

# CT-prostorové rozlišení a citlivost „z“

Doc.RNDr. Roman Kubínek, CSc.

Předmět: lékařská přístrojová fyzika



# Prostorové rozlišení a citlivost „z“

---

## Prostorové rozlišení

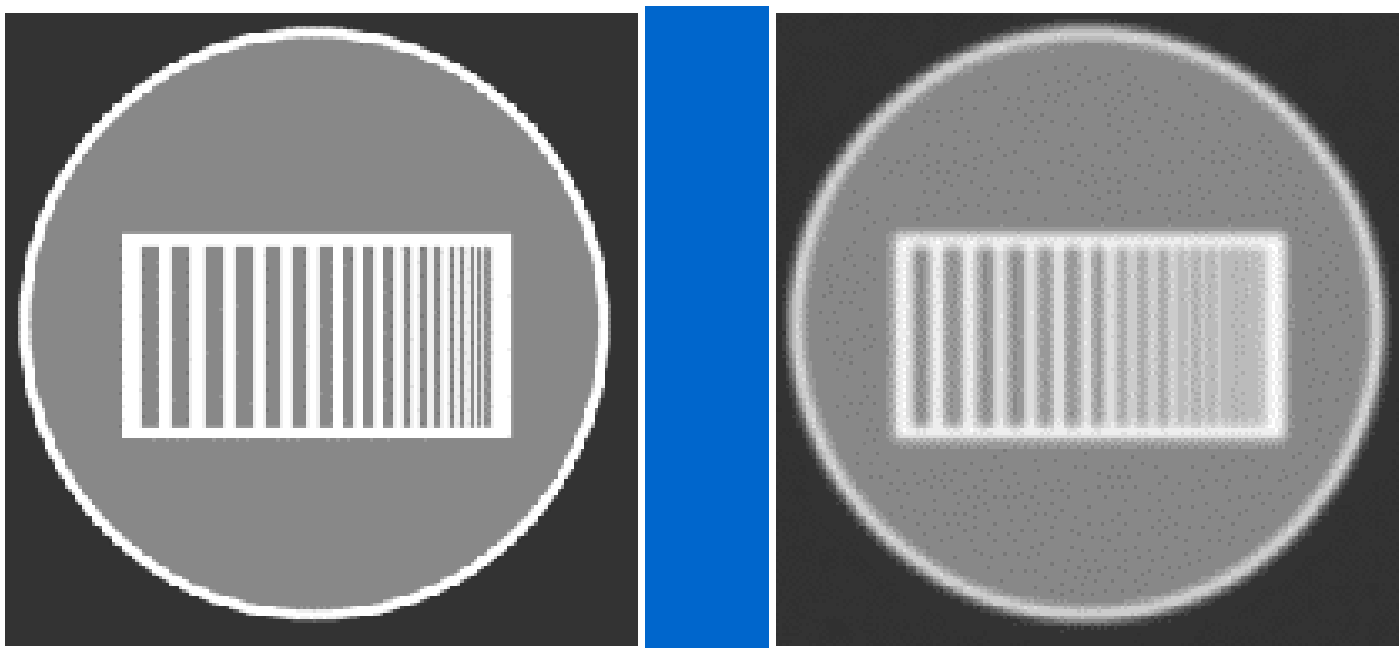
- význam
- vyjádření rozlišení
- měření rozlišení
- faktory ovlivňující rozlišení

## Citlivost „z“

- význam
- vyjádření rozlišení
- měření rozlišení
- faktory ovlivňující rozlišení

# Prostorové rozlišení a citlivost „z“

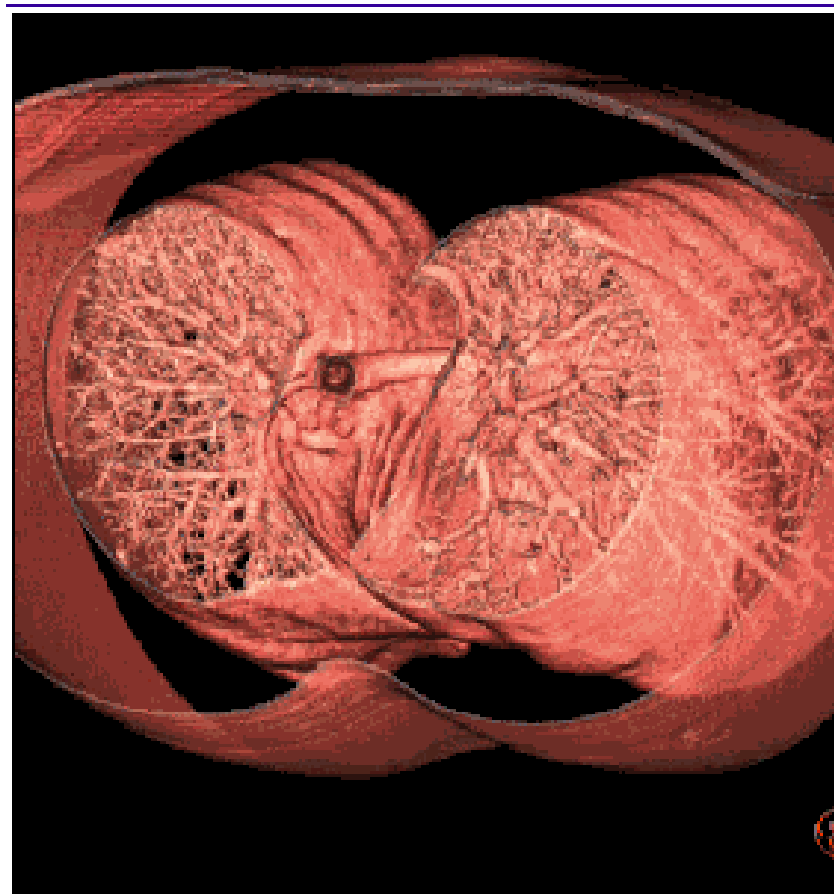
Schopnost vidět (rozlišit) prostorové detaily (oddělené detaily) bez rozmazání



Schopnost CT systému přenést prostorovou informaci z objektu do obrazu

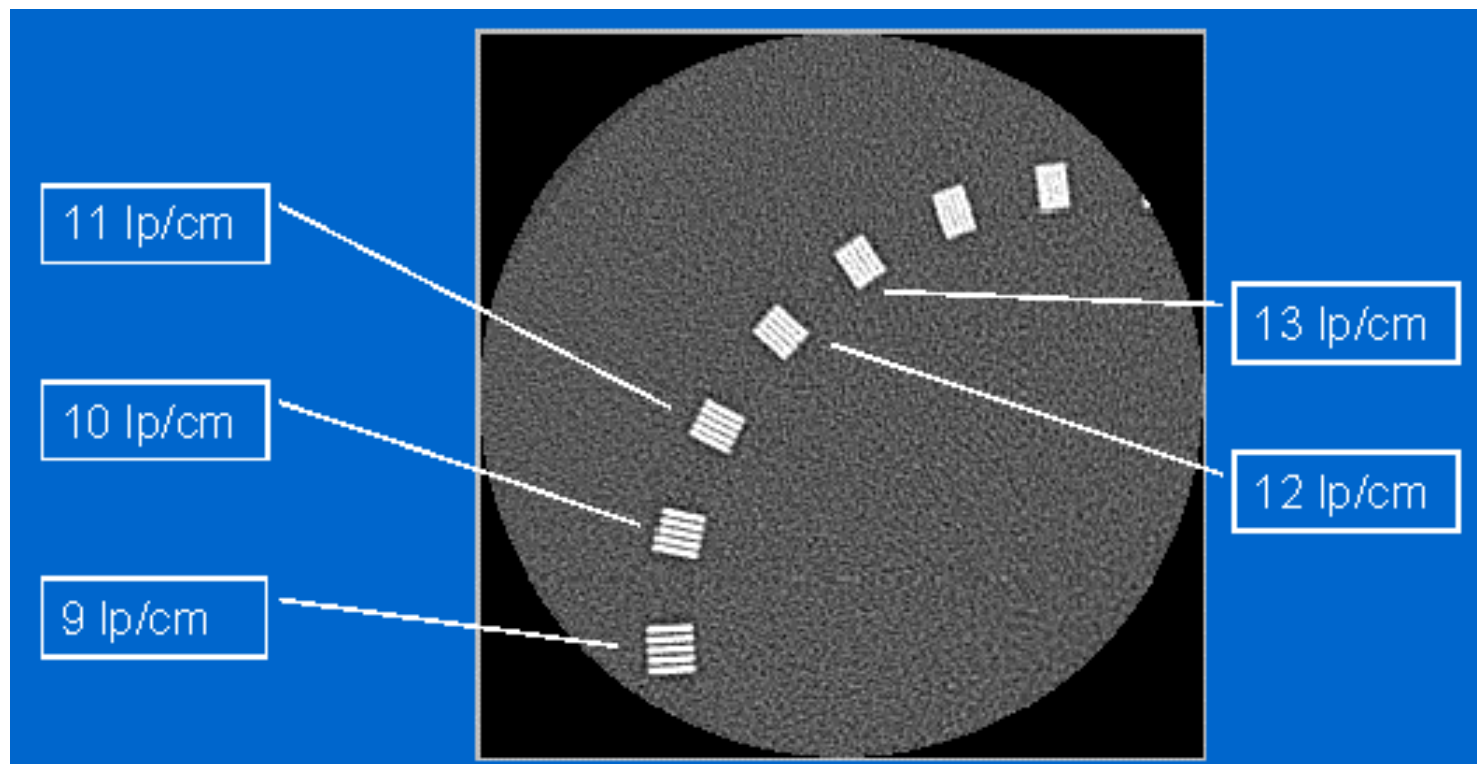
# Prostorové rozlišení

- ovlivňuje zviditelnění jemných detailů např. při **zobrazení kostní tkáně, angiografii, neurologii, zobrazení plic a srdce**
- obecně zvyšuje kontrast prostorového zobrazení (snižuje šum)



