



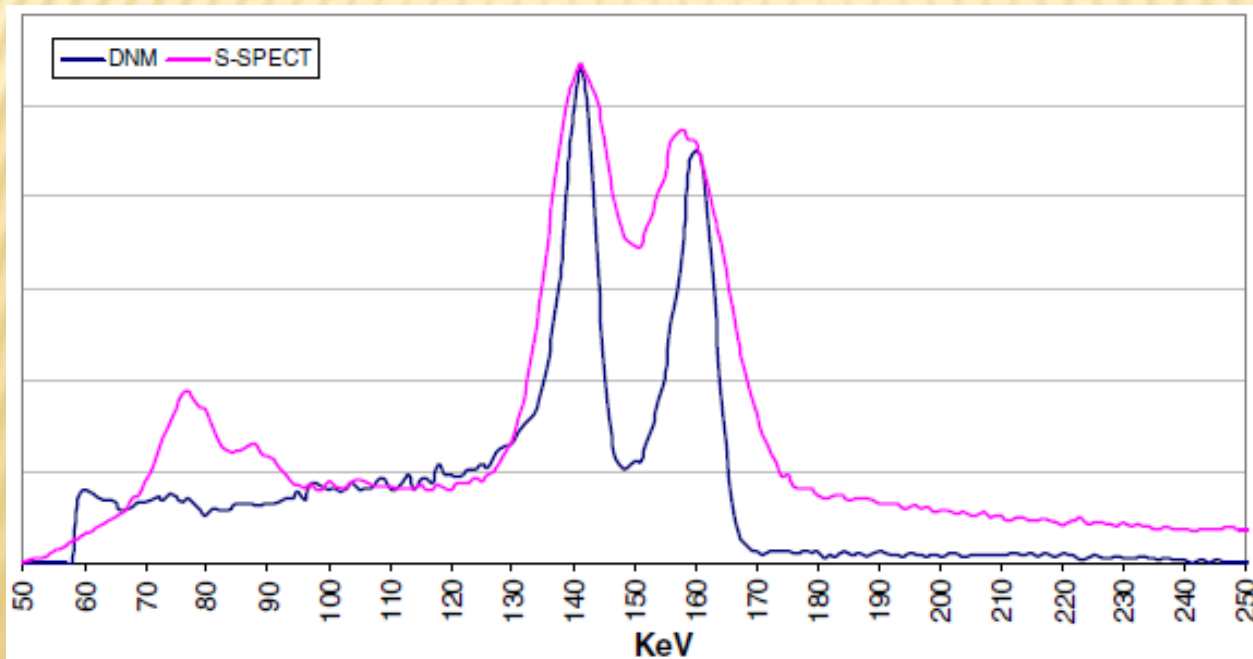
# PRVNÍ ZKUŠENOSTI S KAMEROU VYBAVENOU (CdZnTe) POLOVODIČOVÝMI DETEKTORY

Jiří Terš

Radioizotopové pracoviště IKEM, Praha

# VYUŽITÍ

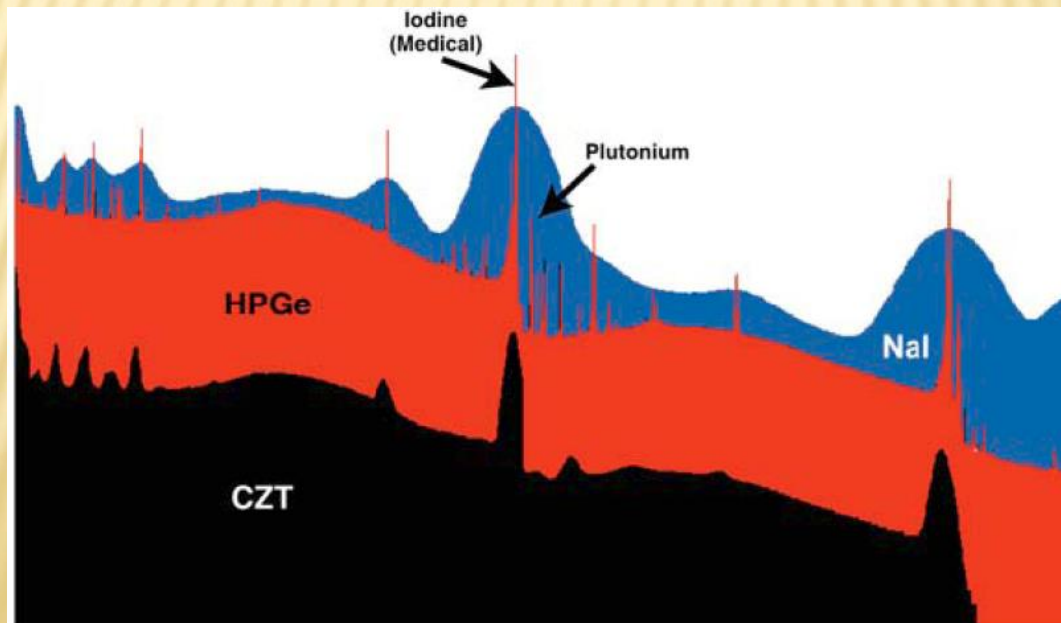
- ✘ Exkluzivně pro SPECT srdce
- ✘ Teoretická možnost akvizice  $^{123}\text{I}$  (159 keV)+ $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (140,5 keV) zároveň
- ✘ Teoretická možnost vyhledávání srdečních nervových ganglií (dostatečné prostorové rozlišení)



