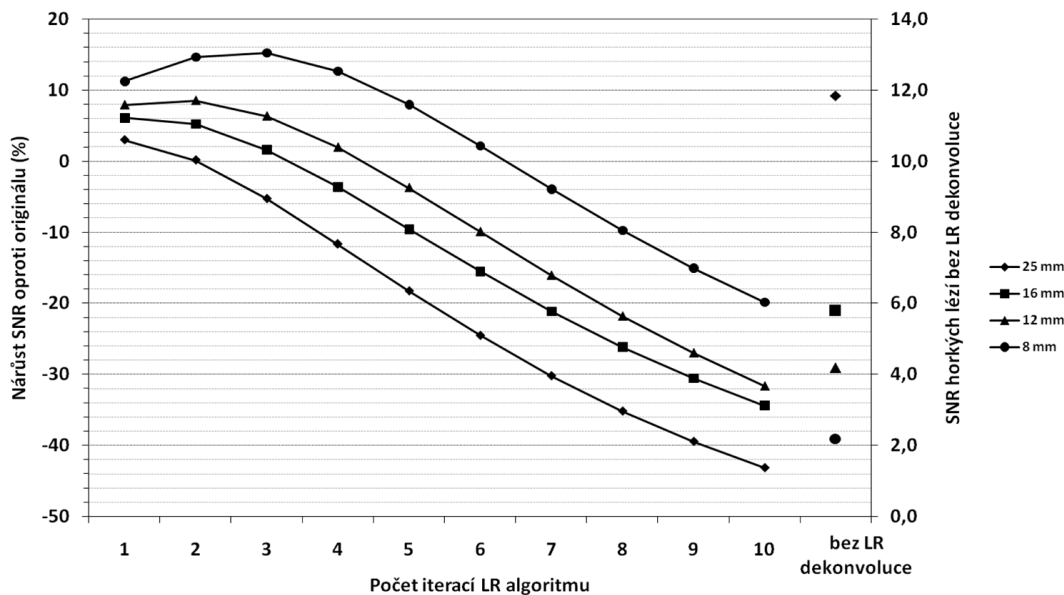
Dekonvoluce s PSF

LR dekonvoluce
SNR
9.5:1

Závislost šumu v obraze na počtu iterací LR algoritmu



Závislost nárůstu SNR horkých lézí různého průměru na počtu iterací Lucy-Richardson algoritmu



po 3 iteracích LR
dekonvoluce dosahuje SNR
všech objektů
hodnot větších než
90 % maxima
v oblasti 1 – 10 iterací

Logaritmické zpracování obrazu

.LIP – založeno na obrazové aritmetice – zaručuje, že sečteme-li dva obrazy s počty impulzů v pixelech v rozmezí $[0, M)$ tak výsledný obraz bude také v $[0, M)$

.LIP – definován na $(-\infty, M)$ – skutečné v rozmezí $[0, M)$; $f(i, j)$, $g(i, j)$ – *obrazy intenzity*

$$g_1 \oplus g_2 = g_1 + g_2 - \frac{g_1 g_2}{M}$$

$$g_1 \ominus g_2 = M \frac{g_1 - g_2}{M - g_2}$$

•

$$\alpha \circledast f(i, j) = M - M \left(1 - \frac{f(i, j)}{M} \right)^\alpha$$

.využití LIP - umožňuje kontrolovat kontrast a ostrost obrazu pomocí parametrů α a β

$$f'(i, j) = \alpha \circledast a(i, j) \oplus \beta \circledast [f(i, j) - a(i, j)]$$

.,kde $a(i, j)$ je průměrná hodnota pixelů okolo pixelu (i, j) , $f(i, j)$ označuje počet impulzů v pixelu původního obrazu

Logaritmické zpracování obrazu

.použitím nové aritmetiky dostáváme

$$\ln(\bar{f}'(i, j)) = \alpha * \ln(\bar{a}(i, j)) + \beta * [\ln(\bar{f}(i, j)) - \ln(\bar{a}(i, j))]$$

., kde

$$\bar{f} = 1 - \frac{f}{M} \qquad \ln(\bar{a}(i, j)) = \frac{1}{n \cdot n} \cdot \sum_{k=i-\frac{n}{2}}^{i+\frac{n}{2}} \sum_{l=j-\frac{n}{2}}^{j+\frac{n}{2}} \ln(\bar{f}(k, l))$$

.použité nastavení:

- velikost okolí 7x7 se ukázalo jako nejvhodnější
- rozsah 65535 – uvádí DICOM header NM souborů
- α a β v rozsahu 1 – 3 (celkem 9 kombinací)