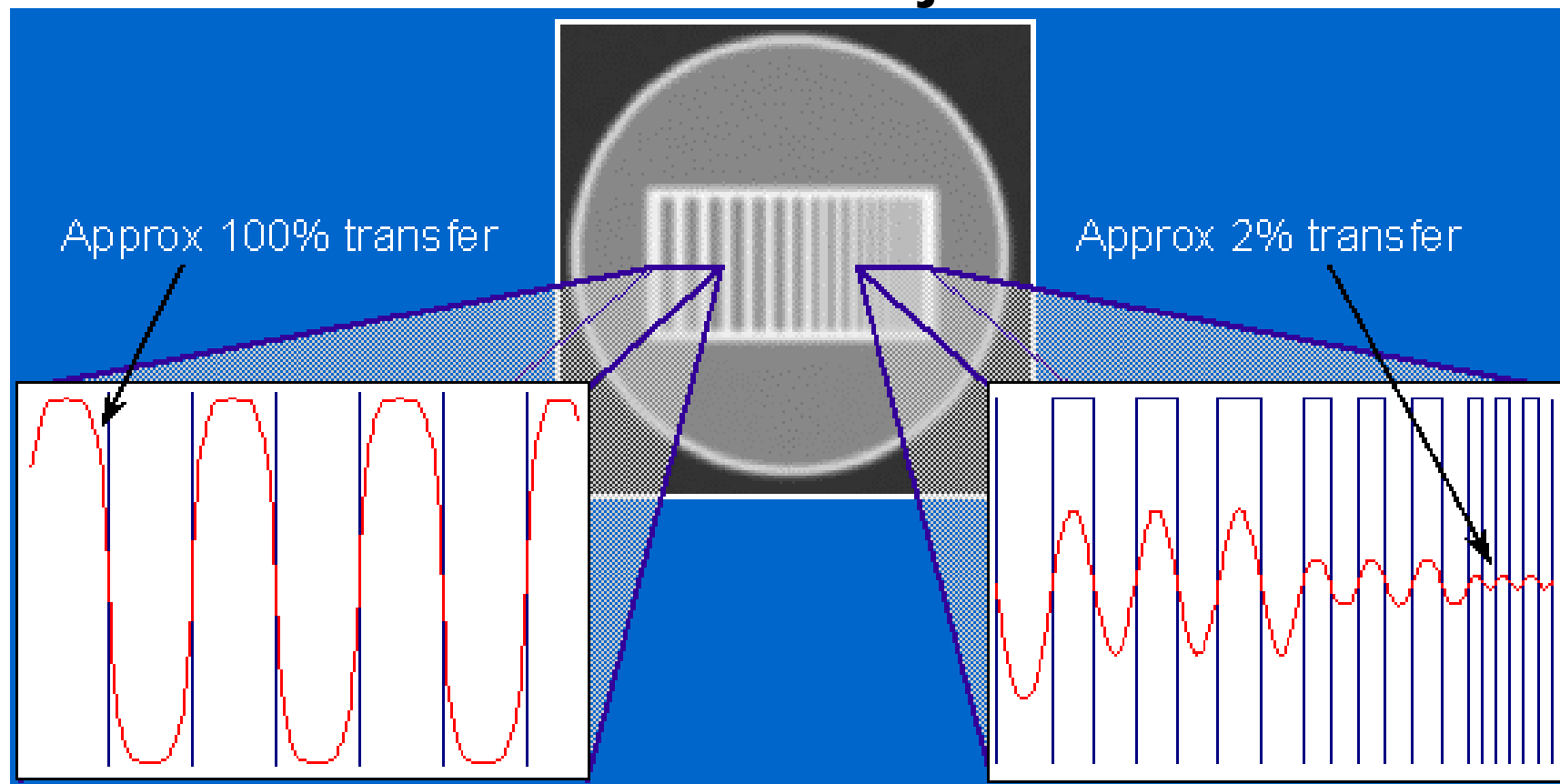
# Vyjádření prostorového rozlišení

Počet čar na 1 cm



# Vyjádření prostorového rozlišení

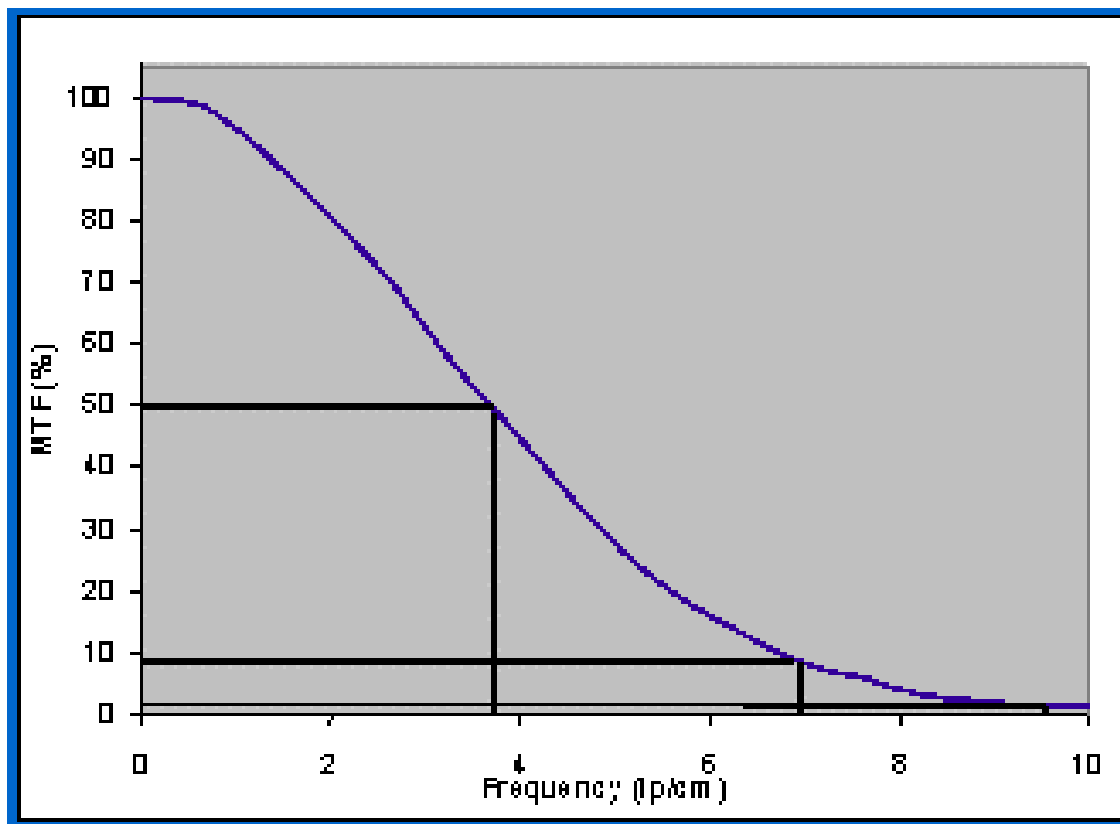
**Modulační přenosová funkce (MTF) – kontrast v obraze je spojen s kontrastem v objektu**



# Vyjádření prostorového rozlišení

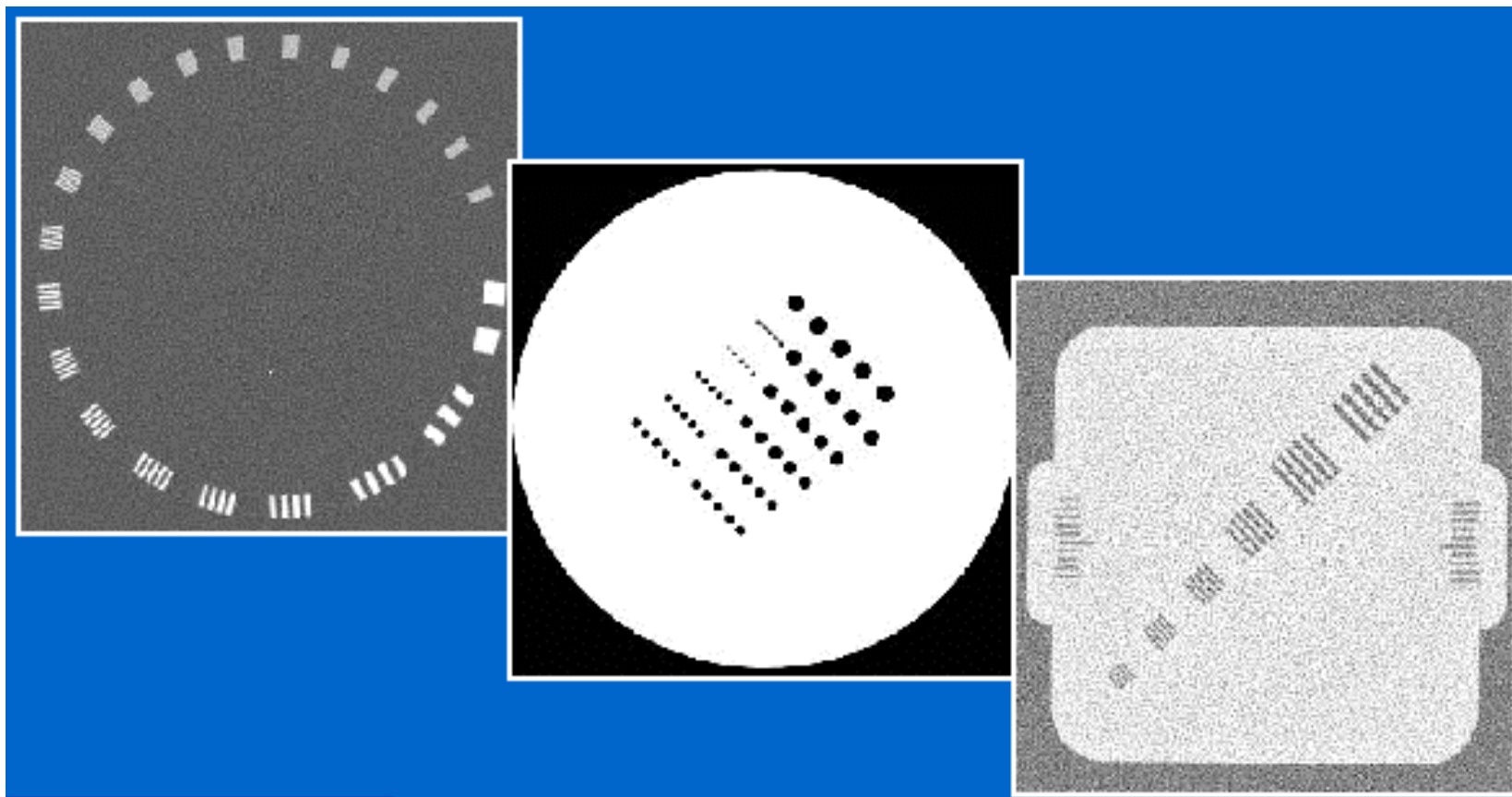
Graf „ořezání“ frekvencí při –  $MTF_{50}$   $MTF_{10}$   $MTF_2$   $MTF_0$

