

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH  
Zdravotně Sociální fakulta

**Digitální zpracování obrazových informací v radiodiagnostice**

Bakalářská práce

V Českých Budějovicích  
Dne 3.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Kralovič Eduard  
Autor: Pilař Martin DiS

## **Abstract**

This thesis is focused primarily on digital image processing and modern imaging modalities algorithms. An algorithm means a method for solving a problem or an instruction. In image processing an algorithm presents the process from data acquisition to the resulting image displayed on the monitor. Therefore, in the first part of the thesis a brief overview of principles of imaging modalities used in radiodiagnostics is given.

Collected data have to be analyzed and modelled in a certain way. These modified data are then digitized and ready for further processing.

The main objective of my paper was to explain, especially to radiology assistants, the basic operations and algorithms used in image processing that are commonly used. I also tried to prove that not only by changing scanning parameters, but also by changing any image parameters the test results may be affected. On the other hand the operating personnel may invalidate the examination and thus contribute to an imperfect diagnosis.

Other sections of my thesis are focused on primary image processing and basic image operations. This information is followed by post-processing or secondary processing of visual information. An integral part of the image processing algorithm consists of hardware and software important for archiving and information transmission. A certain part of my paper is devoted to future trends in image processing.

The whole theoretical part is based on practical experience and the results obtained by either creating a software algorithm or by measurement of a water phantom on CT, where the original hypothesis was defended by applying a filter. The results are supported by a graphic and image documentation.

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

Dne 3.5.2010

Podpis studenta:

## Poděkování

Chtěl bych touto cestou poděkovat Ing. Eduardovi Kralovičovi za odborné vedení a cenné připomínky k mé bakalářské práci.

Pilař Martin DiS

## OBSAH

|   |    |
|---|----|
| ÚVOD .....  | 8  |
| 1. SOUČASNÝ STAV .....                                  | 10 |
| 1.1 Algoritmus zpracování obrazu .....                  | 10 |
| 1.1 POŘÍZENÍ DAT .....                                  | 11 |
| 1.1.1 Rentgent .....                                    | 11 |
| 1.1.1.1 Nepřímá radiografie (CR) .....                  | 11 |
| 1.1.1.2 Přímá radiografie DR .....                      | 11 |
| 1.1.1.3 Přínos digitalizace .....                       | 12 |
| 1.1.1.4 Nevýhody digitalizace .....                     | 12 |
| Kvalita výsledného obrazu .....                         | 12 |
| 1.2 Ultrasonografie .....                               | 13 |
| 1.2.1 Kvalita výsledného obrazu .....                   | 14 |
| 1.3 Počítačová tomografie .....                         | 15 |
| 1.3.1 Kvalita výsledného obrazu .....                   | 16 |
| 1.4 Magnetická rezonance .....                          | 17 |
| 1.4.1 Kvalita výsledného obrazu .....                   | 19 |
| 1.5 Hlavní primární parametry ovlivňující obraz .....   | 20 |
| 1.6 Hlavní četnost vyšetření jednotlivých modalit ..... | 20 |
| 1.6 Možnosti modalit .....                              | 21 |
| 1.2 ÚPRAVA DAT .....                                    | 22 |
| 1.2.1 Zesílení signálu .....                            | 22 |
| 1.2.2 Šum v obraze .....                                | 23 |
| 1.2.2.1 Druhy šumu .....                                | 23 |
| 1.2.3 Filtrace signálu .....                            | 23 |
| 1.2.3.1 Frekvenční pásmová propust .....                | 23 |
| 1.3 DIGITALIZACE DAT .....                              | 25 |
| 1.3.1 Vzorkování .....                                  | 25 |

|   |    |
|---|----|
| 1.3.2 Kvantování .....  | 26 |
| 1.3.3 Kódování dat .....  | 27 |
| 1.3.4 Vlastnosti digitálního obrazu .....                                       | 27 |
| 1.3.5 Metrické a topologické vlastnosti obrazu.....                             | 27 |
| 1.3.6 Barevný obraz .....   | 28 |
| 2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY .....   | 29 |
| 3. METODIKA .....   | 29 |
| 4. VÝSLEDKY .....   | 30 |
| 4.1 PRVOTNÍ ZPRACOVÁNÍ.....   | 31 |
| 4.1.1 Geometrické a radiometrické korekce a transformace .....                  | 31 |
| 4.1.1.1 Příklady geometrické transformace v rovině: .....                       | 32 |
| 4.1.2 Zvýraznění obrazu - bodová zvýraznění .....                               | 33 |
| 4.1.2.1 Prahování .....   | 33 |
| 4.1.2.2 Úprava (roztážení, vyrovnaní) histogramu.....                           | 33 |
| 4.1.2.3 Vyrovnaní (ekvalizace) histogramu .....                                 | 34 |
| 4.1.3 Barevné zvýraznění.....   | 35 |
| 4.1.4 Lokální zvýraznění - filtrace .....                                       | 35 |
| 4.1.5 Filtrace - odstraňování šumu a úprava obrysů (zvýraznění / zmírnění)..... | 36 |
| 4.1.5.1 Filtry pracující v prostorové oblasti .....                             | 36 |
| 4.1.5.2 Filtry pracující v frekvenční (spektrální) oblasti.....                 | 37 |
| 4.2 POSTPROCESSINGOVÉ (DRUHOTNÉ) ZPRACOVÁNÍ OBRAZU.....                         | 38 |
| 4.2.1 Základní obecné postupy: .....  | 38 |
| 4.2.2 Zobrazování prostorových dat.....   | 38 |
| 4.2.3 Vizualizace objemových dat .....  | 39 |
| 4.2.4 Nejčastěji používané typy rekonstrukcí .....                              | 39 |
| 4.2.4.1 Multiplanární rekonstrukce .....  | 39 |
| 4.2.4.2 3D rekonstrukce .....   | 39 |
| 4.2.4.3 Volume rendering.....   | 40 |
| 4.2.4.4 Virtuální realita .....   | 41 |
| 4.2.4.5 Speciální metody .....  | 41 |
| 4.3 TECHNICKÉ PROSTŘEDKY PRO ZPRACOVÁNÍ OBRAZOVÉ INFORMACE .....                | 42 |
| 4.3.1 Grafické systémy.....   | 42 |

|   |    |
|---|----|
| 4.3.2 Přenos a archivace obrazových informací.....  | 43 |
| 4.3.2.1 Spojovací sítě a multiplexní provoz.....  | 43 |
| 4.3.2.2 Aktivní síťové prvky.....   | 44 |
| 4.3.2.3 Přenos digitálních informací (datových i obrazových) a komunikace po síti.....    | 44 |
| 4.3.3 Obrazové formáty.....   | 47 |
| 4.3.3.1 Metody komprese obrazu.....   | 47 |
| 4.3.3.1.1 Bezeztrátová komprese.....  | 47 |
| 4.3.3.1.2 Ztrátová komprese.....  | 48 |
| 4.4 PROGRAMOVÉ PROSTŘEDKY PRO ZPRACOVÁNÍ OBRAZOVÉ INFORMACE .                             | 49 |
| 4.4.1 Úloha a algoritmus řešení úlohy.....  | 49 |
| 4.4.1.1 Příklad úpravy obrazu v jazyce Delphi pro vytvoření inverze obrazu.....           | 50 |
| 4.4.1.2 Procedurální modul pro odstranění šumu v systému MATLAB.....                      | 52 |
| 4.5 SOUČASNÉ TRENDY.....  | 55 |
| 4.6 PRAKTICKÉ MĚŘENÍ NA CT.....   | 57 |
| 4.6.1 Volba podmínek.....   | 57 |
| 4.6.2 Popis postupu měření.....   | 58 |
| 4.6.3 Výsledky měření.....  | 61 |
| 4.6.3.1 Vliv rekonstrukčního filtru na výsledný obraz u režimu STD v oblasti A.....       | 61 |
| 4.6.3.2 Vliv rekonstrukčního filtru na výsledný obraz u režimu SPIRAL v oblasti C.....    | 62 |
| 4.6.3.3 Porovnání maxima a minima oblasti A režimu STD.....                               | 63 |
| 4.6.3.4 Vliv změny rekonstrukčního a obrazového filtru v oblasti A i B režimu SPIRAL..... | 64 |
| 4.6.3.5 Vliv obrazového filtru na velikost šumu v oblasti A režimu STD.....               | 65 |
| 4.6.3.6 Vliv obrazového filtru na velikost šumu oblasti B režim STD.....                  | 67 |
| 5. DISKUSE.....   | 69 |
| 6. ZÁVĚR.....   | 70 |
| 7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....   | 71 |
| 8. KLÍČOVÁ SLOVA.....   | 74 |
| SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....   | 74 |
| 9. PŘÍLOHY.....   | 75 |

## ÚVOD

V dnešní době se neuvěřitelně rychle rozvíjí informační technologie snad ve všech oblastech a odvětvích. Proto není divu, že tento rozmach nevynechal ani zdravotnictví. V oboru radiodiagnostiky došlo za poslední desetiletí doslova k revoluci. Moderní zobrazovací techniky a modalitty se na trhu objevily již před několika lety, avšak i u těchto systémů došlo a neustále dochází k řadě zlepšení a zdokonalení.

Podstatná změna nastala především v oblasti zobrazení a přenesení výsledného obrazu. Dříve si nikdo nedokázal představit, že po provedeném vyšetření si pacient neodnese rentgenový snímek, ale ten bude pomocí počítače odeslán na příslušné oddělení. Způsob analogového zpracování obrazu je stále častěji nahrazován novým, modernějším způsobem, digitalizací. S pojmem digitalizace rentgenového obrazu se setkal již každý radiologický asistent. Mnoho z nich již digitalizované snímky plně využívá, někteří s nimi začnou zanedlouho.

Právě radiologický asistent je prvním, kdo pořizuje tyto obrazy při běžné skiagrafii a skiaskopii nebo obsluhou moderních počítačových tomografů, magnetických rezonancí či jiných modalit. Pod pojmem digitální zpracování obrazu si lze představit proces, který přinese tížený výsledek na monitor. Tento opravdu strohý nástin je ve skutečnosti soubor matematických postupů a algoritmů, které radiologický asistent využívá při každé operaci a provede jich desítky až stovky denně. Počínaje jednoduchým otočením obrazu a konče zhotovenou 3D rekonstrukcí.

Cílem radiodiagnostiky je provést každé vyšetření s co nejmenší radiační zátěží a maximální možnou diagnostickou výtěžností. Diagnostickou výtěžnost lze dosáhnout ovlivněním řady parametrů od poučení a uložení pacienta do vyšetřovací polohy, nastavení skenovacích parametrů až po úpravu výsledného obrazu na monitoru. Radiologický asistent, nevyjímaje zdravotní sestru a ostatní personál, je právě tou osobou, která jako první svým přičiněním může ovlivnit výsledek vyšetření. Proto je pro něj nezbytně nutné pochopit podstatu jednotlivých obrazových operací alespoň na takové úrovni, aby je mohl ovlivnit a následně maximálně využít.

Pojem algoritmus znamená přesný návod či postup, kterým lze vyřešit daný typ úlohy.

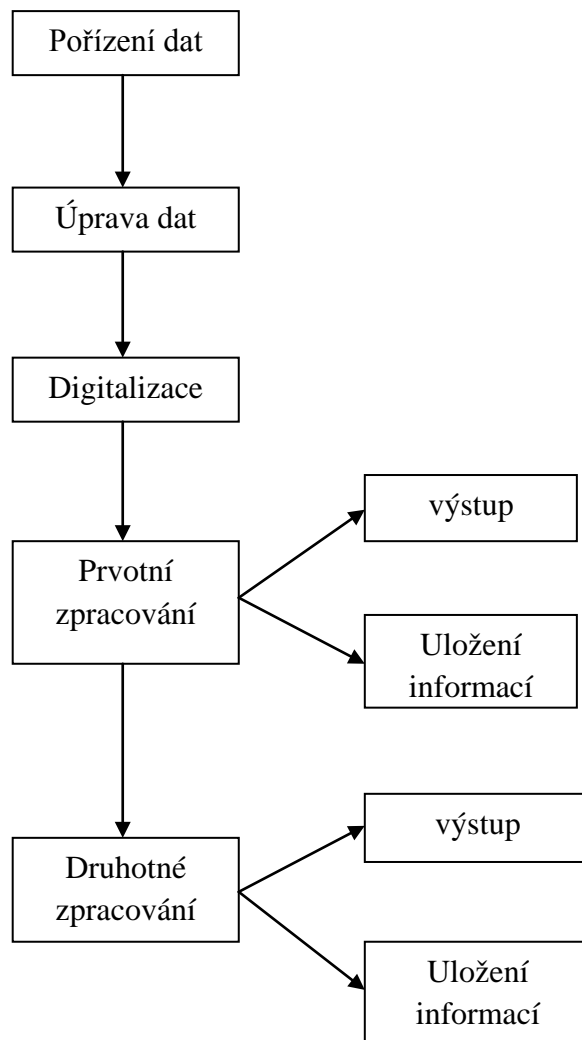


Ve zpracování obrazu algoritmus prezentuje postup od pořízení informací, jejich digitalizaci, prvotní a druhotné zpracování až po diagnostický výsledek na monitoru. Proto je pochopitelné, že nelze všechny kapitoly rozpracovat podrobně a do důsledku. Na jedné straně by to jistě bylo přínosem, ale radiologický asistent nemá dostatečné znalosti z oblasti nejhlubší matematiky, která je v tomto případě při nejmenším velmi důležitá. Takto psaná práce by dle mého názoru byla kontraproduktivní.

V této práci budou rozpracovány pouze základní algoritmy zpracování obrazu, které podle mého názoru mohou přispět k prohloubení znalostí radiologických asistentů. Postupy pro zpracování digitálního obrazu jsou velmi podobné pro všechny moderní zobrazovací modality.

# 1. SOUČASNÝ STAV

## 1.1 Algoritmus zpracování obrazu



Jednotlivé kapitoly budou dále rozpracovány.

## **1.1 POŘÍZENÍ DAT**

Pořízení obrazových dat je v postatě prvním nejdůležitějším krokem v systému zpracování obrazu a výsledná informace je jím do velké míry ovlivněna. Bez pořízení kvalitních vstupních dat je následné zpracování poznamenáno touto chybou a ztrácí také na kvalitě.

### ***1.1.1 Rentgen***

#### **1.1.1.1 Nepřímá radiografie (CR)**

Základ tohoto způsobu digitalizace tvoří paměťové fólie, které obsahují mikrokrystaly na bázi CsI. Po expozici fólie rentgenovým zářením vyvolá dopadající energie excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšším energetické hladině. Postupným skenováním jednotlivých bodů fólie červeným laserem se elektrony dostávají zpět na nižší energetickou hladinu. Současně se pohlcená energie vyzáří ve formě modrého záření, které je přímo úměrné intenzitě dopadlého rentgenového záření. Toto emitované záření se sejme a digitalizuje.

Pro získání použitelného snímku je třeba zaznamenaný obraz vizualizovat ve čtečce. (18,4)

#### **1.1.1.2 Přímá radiografie DR**

Tento systém detekce RTG obrazu je stále intenzivně rozvíjen. V současnosti jsou k dispozici dva typy obrazových detektorů:

##### ***a) Nepřímá detekce***

Základ tvoří scintilátor jako absorbent RTG záření a světelný výstup na fotokatodu, která světlo převádí na elektrický signál a odtud k dalšímu zpracování. Jako absorbent rentgenového záření je v tomto případě použit scintilátor na bázi cesia – jodidu (CsI) dopovaného thaliem (Tl). Může být použit i amorfní křemík (aCsI).

##### ***b) Přímá detekce***

Jedná se o detektor, který umožňuje přímou konverzi RTG záření na elektrický signál. Použit je scintilátor na bázi cesia – jodidu, dopovaného thaliem CsI/Tl. V některých

případech může být použit i amorfní křemík (aSi). Konstrukce detektoru s přímou konverzí RTG záření na elektrický signál je velmi jednoduchá a představuje pouze element z amorfního selenu. V obou případech jsou obrazové detektory uspořádané do ploché matrice (panelu) s potřebnými vodiči, sběrnými a výstupními transistory.

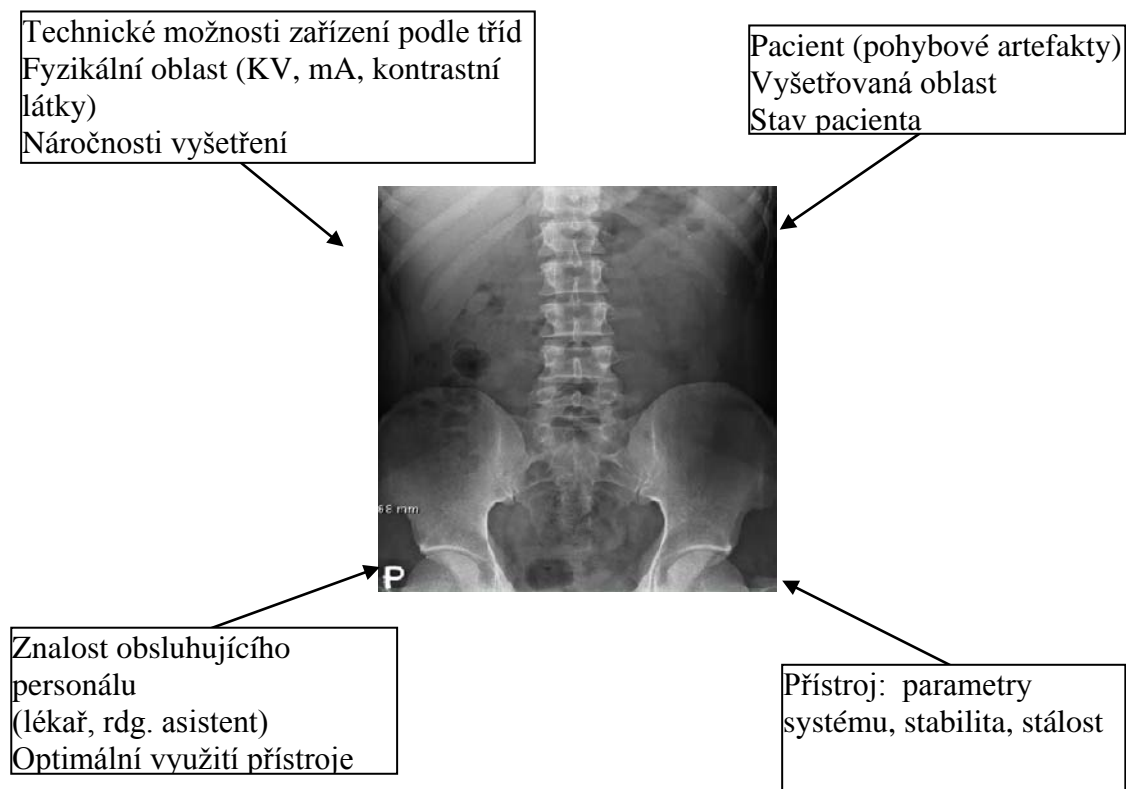
### 1.1.1.3 Přínos digitalizace

- kontrola vytvořeného obrazu v reálném čase (tzv. surový snímek)
- Processingové funkce (úprava obrazu)
- Možnost archivace a přenosu počítačovými sítěmi
- Nižší provozní náklady
- Prostředí bez chemikálií

### 1.1.1.4 Nevýhody digitalizace

- Vyšší počáteční investice na přístroje a archivaci
- Možné havárie HW-PACS, síť, digitizér, diagnostická stanice, selhání systému
- Nutná údržba systému SW i HW

### Kvalita výsledného obrazu



## 1.2 Ultrasonografie

Ultrazvukem rozumíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než je frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha, tj. vyšší než 20 kHz (pro diagnostiku megahertzová oblast). Ultrazvukové kmity se šíří pružným prostředím formou příčného vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného.

Zdrojem ultrazvukových kmitů pro diagnostické účely jsou převážně elektricky buzené piezoelektrické měniče.