LIP použít na 2. úroveň detailů rozkladu vlnkovou transformací

Logaritmické zpracování obrazu

LIP

kontrast objektů

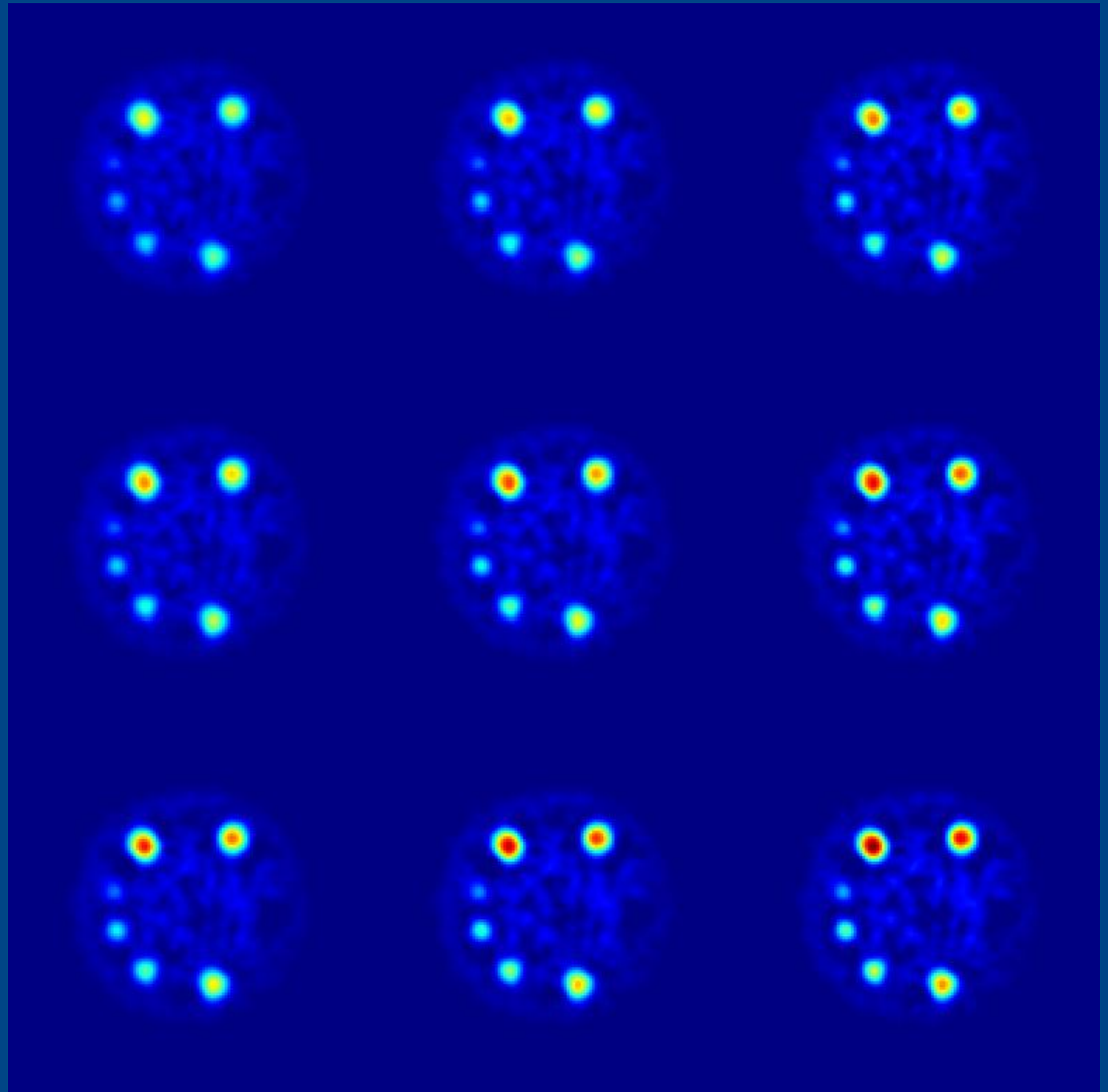
12.6:1

nastavení α/β

1/1	1/2	1/3
2/1	2/2	2/3
3/1	3/2	3/3

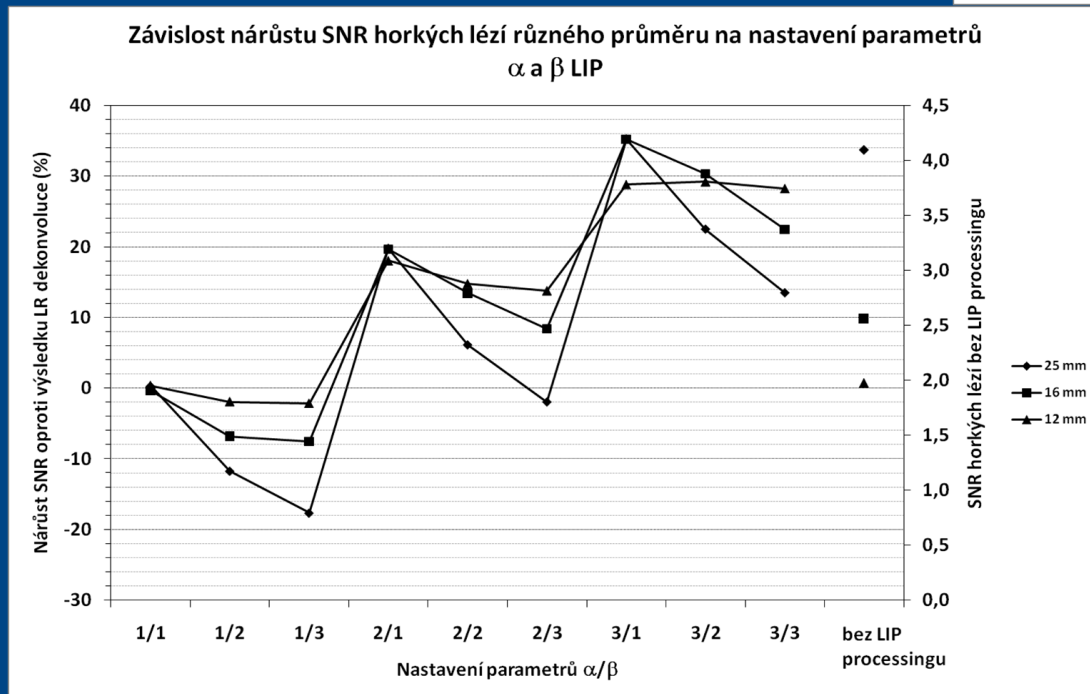
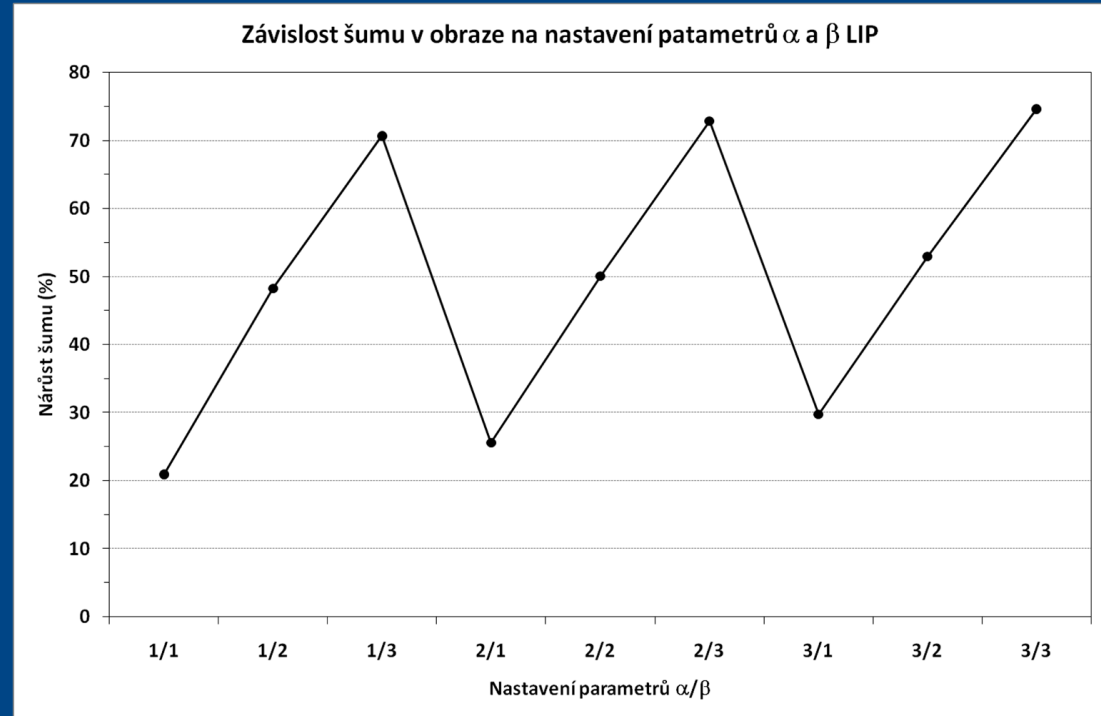
výrazný nárůst
počtu impulzů s
rostoucím α i β