$^{99\text{m}}\text{Tc}+^{123}\text{I}$  spektrum  
na Discovery 530 [Moche  
et al., European Journal of  
Nuclear Medicine and  
Molecular Imaging, 2010]

# KAMERY S POLOVODIČOVÝMI DETEKTORY V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ

- ✗ 2 známá komerční řešení – GE (Discovery 530 a 570) a Spectrum Dynamics (D-SPECT)
- ✗ Přímá konverze na elektrický signál
- ✗ Lepší energetická rozlišovací schopnost a prostorové rozlišení oproti scintilačním detektorům
- ✗ Unikátní způsob akvizice
- ✗ Detektory jsou přímo dělené na pixely
- ✗ CdZnTe funguje při pokojové teplotě!



[Hitch et al., Ortec  
White Paper,  
2006]



# DETEKTORY A KOLIMÁTORY SYSTÉMU D-SPECT

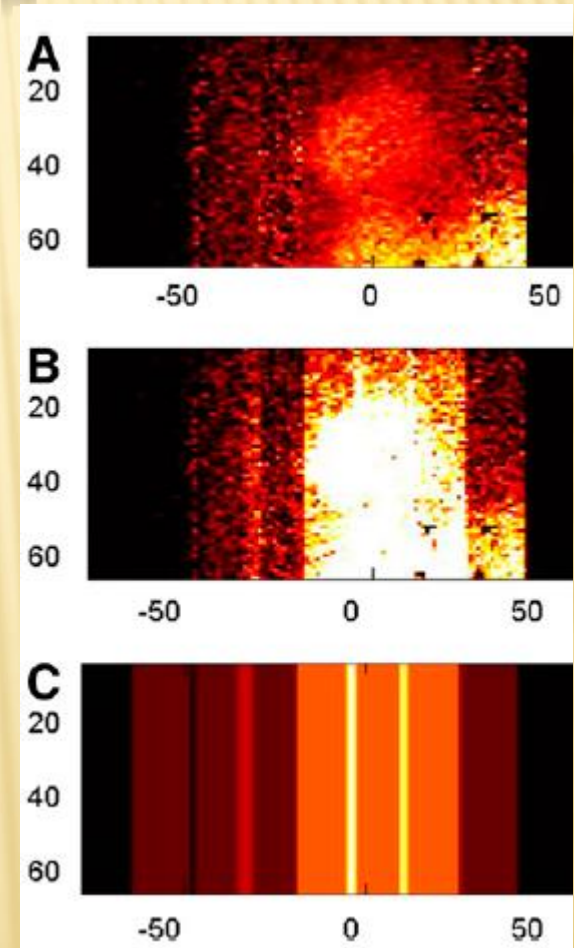
- ✘ 9 nezávislých detektorových bloků vybavených motory a kolimátory
- ✘ 1 blok = 4 čtvercové segmenty po  $16 \times 16$  pixelech –  $9 \times 4 \times 16 \times 16 = 9216$  pixelů
- ✘ Každý detektorový blok = 1 paralelní wolframový kolimátor (nejsou odnímatelné)
- ✘ Průřez kolimačních otvorů je čtverec o hraně 2,26 mm a výška kolimátoru je 21,7 mm