$MTF_2$  se blíží hranici vizuálního rozlišení



# Měření prostorového rozlišení

**Subjektivní** – použití mřížových nebo bodových fantomů

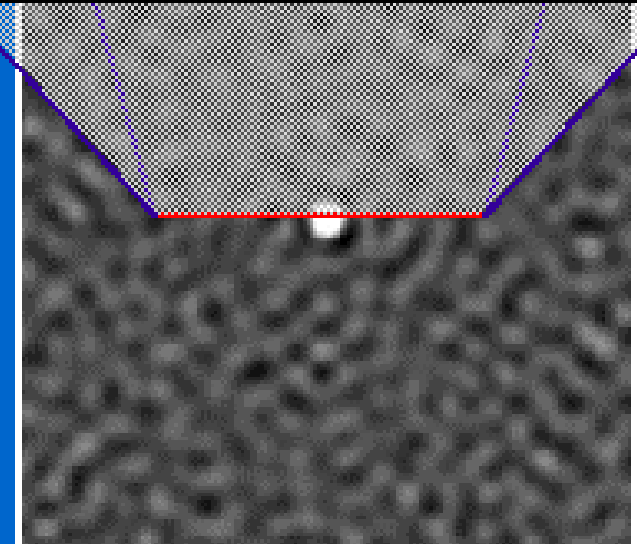
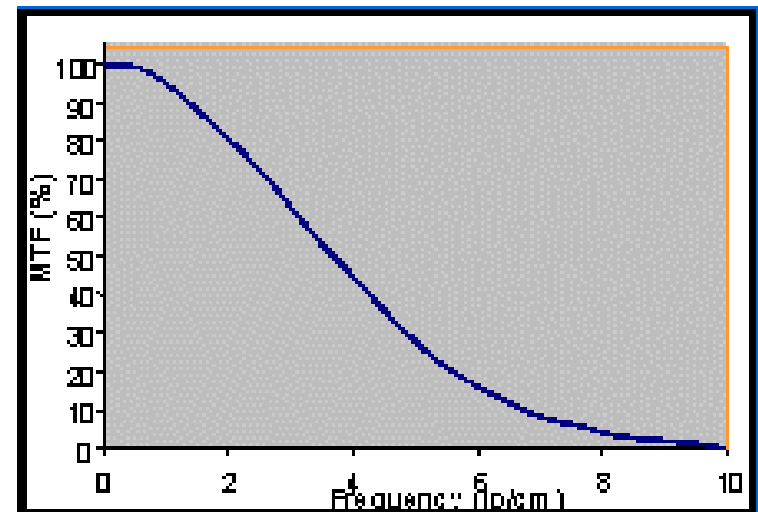
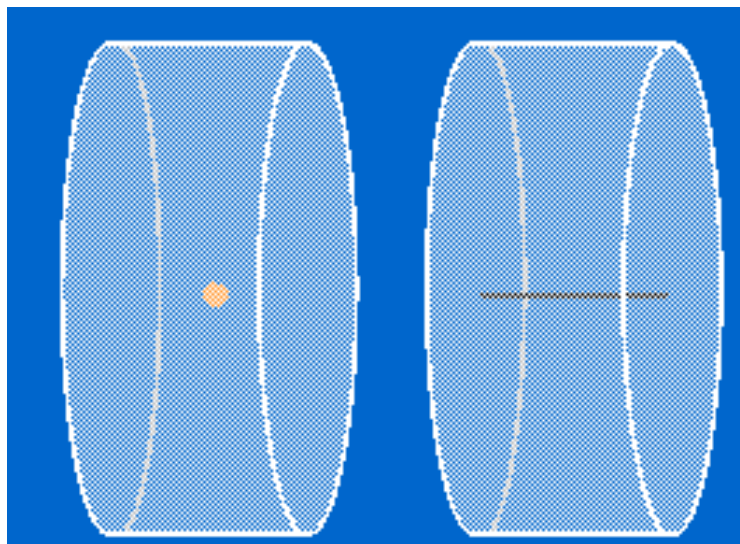




# Měření prostorového rozlišení

## Objektivní (1)

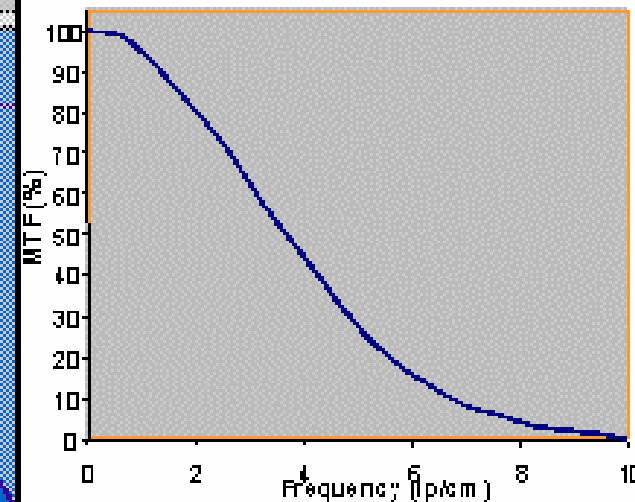
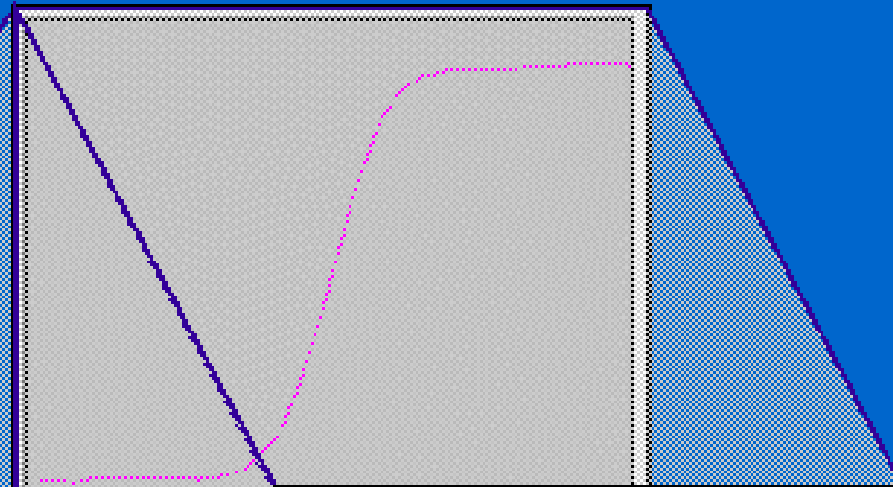
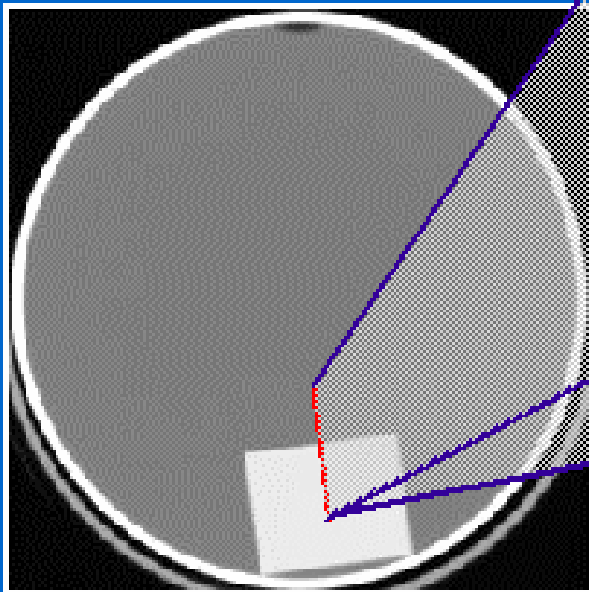
- Bodová funkce šíření  
(použití kuličky nebo drátu)
- Použití FT pro MTF