„halo“ artefakt



Logaritmické zpracování obrazu

LIP
SNR
3.7:1



skokové nárůsty SNR při
změnách α

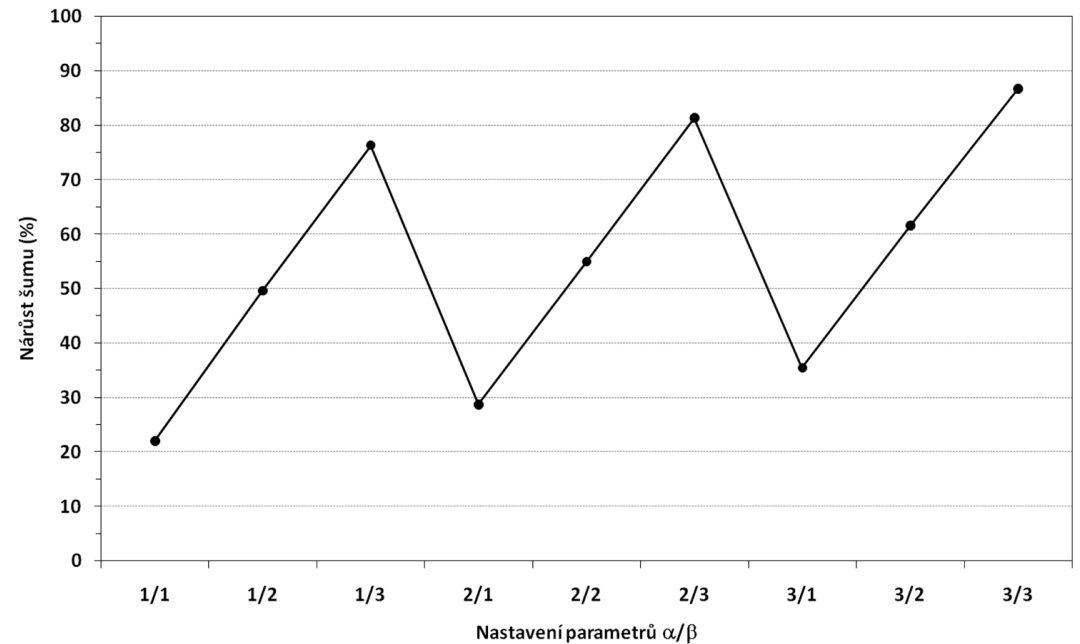
výrazné nárůsty šumu při
změnách β

navíc „halo“ artefakt =>
nastavení 2/1 (α/β)

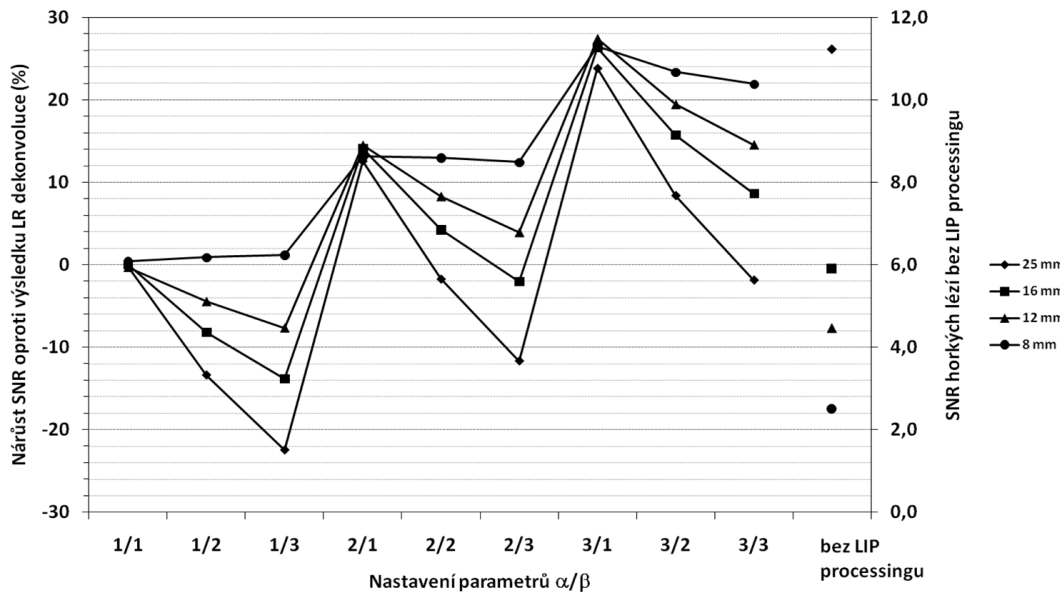
Logaritmické zpracování obrazu

LIP
SNR
9.5:1

Závislost šumu v obraze na nastavení parametrů α a β LIP



Závislost nárůstu SNR horkých lézí různého průměru na nastavení parametrů α a β LIP



skokové nárůsty SNR při
změnách α

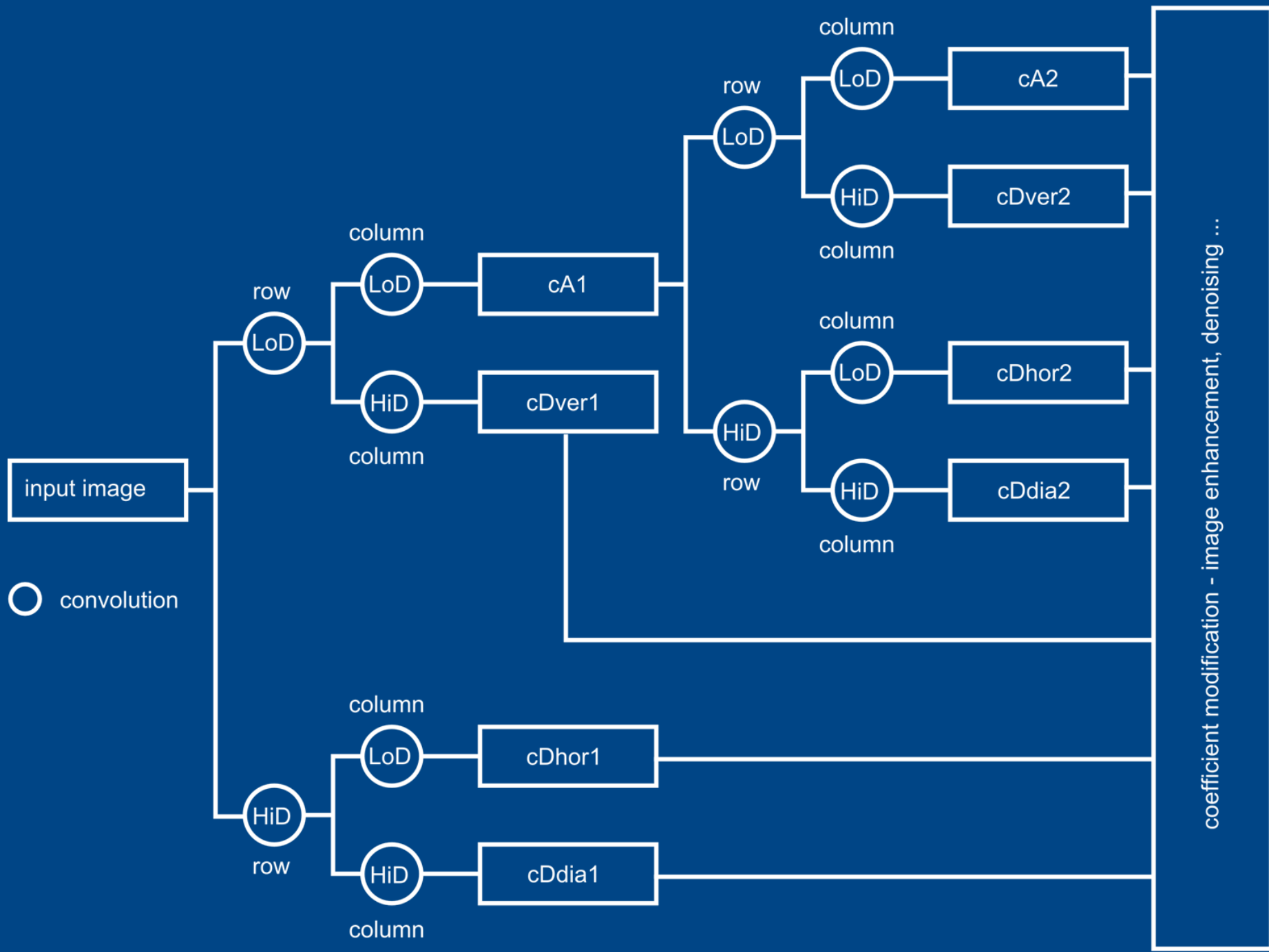
výrazné nárůsty šumu při
změnách β

navíc „halo“ artefakt =>
nastavení 2/1 (α/β)