- ✘ Pouze low energy radionuklidy
- ✘ Omezení v podstatě jen na SPECT srdce

# ZPŮSOB AKVIZICE

- ✗ Pouze SPECT akvizice
- ✗ Základem je vyznačení ROI srdce ve všech 3 řezech na základě tzv. Prescanu (5-20s)
- ✗ Na základě ROI se automaticky nastaví krokování rotace každého detektoru tak, aby 80% akvizičního času bylo na ROI a 20% na zbytek FOV (úhlový krok konstantní)
- ✗ Po akvizici rekonstrukce projekcí – projekce snímků ze všech detektorů se stejným úhlem pohledu do jedné roviny – virtuální detektor (korekce na vzdálenost roviny od detektoru, korekce na čas akvizice v pozici)

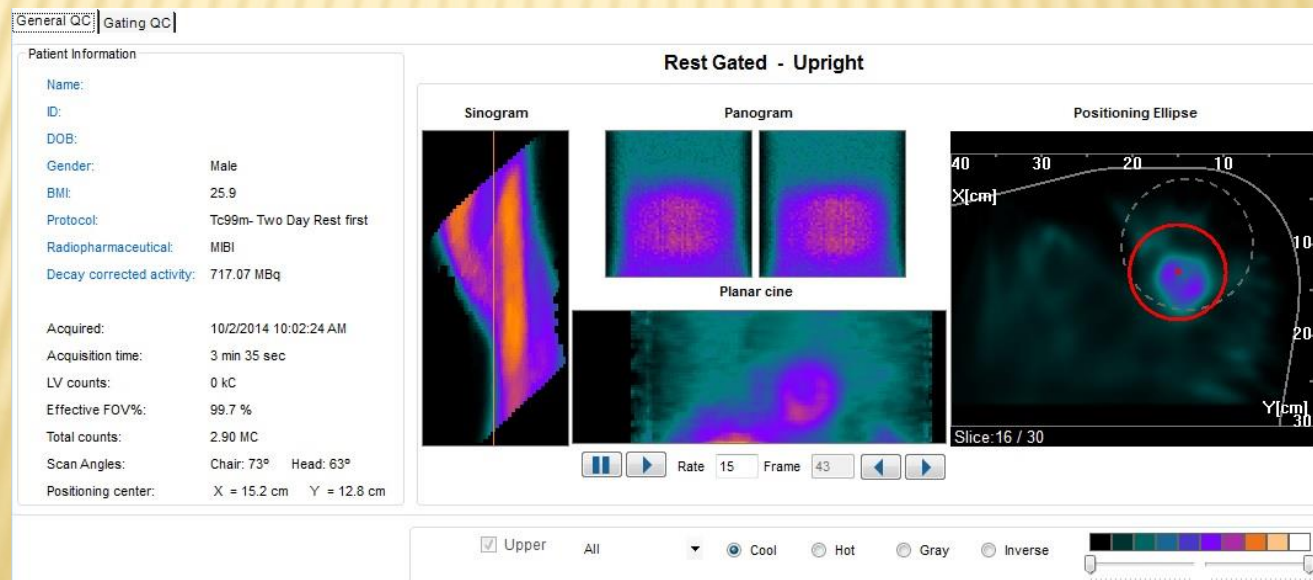


[Gambhir et al., The Journal of Nuclear Medicine, 2009]



# DATA QC

- ✘ Veškerá data nahrávána v list modu – širší možnosti post processingu, větší soubory
- ✘ Po každé akvizici probíhá kontrola nahraných dat (pozice srdce, pohyb pacienta)
- ✘ Zobrazuje se sinogram, panogram (kondenzovaný obraz), animace virtuálních projekcí, počet nasnímaných impulsů a další parametry
- ✘ V QC gatované části lze vybrat konkrétní okno z histogramu (systoly vs RR interval) pro rekonstrukci



# REKONSTRUKCE DAT

- ✘ Z virtuálních projekcí sestaven sinogram
- ✘ D-SPECT nenabízí žádnou možnost uživatelského nastavení rekonstrukce
- ✘ Dle akvizičního protokolu je možné pouze zatrhnout předvolené možnosti (pro perfuzi myokardu: Small Heart, Standard (normal, less filters) a OSEM)
- ✘ Prakticky žádné konkrétní detaily a dokumentace k rekonstrukci
- ✘ V člancích lze zjistit množství informací, avšak nelze je potvrdit (Resolution recovery, smoothing filtry, MLEM/OSEM...)