# Měření prostorového rozlišení

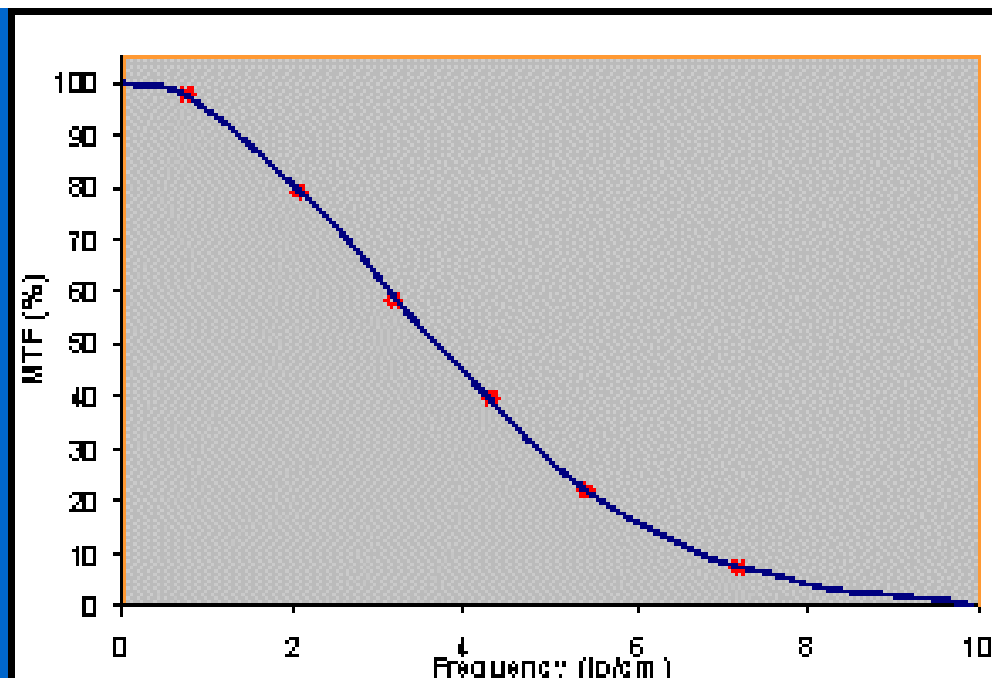
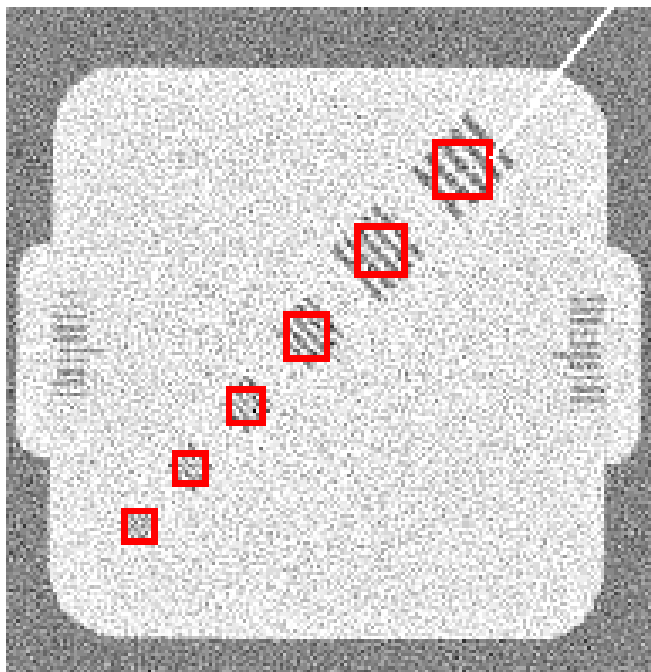
**Objektivní (2)**

**Hranové metody**



# Měření prostorového rozlišení

**Objektivní (3)** – měření prostorového rozlišení v rozsahu prostorových frekvencí





# Závislost na konstrukci skeneru

---

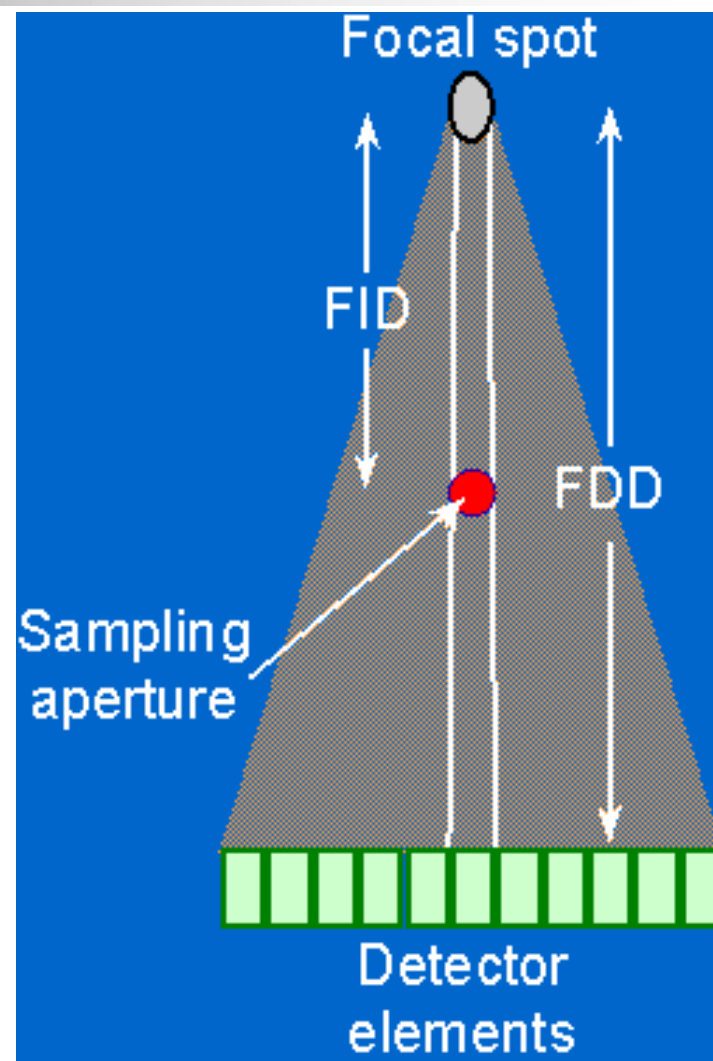
- **efektivní šířka detektoru**
- **vzorkovací kmitočet**
- **speciální techniky pro zlepšení rozlišení**
  - $\frac{1}{4}$  posun detektoru**
  - plovoucí ohnisko**
  - utlumovací hřeben**

# Efektivní šířka detektoru

**Základní omezení pro prostorové rozlišení**

**Závislost na**

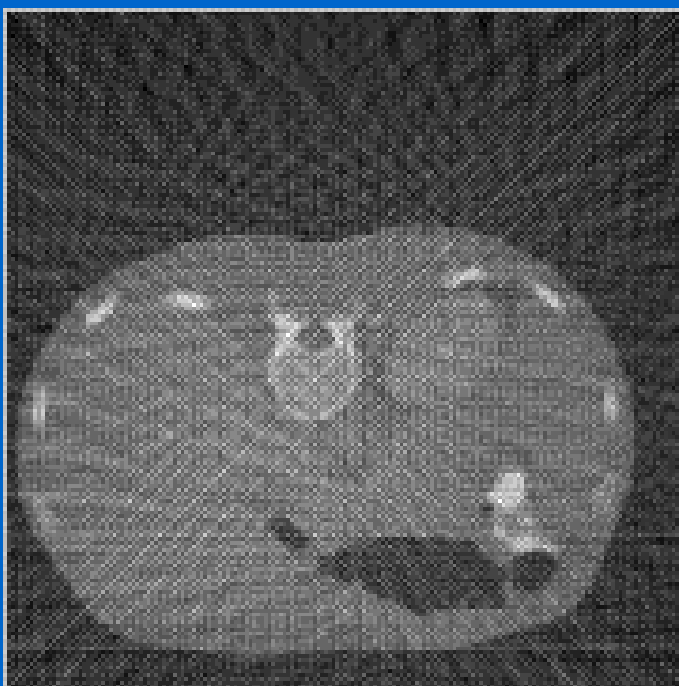
- ohnisku
- geometrii skeneru
- elementárním detektorem