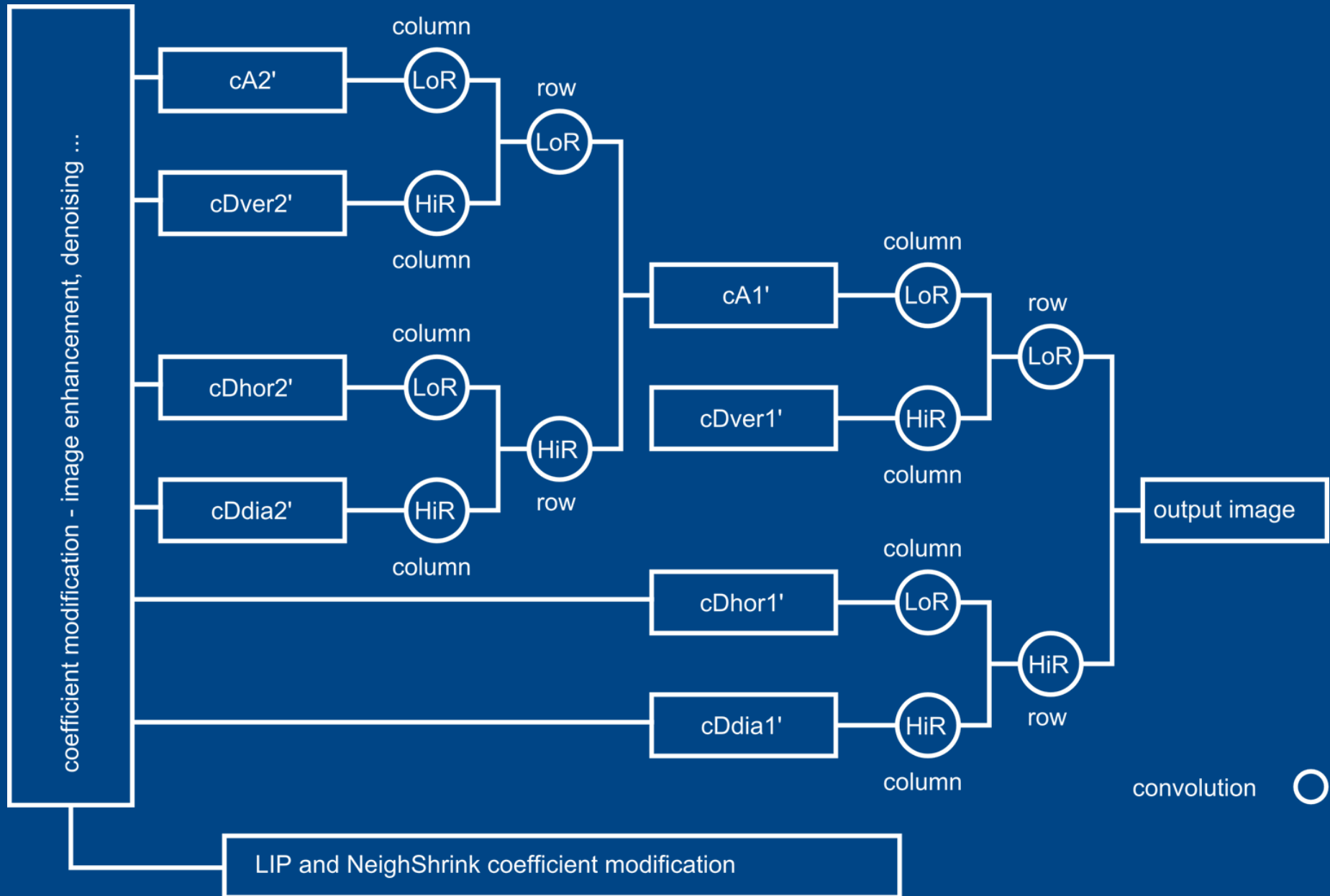
Vlnková transformace (WT)

- odvozena od Fourierovy transformace (FT) – překonává nedostatečné prostorové (časové) rozlišení FT
 - bázové funkce FT jsou sinusovky definované na celém prostoru signálu – neposkytnou prostorovou informaci, informuje pouze o přítomných prostorových frekvencích
 - bázové funkce WT – wavelety (vlnky) – mají konečnou délku v prostoru – dilatacemi a posunem vlnek získáváme jak informaci o přítomných prostorových frekvencích (velikostech objektů), tak o jejich poloze
- realizace pomocí banky filtrů – obsahuje high-pass (HiD) a low-pass (LoD) dekompoziční a high-pass (HiR) a low-pass (LoR) rekonstrukční filtry
- průběh WT – konvoluce signálu s filtry a získání aproximací (filtrovány low-pass filtrem) a trojice detailů (V,H,D) – použita Koren-Laine banka filtrů