Každé prostředí je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry:

- **rychlost šíření** ultrazvuku daným prostředím (tzv. fázová rychlost)
- **akustická impedance**
- **útlum**

Množství akustické energie odražené na akustickém rozhraní, je funkcí rozdílu akustických impedancí tkání, tvořících toto rozhraní.

$$\text{akustická impedance } Z = \rho \cdot c \left[ \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1} \right] \text{ resp. } Z = \sqrt{E \cdot \rho},$$

kde  $c$  - rychlost šíření podélné vlny,  $E$  - je modul pružnosti a  $\rho$  - hustota prostředí.

Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. (2)

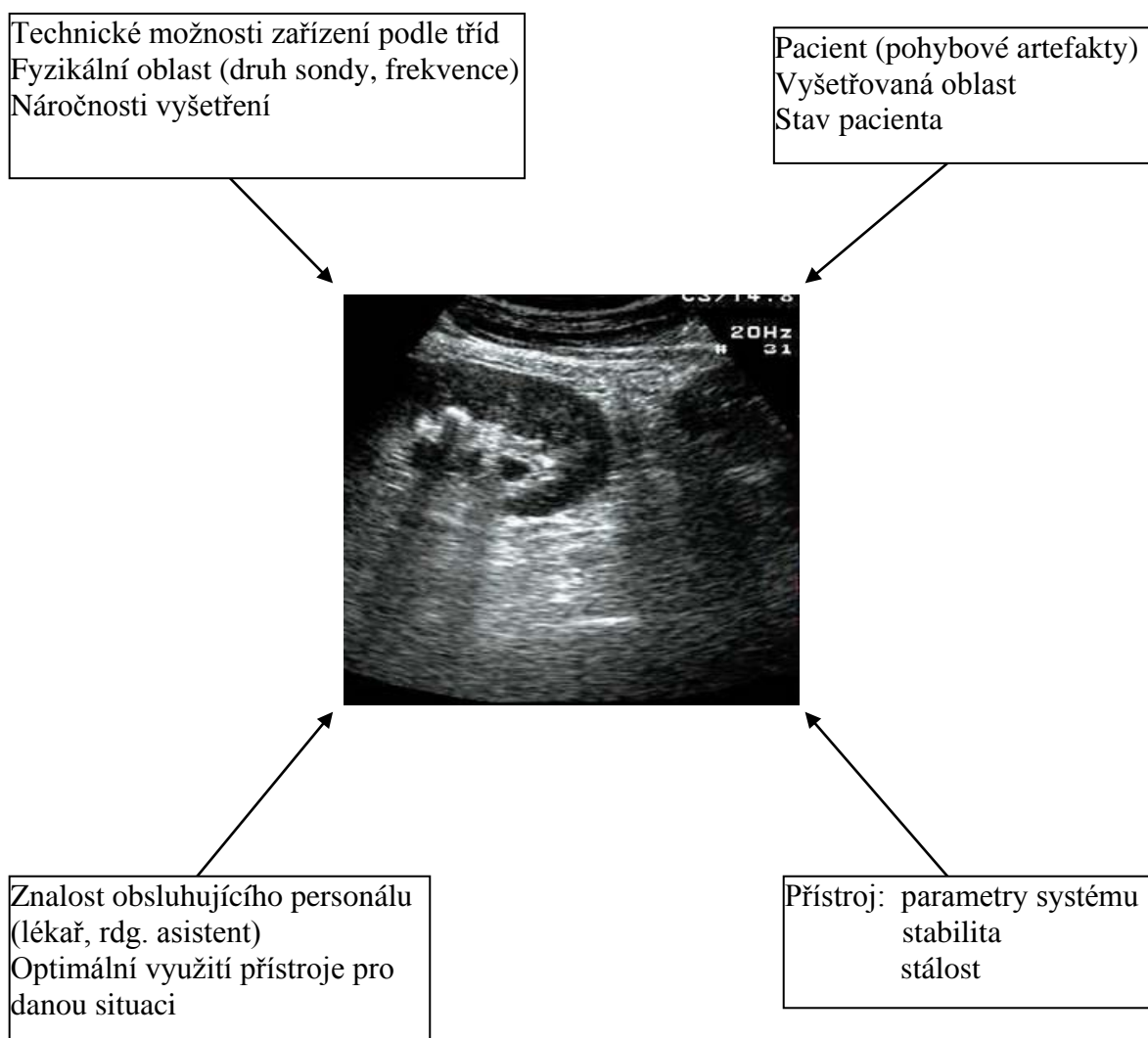
Velmi podstatnou aplikací užívanou k zobrazení a diagnostice krevního toku je **Dopplerův jev**. Je to zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu pohybující se relativně vůči pozorovateli. Pozorovatel vnímá změnu kmitočtu v souvislosti se změnou vzdálenosti zdroje zvukového vlnění. Princip dopplerovského detektoru: zdroj má neměnnou polohu, pohybuje se reflektor odrážející akustické vlnění (v medicíně erytrocyty).

Rozhodující je ta část energie ultrazvukové vlny, která se vrací zpět ke zdroji a je charakterizována rovnicí Dopplerova posuvu:

$$f_d = \frac{2 f_v v \cos \alpha}{c}$$

Kde  $v$  je rychlost pohybu krve,  $c$  je rychlost šíření ultrazvuku v krvi,  $\alpha$  je tzv. dopplerovský úhel,  $f_v$  frekvence výsledné vlny,  $f_p$  frekvence přijaté vlny.

### 1.2.1 Kvalita výsledného obrazu



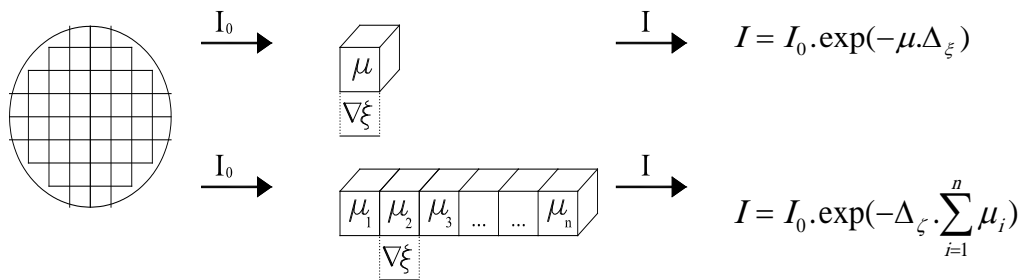
### 1.3 Počítačová tomografie

Rentgenová výpočetní tomografie umožňuje získat obraz těla pacienta jako sérii tomografických obrazů.

Vlastní princip sběru obrazových dat spočívá v postupném měření útlumu RTG záření během translačního pohybu mechanicky svázané soustavy, kterou tvoří rentgenka a detektory, pomocí úzkého zkolimovaného svazku RTG záření.

Primární pole je nejprve diskretizováno jeho rozkladem a následně zpracováno v podobě elektrického signálu. Ke stanovení velikosti primárního parametru se postupně měří koeficient absorpce (součinitel zeslabení  $\mu$ ) ve „sloupci“ tkáně

Diskretizace a zeslabení monoenergetického svazku rentgenového záření:



kde  $I_0$  - intenzita vstupního signálu,

$i = 1 \dots n$ ,

po úpravě

$$\sum_{i=1}^n \mu_i = 1 / \Delta_{\xi} \cdot \ln(I_0 / I_n) .$$

Samotná projekce je tak získána z jednotlivých měření celkového útlumu RTG záření ve „sloupci“ tkáně definovaném zkolimovaným svazkem tzv. paprskovým integrálem. Následujícím natočením soustavy rentgenka – detektor o úhlový inkrement

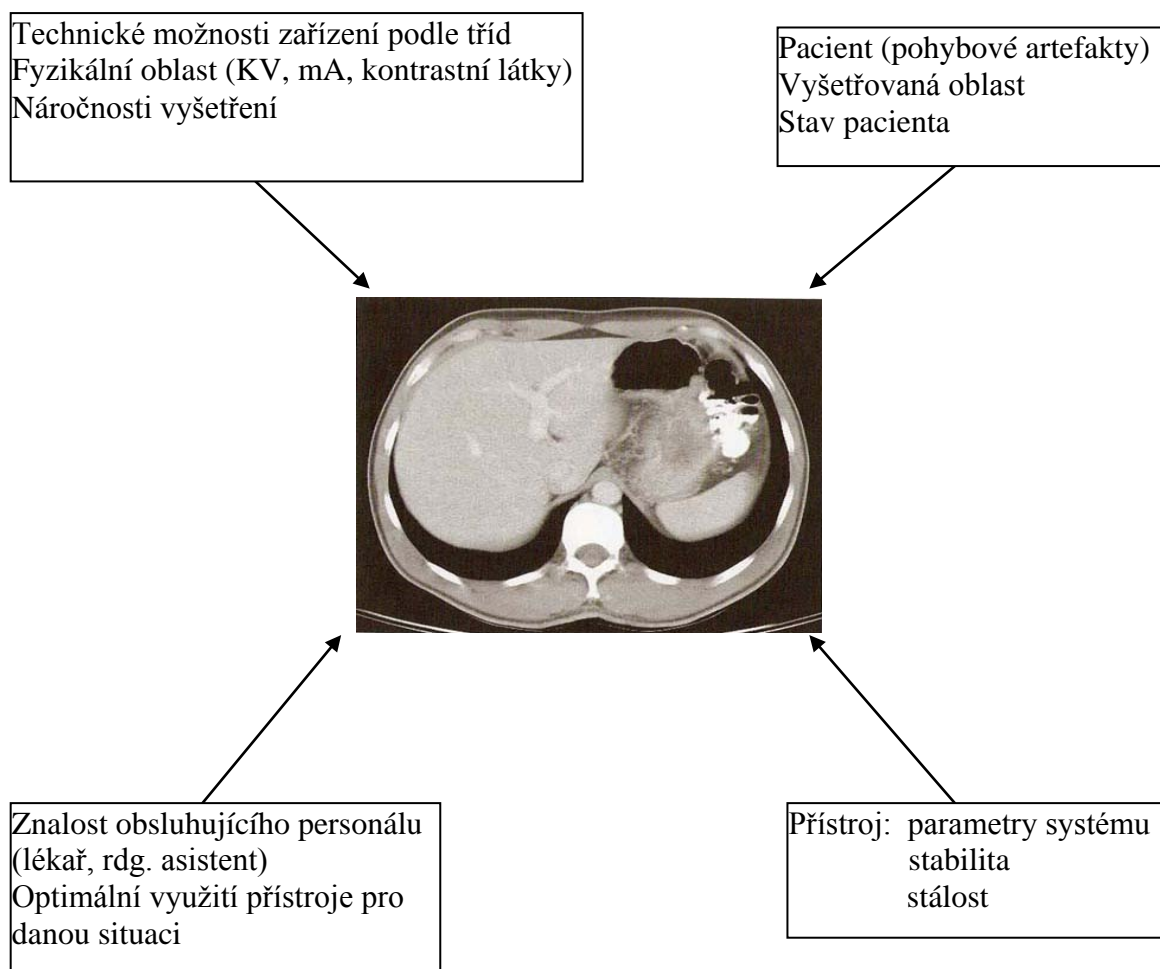
a opakované měření téže scény při zpětném translačním pohybu. Pokračujícím sběrem obrazových dat v rozsahu úhlového natočení ( $0^\circ - 360^\circ$ ) se získá soubor projekcí, které jsou použity při rekonstrukci obrazu matematickými metodami. (5,7)

Z obecného pohledu lze na tuto rekonstrukci pohlížet jako na restaurační proceduru, jejímž cílem je zrekonstruovat obraz objektu.

K numerickému řešení rekonstrukce obrazu z projekcí jsou k dispozici v podstatě tři různé přístupy:

- Fourierova rekonstrukce využívající centrálního řezového teorému
- Inverzní Radonova transformace (rekonstrukce filtrovanou zpětnou projekcí) – nejvíce využívaná v praxi
- Iterační rekonstrukce

### 1.3.1 Kvalita výsledného obrazu





#### 1.4 Magnetická rezonance (Spolu s ultrasonografií pracuje bez využití IZ)

Princip magnetické rezonance spočívá v detekci atomových jader s lichým atomovým číslem, které navenek vykazují magnetický moment (hlavní zástupce vodík, který je v lidském těle nejvíce zastoupen a obsahuje pouze jeden proton mající nahodilý spinový pohyb).

##### **Primární pole tvoří:**

a) *Hustota vodíkových jader*

b) *Statické magnetické pole  $B_0$*

Usměrňuje nahodilý spinový pohyb protonů a způsobuje precesní pohyb. Frekvence precesního pohybu závisí na velikosti  $B_0$  a tzv. gyromagnetické konstantě (přímá úměra mezi magnetickým momentem atomového jádra  $M$  a jejich momentem hybnosti  $J$ ). Tuto závislost vyjadřuje Larmorova rovnice:

$$\omega = \gamma B_0$$

kde  $\omega = 2\pi \cdot f_0$ ,  $f_0$  - rezonanční frekvence

c) *Podélná relaxační doba  $T_1$  a Příčná relaxační doba  $T_2$*

Moment síly působící na částici je dán vektorovým součinem  $\mathbf{M} \times \mathbf{B}$ . Lze napsat:

$$\Delta \mathbf{M} / \Delta t = \Delta (\mathbf{M} \times \mathbf{B})$$

Z rovnice lze na první pohled vidět gyroskopické chování částice a dále, že časová změna  $\mathbf{M}$  je vždy kolmá na rovinu určenou vektory  $\mathbf{M}$  a  $\mathbf{B}$ . Ve speciálním případě nulového pole  $\mathbf{B} = 0$  plyne z rovnice  $\mathbf{M} = \text{konst.}$  vektorový součin lze rozepsat:

$$\mathbf{M} \times \mathbf{B} = \begin{vmatrix} i & j & k \\ M_x & M_y & M_z \\ B_x & B_y & B_z \end{vmatrix} \longrightarrow \begin{aligned} \Delta M_x / \Delta t &= \gamma (M_y B_z - M_z B_y) \\ \Delta M_y / \Delta t &= \gamma (M_z B_x - M_x B_z) \\ \Delta M_z / \Delta t &= \gamma (M_x B_y - M_y B_x) \end{aligned}$$

Blochovy základní rovnice popisují pohyb makroskopického magnetizačního vektoru. Dále zahrnují efekty statického a RF magnetického pole ve spojitosti s relaxačními časy T1 a T2.

Vycházejí z předpokladu, že proces ustavování rovnováhy mezi spinovým systémem a mřížkou má relaxační charakter. Pro příčné složky magnetizace  $M_x$ ,  $M_y$  je zavedena příčná relaxační doba T2, pro podélnou složku magnetizace  $M_z$  podélná relaxační doba T1. Časové změny jednotlivých složek magnetizace vyvolané těmito relaxačními procesy budou tedy dány relaxačními rovnicemi ve tvaru:

$$\{\Delta M_x/\Delta t\}_{rel} = -M_x/T2, \quad \{\Delta M_y/\Delta t\}_{rel} = -M_y/T2, \quad \{\Delta M_z/\Delta t\}_{rel} = -(M_z-M_0)/T1$$

Blochovy rovnice pak získáme kombinací rovnice předchozí a rovnicí pro moment síly působící na částici.

$$\Delta M_x/\Delta t = \gamma (\mathbf{M} \times \mathbf{B})_x - M_x/T2,$$

$$\Delta M_y/\Delta t = \gamma (\mathbf{M} \times \mathbf{B})_y - M_y/T2,$$

$$\Delta M_z/\Delta t = \gamma (\mathbf{M} \times \mathbf{B})_z - (M_z-M_0)/T1$$

Dá se ve stručnosti říct, že Blochovy základní rovnice popisují pohyb makroskopického magnetizačního vektoru. Dále zahrnují efekty statického a RF magnetického pole ve spojitosti s relaxačními časy T1 a T2.

Jako příklad lze uvést úroveň signálu při spin echo (SE) sekvenci po vybuzení objektu RF pulsem je:

$$U_{SE}(TR, TE) = N(H) \cdot (1 - 2e^{-(TR-TE/2)/T1} + e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2}$$

- kde jednotlivé členy pravé strany rovnice závisí na třech parametrech:

$N(H)$  závislost na hustotě vodíkových jader

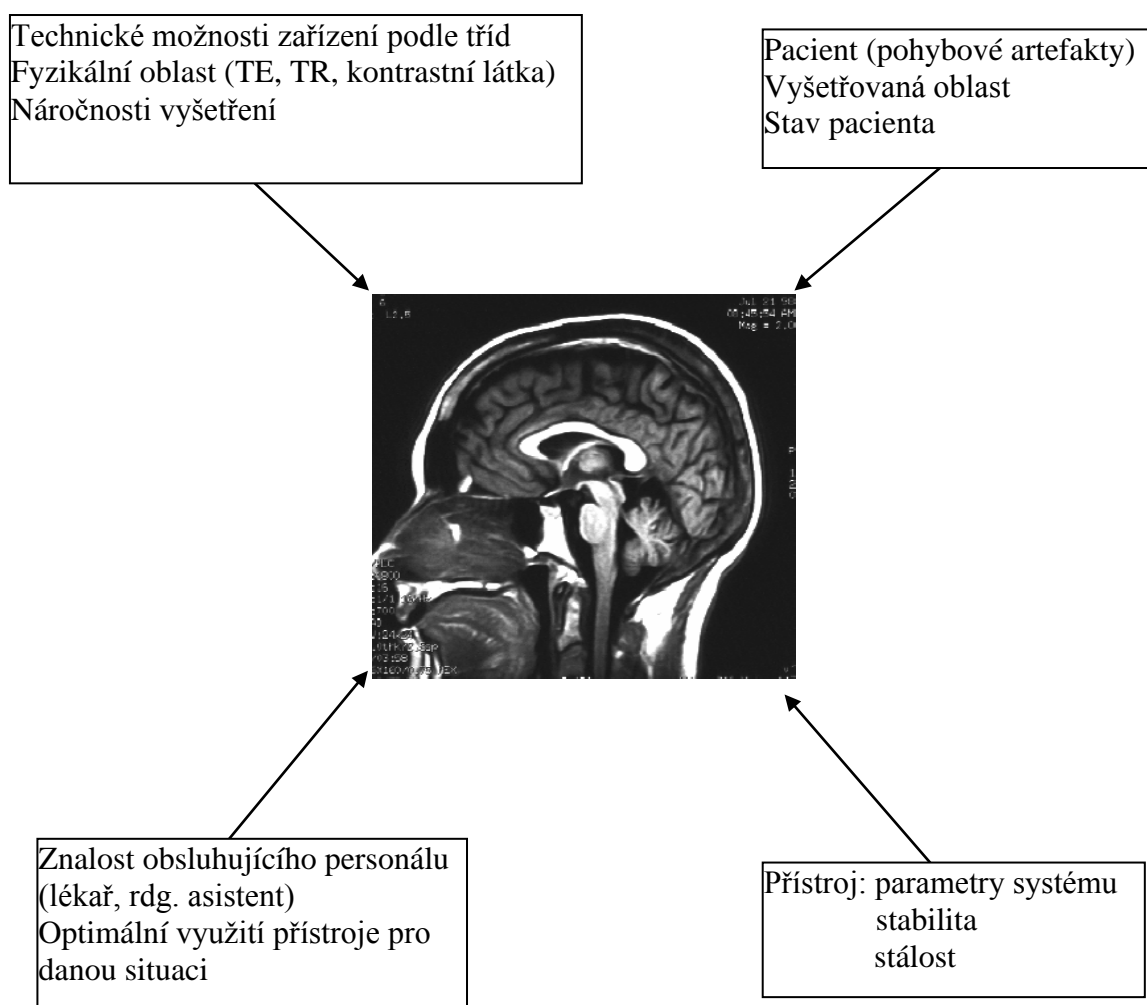
$(1 - 2e^{-(TR-TE/2)/T1} + e^{-TR/T1})$  závislost na T1 relaxaci

$e^{-TE/T2}$  závislost na T2 relaxaci

*TE* - doba odezvy (v ms), je to doba mezi středem vyslaného RF pulsu a středem doby sledování jeho odezvy.