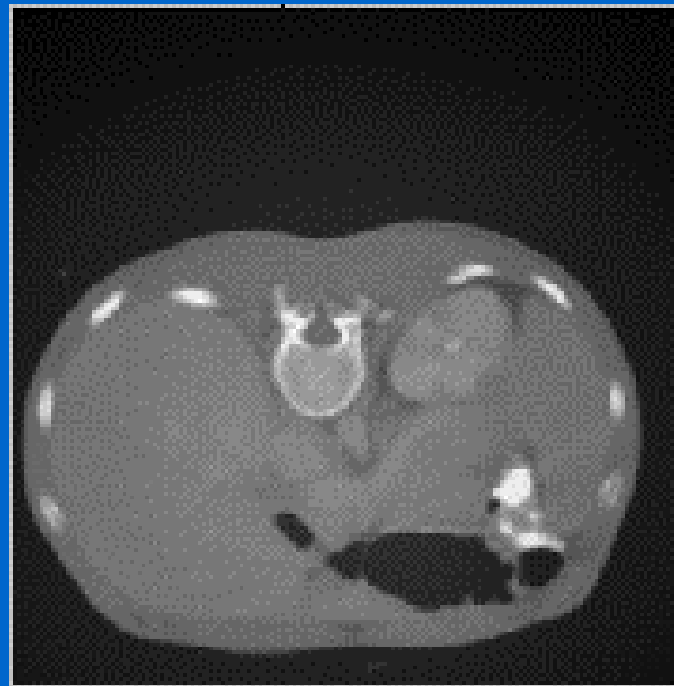


# Vzorkovací kmitočet

**Vzorkovací kmitočet a skenovací čas určuje počet projekcí na obrázek**



128 projections

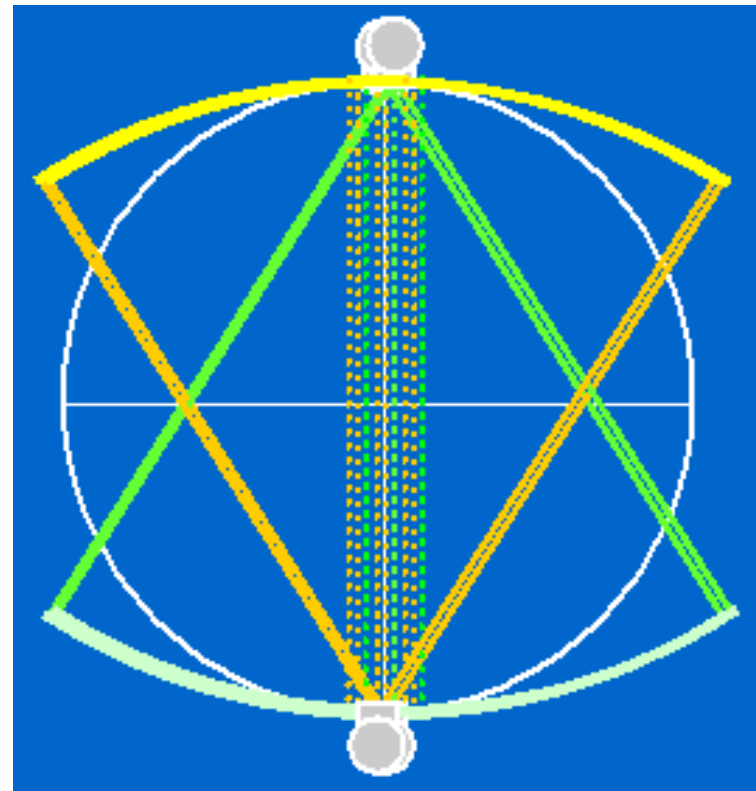


1024 projections

# Techniky pro zlepšení rozlišení

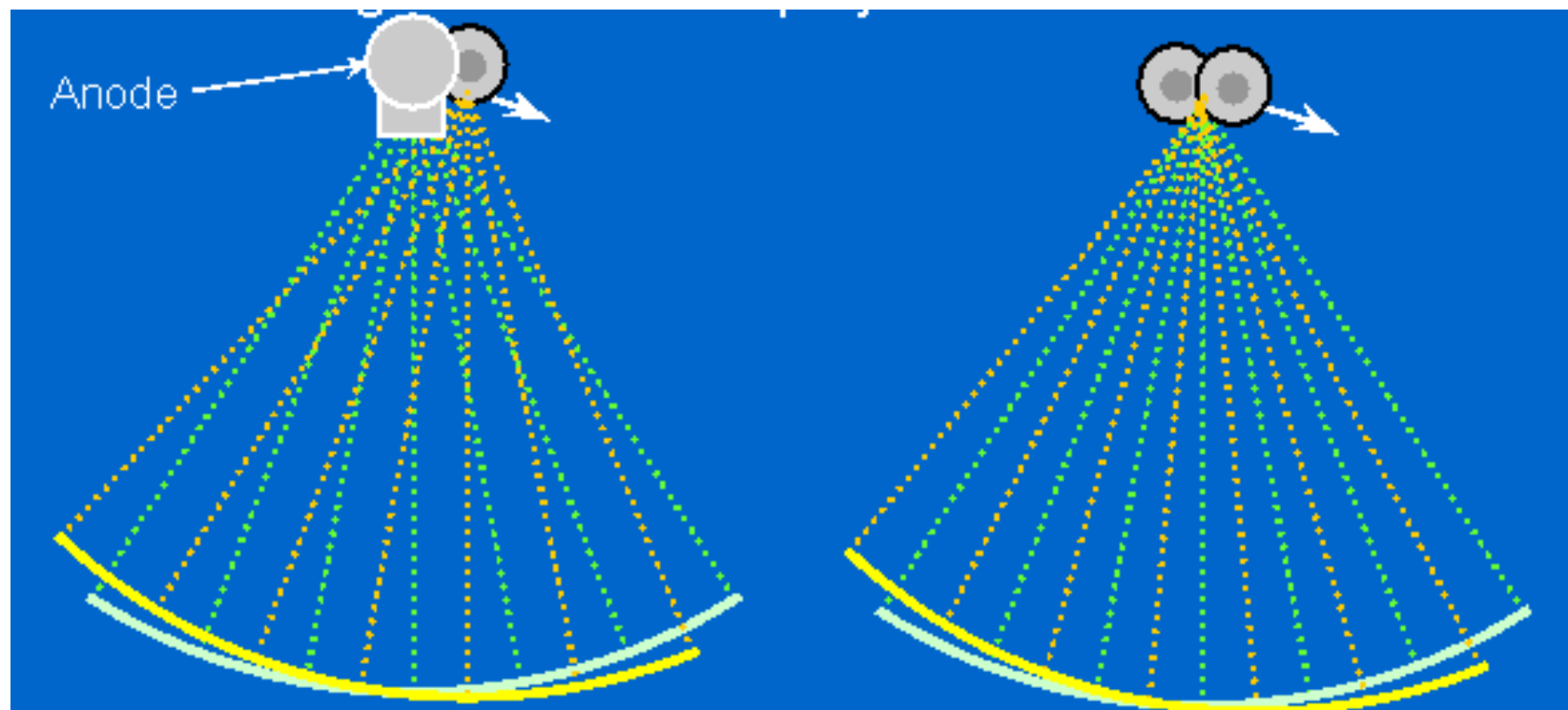
## **1/4 posuv detektoru**

- střed detektoru je vysunut o  $1/4$  jeho šířky z ohniskového bodu
- protější posun představuje  $1/2$  šířky řezu
- další možnost je kombinace s požitím „plovoucího ohniska“  
( $1/8$  posun ohniskového bodu)



# Techniky pro zlepšení rozlišení

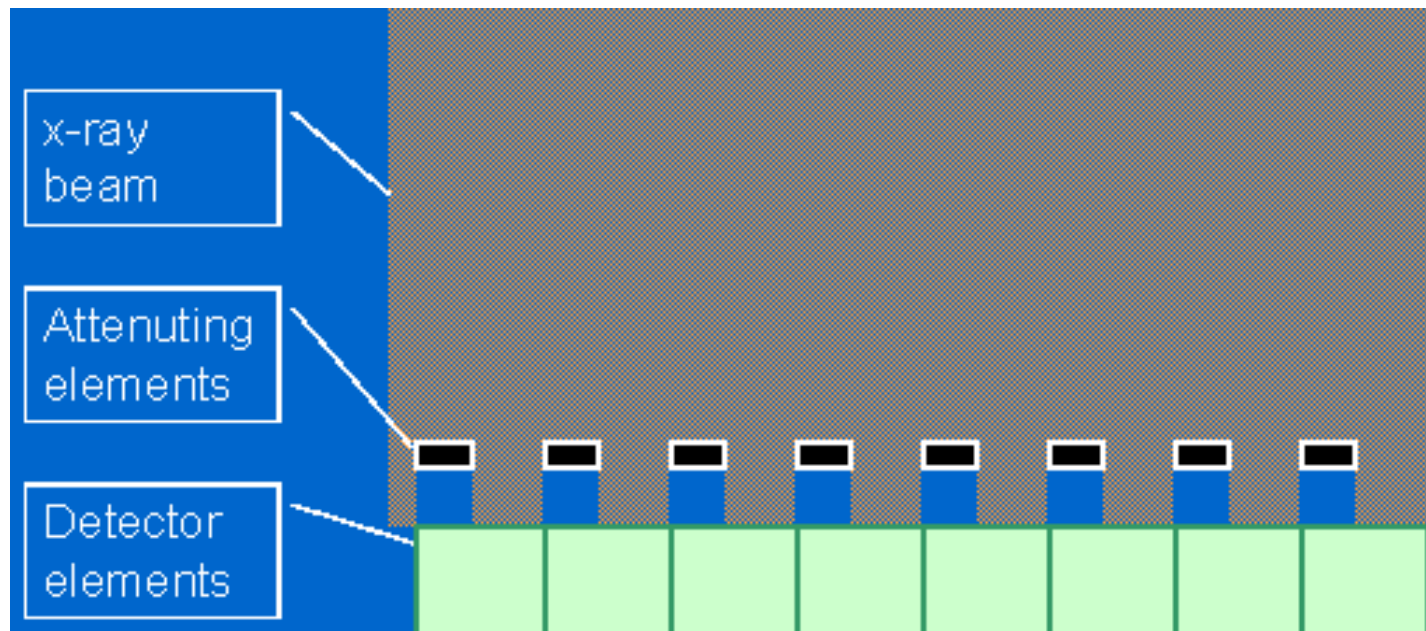
## Plovoucí ohnisko





# Techniky pro zlepšení rozlišení

**Zeslabovací hřeben:** omezuje účinnou plochu detektoru





# Závislost na parametrech skenování

---

- **doba skenování/vzorkovací kmitočet**

- pro rychlejší otáčení rentgenky je nutné zvýšit vzorkovací kmitočet (vyhnutí se pod-vzorkování)