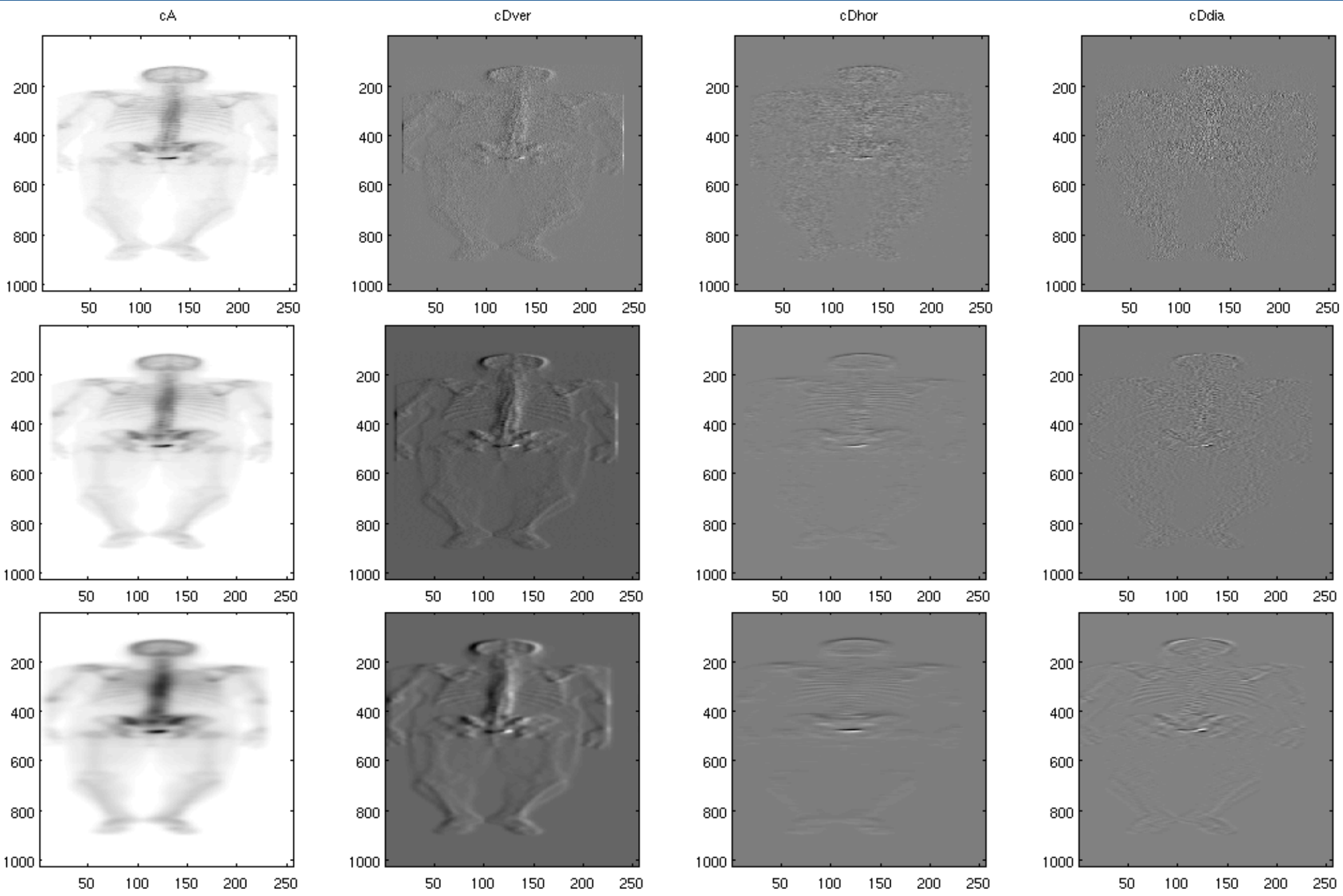
2D-UDWT – postup do úrovně $l=2$



2D-UDWT – postup do úrovně $l=2$



2D-UDWT – scintigrafie skeletu $l=3$



Potlačení vzniklého šumu

.vlnková transformace může být s úspěchem použita k potlačení šumu vzniklého použitím LR dekonvoluce a LIP

.existuje řada různých metod založených na analýze koeficientů vlnkové transformace v jednotlivých úrovních detailů – VisuShrink, NormalShrink, Bayes-Shrink, NeighShrink

.zde použita metoda NeighShrink – intenzitu každého pixelu mění v závislosti na okolních pixelech

- nejedná se o filtraci!!!
- předpoklad 1) – pixely s vysokou intenzitou by měly mít v okolí také pixely s vysokou aktivitou – velikost použitého okolí zvolena empiricky na 7x7 pixelů
- předpoklad 2) – znalost úrovně šumu = problém – většinou neznáme

NeighShrink

.stanovení úrovně šumu σ

– robustní mediánový odhad pro úroveň WT rozkladu /

$$\sigma = \text{median}(|(M_l(i, j))|) / 0,6745$$

$$M_l(i, j) = \sqrt{(cDver_l(i, j))^2 + (cDhor_l(i, j))^2 + (cDdia_l(i, j))^2}$$

- známe-li σ , můžeme vypočítat modifikační faktor pro daný koeficient WT rozkladu

$$\beta(i, j) = \left(1 - \frac{\lambda^2}{S^2}(i, j)\right)$$

- ,kde

$$\lambda = \sigma \sqrt{2 \cdot \ln(m \cdot n)}$$

$$S^2(i, j) = \sum_{k=i-\frac{n}{2}}^{i+\frac{n}{2}} \sum_{l=j-\frac{n}{2}}^{j+\frac{n}{2}} d^2(k, l)$$

- následuje modifikace koeficientu

$$d(i, j) = d(i, j) \cdot \beta(i, j)$$

$$\beta(i, j) = \beta(i, j) \text{ pro } \beta(i, j) > 0$$

$$\beta(i, j) = 0 \text{ pro } \beta(i, j) < 0$$

NeighShrink

.vzhledem k výraznému rozmazání vzniklých obrazů bylo nutné metodu modifikovat = snížit její sílu