Standard MPI

Reconstruction Version	Label	Active...
SD-Default	SD	Yes
SD -Less filters	LF	No
OSEM only	OS	No
Optimized for Small Heart	SH	No

Activate

### Standard MPI

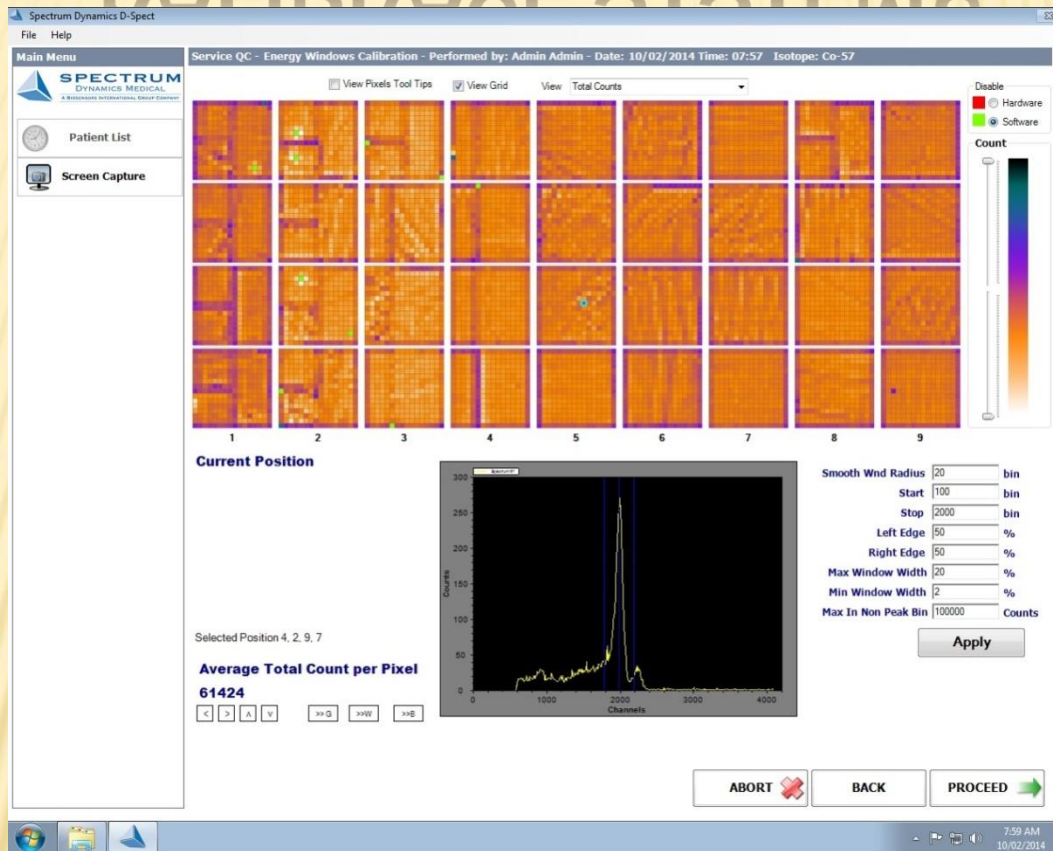
Version: SD-Default  
Label: SD

Parameter	Value
Perfusion	
Iterations	4
Inter-iterative smoothing filter	0.125
Normalizing SD post-filter	Enabled
Gaussian post filter	Disabled
Cardiac filter weight	1
Gated	
Iterations	2
Inter-iterative smoothing filter	0.125
Normalizing SD post-filter	Enabled
Gaussian post filter - Support	7
Gaussian post filter - Stdev	0.9
Temporal filter	Disabled

Voxely o hraně  
4,92 mm (Infinia  
6,8 mm)