- **velikost ohniska**

- menší ohnisko redukuje účinnou šířku detektoru

- omezené ohnisko z důvodu snížení proudu (mA) nebo volbou užšího řezu

# Závislost na rekonstrukčních parametrech



---

## **Rekonstrukční filtr**

- konvoluční jádro omezuje rozlišení. Rozlišení musí být vyváženo s šumem

## **Velikost pixelu**

**Není možné rozlišit detaily menší než velikost 1 pixelu**

- omezení rekonstrukčním zorným polem
- omezení rekonstrukční maticí hodnot

# Rozlišení u spirálových systémů a systému s násobnými řezy



---

- **prostorové rozlišení by mělo být stejné u obou systémů**
- **Rozlišení v rovině by se nemělo měnit při použití různého počtu řezů (1, 4, 6, 8, 16)**

# Citlivost v podélné ose „z“

**Měření citlivosti skenování skeneru podél osy těla pacienta**

**Rovněž známy pojmy:**

- **efektivní tloušťka řezu**
- **obrazová tloušťka řezu**

**Rozlišení v ose „z“**

**Důležité pro 3D rekonstrukci obrazu**

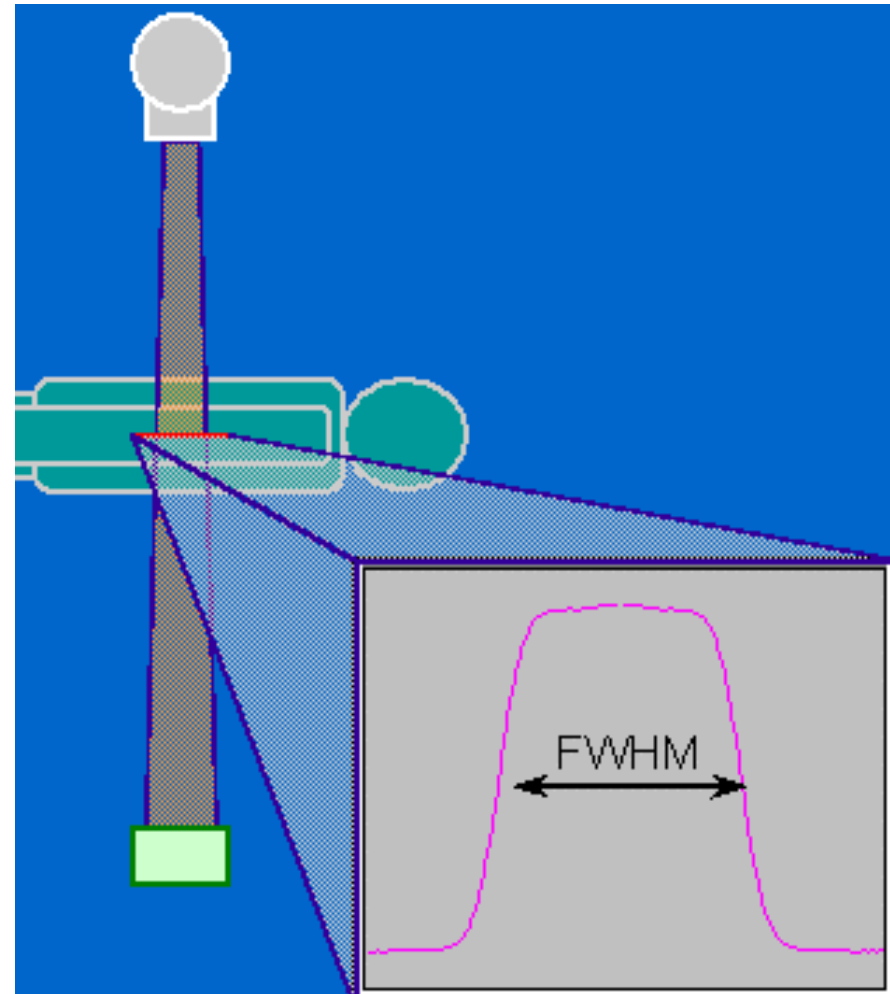


# Vyjádření citlivosti v podélné ose „z“

**FWHM – často uváděný údaj**

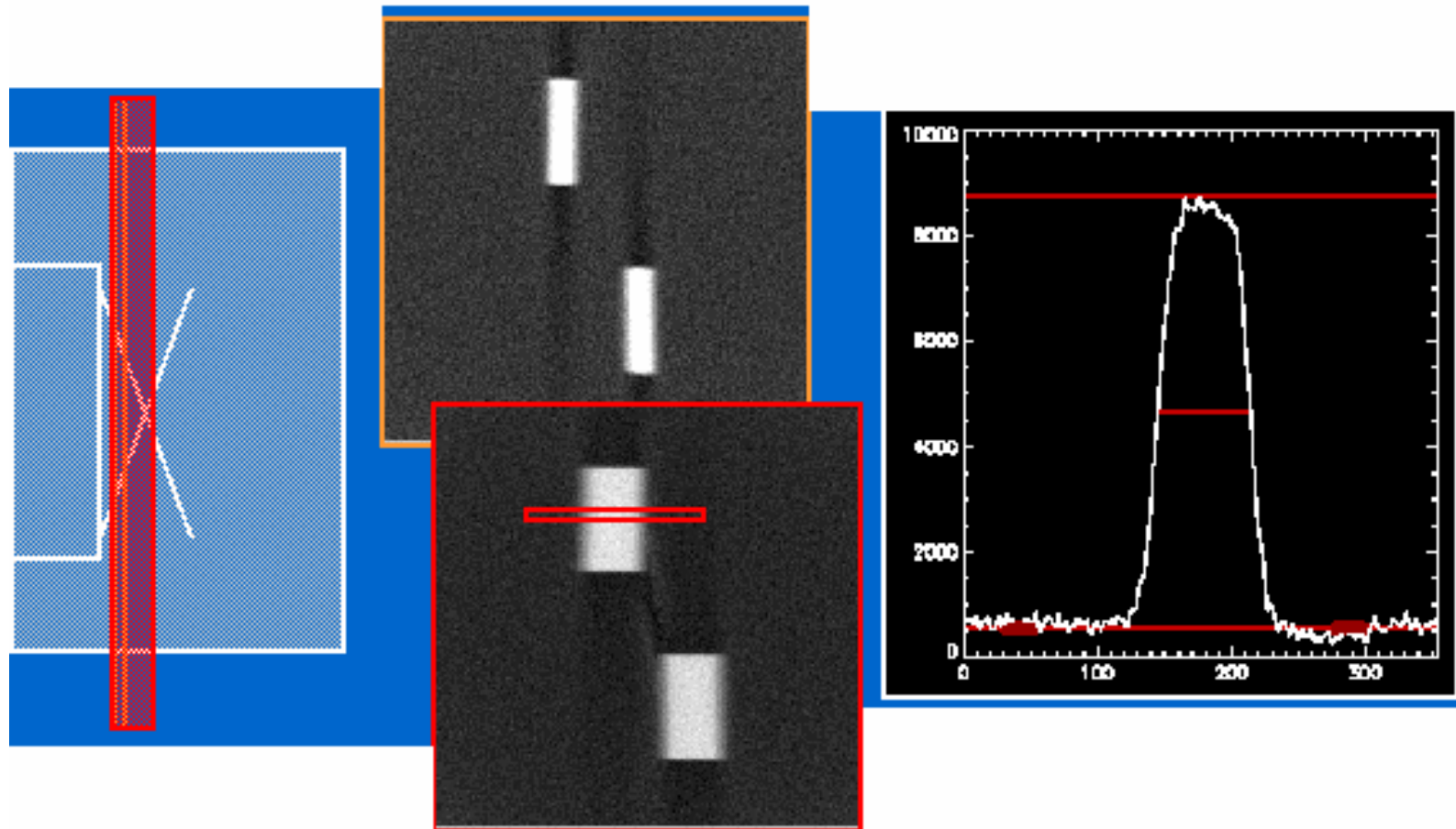