– použití koeficientu $k < 1$

$$\beta(i, j) = \left(1 - \frac{k \cdot \lambda^2}{S^2} (i, j) \right)$$

- použito na WT transverzálních, sagitálních a koronálních řezů fantomu

NeighShrink

NeighShrink

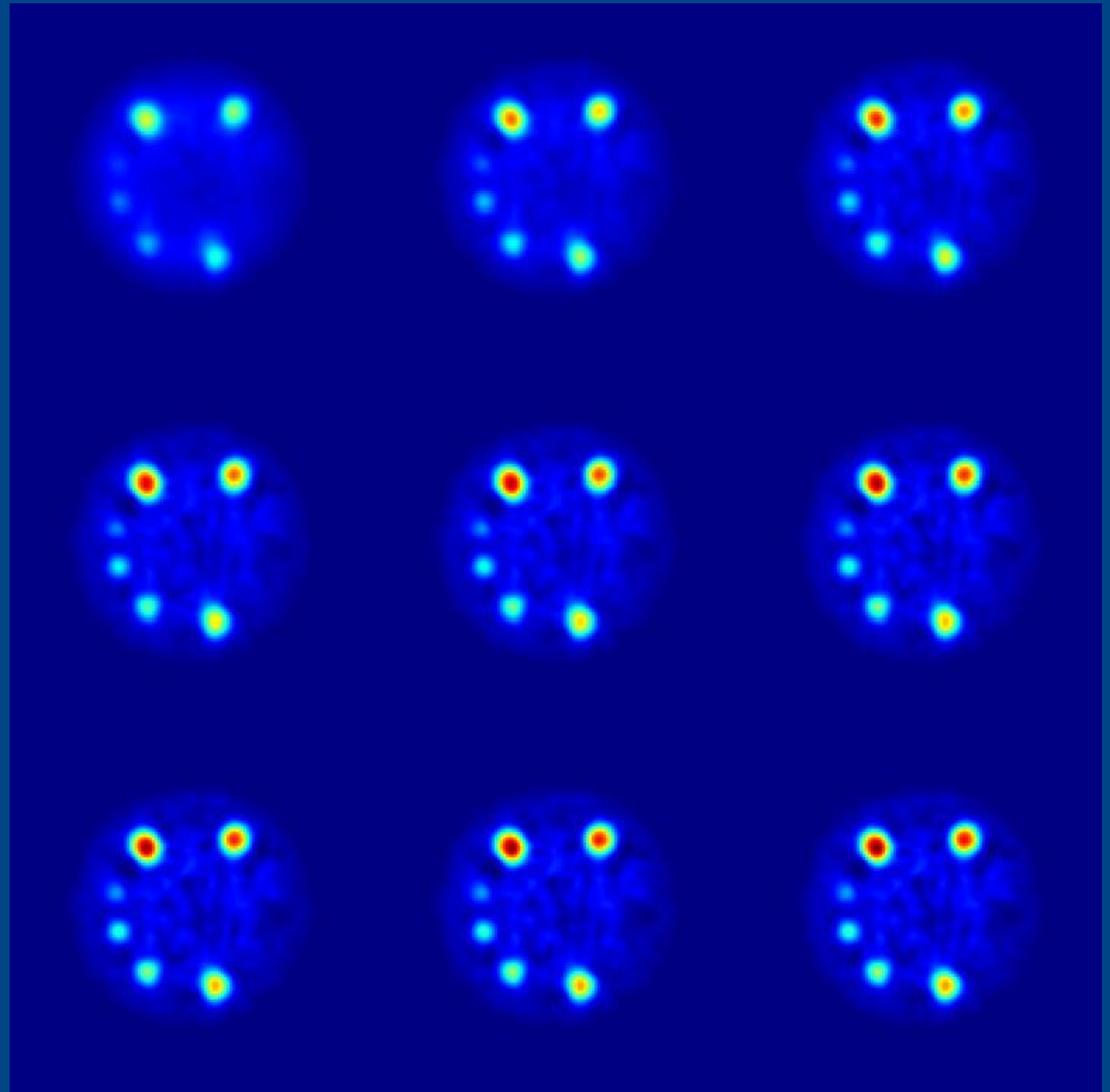
kontrast objektů

12.6:1

nastavení

parametru k

$1/1$	$1/2$	$1/3$
$1/4$	$1/5$	$1/6$
$1/7$	$1/8$	$1/9$



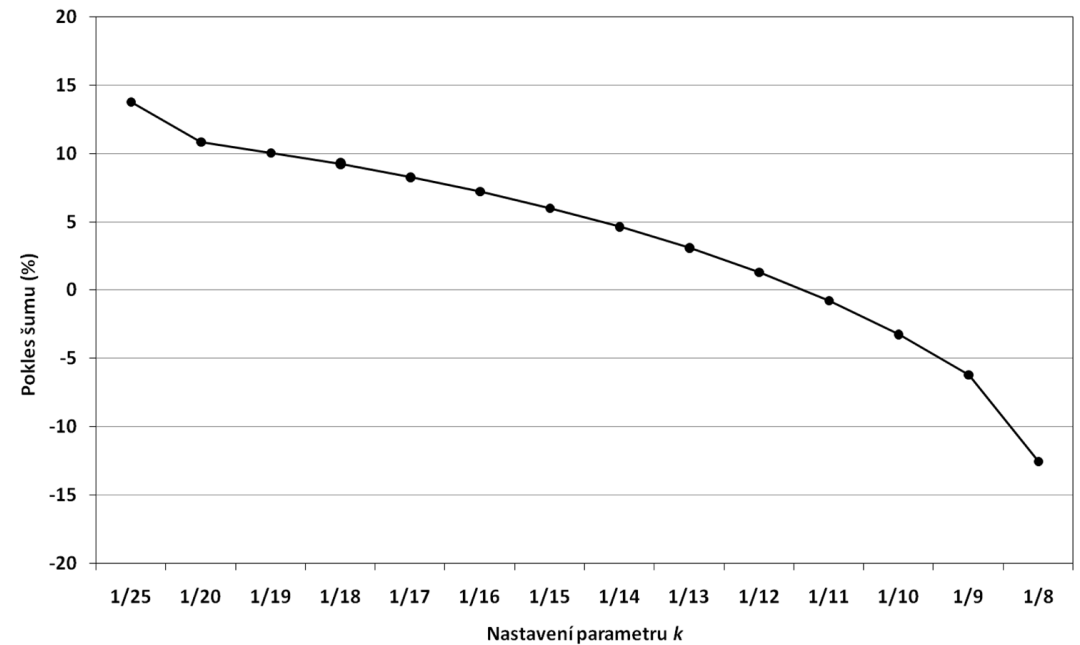
NeighShrink

NeighShrink

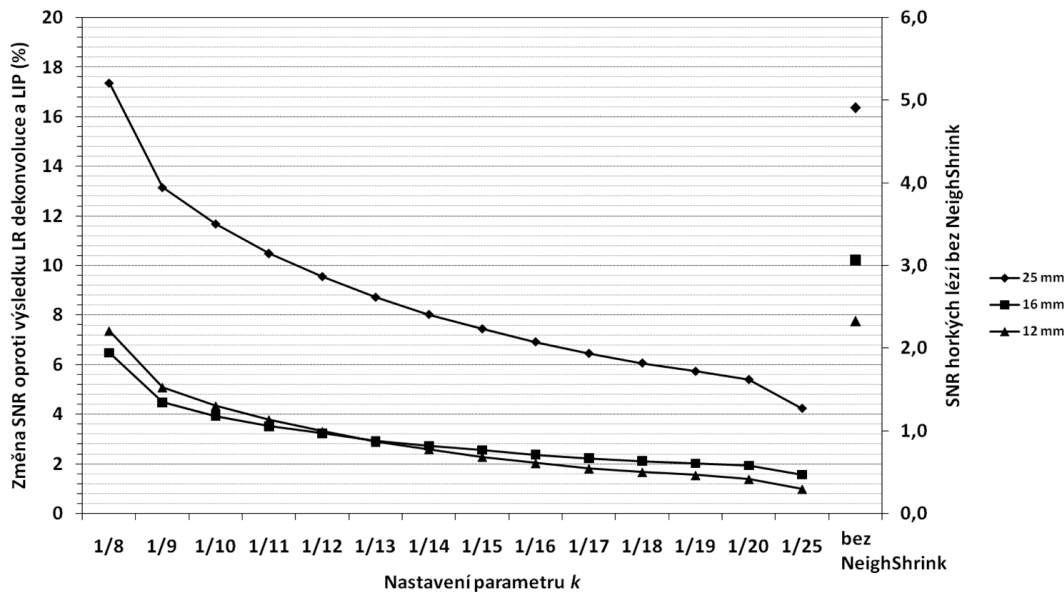
SNR

3.7:1

Závislost poklesu šumu na velikosti parametru k - NeighShrink



Závislost změny SNR horkých lézí různého průměru na nastavení Neighbourhood shrinkage algoritmu - LR (3 iterace), LIP ($\alpha=2$, $\beta=1$)