# KALIBRACE SYSTÉMU

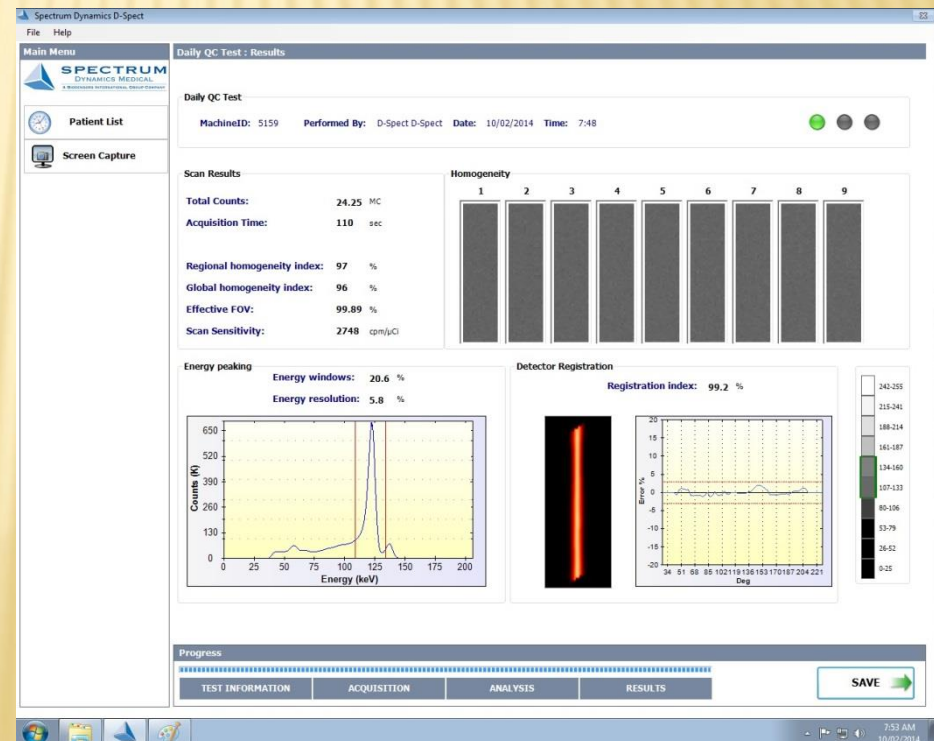
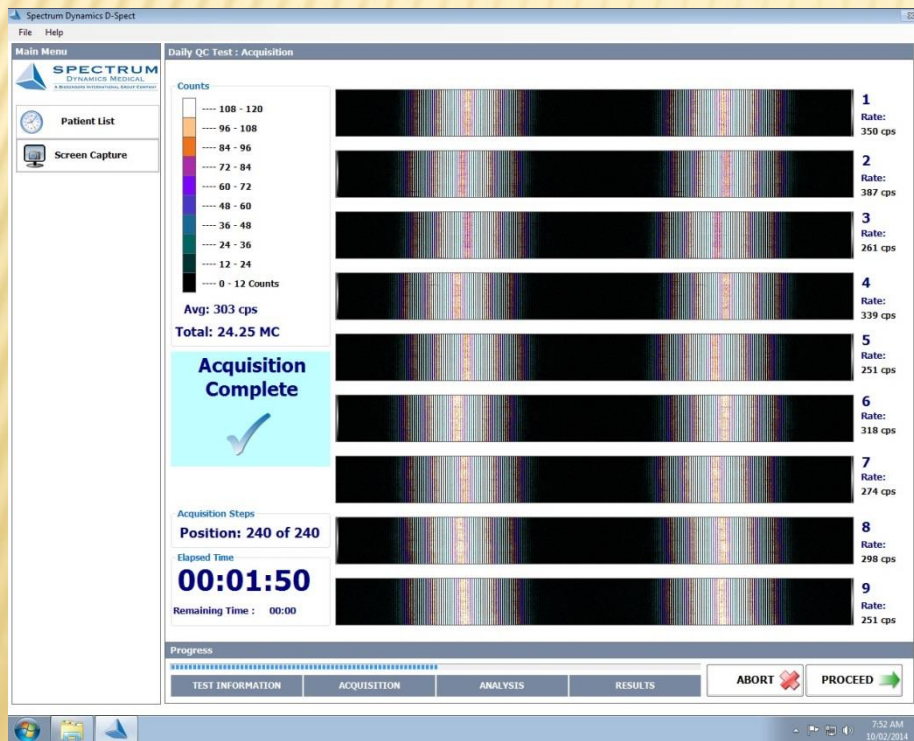


- ✘ Pro všechny používané radionuklidy pomocí plnitelného tyčového fantomu
- ✘ Mapy citlivosti (homogeneity), vyřazení vadných pixelů, kontrola polohy fotopíků a šířky oken, kalibrace pohybu motorů (synchronizace)



# DENNÍ KONTROLA KVALITY

- ✘ Plně automatizovaná
- ✘ Používá se tyčový zdroj  $^{57}\text{Co}$
- ✘ Zdroj se snímá pomocí výrobcem připraveného akvizičního protokolu
- ✘ Po nasnímání automatické vyhodnocení – homogenita, FWHM, registrační index detektorů... (konkrétní vzorce nejsou dohledatelné)



# SCHOPNOST DETEKCE - KOLIMÁTORY

- ✘ Na citlivosti systému se podílí jednak kolimátory, jednak detektory
- ✘ Kolimační systém D-SPECT má na detekovatelný počet fotonů zásadní vliv