*TR* - časový interval (v ms) mezi dvěma následnými cykly pulsů excitujícími spiny, (u SE sekvencí doba mezi následnými 90° RF pulsy, u GSE sekvencí doba mezi následnými  $\alpha$  pulsy). (15,20)

### 1.4.1 Kvalita výsledného obrazu



### *1.5 Hlavní primární parametry ovlivňující obraz*

|          |   |
|----------|---|
| Modalita | Ovlivnitelné parametry                        |
| RTG      | KV, mAs, vzdálenost Ohnisko -folie (detektor) |
| CT       | KV, mAs, pitch faktor, tloušťka vrstvy        |
| MR       | TE, TR, SE, GE, cívka, tloušťka vrstvy        |
| UZ       | Druh sondy, frekvence                         |

### *1.6 Hlavní četnost vyšetření jednotlivých modalit*

|            | Hlavní indikace  | Ostatní použití   | Zátěž                    |
|------------|--|---|--------------------------|
| <b>RTG</b> | <b>Kostní struktury</b>  | <b>Vyšetření trávicí trubice</b>                          | <b>Ionizující záření</b> |
| <b>CT</b>  | <b>Anatomické struktury (kost, vnitřní orgány)</b>               | <b>Zobrazení krevního řečiště</b>                         | <b>Ionizující záření</b> |
| <b>MR</b>  | <b>Měkké tkáně (mozek, páteřní kanál, svaly, úpony a šlachy)</b> | <b>Posouzení vnitřních orgánů</b>                         | <b>Irelevantní</b>       |
| <b>UZ</b>  | <b>Posouzení vnitřních orgánů</b>                                | <b>Měkké tkáně (svaly)<br/>Vyšetření krevního řečiště</b> | <b>Irelevantní</b>       |

### 1.6 Možnosti modalit

| Modalita                          | RTG                | CT                   | MR             | Ultrazvuk  |
|-----------------------------------|--------------------|----------------------|----------------|------------|
| Obrazové funkce                   |                    |                      |                |            |
| Úprava Jasu/Kontrastu             | Okno (Windows)     | Okno (Windows)       | Okno (Windows) | TGC křivka |
| Rotace obrazu                     | 0 - 360°           | 0 – 360 °            | 0 - 360°       | 0 – 360°   |
| Zvětšení obrazu (primární)        | Geometrie svazku   | ROI                  | ROI            | ROI        |
| Zvětšení obrazu (postprocesing)   | Ano                | Ano                  | Ano            | Ano        |
| Zoom                              | 0,8 – 43,3         | 0,3 - 10             | 1 - 8          | Ne         |
| Redukce šumu                      | Ne                 | Filtrací             | Filtrací       | Filtrací   |
| Inverse window (barevné mapování) | Ano                | Ano                  | Ano            | Ano        |
| Nástroje pro měření úhlů, rozměrů | Ano                | Ano                  | Ano            | Ano        |
| Měření denzity                    | Ano                | Ano                  | Ano            | Ano        |
| Window Width                      | 1 - 4095           | 1 - 4095             | 0 – 65535      | Ne         |
| Window Level                      | 1000 - 8000        | 1000 - 8000          | 0 - 32767      | Ne         |
| Automatické procházení snímků     | Ano                | Ano                  | Ano            | Ano        |
| Rekonstrukce                      | Ne (sumační obraz) | MPR,MIP,3D,4D<br>VRT | FMRI,3D,4D     | 3D,4D      |

## 1.2 ÚPRAVA DAT

Výstupní analogový signál z detekční soustavy zobrazovacích modalit má velmi malou úroveň pro následné digitální zpracování. Proto je signál nutno zesílit a upravit, což vede k jeho částečnému zkreslení. Pouze takto upravený signál může být plně využit při jeho dalším zpracování.

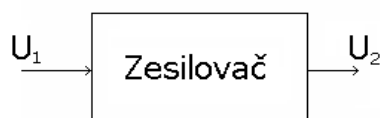
Cílem zpracování signálu je:

- Zesílit analogový signál
- Redukovat šum
- Filtrovat a vytvarovat signál

### 1.2.1 Zesílení signálu

Velmi výhodné je, aby systém splňoval linearitu přenosu. V RTG procesu zobrazení vytváří základní nelinearitu procesu útlum signálové radiace při jejím průchodu objektem. K zesílení signálu se používá operačního zesilovače.

Obvykle pracují jako operační zesilovače napětí nebo jako isolační zesilovače, které oddělují zdroj signálu od dalších obvodů přístroje. (11,12,24)



**Základními parametry zesilovače jsou**

- Vysoký vstupní odpor
- Napěťové zesílení [dB]
- Diskriminační činitel
- Minimální vlastní šum
- Snadná kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení

### **1.2.2 Šum v obraze**

Šum je nežádoucí signál s náhodnou charakteristikou, který je nerozlučně spojen s užitečným signálem. Šum vzniká z různých příčin (termický šum z elektronických obvodů zesilovačů, vlivem různých přechodových jevů, proniknutí rušivých signálů z okolí, interakce, ze zdrojů energie aj.).

#### **1.2.2.1 Druhy šumu, které se mohou v digitální radiografii vyskytnout:**

- *Strukturální šum*

Je tvořen částmi scény, které nás nezajímají (anatomické struktury).

- *Pohybový šum*

Vzniká pohybem pacienta a jeho vnitřních orgánů (pokud nehodnotíme pohyb orgánů).

- *Fyzikální šum*

Způsoben vlivem fyzikálních a elektronických zdrojů vázaných na signálovou radiaci.

- *Kvantizační šum*

Vzniká při vyjádření hodnot obrazové funkce pomocí diskrétních hodnot kvantizačních hladin při použití digitalizace. Tento šum je závislý na hustotě zářivého toku signálové radiace a se snižující hustotou toku generovaných fotonů roste jeho hodnota. (11)

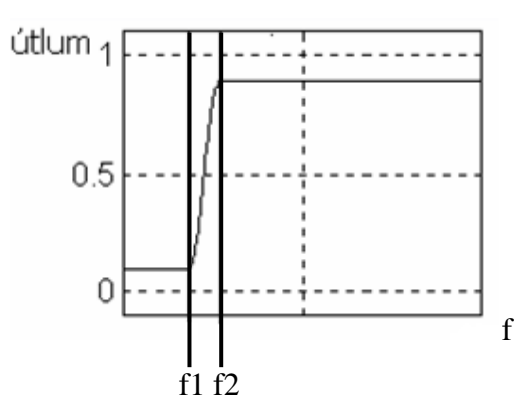
### **1.2.3 Filtrace signálu**

Je rozdělení signálu na základě jeho frekvenčních složek na propustné a nepropustné pásmo. Za jistých podmínek je filtrace procesem, který upravuje vstupní frekvenční pásmo na požadované. Je realizována pomocí frekvenčních členů (dolní, horní, pásmová propust nebo zádrž).

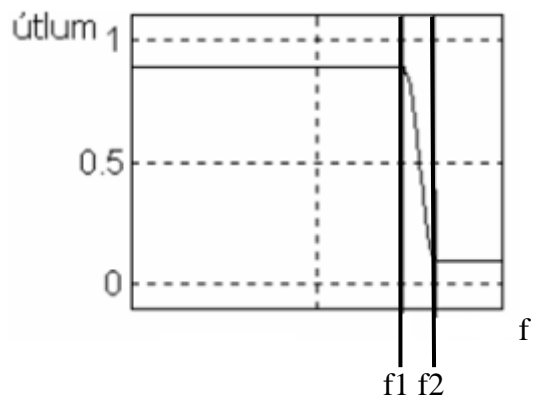
#### **1.2.3.1 Frekvenční pásmová propust**

Za pomoci kombinace dolní a horní propusti lze sestavit filtr, který propouští pouze určené frekvenční pásmo (obr.1,2,3). Hranice dolní a horní frekvence propouštěné

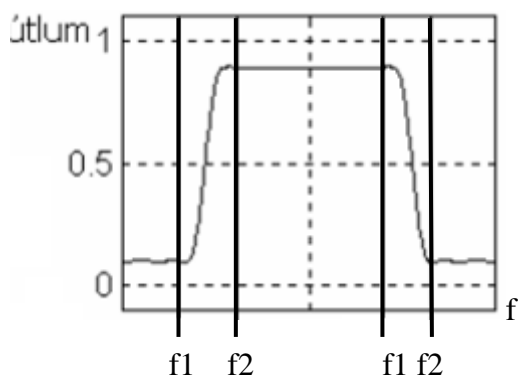
filtrem jsou dány jednotlivým naladěním obou propustí. Rozdíl horní a dolní frekvence nám udává šířku propouštěného pásma.



Obr. 1 Dolní pásmová propust



obr. 2 Horní pásmová propust



Obr. 3 Pásmová zádrž

( $f$  – frekvence,  $f_1$ -  $f_2$  – počáteční a koncová frekvence propouštěné oblasti)



## 1.3 DIGITALIZACE DAT

Lidské sensorové orgány jsou uzpůsobeny k vnímání velkého množství informací. Především lidským okem, kterým přijímáme i zpracováváme informace ve spojité (analogové) formě, získáváme nejvíce informací z okolního světa. Na opačné straně počítačové systémy pracují výhradně s číslicovým (digitálním) záznamem. Tento záznam má bezesporu řadu předností. Číslicové posloupnosti mohou být vytvořeny přímo v počítači, ale mnohem častěji jsou získávány digitalizací obrazu.

Podstata digitalizace obrazové informace spočívá v rozkladu spojité informace do diskrétní, pomocí vybraných vzorků v čase a jejich amplitudovém kvantování do číselného vyjádření kódovou kombinací. (4,11,12)

### 1.3.1 Vzorkování

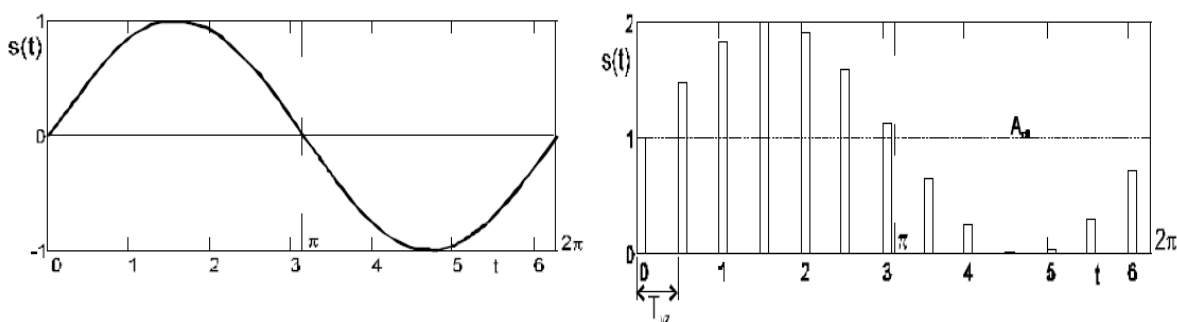
Jedná se o výběr postačujících vzorků ze spojitého signálu pro vlastní digitální zpracování. Je realizováno A/D převodníky.

Pro stanovení vzorkovací frekvence se používá Shannonova vzorkovací věta:

„Spojitý signál lze plně rekonstruovat z posloupnosti hodnot získaných v intervalech stejné délky  $\Delta t$ , pokud je jejich frekvence  $\omega_v = 1/\Delta t$  větší než dvojnásobek nejvyšší frekvence (Nyquistovy) v signálu  $\omega_{\max}$ , tzn.  $\omega_v > 2\omega_{\max}$ .“

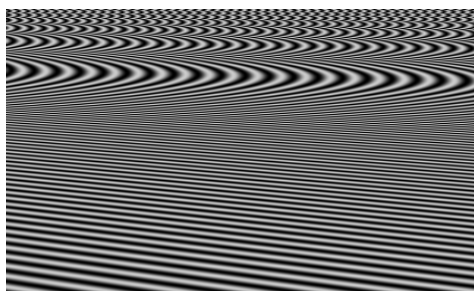
kde:  $\omega_v$  je vzorkovací frekvence

$\omega_{\max}$  je maximální zpracovávaná frekvence.



Z grafu je patrné, že pro další zpracování odebereme „pouze“ postačující počet vzorků. Při použití nevhodné vzorkovací frekvence může dojít k jevu zvaný aliasing. Aliasing je optický jev (prokládání), který vzniká v důsledku podvzorkování. To má za následek zobrazení vysokých frekvencí do nízkých a tak vznik vizuálně rušivých artefaktů.

(obr. 3, 4)



Obr. 4 Artefakt jaggies

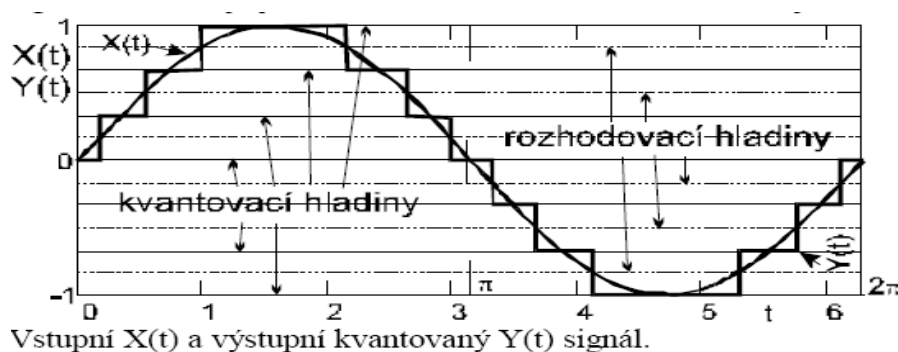


Obr. 5 Artefakt moire

### 1.3.2 Kvantování

V procesu digitalizace obrazové funkce je nutno vyjádřit hodnotu elementu, která reprezentuje velikost parametru v dané pozici, konečnou číselnou hodnotou – provést kvantování vzorků signálu. Jedná se o proces reprezentace veličiny charakterizující obrazovou informaci v prostoru a čase konečným počtem diskretních hladin. Amplitudové kvantování představuje proces vyjádření postačujících úrovní signálu, což samozřejmě vede ke ztrátě části informace.

Zaokrouhlení na kvantovací hladiny (obr.6) lze také vyjádřit jako přičtení signálu ( $Y(t) = X(t) + Z(t)$ ) ke vstupnímu signálu. Tento rušivý signál se označuje jako kvantovací šum. Kvantovací šum je tím menší, čím větší je počet kvantovacích hladin.(10)



Obr. 6 Princip kvantování

### **1.3.3 Kódování dat**

Každý vzorek impulsního signálu s kvantovanými hodnotami je vyjádřen kódovou skupinou (číslem, které lze převést do číselné soustavy), která reprezentuje signál (binární číslo - dvoustavovým signálem). V praxi je užívaná dohoda, že pro 8 binárních stavů je zaveden pojem 1 byte a 2 byty uvádí pojem jedno slovo. (10)

### **1.3.4 Vlastnosti digitálního obrazu**

Při zpracování obrazu počítačem se pracuje s digitálními obrazovými funkcemi, které jsou reprezentované maticemi. Jejich souřadnice i hodnoty jsou celočíselné. Definičním oborem obrazu je rovinná oblast R

$$R = \{(j, k), 1 \leq j \leq j_m, 1 \leq k \leq k_n\};$$

kde  $j_m, k_n$  jsou maximálními souřadnicemi v obrazu

Obor hodnot obrazové funkce ( $f_{jk}$ ) je také omezený. Kvalita digitálního obrazu je úměrná plošnému, spektrálnímu, radiometrickému a časovému rozlišení.

### **1.3.5 Metrické a topologické vlastnosti obrazu**

Digitální obraz je složený z pixelů konečných rozměrů uspořádaných do čtvercové vzorkovací mřížky.

V digitálním zpracování se vzdálenost mezi dvěma obrazovými body definuje různým způsobem. Např. Euklidovská vzdálenost známá z elementární geometrie.

$$D_E((j, k), (p, q)) = \sqrt{(j - p)^2 + (k - q)^2}.$$

Její výhoda je názornost, nevýhodou je použití funkce v odmocnině (neceločíselný výsledek což neodpovídá kvantovaným hodnotám v digitálních obrazech).

### ***Oblast***

Množina obrazových elementů, které jsou navzájem vázány určitou relací sousedství.

Oblasti mohou být souvislé, vícenásobně souvislé a nesouvislé.

### ***Objekt***

Objektem nazýváme některé oblasti obrazu. Postup udávající, která oblast bude chápána jako objekt, se nazývá segmentace.

### ***Hranice oblasti***

Hranice oblasti P je množina všech obrazových elementů oblasti, z nichž každý má alespoň jednoho souseda, který nepatří do oblasti P.

### ***Hrany***

Podávají významnou informaci o obraze, jakým způsobem se lokálně mění obrazová funkce. Je to vlastnost obrazového elementu a jeho bezprostředního okolí (odpovídá analogicky první derivace funkce /gradientu funkce  $f(x,y)$  /).

### ***1.3.6 Barevný obraz***

Obraz může být v jednodušším případě monochromatický. Je reprezentován jedinou obrazovou funkcí  $f(x, y)$ . Ve složitějším případě pracujeme s barevným (multispektrálním) obrazem. Každé dvojici plošných souřadnic  $(x, y)$  odpovídá vektor hodnot, např. jasů pro jednotlivé složky obrazu.

Barva je vlastnost objektů spojená s jejich schopností odrážet elektromagnetické vlnění různých vlnových délek. Při snímání a počítačovém zpracování nelze pracovat se všemi vlnovými délkami obrazu. Výběr vlnových délek pro jednotlivá spektrální pásma závisí na aplikaci.

Barevný signál se při elektronickém zpracování běžně skládá ze tří samostatných spektrálních složek RGB (R-red, G-green, B-blue) barevného prostoru. Smícháním složek vzniká barevný obraz. Každá složka se digitalizuje, přenáší a zpracovává počítačem samostatně. (3,12)

Vnímání intenzity jednotlivých barevných složek lidským okem je vyjádřeno:

$$I = 0.299 R + 0.587 G + 0.114 B$$

Např. pro 24-bitovou reprezentaci znamená  $(0,0,0)$  černá,  $(255,255,255)$  bílá, tj. celkem  $(256^3)$  16 777 216 barevných odstínů.

## **2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY**

Cílem této práce je seznámení se s metodami a algoritmy využívaných při zpracování obrazových dat v radiodiagnostické medicíně u moderních zobrazovacích modalit a prohloubit znalosti obsluhujícímu personálu při zpracování obrazových informací.

Diagnostickou výtěžnost je možno zvýšit využitím postprocessingových metod, kterým by mělo předcházet optimální nastavení režimu, pořízení dat a prvotní zpracování.