stejná úroveň šumu
jako v originálním
obrazu dosažena
pro $k = 1/11$

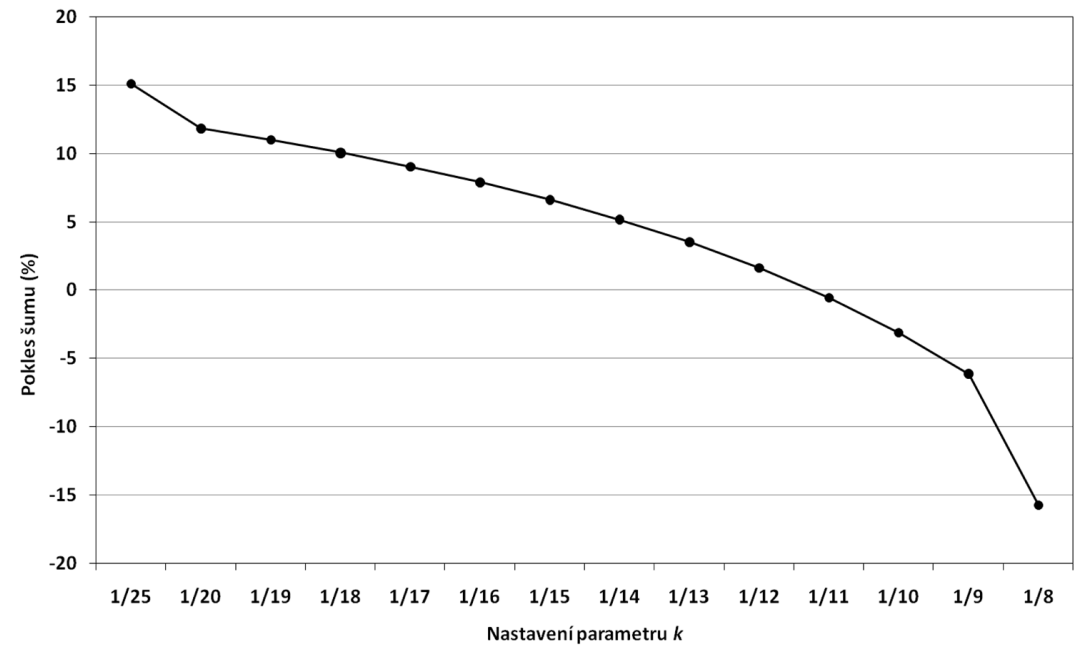
NeighShrink

NeighShrink

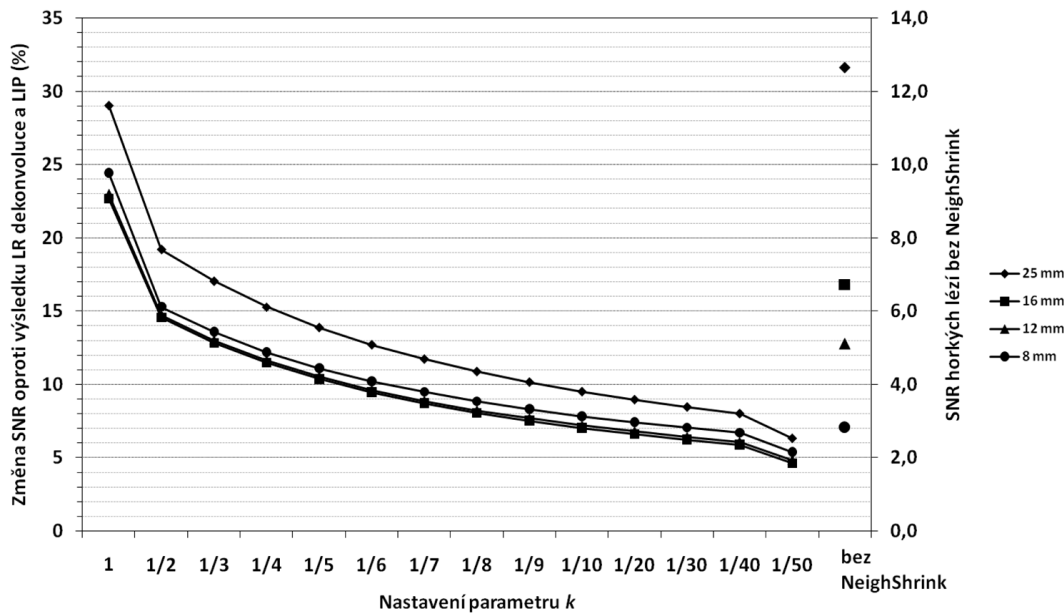
SNR

9.5:1

Závislost poklesu šumu na velikosti parametru k - NeighShrink



Závislost změny SNR horkých lézí různého průměru na nastavení Neighbourhood shrinkage algoritmu - LR (3 iterace), LIP ($\alpha=2$, $\beta=1$)



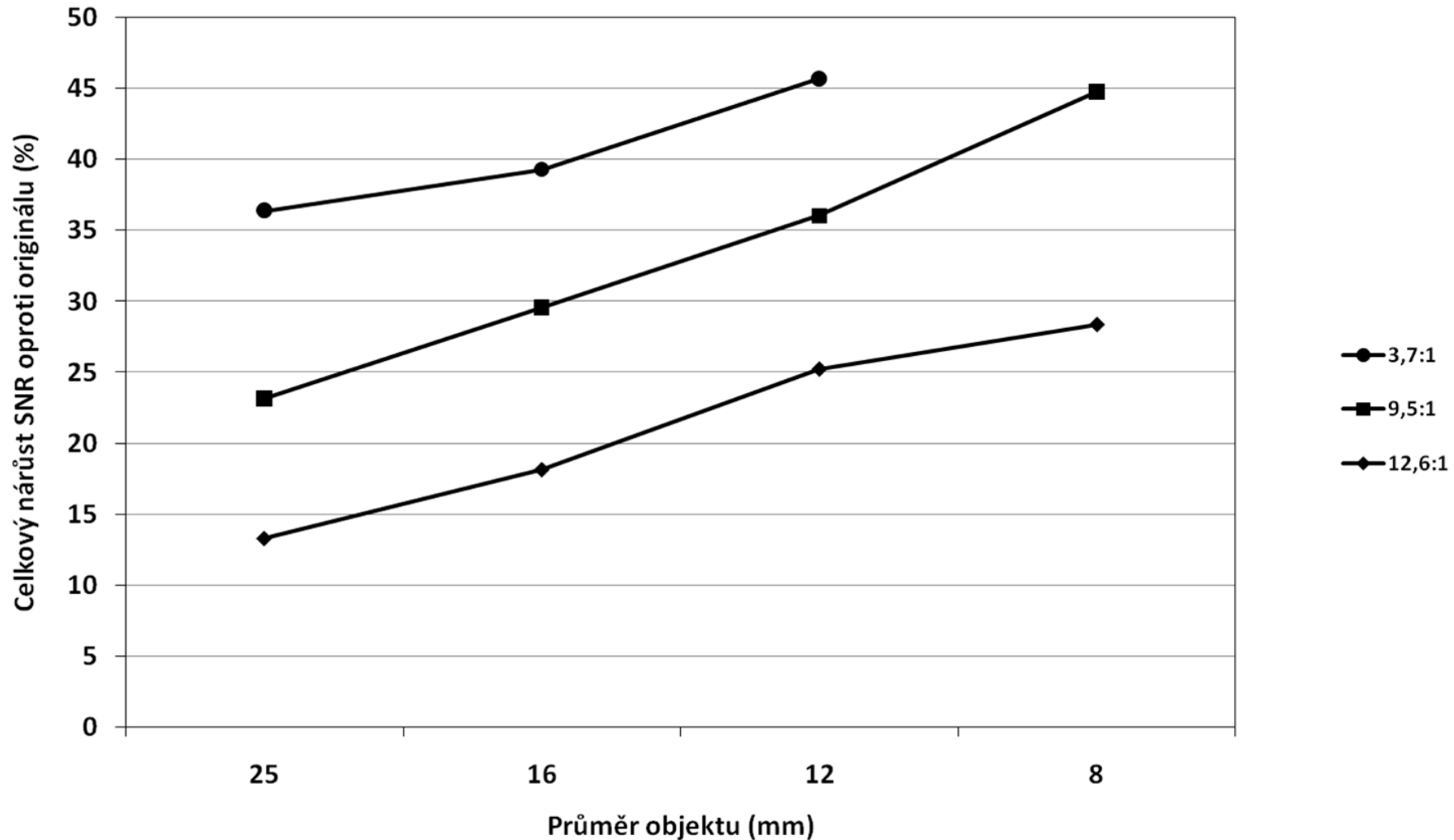
stejná úroveň šumu
jako v originálním
obrazu dosažena
pro $k = 1/11$

Výsledky

- pomocí kombinace LR dekonvoluce, logaritmického zpracování obrazu a NeighShrink se podařilo zvýšit SNR jednotlivých objektů ve zrekonstruovaném obraze fantomu
- s použitím metody více profitují menší objekty s nižším kontrastem – vyšší nárůst SNR při LR dekonvoluci a LIP
- z NeighShrink více těží objekty s vyšším kontrastem – metoda potom (díky menšímu šumu) méně ovlivňuje počty impulzů v pixelech uvnitř objektů a soustředí se na šum v pozadí
- upravené obrazy lze exportovat v DICOM formátu s veškerou identifikací případného pacienta a nahrát zpět do vyhodnocovací stanice nebo PACS