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \Omega = \lim_{n \rightarrow \infty} 2\pi - 2n \cdot \arctan \left( \frac{\tan \frac{\pi}{n}}{\sqrt{1 + \frac{r^2}{h^2}}} \right) = 2\pi(1 - \cos \theta)$$

n....počet stěn n-bokého jehlanu

h....výška n-bokého jehlanu

r....poloměr kružnice opsané podstavě n-bokého jehlanu

$\theta$ ...vrcholový úhel kužele

	Materiál kolimátoru	Výška kolimátoru [mm]	Průřez kolimačních otvorů a jejich obsah	Efektivní úhel detekce [sr]	Efektivní úhel detekce na plochu "pixelu" [sr/mm <sup>2</sup> ]
Infinia Hawkeye 4	Pb	35,0	Šestiúhelník, 1,46 mm <sup>2</sup>	1,19E-03	8,16E-04
D - SPECT	W	21,7	Čtverec, 5,11 mm <sup>2</sup>	1,08E-02	2,12E-03

- ✘ Díky konstrukci kolimátoru jsou schopny pixely D-SPECTu detekovat přibližně 9 krát více fotonů, než „pixely“ Infinia Hawkeye 4 (LEHR)
- ✘ Při normalizaci na plochu „pixelů“ je efektivita detekce přibližně 2,5 krát vyšší, tj. kolimační systém D-SPECT nechá projít cca o 150 % více fotonů oproti standardním LEHR kolimátorům

# SCHOPNOST DETEKCE - DETEKTORY

	Materiál krystalu	Typ detektoru	Efektivní protonové číslo	Tloušťka krystalu	Hustota [g/cm <sup>3</sup> ]
Infinia Hawkeye 4	Nal:TI	Scintilační	Z = 50	3/8" = 9,5 mm	3,67
D - SPECT	CdZnTe	Polovodičový	Z = 49	2/10" = 5 mm	5,78

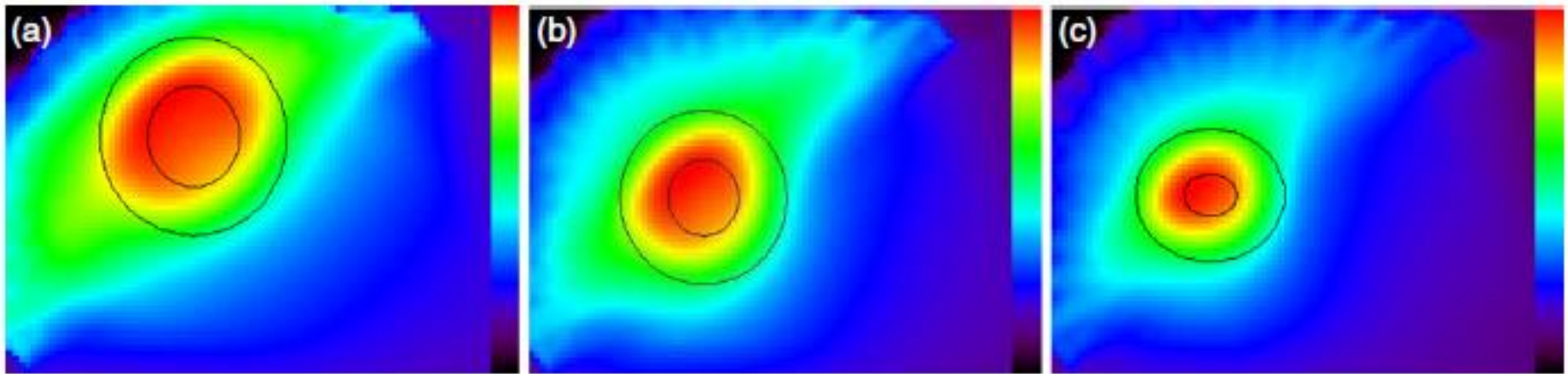
- ✘ Efektivní protonové číslo přibližně stejné
- ✘ Polovodičové detektory D-SPECT mají přibližně o 57 % vyšší hustotu, ale jsou o 48 % tenčí
- ✘ Celkově jsou samotné detektory D-SPECT schopny (bez kolimátorů) detekovat dokonce jen přibližně 92 % fotonů oproti standardním 3/8" NaI(Tl) krystalům
- ✘ V kombinaci s kolimátory by byl stejně velký polovodičový detektor přibližně „pouze“ o 139 % účinnější v detekci fotonů než standardní NaI(Tl) scintilátor s LEHR kolimátorem
- ✘ Díky unikátnímu systému akvizice je však zaručeno, že většinu akvizičního času drtivá většina plochy detektorů směřuje na FOV, což u standardních kamer Angerova typu zaručeno není