## **3. METODIKA**

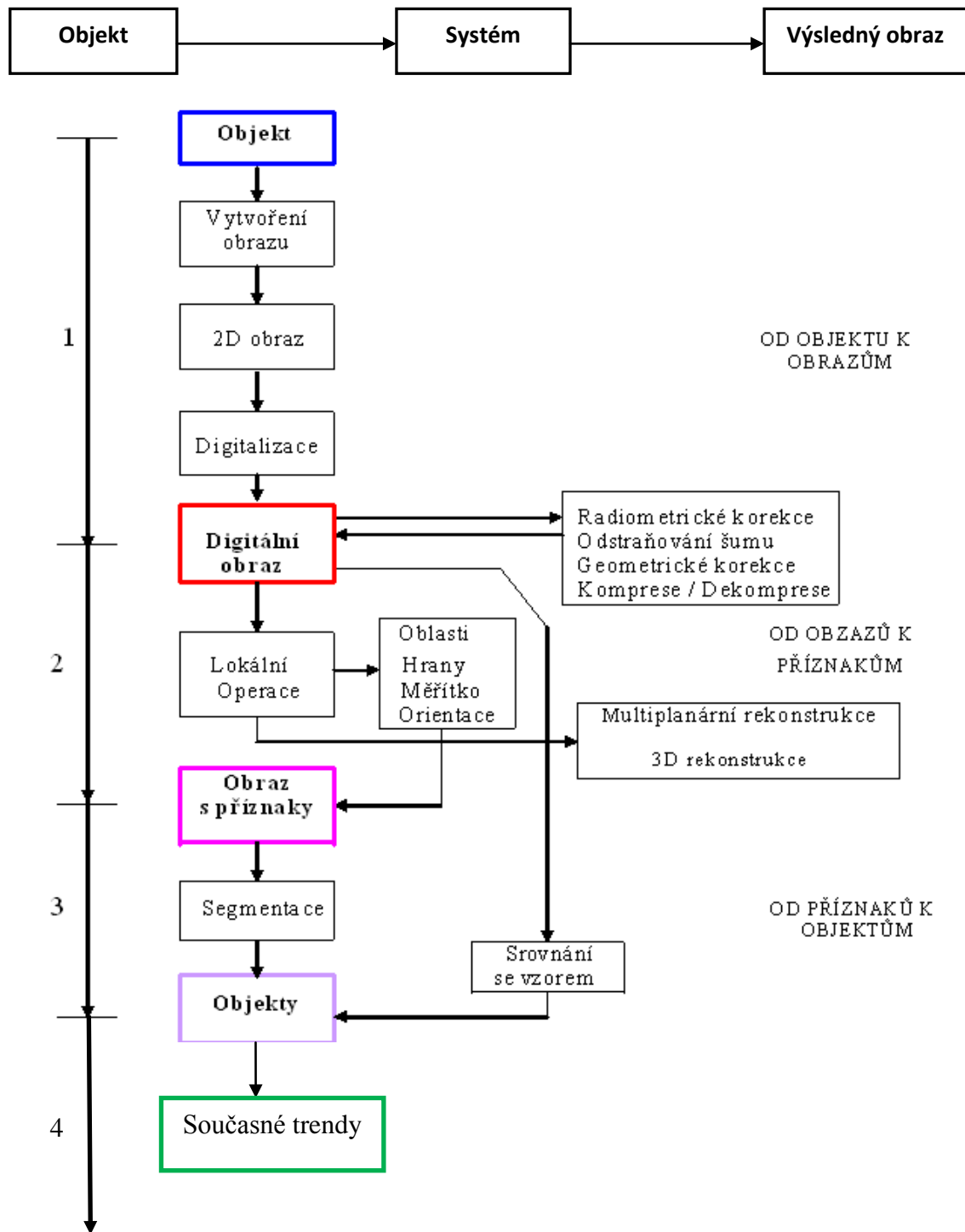
Analýza literárních dat z různých zdrojů zaměřených na digitální zpracování obrazu. Stanovení definic základních pojmů pro zpracování obrazových informací. Popis principů algoritmů pro zpracování obrazových informací. Jednotlivé kapitoly jsou doplněny obrazovou dokumentací.

Příklad popisu a vyžití algoritmu pro digitální zpracování obrazu v systému MATLAB. Konkrétně byl předveden funkční algoritmus pro modelování filtrace šumu v obraze. Systém MATLAB umožňuje vůči algoritmům používaných zobrazovacími přístroji simulovat celý průběh operace, tedy nejen výsledek.

Praktické ověření funkčnosti obrazových rekonstrukcí a filtrací na kvalitu výstupního obrazu. Pro objektivní hodnocení měření byl použit jako objekt firemní testovací fantom, na kterém byl zkoumán vliv aplikovaného filtru (jako součást zobrazovacího algoritmu) na výsledný obraz. Fantom je složen z různých homogenních struktur, na kterých se budou provádět jednotlivá měření. Výsledky měření jsou zpracovány v grafické podobě a pro lepší znázornění jsou podloženy obrazovou dokumentací.

## 4. VÝSLEDKY

### Posloupnost úloh zpracování obrazu



## 4.1 PRVOTNÍ ZPRACOVÁNÍ

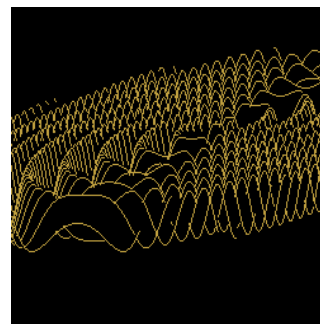
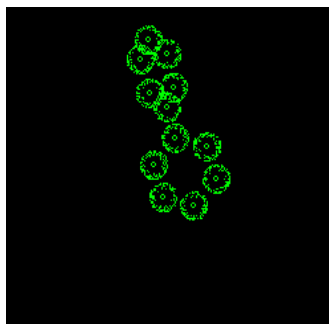
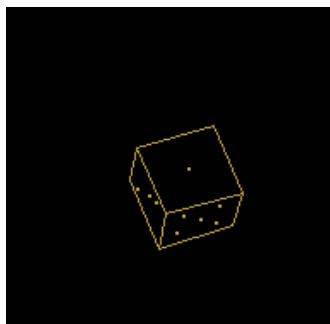
### 4.1.1 Geometrické a radiometrické korekce a transformace

Obrazová data získaná různými systémy mohou obsahovat chyby jak geometrické (v poloze), tak radiometrické (digitální hodnoty pixelů). Radiometrické chyby jsou výsledkem vlivu technologických podmínek měřicí soustavy, geometrickým uspořádáním při měření a intenzitou zdroje měřeného záření jako parametry, které nezávisí na vlastním objektu měření.

Radiometrické korekce se v podstatě provádí již automaticky systémem dodaným výrobcem zařízení.

Geometrické chyby jsou důsledkem řady vlivů (rychlostí nosiče, změnou polohy objektu, časovým faktorem). Pro záměrné geometrické úpravy obrazu nebo korekci tvarů se používá geometrická transformace. Mezi základní afinní transformace patří posunutí, pootočení, změna měřítka, zkosení. (3,11,12)

Elementy pseudoprostorového zobrazení



Obr. 7 Rotující kostka

Model chemických vazeb

Zobrazení plochy funkce

#### 4.1.1.1 Příklady geometrické transformace v rovině:

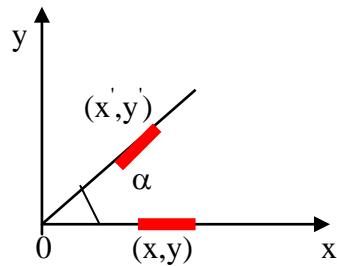
Posunutím bodu P vůči počátku soustavy souřadnic  $O = [0,0]$  o vzdálenost  $[a,b]$ , získáme bod  $P'$  o souřadnicích:

$$X' = X - a ; \quad Y' = Y - b$$

Změna měřítka, kdy se x-ové souřadnice mají zvětšit  $m_x$  krát a y-ové souřadnice  $m_y$  krát:

$$X' = m_x X ; \quad Y' = m_y Y$$

Otáčením bodu P kolem počátku soustavy souřadnic  $O = [0,0]$  (v rovině), o úhel  $\alpha$  získáme bod  $P'$  o souřadnicích (obr. 8,9):



$$X' = X \cos(\alpha) - Y \sin(\alpha)$$

$$Y' = X \sin(\alpha) + Y \cos(\alpha)$$



Obr. 8 Pootočení o  $90^\circ$



obr. 9 Stranové převrácení



## 4.1.2 Zvýraznění obrazu - bodová zvýraznění

### 4.1.2.1 Prahování

Jedná se o převod hodnot obrazové funkce do množiny o nižším počtu prvků, než měla původní data. Zpravidla do množiny  $\{0,1\}$ , která je nejčastěji graficky prezentována jako černá a bílá. V jistém slova smyslu můžeme na prahování pohlížet jako na segmentaci nebo na nejjednodušší způsob klasifikace obrazu, případně jako na extrémní lineární transformaci kontrastu v obraze.

### 4.1.2.2 Úprava (roztážení, vyrovnaní) histogramu

Histogram monochromatického obrazu je funkce  $f(x)$ , udávající četnost výskytu jednotlivých hodnot obrazové funkce (stupňů šedi) v obraze.



Je třeba si uvědomit, že u digitálního obrazu obrazová funkce nemá náhodný charakter. Může nastat, že výslední obraz využívá pouze určité pásmo škály šedi (např. tmavé pixely s malými rozdíly denzity) a obrazová informace bude špatně čitelná. Prohlédnutí histogramu obrazu, se kterým pracujeme, patří k prvním krokům zpracovatelského procesu. Z histogramu lze snadno určit statistické údaje o obrazových datech, jako je způsob rozložení hodnot obrazové funkce, minimální a maximální hodnota, průměr, medián, směrodatná odchylka apod. Existují jednoduché způsoby, jak lze pomocí úpravy histogramu zlepšit kvalitu zobrazení původního obrazu. (3,11,12)

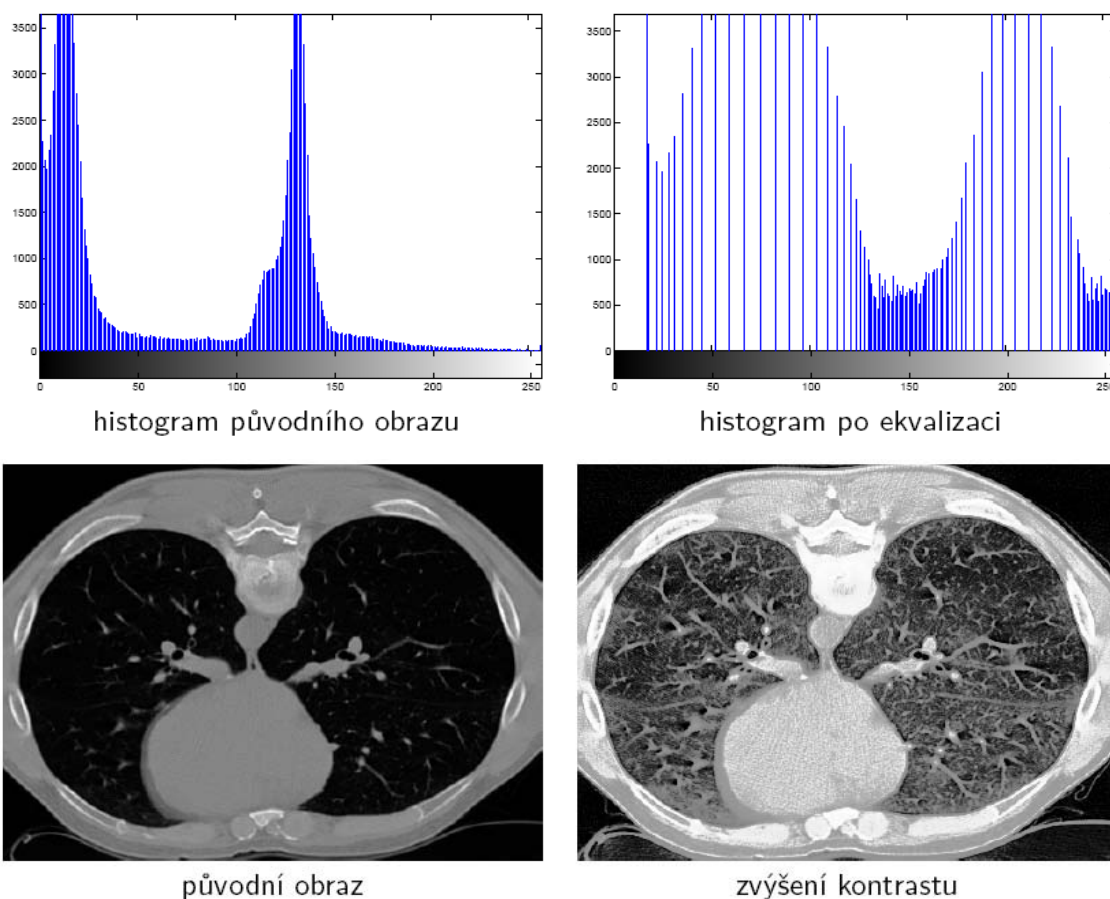
#### 4.1.2.3 Vyrovnání (ekvalizace) histogramu

Ekvalizace histogramu je algoritmus, který změní rozložení intenzit v obraze tak, aby se v něm vyskytovaly pokud možno intenzity v širokém rozmezí, a to přibližně se stejnou četností. U obrazů s konečným počtem obrazových bodů se lze tomuto cíli jen přiblížit. Ekvalizace umožňuje v obraze s celkově vysokým kontrastem zvýraznit špatně rozpoznatelné detaily s nízkým kontrastem. (obr. 10)

Výsledná intenzita obrazového bodu po ekvalizaci  $I'$  se vypočítá z původní intenzity obrazového bodu  $I$ , a to pomocí vztahu

$$I' = \frac{I}{X \cdot Y} \cdot \sum_{i=I_0}^{i=I} H(i)$$

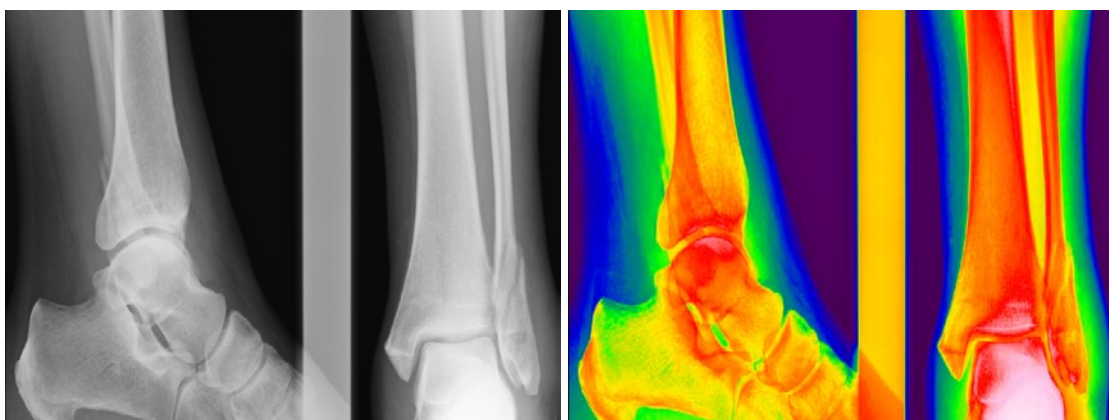
kde  $H(i)$  je  $i$ -tá složka vektoru histogramu,  $X$ ,  $Y$  jsou rozměry obrazu a  $I_0$  je nejnižší intenzita původního obrazu.



Obr. 10. ekvalizace histogramu s obrazovým výsledkem

### 4.1.3 Barevné zvýraznění

Lidské oko rozezná vzájemně od sebe asi 10 krát více barevných odstínů než úrovní šedi. Tedy asi 200 barevných odstínů a 20 až 30 stupňů šedi, ale je schopno vnímat až 20000 barevných odstínů u pestrobarevného obrazu. Při prohlížení černobílého obrazu oko reaguje pouze na změny jasu, takže funkce oka je omezena na vertikální osu v prostoru barevného vnímání (souřadnice tohoto prostoru jsou odstín, sytost a jas). Barvy lze použít více způsoby. Zvýrazníme-li pouze 1 pásmo, pak hovoříme o umělém obarvení původně černobílého obrazu. (obr. 11) Takto vzniklé barvy se označují jako (obr.12) pseudobarvy. (3,12)



Obr. 11 černobílý obraz

Obr.12 pseudobarvení

### 4.1.4 Lokální zvýraznění - filtrace

Filtrace je proces, při kterém dochází k propočtu hodnot postupně pro pixely obrazu na základě předem určeného okolí. Užívá se všeobecné myšlenky posunujícího se obrazového okénka, označovaného jako maska filtru (kernel), pro kterou vypočteme novou hodnotu pro středový pixel v závislosti na hodnotách sousedních pixelů v této masce. Pod maskou se provádějí relativně jednoduché výpočty s malým počtem dat a opakováním procesu. Po posunutí masky se přepočítávají hodnoty obrazové funkce v celém obrazu. (11)

Filtrace digitálního obrazu může být prováděna z různých důvodů, jakými jsou potlačení šumu, zmírnění rozostření obrazu, korekce vyplývající z digitalizace, zvýraznění kontrastu mezi objekty nebo postklasifikační filtrace.

Filtrace úzce souvisí s pojmem prostorová frekvence, která vyjadřuje rozdíly mezi daným pixelem a jeho sousedními pixely. Vysoká frekvence (high pass) znamená, že rozdíly jsou velké, nízká frekvence (low pass) znamená, že naopak jsou malé.

***Všeobecně lze rozdělit filtry na:***

- nízkofrekvenční filtry, které ořezávají vysoké frekvence v obraze (ztrácejí se ostře vystupující detaily, jako např. liniové prvky).
- vysokofrekvenční filtry, které zdůrazňují vysoké frekvence (jsou to zejména ostřicí filtry a hranové operátory). (10)

#### **4.1.5 Filtrace - odstraňování šumu a úprava obrysů (zvýraznění / zmírnění)**

Nejčastěji se setkáváme s bílým šumem (jehož pravděpodobnost výskytu je stejná pro všechny frekvence) a s Gaussovským šumem (pravděpodobnost výskytu je dána podle Gaussova rozložení).

##### **4.1.5.1 Filtry pracující v prostorové oblasti**

Konvoluce dvou funkcí  $I(x)$  a  $h(x)$  je definována:

$$I(x) * h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} I(x-\alpha)h(\alpha)d\alpha ; \quad \text{kde } h(x) \text{ je konvoluční jádro.}$$

Často se pro odstraňování šumu, úpravu obrysů nebo detekci hran používá diskrétní dvojrozměrná konvoluce. Necht' je vstupní obraz  $I_{i,j}$  a konvoluční jádro  $h_{i,j}$ , (konvoluční jádro lze popsat tabulkou o rozměrech  $\langle -k, k \rangle \times \langle -k, k \rangle$ ).

Pro výstupní obraz pak platí:

$$I'_{i,j} = I_{i,j} * h_{i,j} = \sum_{x=-k}^k \sum_{y=-k}^k I_{i-x,j-y} * h_{i,j}$$

#### 4.1.5.2 Filtry pracující v frekvenční (spektrální) oblasti

Diskrétní dvojrozměrná Fourierova transformace je chápána jako lineární kombinace ortogonálních harmonických průběhů. Čím vyšší frekvence složkového signálu, tím detailnější příspěvek k popisu signálu tato složka poskytuje. (obr. 13, 14)

$$\text{přímá} \quad F(u,v) = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m,n) * e^{-2\pi j (mu/M + nv/N)}$$

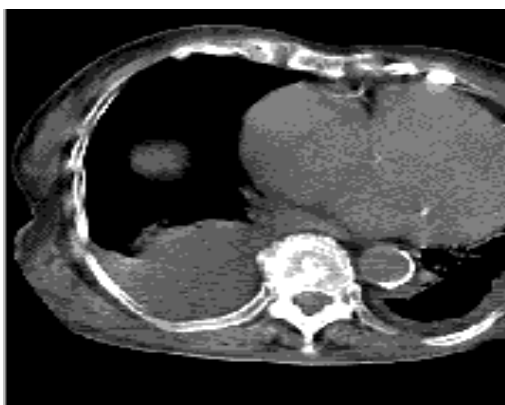
$$\text{inverzní} \quad f(m,n) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) * e^{2\pi j (mu/M + nv/N)}$$

amplitudové frekvenční spektrum  $|F(u,v)| = \sqrt{R^2(u,v) + I^2(u,v)}$

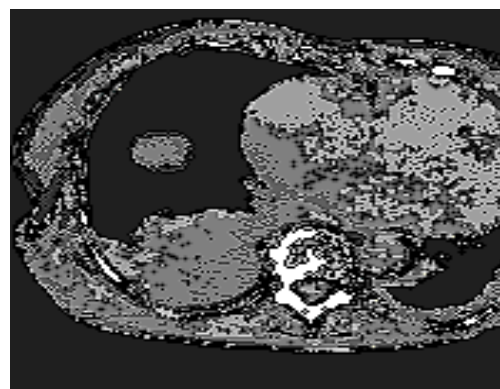
fázové spektrum  $\phi(u,v) = \tan^{-1}(I(u,v) / R(u,v))$

Pro rozklad libovolného signálu (obrazu) na lineární kombinaci bazových periodických ortogonálních, ale neharmonických signálů se používá Hadamardová transformace.

Jsou-li bazové funkce reálné (ne komplexní), pak pravoúhlé průběhy nazýváme Walshovy funkce. Jejich hodnota může být pouze  $\pm 1$ . (10)



Obr. 13 Originál



Obr. 14 Změna reliéfu

## 4.2 POSTPROCESSINGOVÉ (DRUHOTNÉ) ZPRACOVÁNÍ OBRAZU

Kvalita postprocessingového zpracování obrazu je z velké části podmíněná prvotním zpracováním obrazových dat:

- nastavení parametrů sběru základních obrazových dat;
- tloušťka vyšetřované vrstvy (skenu);
- rozsah vyšetřované oblasti (počet vrstev, zátěž klienta, doba vyšetření - nutno určitý kompromis).

