

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH

Zdravotně sociální fakulta

**Rušivé artefakty radiodiagnostických modalit**

bakalářská práce

V Českých Budějovicích dne  
9.5.2008

Vedoucí práce: Ing. Kralovič Eduard  
Autor: Šeda Miroslav

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 9.5.2008

Podpis studenta:

## Poděkování

Chtěl bych touto cestou poděkovat Ing. Eduardovi Kralovičovi z radiodiagnostického oddělení Pardubické krajské nemocnice, a.s. za odborné vedení a cenné připomínky k mé bakalářské práci.

Šeda Miroslav

## **Summary**

### **Disturbing artifacts of radiodiagnostic modalities**

This work gives information on machines used for diagnostic imaging aimed to disturbing scan artefacts of chosen device (CT, MR, USG).

Radiology assistant work still more depends on technique which helps in examination. The machines used for clients' examination are thanks to IT development still more complicated. They allow high-quality and precious images, give more possibilities of treatment ways, save the client. Operating this technique is the domain of radiology assistants. Development without restraint leads to period when operating staff will work more independently. It is necessary for the radiology assistant to manage all steps in examinations which are undergone. He has to keep radiation protection and the quality of the image result as well.

The result of most diagnostic examination in radiology department is image information. Image results can be from various reasons changed or deformed in comparison with the reality. Such distorted images can lead up to mistaken or late diagnosis by the physician. Radiology assistant is the first specialist who must be able to judge whether the examination has been done correctly or to warn the physician of possible variation or image deformation.

Moderation or suppression of artefacts in image results in examination is easy in some cases. Then it is enough to explain the process of examination to the client and to emphasize how important is to cooperate with the staff. In some cases is technically impossible to impact the manifestation of artefacts as it results from the principle of examination method, or because of high financial costs unbearable for the health institute.

In my work I aimed to image artefacts of machines (CT, MR, USG) which can be met in common clinical practice. I tried to document these image artefacts in common running. Part of my work is to describe the causes of artefacts appearance and the way how to avoid or remove their manifestation.

## OBSAH

<b>ÚVOD</b>	<b>7</b>
<b>1. SOUČASNÝ STAV</b>	<b>9</b>
<i>1.1 Algoritmus zobrazovacího procesu</i>	<i>9</i>
<i>1.2 Základní úkol pro diagnostický systém</i>	<i>9</i>
<i>1.3 Obecné principy zobrazení</i>	<i>10</i>
<i>1.4 Konkrétnější souvislosti proměnných primárního pole u jednotlivých modalit</i>	<i>12</i>
<i>1.5 Příčiny vzniku artefaktu</i>	<i>16</i>
<i>1.6 Elektromagnetické rušení</i>	<i>17</i>
<i>1.7 Nepříznivé účinky přepětí</i>	<i>17</i>
<i>1.8 Zkreslení signálu elektronickým zařízením</i>	<i>18</i>
<i>1.9 Analogové zpracování</i>	<i>19</i>
<i>1.10 Digitální zpracování</i>	<i>20</i>
<i>1.10.1 Metody potlačení rušení a šumu</i>	<i>21</i>
<i>1.10.2 Rekonstrukce obrazu</i>	<i>22</i>
<i>1.11 Jiné zdroje nepřesností</i>	<i>23</i>
<b>2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY</b>	<b>24</b>
<b>3. METODIKA</b>	<b>24</b>
<b>4. VÝSLEDKY</b>	<b>25</b>
<b>4.1. Artefakty při vyšetřování pomocí CT</b>	<b>25</b>
<i>4.1.1 Artefakty z utvrzení</i>	<i>25</i>
<i>4.1.2 Efekt částečného objemu</i>	<i>27</i>
<i>4.1.3 Elektronický šum a fotonový úbytek</i>	<i>28</i>
<i>4.1.4 Zobrazení šumu</i>	<i>28</i>
<i>4.1.5 Nastavení okna</i>	<i>29</i>
<i>4.1.6 Schodovité artefakty</i>	<i>30</i>
<i>4.1.7 Podvzorkování</i>	<i>30</i>
<i>4.1.8 Aliasing</i>	<i>31</i>
<i>4.1.9 Artefakty způsobené anatomickými poměry</i>	<i>31</i>
<i>4.1.10 Artefakty způsobené kovovými implantáty</i>	<i>32</i>
<i>4.1.11 Pohybové artefakty</i>	<i>33</i>
<i>4.1.12 Artefakty způsobené kontrastní látkou</i>	<i>36</i>