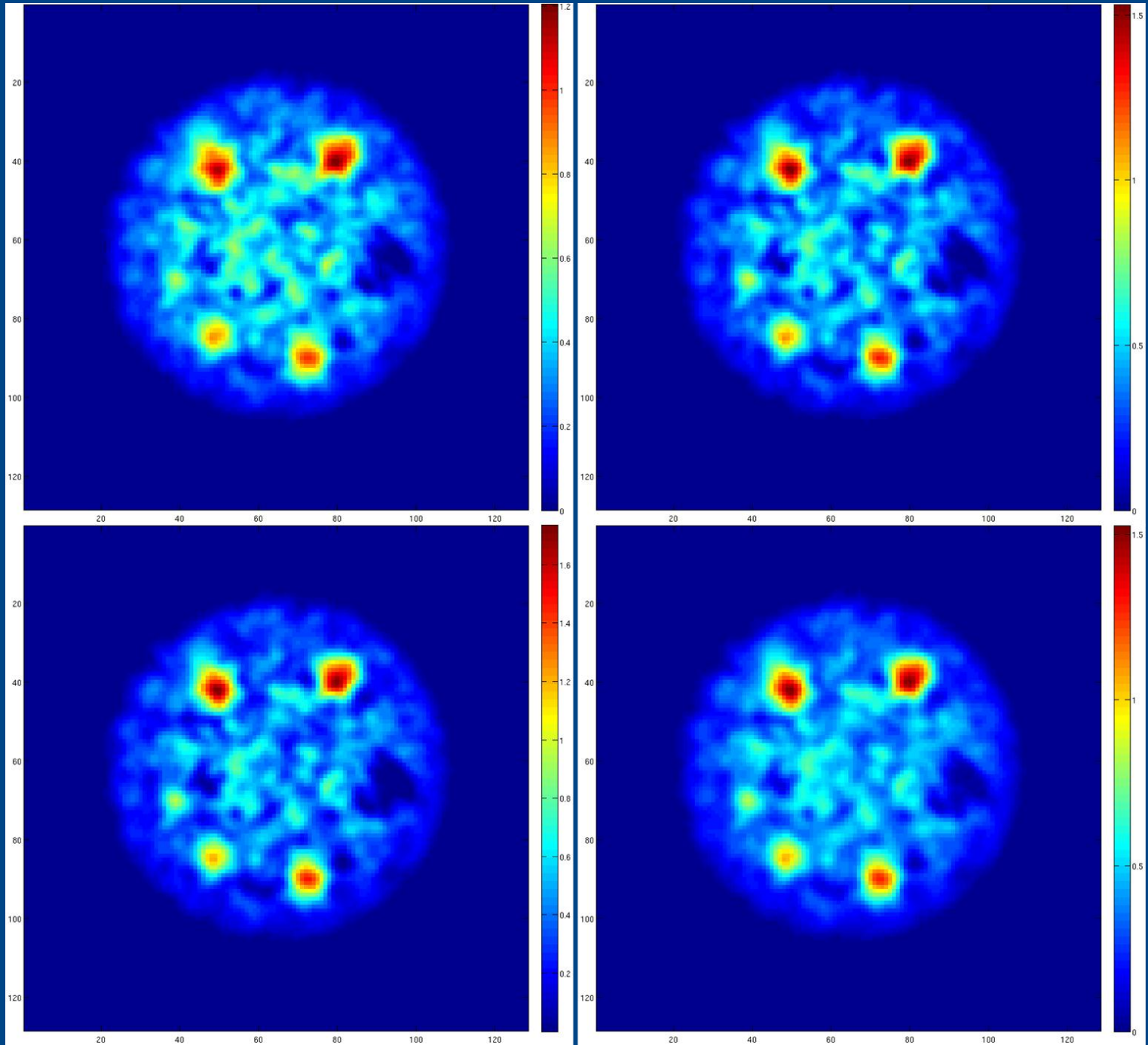
Výsledky

Celkový nárůst SNR po LR dekonvoluci, LIP a NeighShrink

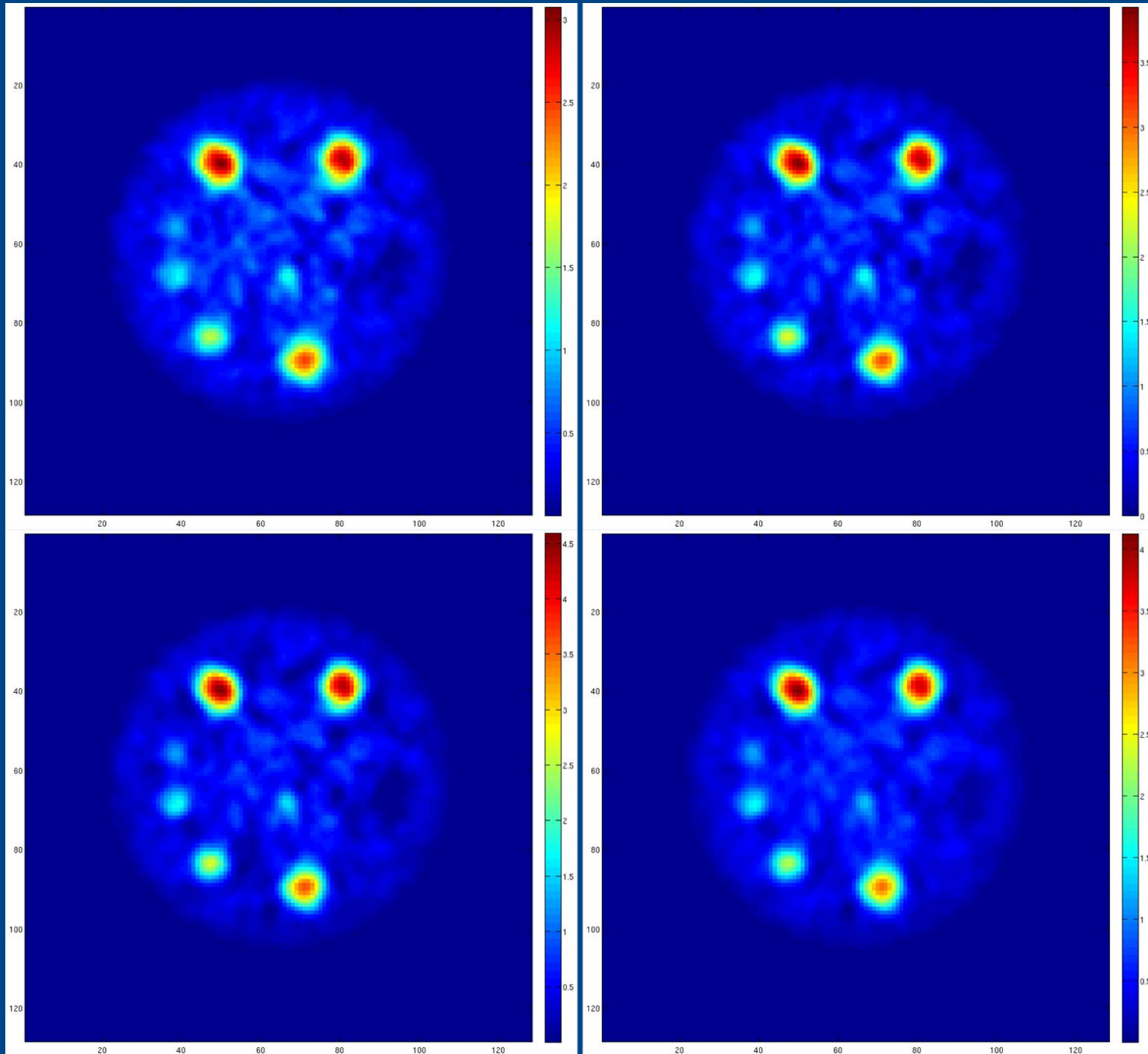


.hladina šumu zůstala zachována přibližně stejná jako u původního obrazu – průměrný rozdíl $\approx 1\%$ (-0,8 – 3,49)

Výsledky – 3.7:1



Výsledky – 9.5:1



Výsledky – 12.6:1