Pro využívání druhotného zpracování obrazových dat je třeba počítat již při pořizování diagnostického systému (zvýšené náklady - vhodné programové vybavení, druhá konsola, propojení, atd.).

Při organizování práce v provozu je nutné stanovit kdo, kde, kdy a co se bude zpracovávat. Jedná se o počítačové zpracování získaných skenů v různých rekonstrukčních módech zobrazení ve druhé době tzn. v různém časovém intervalu po ukončení vlastního vyšetření pacienta.

Vytváří se planární nebo prostorové rekonstrukce. K jejich vytvoření je potřebný speciální software. Slouží k upřesnění diagnostické informace. (5,7,19)

### 4.2.1 Základní obecné postupy:

- Zobrazení křivek v prostoru.
- Zobrazení ploch (aproximační, zadané okrajem, Bézierovy, b-spline).
- Zobrazení těles (pomocí mřížek, sítí, izoplochy).

### 4.2.2 Zobrazování prostorových dat

- Promítání - rovnoběžné, středové, jednotné.
- Úkoly s viditelností (rastrové a liniové algoritmy).
- Úkoly se stíny (projekční metody, stínové těleso).

### 4.2.3 Vizualizace objemových dat

- Skalární objemové algoritmy DVR -direkt volume rendering.
- Metody vrhání paprsku.
- Drebinová metod.a

### 4.2.4 Nejčastěji používané typy rekonstrukcí

#### 4.2.4.1 *Multiplanární rekonstrukce*

Možnost dodatečně vytvořit obrazovou projekci vyšetřovaného objektu v jiné rovině než byl původně vytvořen. (obr. 15) Důvodem může být lepší přehlednost a rozlišení dané oblasti pro diagnostické posouzení.



Obr. 15 Multiplanární rekonstrukce

#### 4.2.4.2 *3D rekonstrukce*

Možnost dodatečně vytvořit pseudo-prostorové zobrazení vyšetřovaného objektu (obr. 16). Důvodem může být lepší přehlednost povrchu objektu, objemu, geometrického rozložení a vztahu jednotlivých detailů objektu (v různých směrech pohledu) pro diagnostické posouzení.

Pro vyřešení tohoto úkolu z hlediska algoritmu je nutno řešit řadu dílčích částí - druh projekční metody, odstraňování neviditelných hran, způsob zobrazení povrchu, osvětlení a stíny.(5)



Obr. 16 Zhotovené 3D rekonstrukce lebky a pánve

#### 4.2.4.3 *Volume rendering*

Pro vyřešení tohoto úkolu z hlediska algoritmu je nutno řešit řadu dílčích částí - zpracování poloprůhledných objektů.

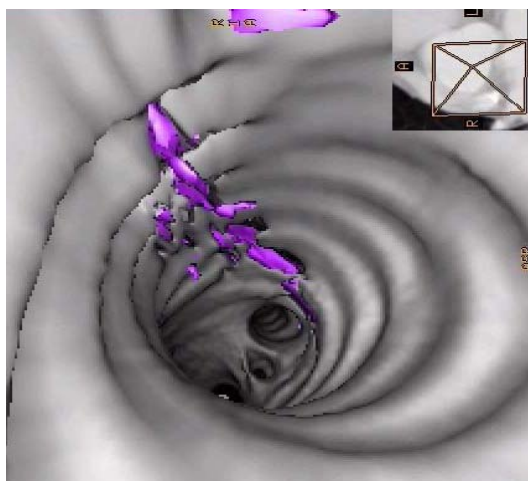


Obr. 17 VRT zápěstí



#### 4.2.4.4 Virtuální realita

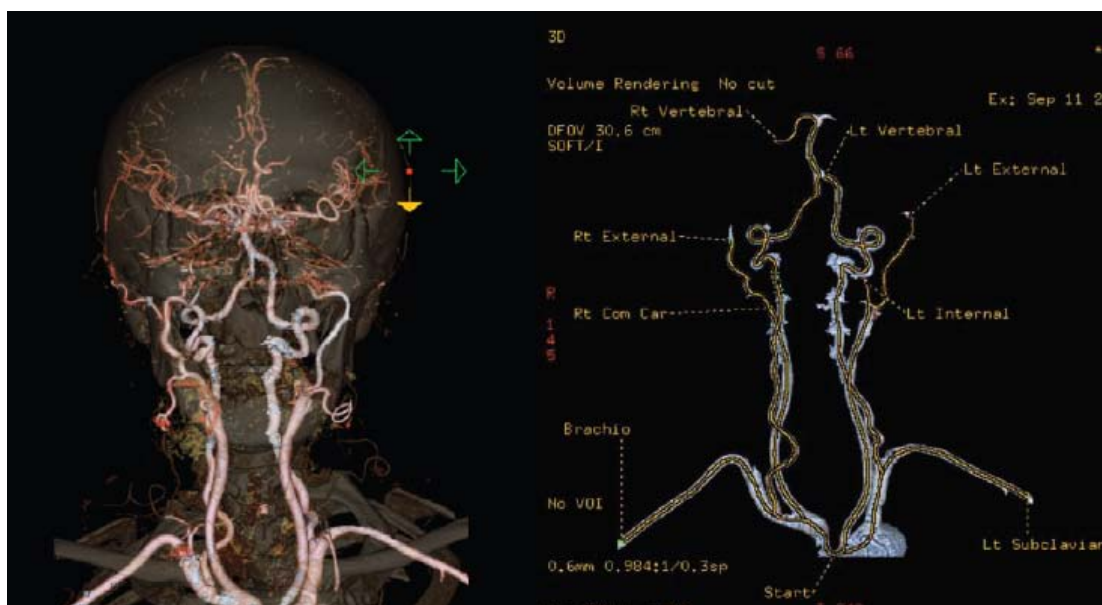
Spojení více metod v jeden vzájemně interaktivní celek (plynulé 3D prostorové zobrazování objektu při průchodu prostorem v reálním čase). Typický příklad - průchod (virtuálním okem - okem avatara) vnitřkem cévního systému vyšetřované oblasti.(obr.18)



Obr. 18 virtuální realita

#### 4.2.4.5 Speciální metody

- Zpracování dat po dynamické vyšetřovací metody s kontrastní látkou
- Angiografické, mammologické vyšetření, preparace cév (obr.19).



Obr. 19 preparace cév

### **4.3 TECHNICKÉ PROSTŘEDKY PRO ZPRACOVÁNÍ OBRAZOVÉ INFORMACE**

Základní technický prostředek pro zpracování digitálních informací je vlastní výpočetní systém (hardware). Skladba, vybavení, rozsah možností a použitelnosti jsou podle aplikace dané výrobcem.

#### **4.3.1 Grafické systémy**

Dnes jsou nejčastějším způsobem pro zpracování obrazové informace v radiodiagnostice spojeny bezprostředně s konkrétní diagnostickou modalitou dodanou výrobcem. Význam tohoto sloučení je okamžité využití během vlastního diagnostického výkonu. Možnosti uplatnění, rozsah a kvalita zpracování je určitým kompromisem hlavních faktorů: ceny a třídy kvality výrobku.

Další častý způsob je využití počítačů, osobních nebo pracovních stanic. U jednoduchých výpočetních systémů se všechny algoritmy realizují programově s využitím instrukčního rozsahu běžných procesorů, případně s rozšířením o zobrazovací adaptér v podobě součásti integrované základní desce, nebo samostatné zásuvné grafické karty. (8)

*U grafických karet je rozhodující:*

- kvalita a funkční možnosti grafických čipů (přiřazování barvy jednotlivým pixelům monitoru, zobrazování textu, vykreslování grafických objektů v 2D, 3D; vyplňování oblastí, animace, ...);
- kapacita a rychlost video-paměti (podle druhu rozlišení a velikosti stínítka monitoru);
- pracovní frekvence digitálně analogového převodníku (RAMDAC) pro výstup signálu na zobrazovací plochu monitoru;
- optimální volba a nastavení programových ovladačů.

Běžný počítač pro zpracování obrazových dat musí mít samozřejmě nainstalován příslušný program, který umožňuje zpracování dat.

Pro náročnější výpočetní zpracování ( 3D, virtuální realita, ...) a zpracování v reálném čase se využívají víceprocesorové paralelně pracující speciální grafické systémy s příslušným programovým vybavením.

#### **4.3.2 Přenos a archivace obrazových informací**

Z pohledu zpracování obrazové informace se jedná převážně o služby využívané pracovní stanicí. Proto bude popis velmi stručný, v pojmech používaných v praxi.

Pracovní stanice je počítačový systém vybavený periferním zařízením, který je orientovaný především na podporu činnosti uživatele. Jedná se o multimediální počítač, který dokáže kromě čísel zpracovávat texty, data, grafy, obrázky, video-záznamy a audio-záznamy.

##### **4.3.2.1 Spojovací síť a multiplexní provoz**

Obecné rozdělení sítí:

- a) Lokální síť (Local Area Network) – komunikace mezi počítači (typu Ethernet, Token – Ring, ...);
- b) Telekomunikační síť (Wide Area Network) – rozsáhlé síť typu internet a jeho služby;
- c) Mobilní síť typu GSM (Global Systém for Mobile Communication) – bezdrátové a satelitní síť, mobilní telefon.

S rozvojem moderních diagnostických metod a nutnosti vzájemného předávání informací narůstá potřeba komunikačních a informačních služeb. Jednotlivé typy informací (řeč, hudba, data, obrazy, multimedia) jsou uchovávány, přenášeny a prezentovány specifickými normalizovanými způsoby. Známa je např. komunikační služba ISDN (Integrated Services Digital Network) – integrovaná síť digitálních služeb.

K technickým požadavkům na telekomunikace patří hlavně požadavek na přenos stále většího počtu a objemu dat. Jedním z prvních řešení tohoto požadavku bylo zavedení multiplexního provozu. Jde o vícenásobné využití vedení. Rozhodující je

přítom druh použitého přenosového média a druh multiplexní techniky. Hlavní rozdělení pro vícenásobné využití přenosových cest: frekvenční, kódový, vlnový, prostorový a časový multiplex.

Se spojovací sítí úzce souvisí mezinárodní normy, předpisy, zákony o telekomunikačních službách.

#### **4.3.2.2 Aktivní síťové prvky**

Mezi hlavní aktivní spojovací prvky patří servery. Jde o zvláště upravené počítače propojené v síti, které poskytují připojení pracovním stanicím (klientům).

Podle typu poskytování služeb rozlišujeme:

- a) File-server – poskytují zdroje dat (údaje o pacientech, popisy vyšetření, obrazovou dokumentaci, průběh léčení a kapacitu paměti).
- b) Print-server – zpřístupňuje výstupní zařízení, jako je tiskárna.
- c) Application-server – má k dispozici speciální periferní zařízení nebo měřicí ústředny.

K dalším aktivním spojovacím prvkům patří router (směrovač) pro nalezení cesty mezi dvěma koncovými adresami. Repeater (opakovač), který zesiluje především signál tlumený vedením. Hub (rozbočovač) pro větvení, zesilování a převádění signálu. Bridge (most pro filtraci paketů podle cílové adresy a propojení dvou různých standardů. Gateway (brána) k propojení sítě LAN na cizí prostředí.

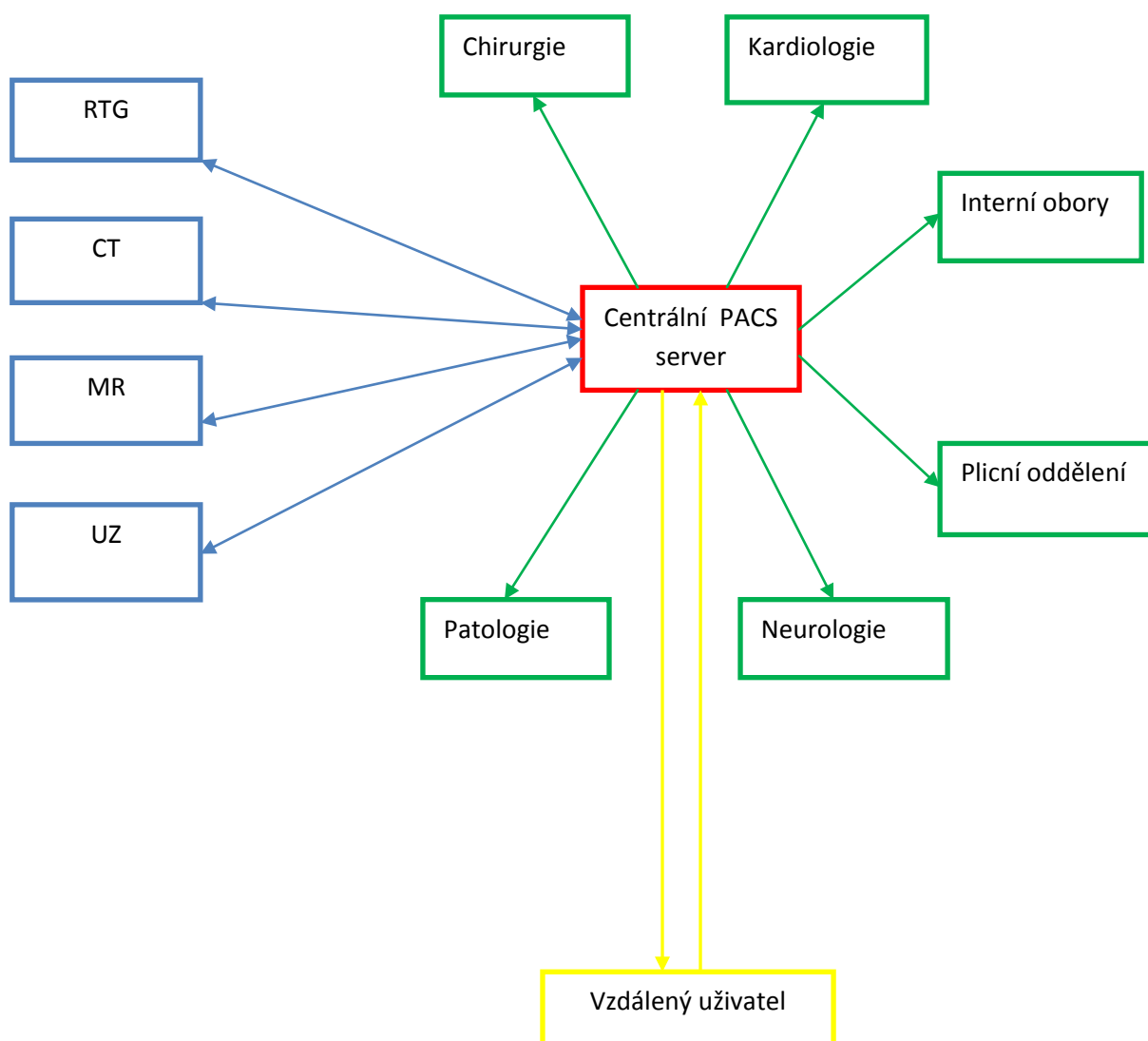
#### **4.3.2.3 Přenos digitálních informací (datových i obrazových) a komunikace po síti**

Technika přenosu informace vychází z teorie informace a z teorie signálu. Dále uvádím pouze názvy některých běžných pojmů, se kterými se setkáváme v souvislosti s přenosem dat a komunikací mezi pracovními stanicemi:

Základní elektrické parametry přenosového kanálu; kvalita užitečného signálu a úroveň šumu; způsob kódování, druh modulace a demodulace; útlum, zkreslení a rušení na přenosové cestě, zabezpečení, měření a správa přenosu dat a komunikací.

Jak již bylo uvedeno, pracovní stanice jsou připojeny do sítě za různým účelem. To neodmyslitelně souvisí s přenosem dat směrem od, nebo k uživateli. (obr. 20) Jde o důležitý, velmi rozsáhlý a stále se rozvíjející obor.

Obr. 20 Přenos informací v praxi



- Trvalé uložení a záloha obrazových dat
- Pořízení, trvalá úprava, přenos obrazu (DICOM + PACS)
- Čtení, dočasná úprava obrazu pomocí (PACS)
- Vzdálený přenos a příjem obrazu (internet - ePACS)

Ke zpracování obrazových informací neodlučitelně patří i přenos a ukládání obrazu na paměťové médium.

Libovolný elektronický komunikační systém nemůže přenést v určitém časovém intervalu zcela libovolné, neomezené množství informace, ale pouze množství nepřesahující jeho přenosovou kapacitu  $C$ . V každém reálném systému je totiž přítomen šum a řada dalších rušivých jevů, které ztěžují na příjmové straně vyhodnocení relativně velmi malých užitečných signálů. Předpokládejme dále, že v přenosovém kanálu tohoto systému působí pouze aditivní bílý Gaussovský šum. Přenosová kapacita  $C$  je potom definována jako maximální množství informace vyjádřené v bitech, které může být daným systémem přeneseno za určitý časový interval, např. za 1 sec, a to při libovolně malé chybovosti. (16)

Kapacita  $C$  je určena Shannonovým - Hartleyovým vztahem:

$$C = B * \log_2(1 + S/A) \text{ [bit/s]}$$

$S$  - střední hodnoty výkonu užitečného signálu na vstupu příjmu,

$A$  - šum,

$B$  - šířka pásma daného kanálu.

(Šířka pásma většinou vychází z pojmu výkonové spektrální hustoty pásmových náhodných signálů, např. absolutní šířka pásma je určena rozsahem kmitočtů, v němž má daný signál nenulovou spektrální hustotu.)

Dnešní technické postupy zatím nedovolují přenášet dvourozměrný obraz jinak než jeho rozkladem na jednorozměrný, v čase proměnný signál (přenos po paralelních linkách více bitů najednou u obrazu je sice možná, ale prakticky nepoužitelná). Totéž platí i při čtení nebo zápisu na paměťová média typu CD, DVD, pevný disk, paměťová karta, atd.

Stále rostoucí objem zpracovávaných obrazových dat a současně přání, aby výsledky zpracování byly co nejdřív k dispozici, naráží na technické úskalí spojené s

rychlosti a kapacitou přenosu dat. To se týká jak vlastního výpočetního systému, tak i přenosu dat po sítích (lokálních či globálních - internet). V dnešní době se pro přenos informací běžně využívá mikrovlných a optických systémů (lasery, optické vlákna, ...), která dovolují přenášet větší šířku frekvenčního pásma.

### **4.3.3 Obrazové formáty**

Současné počítačové zpracování obrazu je orientované především na rastrové obrazy - posloupnost bodů seskupených do matice ( $M \times N$ ) prvků; tzv. Bitmap formát. Rastrové obrazy se vyznačují vysokou paměťovou náročností, která kvadraticky roste s jejich rozlišením. Například jedna stránka formátu A4 digitalizovaná černobíle skenerem v rozlišení 300 dpi (bodů na palec) a ve 256 jasových úrovních zabírá zhruba 8,3 megabajtů paměti. Pro zmenšení potřebné kapacity paměti pro obraz se využívají různé postupy komprese obrazu. Přitom se využívají vlastností a charakteristické rysy konkrétních rastrových obrazů.

#### **4.3.3.1 Metody komprese obrazu**

**Redundance a irrelevance** vyjadřují všeobecně nadbytečnou datovou informaci (po odstranění těchto informací se data jeví stejně).

Redundantní složka představuje část informace, po jejíž odstranění lze ze zbývajících částí zrekonstruovat původní obraz.

Irelevantní složka tvoří část informace, jejíž nepřítomnost je nepostřehnutelná lidským zrakem v obrazu a jeví se úplně stejně. (10,3)

##### **4.3.3.1.1 Bezeztrátová komprese**

Tato metoda využívá statické redundance v digitálních obrazech. Žádná informace se při komprimaci neztrácí a obraz lze úplně přesně rekonstruovat pomocí inverzního postupu (dekomprese).

Nejjednodušší metoda bezeztrátové komprese je RLE (Run Length Encoding) kódování, kde jsou opakující se hodnoty nahrazeny strukturou, která udává danou hodnotu a počet opakování. Každá sekvence je zakódována pomocí tří bytů.