**Měřeno ve fokálním bodě**

**Ideálním tvarem by měl být obdélník (reálný profil zaoblený)**



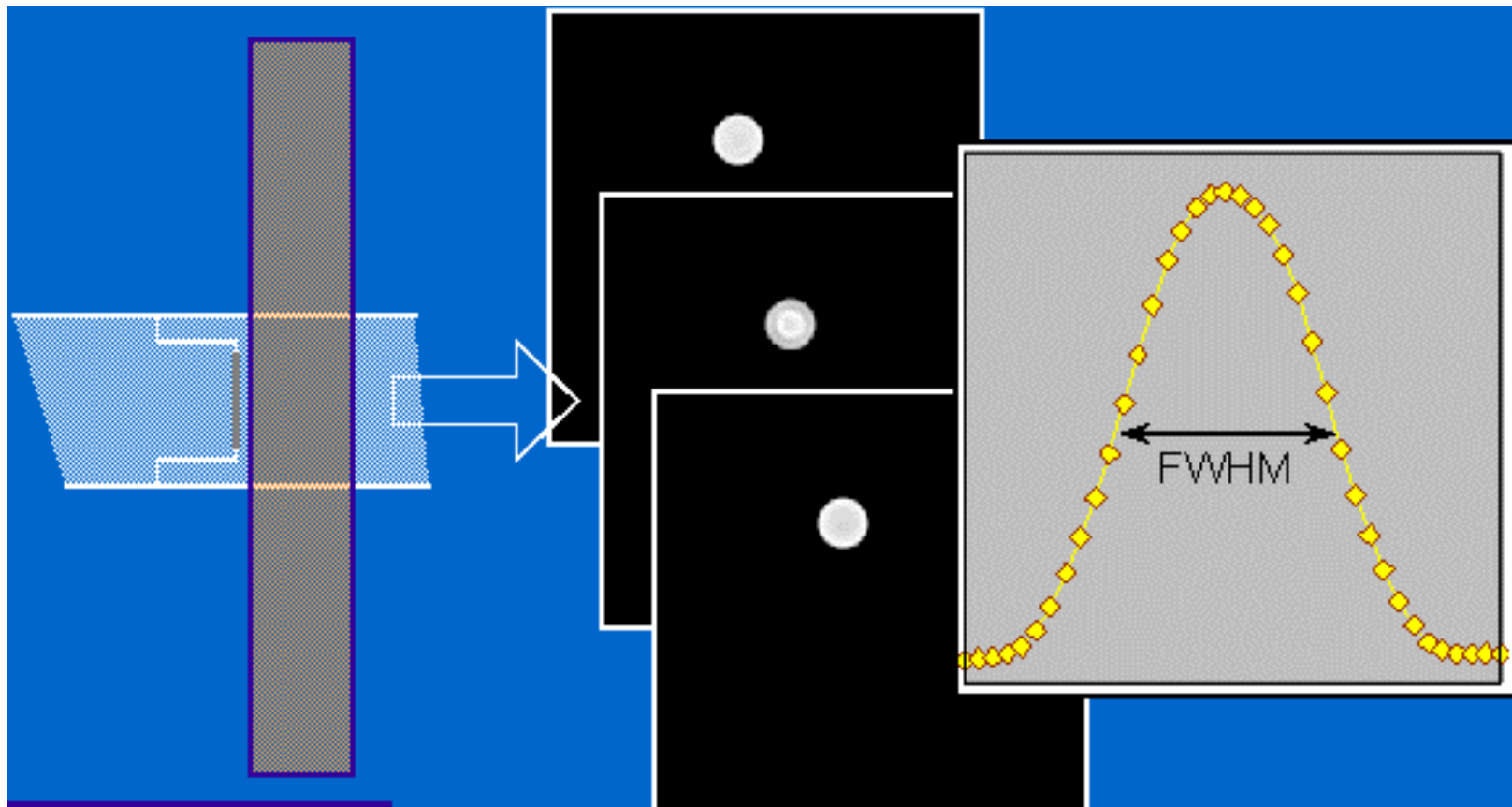
# Měřicí metody (1)

V podélném směru je nakloněná rovina.



# Měřicí metody (2)

## Použití disku nebo kuličky







# Významnost

---

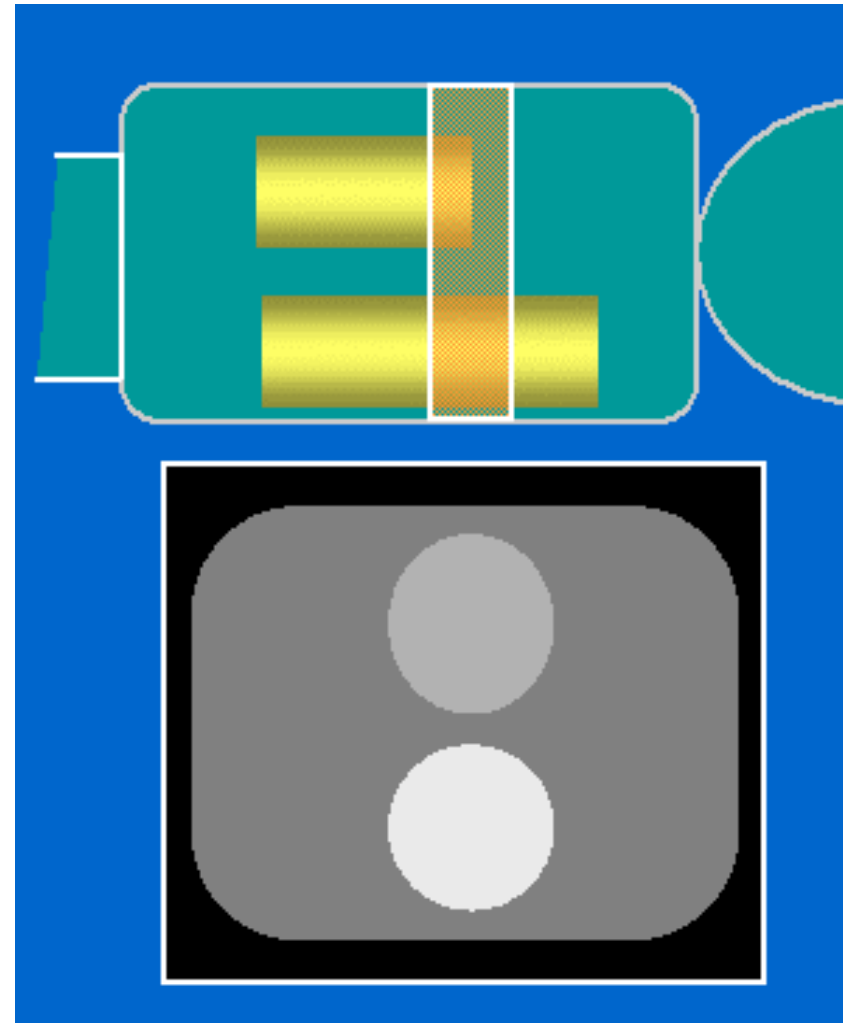
- **Ovlivnění šumu – užší řez dává méně fotonů**
- **Ovlivnění CT čísla a obrazového kontrastu**  
**vliv elementárního objemu**  
**vizualizace malých objektů**
- **Geometrická účinnost**  
**optimální užití dávky záření**

**$GÚ = \text{citlivost „z“} / \text{šířka řezu}$**

# Vliv na CT číslo

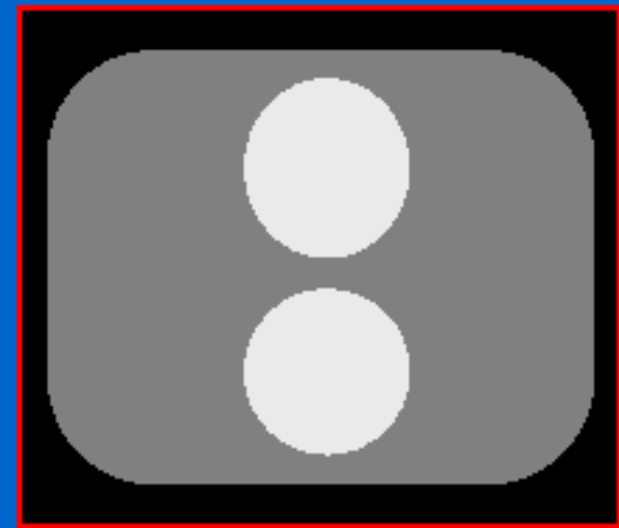
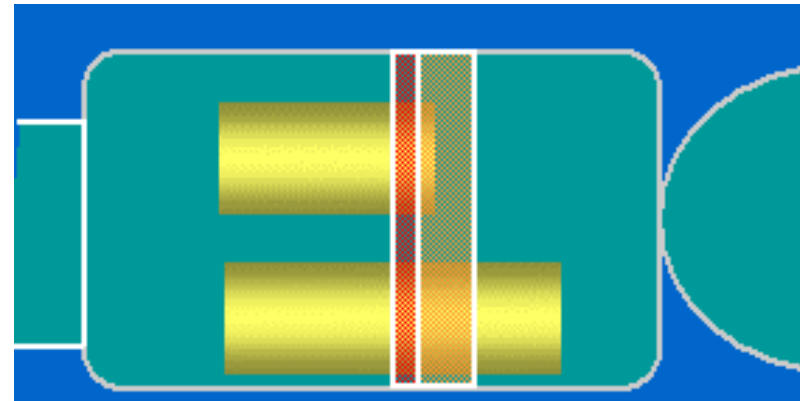
**Je-li objekt spojitý v ose „z“,  
nemění se CT číslo**

**Pokud se objekt v podélném  
směru mění, mění se v  
závislosti na citlivosti v ose „z“  
rovněž CT číslo**



# Vliv na CT číslo (částečný objem)

Pro získání korektního CT čísla  
je třeba volit „z“citlivost  
odpovídající menšímu objemu  
běžného řezu