# JAK JE TO TEDY S CITLIVOSTÍ?

- ✘ Ideální by bylo porovnání počtu impulsů za čas v ROI myokardu
- ✘ Stanoven poměr průměrného počtu impulsů za čas v celém SPECT obraze (D-SPECT:Infinia) s korekcí na rozpad u několika desítek pacientů – **0,9±0,2**
- ✘ Nebere v potaz odlišnou plochu detektorů a odlišný způsob akvizice =>
- ✘ Bodový <sup>99m</sup>Tc zdroj nasnímán protokoly na perfuzi myokardu na obou kamerách – výsledný poměr je **9,63**
- ✘ D-SPECT je opravdu v ROI přibližně až 10x citlivější než Infinia Hawkeye

# TOMOGRAFICKÁ SENZITIVITA V ZÁVISLOSTI NA ROI

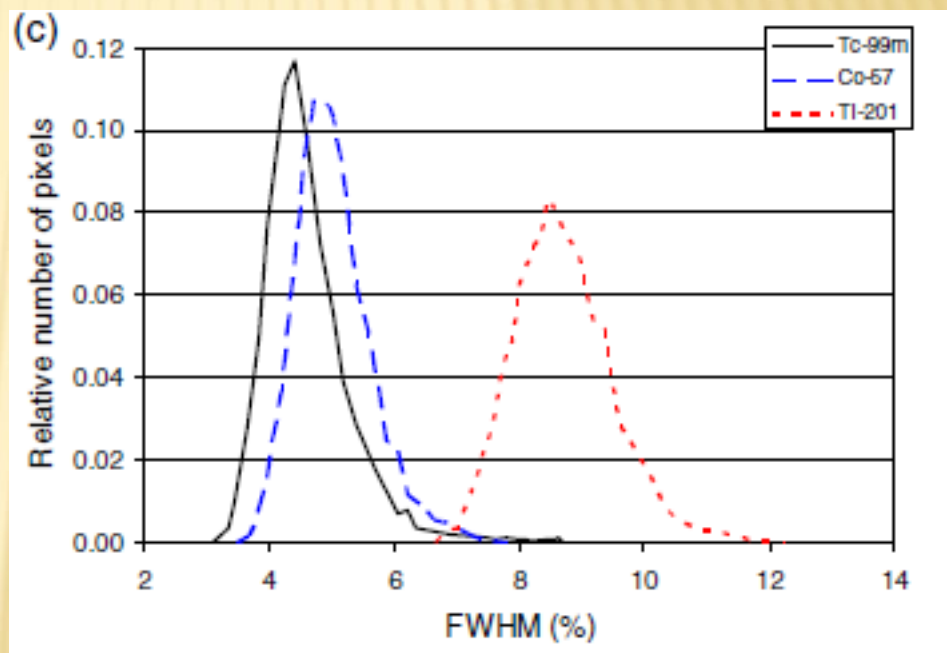
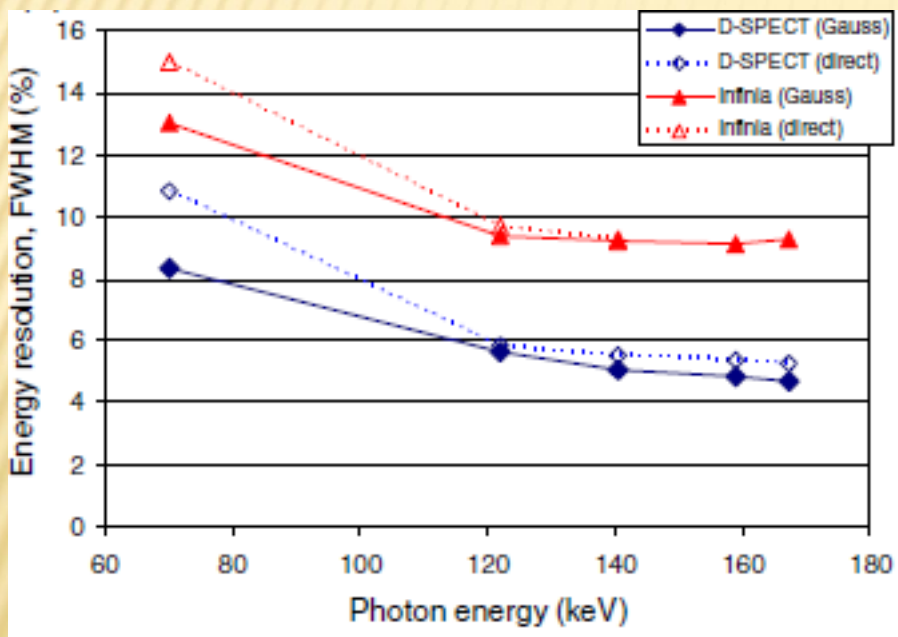