Např.  $f(n) = \{17,16,6,56,3,3,3,3,7\}$

Pomocí RLE lze zakódovat takto:

$g(n) = \{17,16,6,56,0,3,4,7\}$ ,

kde **0** představuje uvozovací znak a hodnota **3** je **4**-krát zopakována.

Použitím tohoto kódu je sekvence  $f(n)$  zkrácena o 1byte.

#### 4.3.3.1.2 Ztrátová komprese

Část informace nesené obrazem je vzhledem k uživateli redundantní (nevyužitelná). Lze ji použít v případech, kdy je ztráta akceptovatelná. Bývá založena na nedokonalosti lidského zraku a možnosti nepřenášet jisté méně podstatné odstíny. Zásadním problémem zůstává označení redundantních složek. Z tohoto typu komprese obrazu vznikají různé grafické formáty. Mezi známé obrazové formáty s kompresí patří JPEG, TIFF, atd.

JPEG komprese je rozdělena do několika kroků:

- transformace do barevného modelu YUV (Y – jas, U a V modrá nebo červená složka)
- diskrétní kosinová transformace
- kvantizace
- ztrátová komprese



## 4.4 PROGRAMOVÉ PROSTŘEDKY PRO ZPRACOVÁNÍ OBRAZOVÉ INFORMACE

### 4.4.1 Úloha a algoritmus řešení úlohy

Pro vyřešení určitého úkolu na počítači musíme mít k dispozici vhodný program, tj. návod jak má počítač postupovat. Protože program je návod jak zpracovávat určité informace, musíme nejdříve náš úkol zformulovat jako úkol zpracování informací. To znamená, že musíme vytvořit určitý informační model řešení úkolu, který obsahuje:

- popis informací nezbytných pro vyřešení úkolu (popis vstupních informací);
- popis informací, které mají představovat řešení úlohy (popis výstupních informací);
- vztahy, kterými jsou vstupní a výstupní informace svázány;
- specifikace (upřesnění - časové, organizační podmínky, charakteristiky prostředí) v němž bude úloha zpracovávána.

**Algoritmus** - popis postupu řešení konkrétní úlohy. Algoritmus je tedy návod pro řešení úlohy pro člověka nebo stroj.

Některé podmínky pro algoritmus:

Přesný, jednoznačný, konečný, opakovatelný, srozumitelný, přijatelný, proveditelný.

Algoritmus úlohy lze sdělit různým způsobem: ústním sdělením, písemným záznamem, graficky blokovým schématem nebo vývojovým diagramem, pomocí počítačových programovacích jazyků.

Blokové schéma - starší název pro vývojový diagram, přehledné grafické znázornění programu nebo algoritmu pomocí smluvených symbolů. Každý algoritmus obsahují funkční, rozhodovací bloky a směr postupu zpracování.

**Programovací jazyk** - jazyk používaný při zápisu programů pro počítač. Programovací jazyk je prostředek, který umožňuje algoritmus úlohy převést (zakódovat) do číselné podoby ve tvaru instrukcí pro počítač, který dekodováním v podstatě provádí vlastní

zpracování úlohy s konkrétními daty. K provedení výpočtu úlohy zapsané v programovacím jazyku postačují tři základní řídicí konstrukce: sekvence, selekce a iterace.

Programovacích jazyků je velké množství. Výběr konkrétního se odvíjí podle typu výpočetního systému (jaké programovací prostředky má k dispozici a pokud je jich více, pak podle druhu zadané úlohy). Mezi běžně používané univerzální objektové programovací jazyky patří v dnešní době Java, C++, Delfi, Visual Basic (v různých modifikacích). (3)

#### 4.4.1.1 Příklad úpravy obrazu v jazyce Delphi pro vytvoření inverze obrazu

procedure TForm1.InverzeClick(Sender: TObject);

```
var x, y: integer;           //indexy pro cykly výběru pixlů
    c: TColor;              //pomocná proměnná pro barvu
    r, g, b: Byte;         //proměnné pro složky barvy
begin
  for x := 0 to Image2.Width do //cyklus pro body šířky obrazu
  begin
    Image2.Repaint;         //příprava pro výstup
    for y := 0 to Image2.Height do //cyklus pro body výšky obrazu
    begin
      c:= Image1.Canvas.Pixels[x,y]; //výběr barevné hodnoty pixlu
      r:=(c and $0000FF); //hodnota červené složky
      g:=(c and $00FF00) shr 8; // zelené složky
      b:=(c and $FF0000) shr 16; // modré složky
      r:= 255-r; // doplněk pro červenou
      g:= 255-g; // pro zelenou
      b:= 255-b; // pro modrou
      Image2.Canvas.Pixels[x,y]:= r+g shl 8+b shl 16; //uložení do výstupu
    end;
  end;
end;
```

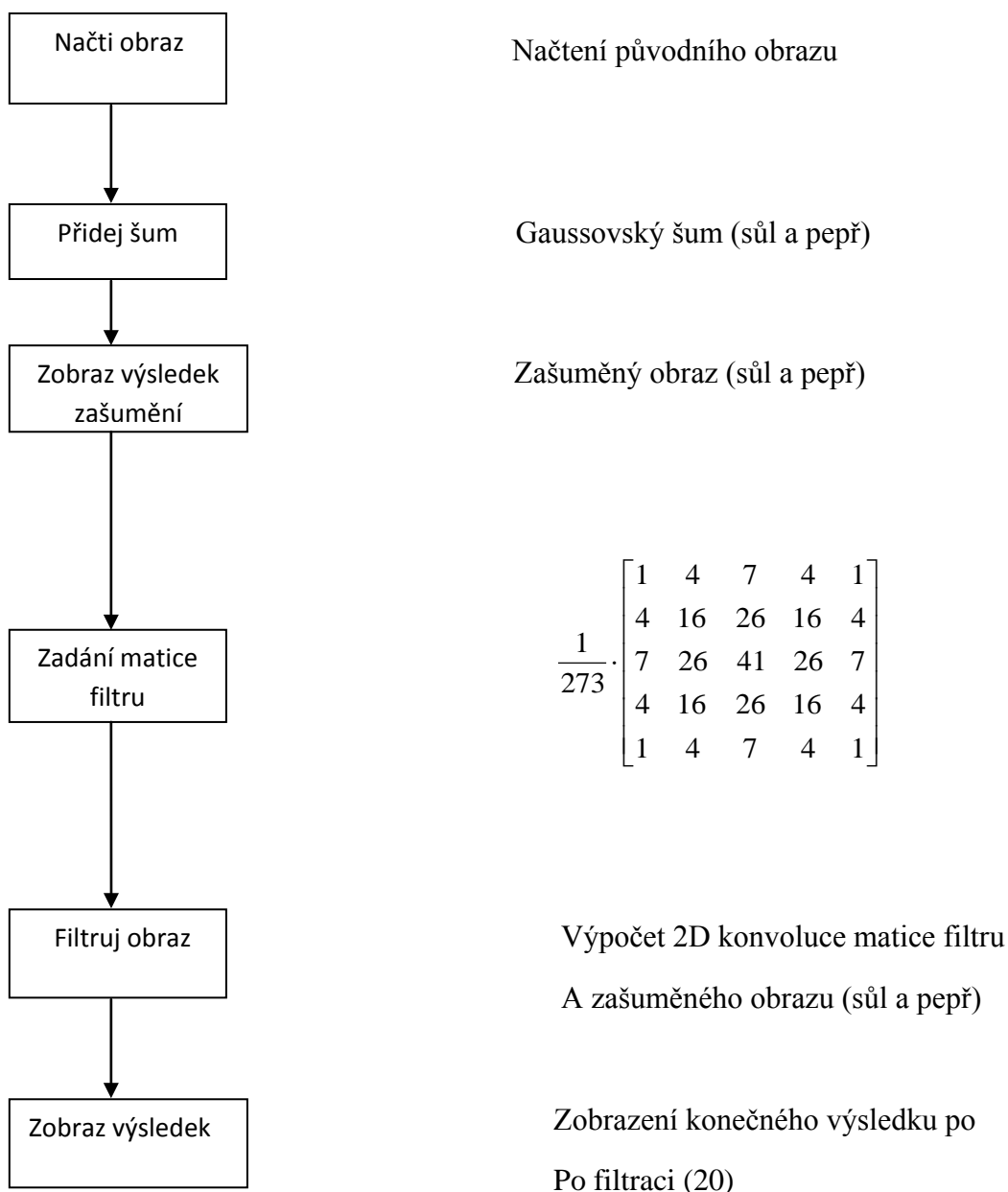
**Program pro výpočetní systém** - úplný seznam příkazů nebo instrukcí k řešení určité úlohy na výpočetním systému (počítači).

### **Operační systém**

Operační systém je nezbytná softwarová výbava, bez které vlastní počítač (hardware) je prakticky nepoužitelný. Nainstalovaný operační systém je prostředník mezi uživatelem, počítačem a dalšími nadstavbovými aplikacemi. Součástí instalace je celá řada programových prostředků a doplňků, která slouží pro přípravu, řízení, zpracování, vyhodnocení, kontrolu a realizaci zadané úlohy.

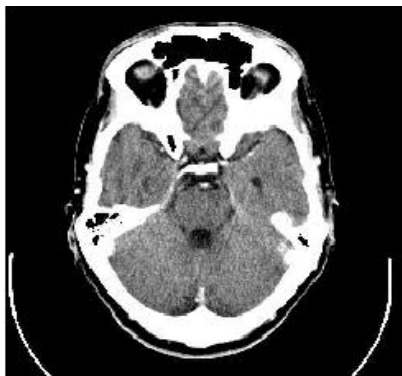
#### 4.4.1.2 Procedurální modul pro odstranění šumu v systému MATLAB

(mediánovým filtrem s výsledným obrazem)



## Výsledek

Obr. 21 Správně navržený typ filtru



Původní obraz



Zašumění šumem sůl a pepř



Výsledný obraz po filtraci

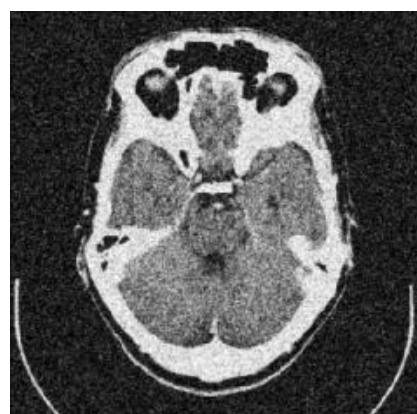
Obr. 22 Špatný typ filtru



původní obraz



Zašumění šumem sůl a pepř



Výsledný obraz po filtraci

Výsledný obraz ovlivňuje do značné míry maska navrhnutého filtru. Špatně navrhnutá maska, patrná z výsledku na obr.21, znehodnocuje výsledek vyšetření. Takový výsledek je diagnosticky nehodnotitelný a v lékařské diagnostice nepoužitelný.

$$\frac{1}{273} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 4 & 7 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 26 & 16 & 4 \\ 7 & 26 & 41 & 26 & 7 \\ 4 & 16 & 26 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 7 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$

Správně navrhnutá maska filtru

$$\frac{1}{20} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 8 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Špatně navrhnutá maska filtru

### Příklad zápisu v programovacím jazyce

% filtrace median + FIR

clear all

close all

clc

#### *Načtení obrazu*

mozek = rgb2gray(imread('CT\_brain.jpg'));

parametr\_sumu = 0.1; parametr\_zasumeni\_sumem\_pepr\_a\_sul

% mean = 0.1;

% var = 0.04;

mozek\_s\_p = imnoise(mozek,'salt & pepper',parametr\_sumu); *Zašumění šumem pepř a sůl*

mozek\_w\_n = imnoise(mozek,'gaussian'); *Zašumění šumem typu white noise*

*(Normalní rozložení šumu)*

figure(1) *Vykreslení originálu*

subplot(2,2,1)

imshow(mozek);

title('Original image'), xlabel('x'), ylabel('y')

## 4.5 SOUČASNÉ TRENDY

Výpočetní technika má obrovský dopad na celé zdravotnictví. Moderní zobrazovací modalita jako je např. CT či magnetická rezonance bez počítačových systémů nemohou vůbec fungovat. Proto není divu, že se počítače jistě začnou podílet i na určení diagnózy. Ta je v současnosti výhradně stanovena lékařem, tedy člověkem.

Systémy pomáhající určit diagnózu se nazývají **CAD** (computer aided diagnosis), které: komplexně vyhodnocují velké množství dat v krátkém čase, upozorňují na odchylky v obraze (možné onemocnění) či detekují nádory.

CAD systémy jsou obvykle omezeny na značení viditelné struktury a vyhodnocují ty, které jsou nápadné vůči okolí, což může přispět ke stanovení závěru o patologii. Mezi další aplikace prováděné tímto systémem patří i stanovení velikosti nádoru, chování struktury v kontrastním příjmu a další.

Jedná se o velmi složité rozpoznávání. Ve výsledných obrazech jsou nasnímány podezřelé struktury v určité skupině lidí (děti, lidé středního věku, staří lidé). Pro optimalizaci algoritmu musí být takových obrazů nasnímáno až několik tisíc. Tyto digitální obrazová data jsou zkopírována na CAD server a v DICOM formátu jsou připravena analyzovat v několika krocích: (1)

1. Předzpracování (zkvalitnění obrazu);
2. Segmentace (rozlišení různých struktur v obraze a porovnání s automatickou databankou);
3. Analýza oblastí zájmu na základě denzity, formy, velikosti, umístění;
4. Hodnocení a klasifikace – každá struktura a ROI je analyzována individuálně pomocí vícevrstvého snímání, porovnáním klasifikátorů, porovnání s okolím a jiné.

Pokud zjištěné struktury dosáhnou určité prahové úrovně, jsou v obraze zdůrazněny.

## **Expertní systémy**

Jedná se o systémy založené na reprezentaci poznatků expertů, které jsou využívány při řešení zadaných úkolů. Počítačový systém hledá a nabízí řešení problému v rozsahu zadaných otázek za účelem získání upřesňujících informací a faktů pro danou specifickou oblast. Jeho hlavním úkolem je poskytnout rady, rozhodnutí, nebo doporučit řešení v konkrétní situaci.

Ve zdravotnictví je vybudování komplexního systému zatím nedostupné, proto se soustředí pouze na dílčí úlohy, jakými jsou: léčba rakoviny, nemoci hrudníku, obor stomatologie, a další. Důkladněji se touto otázkou zabývá např. projekt GIDEON. (6)

I když nejsou tyto systémy v současnosti běžně využívány, v budoucnu jistě najdou své uplatnění.



## 4.6 PRAKTICKÉ MĚŘENÍ NA CT

K praktickému měření byla zvolena filtrace pouze jako součást algoritmu zpracování obrazu na CT z důvodu nejasností v oblasti prvotního i druhotného zpracování obrazu a z důvodu možnosti uskutečnění.

Studie proběhla v časovém rozmezí 1 měsíce (únor 2010), na CT přístroji SHIMADZU SCT 7800T (r.v.2000) za použití univerzálního fantomu firmy GE QA 46-241852G1, 4-17-02, 201050 Rev 12.

Měření bude provedeno dle doporučeného postupu zkoušek provozní stálosti, vydaným SÚJB a ČSN EN 61223-2-6. (15, 21)

Hlavní oblasti zkoumání:

- Vliv rekonstrukčních módů a filtrů na hodnotu denzity (HU).
- Vliv rekonstrukčních módů a filtrů na úroveň šumu v obraze.
- Vliv filtrů na geometrii – nebylo měřeno (filtr na geometrii nemá podstatný vliv).

### 4.6.1 Volba podmínek

#### *Základní parametry přístroje*

| Režim      | STD | SPIRÁL |
|------------|-----|--------|
| Parametr   |     |        |
| kV         | 120 | 120    |
| mA         | 200 | 200    |
| ot.[s]     | 2   | 2      |
| tl.sk.[mm] | 7   | 7      |
| area [mm]  | 250 | 250    |

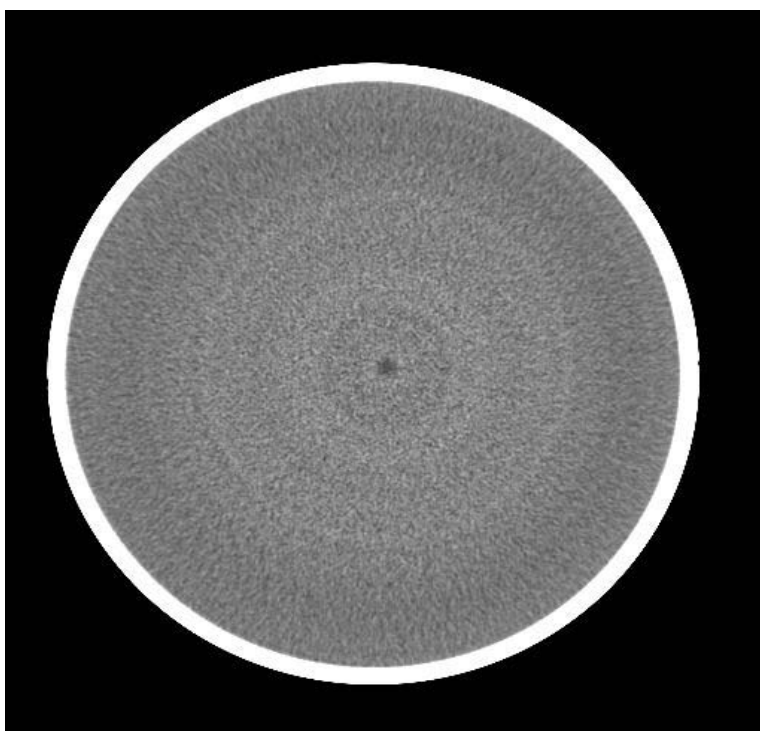
#### *Výčet výchozích parametrů přístroje*

| Režim     | STD | SPIRAL |     |     |     |     |    |    |    |     |
|-----------|-----|--------|-----|-----|-----|-----|----|----|----|-----|
| Kernel    | RF1 | RF2    | RF3 | RF4 | RF5 | RF6 |    |    |    |     |
| sm. Filtr | SF1 | SF2    | SF3 | SF4 | SF5 |     |    |    |    |     |
| Filtr     | F1  | F2     | F3  | F4  | F5  | F6  | F7 | F8 | F9 | F10 |

#### 4.6.2 Popis postupu měření

1. Kontrola správnosti a přesnosti nastavení (vystředění) fantomu;
2. Zhotoven CT řez mimo rozsah fantomu za účelem zjištění případných artefaktů.