# Vliv na kontrast a viditelnost

---

## Tenký řez a šum

**Užší řezy jsou více  
zašuměné než tlustší řezy**

**(na detektor dopadá méně  
fotonů)**

## Tenký řez a kontrast

**Užší řezy mají větší  
kontrast za předpokladu,  
že jsou objekty menší než  
tloušťka řezu**

**Optimální situace nastane v případě, kdy „z“ citlivost je  
rovna tloušťce řezu**

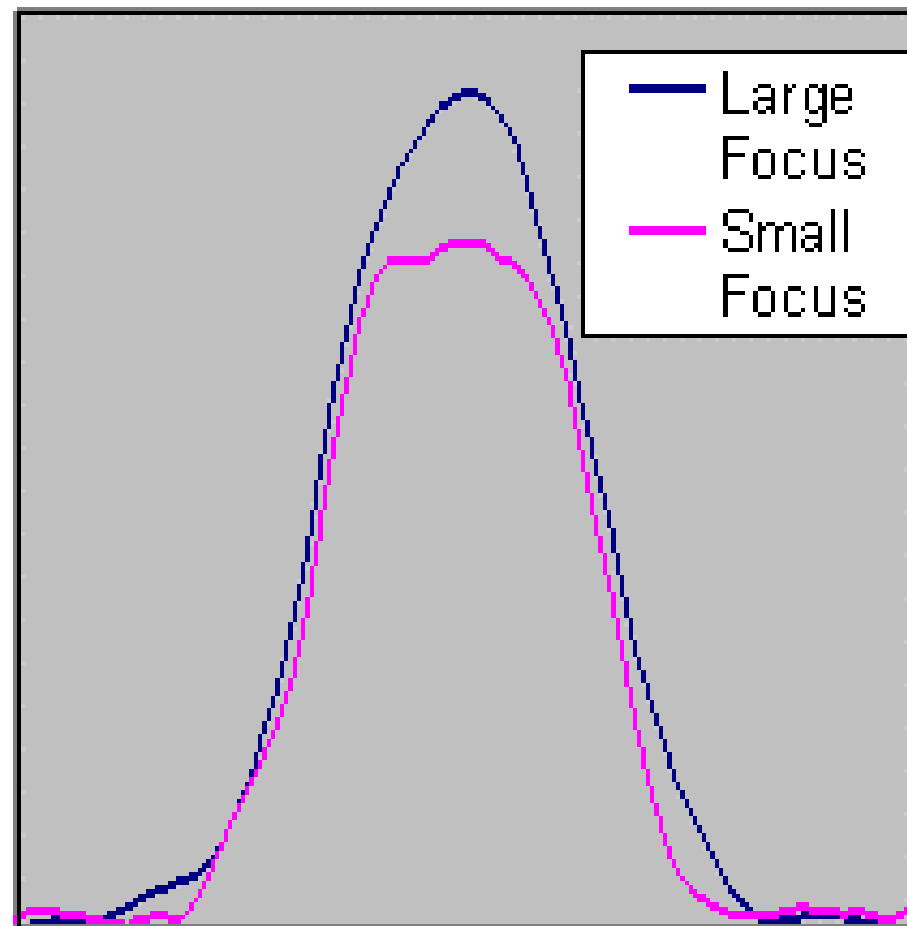
# Faktory ovlivňující „z“ citlivost

## Kolimace řezu

Optimálně je „z“ citlivost rovna kolimovanému svazku

## Velikost ohniska

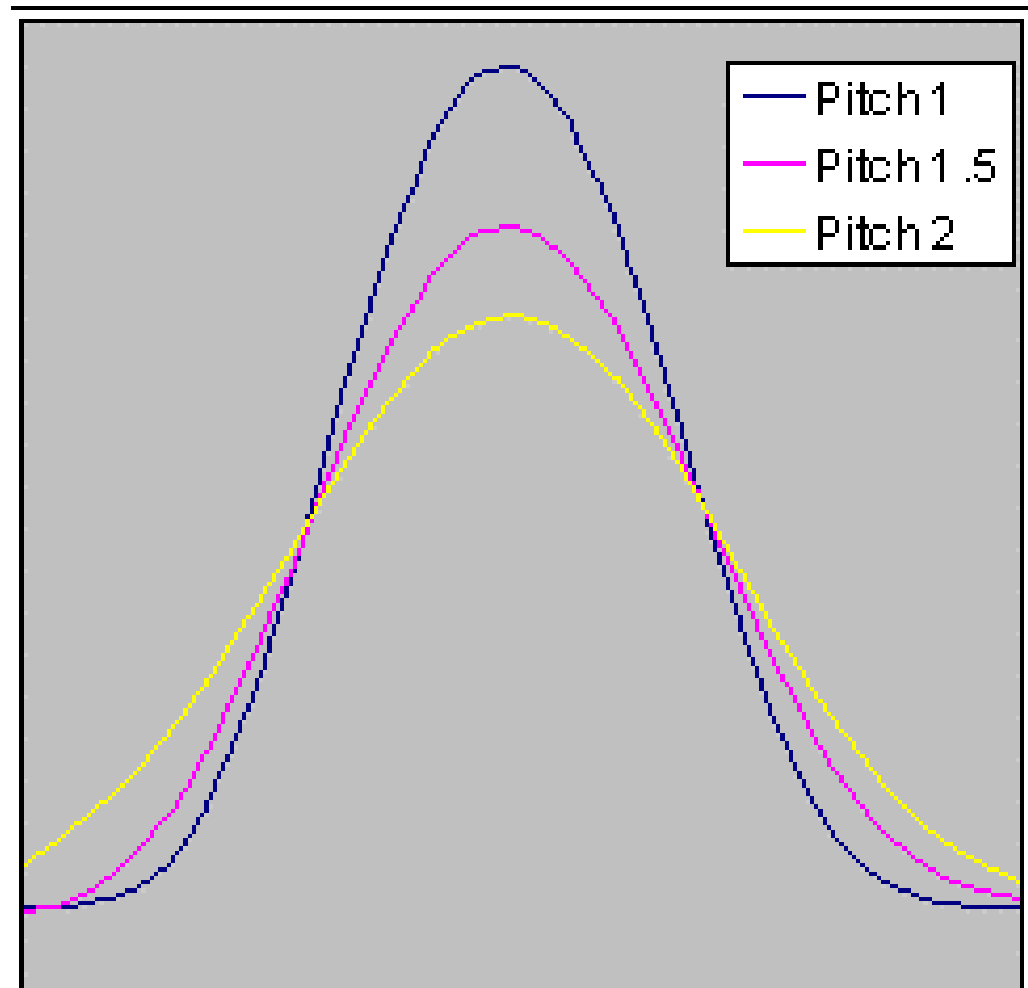
Speciálně pro úzké kolimované svazky může malé ohnisko zlepšit „z“ citlivost



# „z“ citlivost u spirálového skenování

**Spirálová „z“ citlivost se odlišuje od axiální „z“ citlivosti v důsledku interpolačních algoritmů**

**Větší krok znamená delší interpolační vzdálenost a tedy rozšíření profilu „z“ citlivosti (jeden řez) a nižší kontrast**



# **„z“ citlivost u spirálového skenování (interpolátor)**



---

- **180° interpolátor dává spirálovou „z“ citlivost úměrnou axiální „z“citlivosti**
- **360° interpolátor dává 30% zvýšení „z“citlivosti oproti axiální**
- **Multi-slice – různorodost interpolátorů**
- **Multi-slice – pro široký rozsah stoupání šroubovice může být „z“ citlivost udržena v širokých mezích**

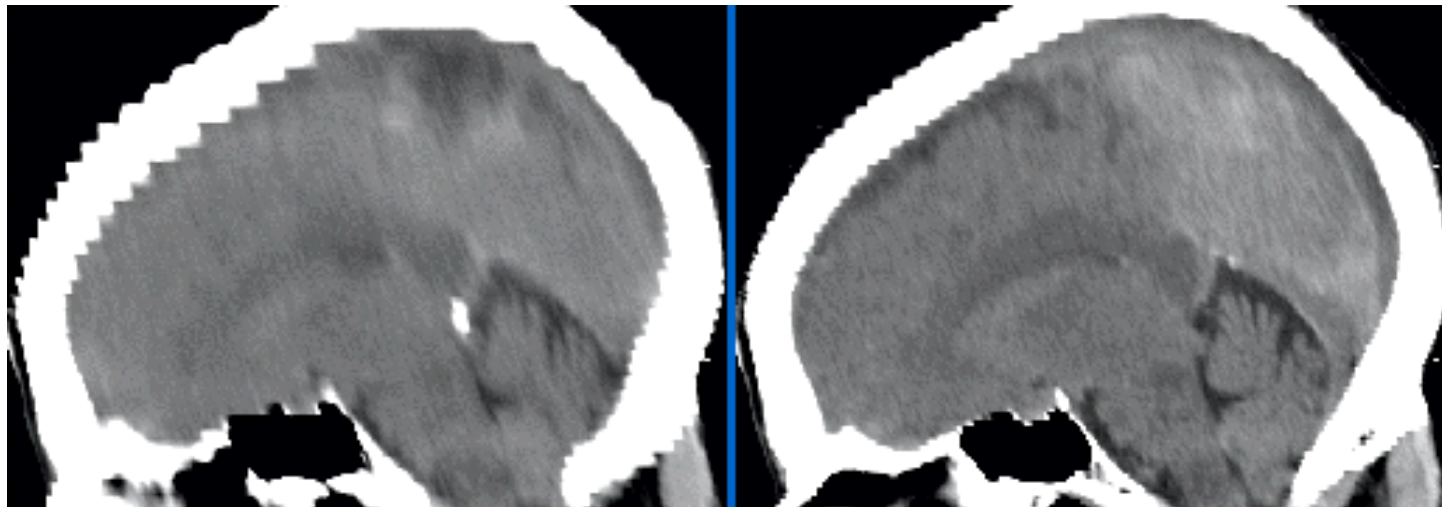


# Helical „z“ citlivost - překryv

---

**Překrývající se rekonstrukce je doporučována pro zvýšení „z“citlivosti a zvýšení kontrastu**

**Pro jednotlivé řezy se doporučuje jejich 60% překrývání**







# Závěr a diskuze

---

- **Prostorové rozlišení a „z“ citlivost jsou obvykle považovány za rozdílné parametry**
- **Ve skutečnosti je „z“citlivost rozšířením prostorového rozlišení do 3. rozměru**
- **Multi-slice skenování znamená převedení CT na zařízení pro 3D zobrazení**
- **Strukturní rysy jsou 3D, proto i rozlišení by mělo být stejné ve všech dimenzích**