**Figure 3.** D-SPECT tomographic sensitivity distribution, as specified by the system, for three different ROI sizes: large (a), average (b) and small (c). The larger ellipse is the ROI selected, while the smaller ellipse represents a sample of the region of approximately uniform high sensitivity. The colour scale goes from 0 to the maximum sensitivity for each distribution.

[Kjell Erlandsson, Performance evaluation of D-SPECT: A Novel SPECT System for Nuclear Cardiology, 2009]

# ENERGETICKÁ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOST

	Energetická rozlišovací schopnost	
	pro (FWHM) $^{57}\text{Co}$ [%]	pro (FWHM) $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [%]
Infinia Hawkeye 4	10,3	10,2
D - SPECT	5,8	5,3



[Kjell Erlandsson, Performance evaluation of D-SPECT: A Novel SPECT System for Nuclear Cardiology, 2009]

- ✗ GE Infinia nebo Philips PRISM 3000 ?
- ✗ Direct = bez odečtení pozadí



# PROSTOROVÁ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOST

## D-SPECT

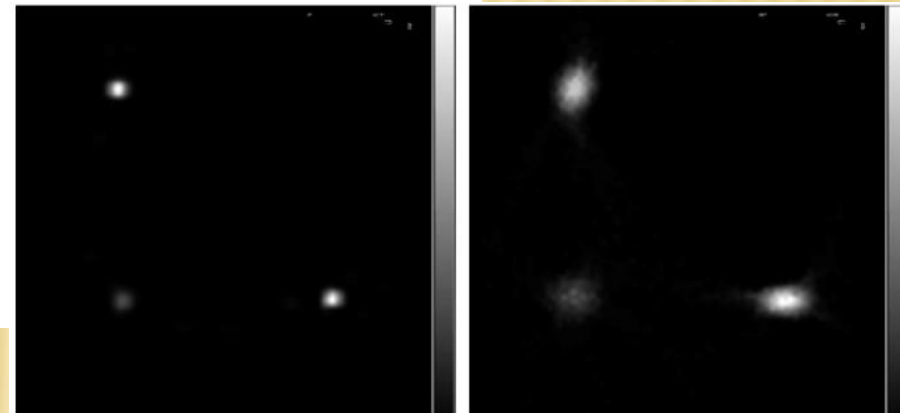
OSEM ITERATIONS	ROD #	X FWHM		Y FWHM		X FWTM		Y FWTM	
		Average	SD	Average	SD	Average	SD	Average	SD
20	1	3.32	0.82	3.27	0.39	5.86	0.97	7.35	0.73
	2	4.15	0.65	2.58	0.11	7.37	0.89	4.84	0.53
	3	5.16	0.29	5.08	0.42	9.74	0.41	9.95	0.58

## SPECT

20	1	8.66	0.48	11.15	0.64	15.96	0.36	22.40	1.16
	2	11.89	0.68	6.83	0.40	22.76	0.72	12.14	0.26
	3	11.75	1.15	10.15	0.89	22.75	0.87	19.66	0.96

## RESOLUTION GAIN : D-SPECT VS SPECT (20 ITERATIONS)

ROD #	FWHM		FWTM	
	X	Y	X	Y
1	2.6	3.4	2.7	3.0
2	2.9	2.6	3.1	2.5
3	2.3	2.0	2.3	2.0
AVERAGE	2.6		2.6	



**D-SPECT**

**A-SPECT**

[Gambhir et al., The Journal of Nuclear Medicine, 2009]

# ZÁVĚR

---

## Klady:

- Prostorové rozlišení
- Energetická rozlišovací schopnost
- Citlivost

## Zápory:

- Bez korekce na zeslabení (snímky v různých polohách pro odlišení artefaktů – radiační zátěž personálu dvojnásobná)
- Nemožnost uživatelského nastavení akvizice a rekonstrukce obrazu
- Nedostatečná dokumentace akvizice a zpracování obrazu
- Software v některých ohledech „nedodělaný“ – zbytečné komplikace při práci