Zjištěn artefakt malého rozsahu v levém horním kvadrantu zobrazovaného pole, který je způsoben zobrazovacím monitorem přístroje. Následně zjištěn kruhový artefakt, způsoben detektory. (obr.23)



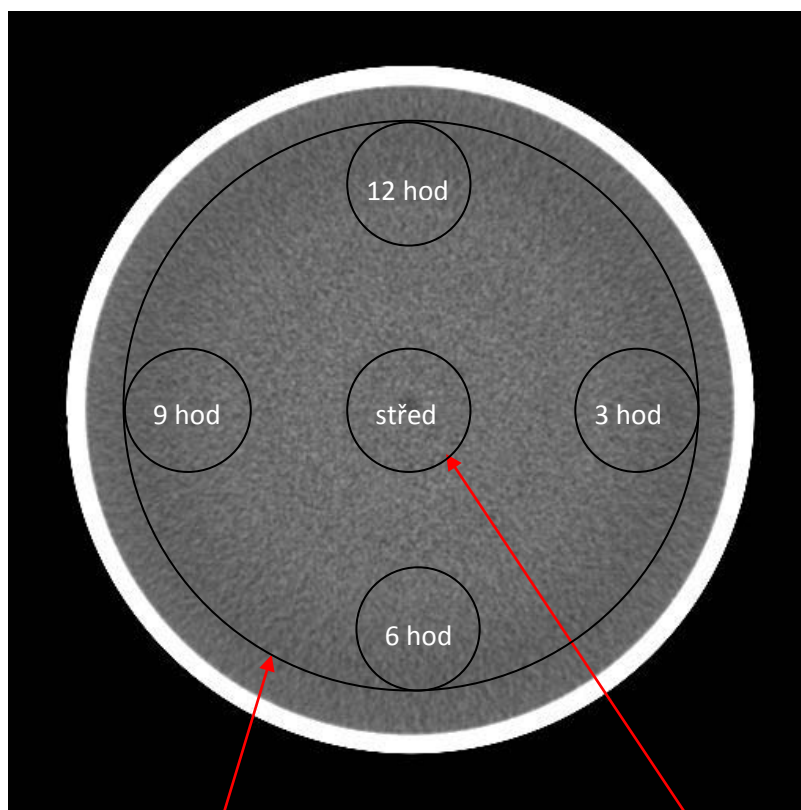
Obr. 23 Řez fantomu s kruhovým artefaktem

3. Zvolen způsob měření jednotlivých oblastí fantomu:

Na použitém fantomu budou zkoumány 3 základní oblasti:

|               |          |                            |                             |
|---------------|----------|----------------------------|-----------------------------|
| <b>Oblast</b> | <b>A</b> | voda                       | ROI = 201,5 mm <sup>2</sup> |
|               | <b>B</b> | vysoce kontrastní          | ROI = 83,2 mm <sup>2</sup>  |
|               | <b>C</b> | prostorové rozlišení (MTF) | skan 7 mm                   |

**Pro oblast A** (voda) bude na skenu fantomu měřeno 5 stejně velkých ROI (obr. 24) velikosti  $201,5 \text{ mm}^2$ , které budou rozmístěny následovně:



Obr. 24 Rozložení ROI

Pomocná ROI velikosti  $21\,499,9 \text{ mm}^2$

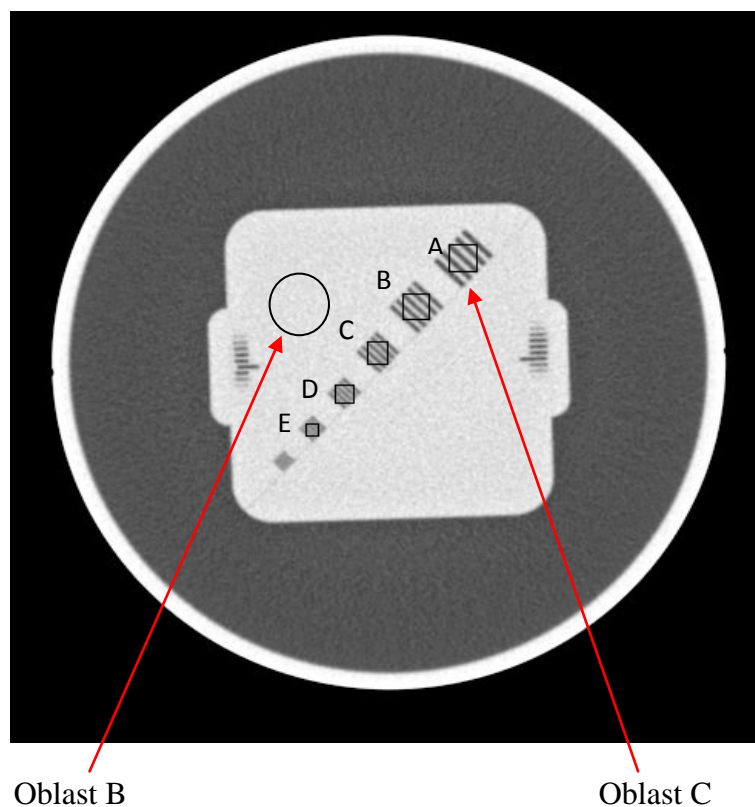
ROI velikosti  $201,5 \text{ mm}^2$

Z rozmístěných ROI se budou zaznamenávat hodnoty M (mean = střední hodnota HU) a S. D. (standart deviace = standartní odchylka šumu). K dodržení stejné vzdálenosti od středu zobrazovaného pole je použita pomocná ROI velikosti  $21\,499,9 \text{ mm}^2$ .

**Pro oblast B i C (vysokodenzní materiál i MTF)**

- Oblast B stanovena ROI velikost 201,5 mm<sup>2</sup> (Obr. 25)
- Oblast C stanoveno 5 ROI velikostí:

A. 95,4 mm<sup>2</sup>, B. 68,7 mm<sup>2</sup>, C. 40,1 mm<sup>2</sup>, D. 21,5 mm<sup>2</sup>, E. 15,3 mm<sup>2</sup>.



Obr. 25 Rozložení ROI

Z rozmístěných ROI se budou zaznamenávat stejné hodnoty jako u oblasti A.

4. Provedení vlastního měření

Zkoumány budou rekonstrukční módy a filtry v jednotlivých oblastech fantomu.

Jako první bude zhotoven CT řez bez ovlivnění filtru označený F0.

### 4.6.3 Výsledky měření

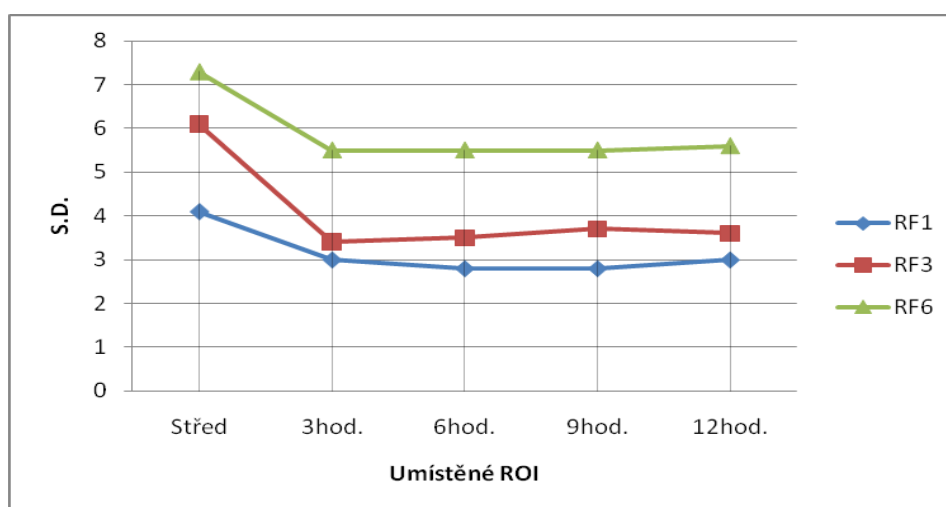
Výsledky měření budou pro lepší přehlednost zaznamenány v tabulkách i grafické podobě.

#### 4.6.3.1 Vliv rekonstrukčního filtru na výsledný obraz u režimu STD v oblasti A

Tab. 1 – Vliv RF na výsledný obraz, konstantní hodnoty: SM2, F0

| RF1  | střed | 3hod. | 6hod. | 9hod. | 12hod. |
|------|-------|-------|-------|-------|--------|
| M    | -2,4  | -4,9  | -4,9  | -4,8  | -5     |
| S.D. | 4,1   | 3     | 2,8   | 2,8   | 3      |
| RF3  |       |       |       |       |        |
| M    | -2,7  | -5,3  | -5,5  | -4,5  | -5,2   |
| S.D. | 6,1   | 3,4   | 3,5   | 3,7   | 3,6    |
| RF6  |       |       |       |       |        |
| M    | -0,7  | -1,7  | -1,7  | -1,7  | -1,6   |
| S.D. | 7,3   | 5,5   | 5,5   | 5,5   | 5,6    |

Graf 1. Vliv rekonstrukčního filtru na velikost šumu



Z grafického záznamu naměřených hodnot je patrný takřka shodný průběh všech tří RF filtrů. Největší vliv má RF6 filtr, jehož střední hodnota HU vykazuje menší odchylku od hodnoty vody (ideální stav 0) za cenu vyššího šumu.

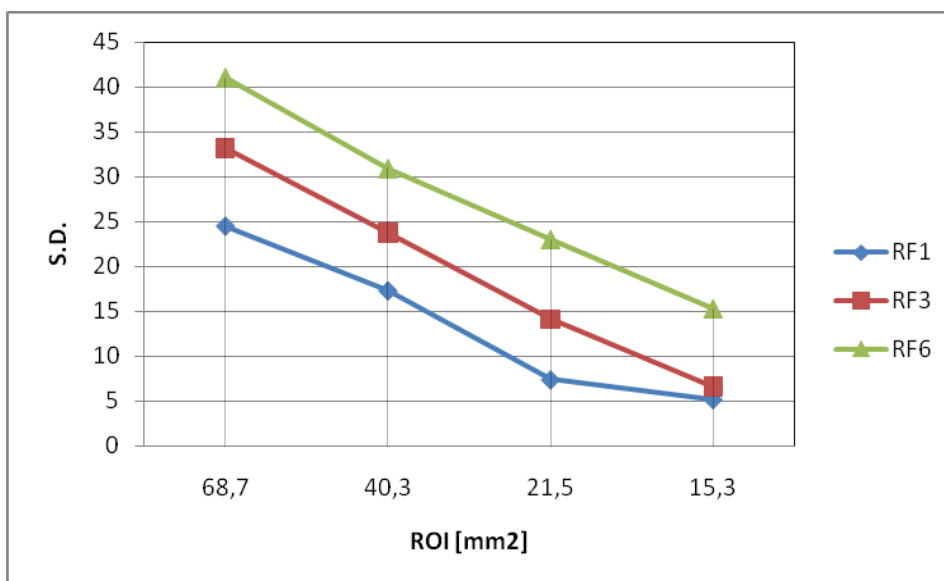
RF1 označovaný výrobcem jako extra smooth filtr redukuje šum za cenu nižšího rozlišení detailu. RF6 (extra sharp filtr) vykazuje vyšší rozlišení detailu za cenu vyššího šumu v obraze.

#### 4.6.3.2 Vliv rekonstrukčního filtru na výsledný obraz u režimu SPIRAL v oblasti C

Tab. 2 - Vliv RF na výsledný obraz, konstantní hodnoty: SM2, F0

| ROI[mm <sup>2</sup> ] | 68,7 | 40,3 | 21,5 | 15,3 |
|-----------------------|------|------|------|------|
| RF1                   |      |      |      |      |
| M                     | 61,9 | 56   | 59,4 | 60,2 |
| S.D.                  | 24,5 | 17,3 | 7,4  | 5,2  |
| RF3                   |      |      |      |      |
| M                     | 61,7 | 55,5 | 58,2 | 59,6 |
| S.D.                  | 33,2 | 23,7 | 14,1 | 6,6  |
| RF6                   |      |      |      |      |
| M                     | 65,3 | 62,2 | 63,5 | 63,6 |
| S.D.                  | 41   | 30,9 | 23   | 15,3 |

Graf 2. Vliv rekonstrukčního filtru na velikost šumu



Střední odchylky šumu nevykazují rapidní odchylky. RF1 filtr opět redukuje šum za cenu nižšího rozlišení detailu. U RF6 filtru je výsledný obraz zatížen vyšší mírou šumu, ale je patrné vyšší rozlišení jemných struktur.

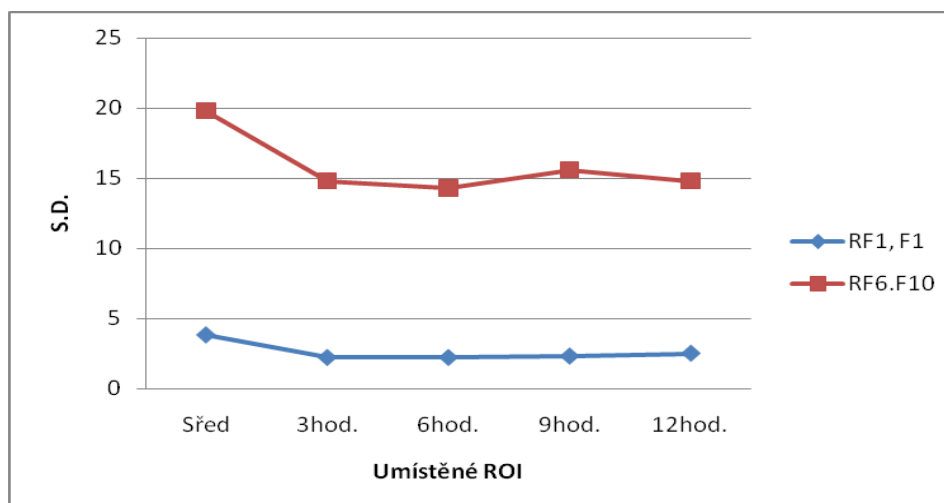
Výsledek tohoto měření potvrzuje stejný závěr učiněný jako u měření 4.6.3.1.

#### 4.6.3.3 Porovnání maxima a minima oblasti A režimu STD

Tab. 3 - Vliv RF a F na výsledný obraz, konstantní hodnota SM2

| RF1, F1 | Střed | 3hod. | 6hod. | 9hod. | 12hod. |
|---------|-------|-------|-------|-------|--------|
| M       | -2,4  | -5    | -5,2  | -5    | -5,2   |
| S.D.    | 3,8   | 2,2   | 2,2   | 2,3   | 2,5    |
| RF6.F10 |       |       |       |       |        |
| M       | -0,9  | -2,4  | -2,1  | -1,9  | -2     |
| S.D.    | 19,8  | 14,8  | 14,3  | 15,6  | 14,8   |

Graf 3. Vliv rekonstrukčního a obrazového filtru na velikost šumu



Z porovnání extrémních případů za použití nejmenšího kernelu RF1 a filtru F1 s největším kernelem RF6 a filtrem F10 vyplývá podstatný vliv aplikovaného obrazového filtru F. Ve srovnání s kapitolou 4.6.3.1, kde byl zkoumán pouze vliv kernelu RF, obrazový filtr F podstatným způsobem mění velikost šumu v obraze. Tato změna je patrná především za použití kernelu RF6 a filtru F10, kde je nárůst šumu v obraze téměř 25%.

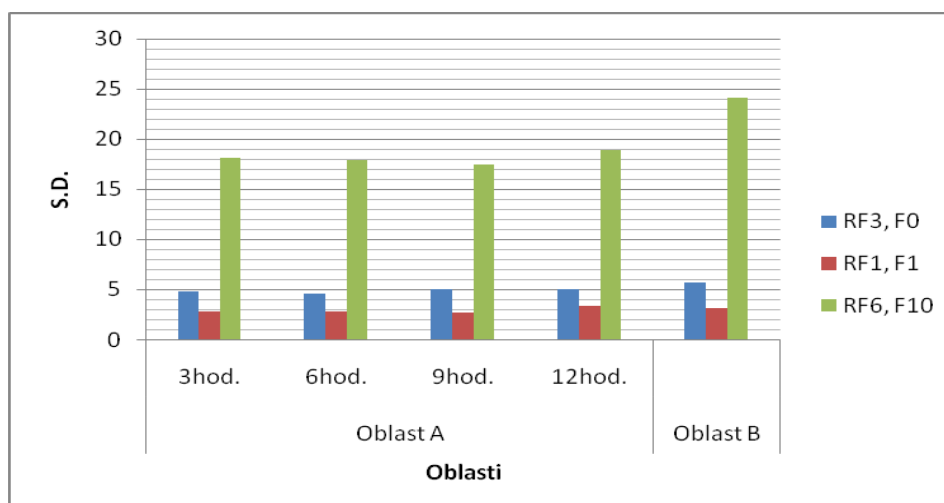
Podstatný vliv na výsledný obraz má filtr F, proto je vhodné zabývat se pouze obrazovými filtry bez ovlivnění kernelu RF.

#### 4.6.3.4 Vliv změny rekonstrukčního a obrazového filtru v oblasti A i B režimu SPIRAL

Tab. 4 - Vliv RF a F na výsledný obraz, konstantní SM2

| RF3, F0  | Oblast A |       |       |        | Oblast B |
|----------|----------|-------|-------|--------|----------|
|          | 3hod.    | 6hod. | 9hod. | 12hod. |          |
| M        | -5,2     | -5    | -4    | -2,9   | 126,6    |
| S.D.     | 4,8      | 4,6   | 5     | 5      | 5,7      |
| RF1, F1  |          |       |       |        |          |
| M        | -6,2     | -5,3  | -4,5  | -4,6   | 125,6    |
| S.D.     | 2,8      | 2,8   | 2,7   | 3,4    | 3,1      |
| RF6, F10 |          |       |       |        |          |
| M        | -2,1     | -2,6  | -1,8  | -1,8   | 127,9    |
| S.D.     | 18,1     | 17,9  | 17,5  | 18,9   | 24,1     |

Graf 4. Změna rekonstrukčního a obrazového filtru oblasti A i B



Účelem této studie je vybrat režim a úsek měření fantomu po další zpracování.

Výsledek:

- Z dosavadního měření je patrné, že význam má zkoumání oblastí A a C
- Oblast B vykazuje nepatrně vyšší hodnoty šumu v obraze
- Hodnoty M jsou takřka stejné v režimu STD a SPIRAL (dále nebudou hodnoceny)
- Konstantní hodnoty SM2

Pro další postup vybrán režim STD v oblasti A a C.

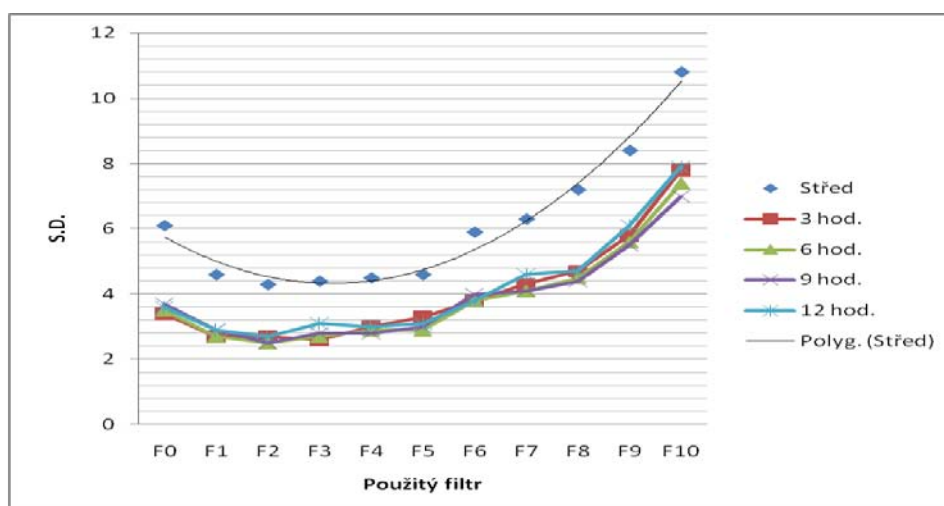


#### 4.6.3.5 Vliv obrazového filtru na velikost šumu v oblasti A režimu STD

Tab. 5 - Vliv F na výsledný obraz, konstantní RF3, SM2

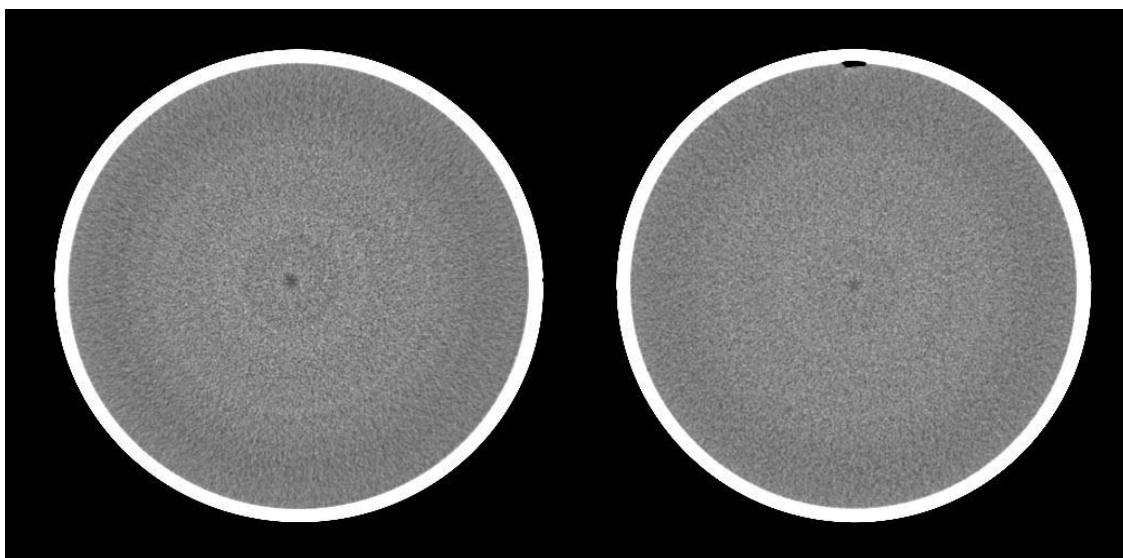
| S.D.    | F0  | F1  | F2  | F3  | F4  | F5  | F6  | F7  | F8  | F9  | F10  |
|---------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|
| Střed   | 6,1 | 4,6 | 4,3 | 4,4 | 4,5 | 4,6 | 5,9 | 6,3 | 7,2 | 8,4 | 10,8 |
| 3 hod.  | 3,4 | 2,7 | 2,7 | 2,6 | 3   | 3,3 | 3,8 | 4,3 | 4,7 | 5,8 | 7,8  |
| 6 hod.  | 3,5 | 2,7 | 2,5 | 2,7 | 2,9 | 2,9 | 3,8 | 4,1 | 4,5 | 5,6 | 7,4  |
| 9 hod.  | 3,7 | 2,9 | 2,5 | 2,8 | 2,8 | 3   | 4   | 4,1 | 4,4 | 5,5 | 7    |
| 12 hod. | 3,6 | 2,9 | 2,7 | 3,1 | 3   | 3,1 | 3,8 | 4,6 | 4,7 | 6,1 | 7,9  |

Graf 5. Vliv obrazového filtru na velikost šumu v oblasti



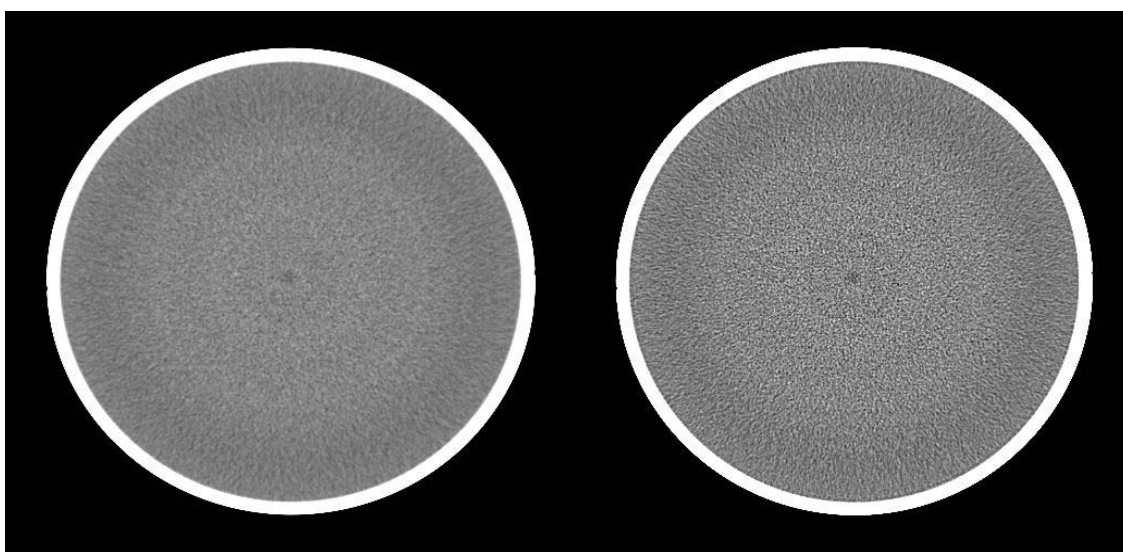
Z výsledného funkčního průběhu křivek naměřených hodnot, vyjadřujících závislost velikosti šumu na aplikovaném filtru, je na první pohled patrné, že veškeré naměřené hodnoty jsou takřka stejné po celém obvodu fantomu. Pouze hodnoty šumu ve středu fantomu jsou vyšší z důvodu nehomogenity v centru rotace soustavy rentgenka – detektor.

Velikost šumu roste úměrně s velikostí aplikovaného filtru a to převážně od filtrů F5 až F10. Pomocí filtrů se redukuje šum na úkor prostorové rozlišovací schopnosti (obr. 26, 29). Filtr F1 vykazuje nízkou hodnotu šumu (obr. 27). Při aplikaci filtru F10 míra šumu rapidně narůstá (obr.29).



Obr. 26 Filtr F0

Obr. 27 Filtr F1



Obr. 28 Filtr F5

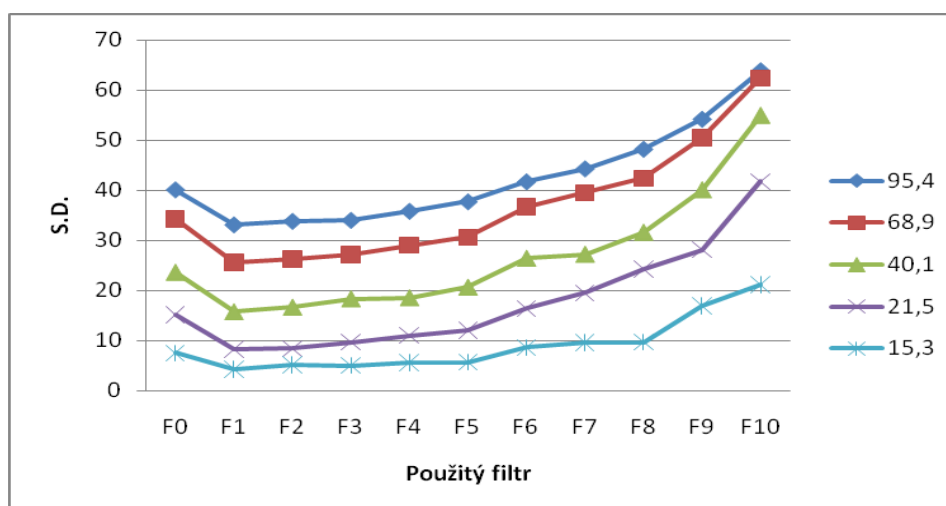
Obr. 29 Filtr F10

#### 4.6.3.6 Vliv obrazového filtru na velikost šumu oblasti B režim STD

Tab. 6 - Vliv F na výsledný obraz, konstantní RF3, SM2

| S.D.                   |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |  |
|------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|--|
| Area[mm <sup>2</sup> ] | F0   | F1   | F2   | F3   | F4   | F5   | F6   | F7   | F8   | F9   | F10  |  |
| 95,4                   | 40,1 | 33,1 | 33,8 | 34   | 35,8 | 37,7 | 41,7 | 44,3 | 48,2 | 54,2 | 63,9 |  |
| 68,9                   | 34,2 | 25,6 | 26,3 | 27,2 | 29   | 30,6 | 36,7 | 39,5 | 42,4 | 50,5 | 62,4 |  |
| 40,1                   | 23,6 | 15,7 | 16,6 | 18,3 | 18,5 | 20,6 | 26,4 | 27,2 | 31,6 | 40,1 | 55   |  |
| 21,5                   | 15,2 | 8,3  | 8,4  | 9,7  | 11   | 12   | 16,4 | 19,5 | 24,2 | 28,1 | 41,7 |  |
| 15,3                   | 7,5  | 4,2  | 5,1  | 5    | 5,6  | 5,7  | 8,6  | 9,6  | 9,7  | 16,9 | 21,1 |  |

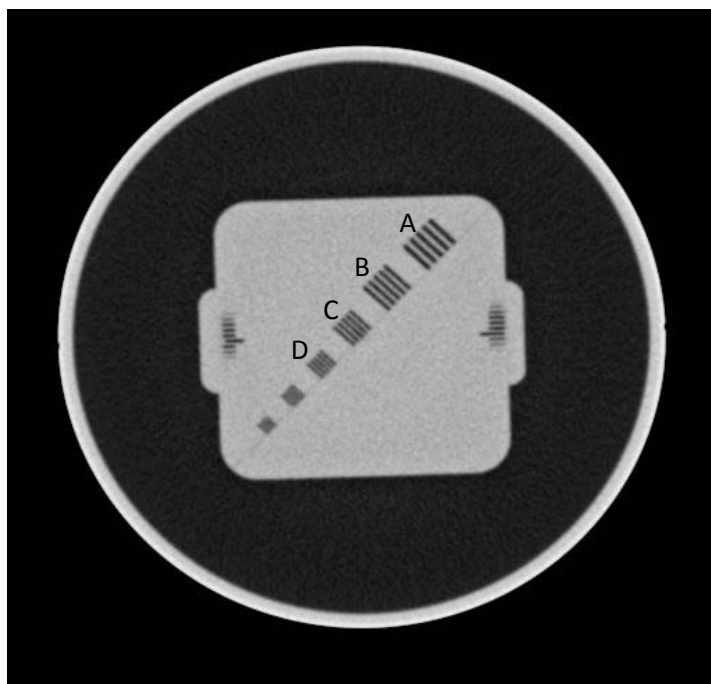
Graf 6 Vliv obrazového filtru na velikost šumu v oblasti B



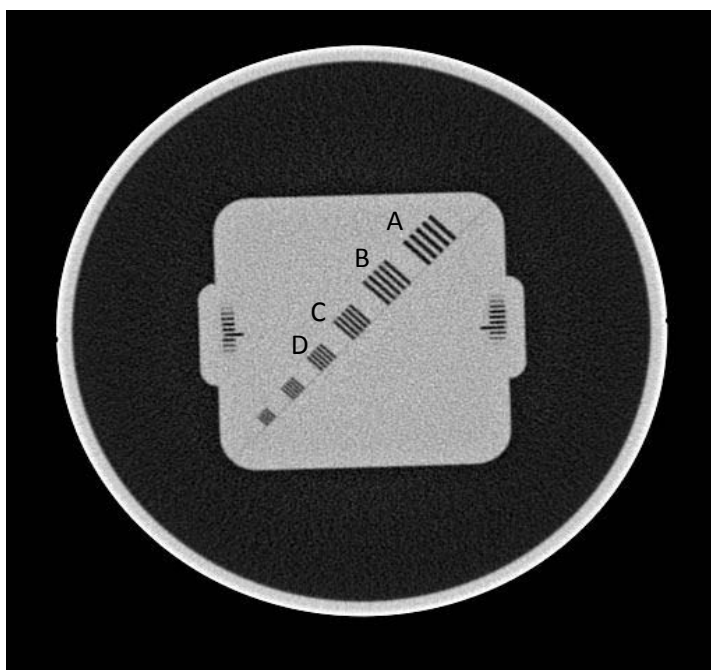
Velikost šumu vzrůstá přímou úměrou na velikosti aplikovaného obrazového filtru.

V této oblasti lze sledovat, jaký vliv má konkrétní aplikovaný filtr na prostorovou rozlišovací schopnost. Při aplikaci filtru F1 lze vizuální kontrolou rozlišit páry čar v oblastech zájmu A až C. V oblasti D čáry nejsou patrné. (obr. 29)

Při použití filtru F10 sice extrémně narůstá šum v obraze, ale okem lze snadno zhodnotit čáry i v oblasti C. (obr.30)



Obr. 30 Aplikovaný filtr F1 v oblasti C



Obr. 31 Aplikovaný filtr F10 v oblasti C

## 5. DISKUSE

K praktickému zkoumání mohly být samozřejmě zvoleny i jiné součásti z algoritmu zpracování obrazu (např. optimální nastavení obrazového okna, zvětšení a posunutí obrazu). Tyto aplikace jsou ovšem dobře popsány a vysvětleny v uživatelských manuálech CT přístroje, proto není důvod k jejich dalšímu zkoumání.

Jisté pochybnosti nastávají ve filtraci obrazu. Obecně je známo, že aplikace filtrů výrazně mění výsledný obraz. V manuálech je sice popsáno mnoho filtrů z oblasti jak prvotního, tak i druhotného zpracování obrazu, ale nikde není popsán konkrétní vliv a váha důležitosti jednotlivých filtrů. Běžný uživatel tedy nemá zdroj ke zjištění této aplikace.

Smyslem měření bylo potvrzení či vyvrácení aplikační funkčnosti filtrů a objektivní posouzení obrazového výsledku. Zkoumání bylo zaměřeno na rekonstrukční mód (kernel) i obrazový filtr. Z výsledků vyplynul závěr, že aplikace kernelu i obrazového filtru podstatným způsobem ovlivňuje výsledný obraz. Obrazový filtr byl následně podroben důkladnějšímu zkoumání bez ovlivnění rekonstrukčního módu.

Při aplikaci filtrů s nižším číslem (F1 – F5) dochází redukci šumu na úkor rozlišení detailu ve výsledném obraze. Této vlastnosti lze využít při vyšetření oblastí lidského těla, ve kterých milimetrové detaily nehrají významnou roli, ale zatížení šumem je nežádoucí (např. CT vyšetření břicha).

Použití vyšších filtrů (F6 – F10) je vhodné k zvýraznění tkáňových přechodů a obrysů (pyramidy). Obraz je sice zatížen vyšším šumem, ale lze lépe diagnostikovat i menší léze a fraktury.

Jednotlivé rekonstrukční módy a filtry (kernel i obrazový filtr) jsou součástí přednastaveného skenovacího protokolu. Přesto může jejich změnou radiologický asistent výrazně ovlivnit výsledný obraz, a přispět k lepší diagnostické výtěžnosti vyšetřované oblasti.

Určitým způsobem byl výsledek celého měření poznamenán stářím CT přístroje.

Přesnější technické parametry filtrů a rekonstrukčních módů se mi bohužel nepodařilo zjistit, z důvodu ochrany firemního tajemství. O jejich navržení lze sice usuzovat na základě všech měření, ale s nejasnou přesností.

## 6. ZÁVĚR

Tato bakalářská práce byla zaměřena k objasnění základních operací a algoritmů vedoucích od pořízení obrazu až po jeho výsledek určený k diagnostice na vybraných zobrazovacích modalitách. Mou snahou bylo objasnit radiologickým asistentům operace, které běžně využívají. Mnohdy jsou brány automaticky, ale velkou měrou se podílejí na kvalitě výsledného obrazu. Toto tvrzení dokazuje i mnou zjištěný závěr zkoumání rekonstrukčního módu a filtru. Tyto aplikace jsou sice součástí přednastaveného protokolu a není na ně brán velký zřetel, ale velkou měrou přispívají ke kvalitě výsledného obrazu.

Pro radiologického asistenta jsou nezbytné znalosti z oblasti matematiky a fyziky minimálně na takové úrovni, aby pochopil principy všech vyšetření, které každodenně využívá. Nejen změnou skenovacích, ale i jakýchkoli obrazových parametrů, se značně ovlivní výsledek vyšetření. Nevhodnou volbou zpracování obrazu může radiologický asistent značným způsobem znehodnotit výsledek a přispět tím ke zkreslené diagnóze.

Práce radiologického asistenta zanedlouho přestane být vázaná pouze na zobrazovací přístroje a jejich obsluhu, ale i na jiné důležité činnosti (přenos, úprava obrazu). Proto je nutné na zpracování obrazu nahlížet komplexně včetně operačních systémů, jednotlivých softwarových a hardwarových součástí.

Obsluhující personál by tedy měl vždy hledat optimální postupy, aby správně využil systém.

## 7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. CAD computer aided diagnosis. 8. 2. 2010  
<[http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-aided\\_diagnosis](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer-aided_diagnosis)>
2. ČECH, Evžen et al. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1982. 432 s. ISBN 08-085-82.
3. DOBEŠ, Michal. *Zpracování obrazu a algoritmy v C #*. 1 vyd. Praha: BEN, 2008. 144 s. ISBN 978-80-7300-233-6.
4. DRASTICH, Aleš. *Netelevizní zobrazovací systémy*. 1. Vyd. VÚT Brno 2001 174 s. ISBN 80-214-1974-1.
5. DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. VÚT Brno. 2004. 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
6. DVOŘÁK, Jiří. *Expertní systémy*. 12.1.2010  
<<http://www.uai.fme.vutbr.cz/~jdvorak/Opory/ExpertniSystemy.pdf>>
7. FERDA, Jiří et al. *Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002. 663 s. ISBN 80-7262-172-6
8. HORÁK, Jaroslav. *Hardware učebnice pro pokročilé*. 1. Vyd. Brno: Computer press a.s., 2007. 360 s. ISBN 80-251-1741-3.
9. HLAVÁČ V., ŠONKA M. *Počítačové vidění*. 1. vyd. Praha: Grada, 1992. 252 s. ISBN 80-85424-67-3.
10. HRAZDÍRA, Ivo, MORSTEIN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001. 395 s. ISBN 80-902896-1-4.

11. JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálu*. 2. Uprav. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
12. KLÍMA, Miloš, BERNAS, Martin, HOZMAN, Jirí. *Zpracování obrazové informace*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1999. 177 s. ISBN 80-01-01436-3.
13. MAŘÍK, Vladimír, LAŽANSKÝ, Jiří, ŠTĚPÁNKOVÁ, Olga. *Umělá inteligence* 1. 1. vyd. Praha: Academia, 1993. 264 s. ISBN 80-200-0496-3.
14. NEKULA, Josef et al. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 205 s. ISBN 80-244-1011-7.
15. NEKULA, Josef , CHMELOVÁ Jan. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2007. 68 s. ISBN 978-80-7368-335-1.
16. NORMA ČSN EN 61223-2-6: *Hodnocení a provozní zkoušky při zpracování lékařských obrazových informací – zkoušky provozní stálosti – rentgenová zařízení pro výpočetní tomografii*. 1997.
17. SHWARTZ, Mischa. *Information, transmission, modulation and noise*. 3 vyd. New York: McGraw-Hill, 1980. 646 s. ISBN -13 978-0070557826.
18. ŠMORANC, Pavel. *Rentgenová technika v lékařství*. 2. vyd. Pardubice: E a J PRINT, 2005. 264 s. ISBN 80-85438-19-4.
19. UŽIVATELSKÝ MANUÁL CT PŘÍSTROJE
20. VÁLEK, Vlastimil, ŽIŽKA, Jan. *Moderní diagnostické metody: Magnetická rezonance*. 1. vyd. IDVPZ Brno. 1996. 45 s. ISBN 80-7013-225-6.



21. *Virtual reality toolbox for use with matlab and simulink 1. Vyd*  
Praha: Humusoft, 2000. 236 s. ISBN 80-7080-373-8.
22. Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření. (Atomový zákon) 5.3.2010.  
<<http://www.sujb.cz>>
23. ZÁŠKODNÝ, Přemysl. *Přehled základů teoretické fyziky (s aplikací na radiologii)*. 1. vyd. Bratislava: Didaktis, s.r.o. 2005. 264 s. ISBN 80-89160-25-5
24. ŽALUD, Václav. *Moderní radioelektronika*. 1. vyd. Praha: BEN, 2000. 653 s. ISBN 80-86056-47-3.

## 8. KLÍČOVÁ SLOVA

**Algoritmus**

**CT**

**Digitalizace**

**Filtr**

**Obraz**

**Zpracování**

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

**RTG** – rentgen

**CT** – Computed Tomography (výpočetní tomografie)

**MR** – Magnetic Resonance (magnetická rezonance)

**UZ** – ultrazvuk

**CR** – nepřímá radiografie

**DR** – přímá radiografie

**SW** – software

**HR** – hardware

**SE** – spin echo

**T1** – podélná relaxační doba

**T2** – příčná relaxační doba

**GE** – gradient echo

**A/D** – analogově – digitální

**RGB** – red, green, blue

**2D** – dvojrozměrný

**3D** – trojrozměrný

**DVR** – direct volume rendering

**MPR** – multiplanární rekonstrukce

**VRT** – volume rendering technika

**PACS** – Picture Archiving and Communications system

**DICOM**

**HU** – Hounsfield Unit (CT čísla)

**ROI** – Region Of Interest

**M** – mean (střední hodnota HU)

**S.D.** – Standart Deviace (standardní odchylka šumu)

**RF** – rekonstrukčn filtr

**F** – obrazový filtr

**SM** – Smart Filtr

## **9. PŘÍLOHY**

**Volně vložený CD-ROM s obrazovou dokumentací.**