<i>4.1.13 Detektorové artefakty</i>	38
<i>4.1.14 Porucha rentgenové lampy</i>	39
<i>4.1.15 Porucha detektoru</i>	39
<i>4.1.16 Spirální a MS CT artefakty</i>	41
<i>4.1.17 Vliv kuželovitosti svazku záření</i>	41
<i>4.1.18 Šum a prostorové rozlišení MS CT</i>	42
<b>4.2. Artefakty při vyšetřování pomocí UZ</b>	<b>43</b>
<i>4.2.1 Akustické stínění</i>	44
<i>4.2.2 Artefakty z vícenásobných odrazů</i>	45
<i>4.2.3 Artefakty z bočních laloků</i>	47
<b>4.3. Artefakty při vyšetřování pomocí MR</b>	<b>49</b>
<i>4.3.1 Chemický posum</i>	49
<i>4.3.2 Susceptibilní artefakt</i>	50
<i>4.3.3 Trunkační artefakt</i>	51
<i>4.3.4 Aliasing</i>	52
<i>4.3.5 Pohybové artefakty</i>	52
<i>4.3.6 Artefakty způsobené vnějším elektromagnetickým polem</i>	54
<b>4.4 Prevence</b>	<b>55</b>
<i>4.4.1 Provozní, servisní a technické kontroly</i>	55
<i>4.4.2 Kniha závad</i>	57
<b>5. STATISTICKÉ SLEDOVÁNÍ REÁLNÉHO VÝSKYTU ARTEFAKTŮ U CT PŘÍSTROJE</b>	<b>58</b>
<b>6. DISKUZE</b>	<b>61</b>
<i>6.1 Vliv stáří přístroje na vznik artefaktů</i>	61
<i>6.2 Vliv skladby pacientů na vznik artefaktů</i>	62
<i>6.3 Poučení pacienta lékařem, radiologickým asistentem</i>	63
<b>7. ZÁVĚR</b>	<b>64</b>
<b>8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b>	<b>65</b>
<b>9. KLÍČOVÁ SLOVA</b>	<b>68</b>
<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK</b>	
<b>10. PŘÍLOHY</b>	<b>68</b>

## ÚVOD

Práce radiologického asistenta je stále více závislá na technice, která nám pomáhá při vyšetřování. Technika ale není všemocná, takže dnes ani v budoucnu se radiologický asistent neobejde bez přesné znalosti anatomie a základních snímkových postupů, které tvoří základ naší práce. Nezbytnou součástí je také znalost základních fyzikálních principů, které souvisí se zobrazovacími modalitami využívanými v oblasti radiodiagnostiky.

Přístroje, které používáme k vyšetřování klientů jsou stále složitější. Umožňují kvalitnější a přesnější zobrazení, jsou jednodušší na ovládání, poskytují širší možnosti způsobu vyšetření a v neposlední řadě šetří klienta. Obsluha těchto složitých technických zařízení je doménou radiologických asistentů a vývoj nezadržitelně směřuje k tomu, že obsluhující asistent bude pracovat stále více samostatně. Je proto nezbytně nutné dokonale znát obsluhu přístroje a vyšetřovací algoritmy, ale také to, co znamená výsledek, který je výstupem daného vyšetření.

Diagnostické přístroje nám výsledek poskytují nejčastěji v obrazové podobě. I přes stále se zvyšující dokonalost přístrojů bývá často obrazový výsledek vyšetření zatížen různými informačními deformacemi, které mohou tento výsledek vyšetření ovlivnit nebo dokonce znehodnotit. V případě, že je tato informační deformace zjevná, lze ji označit jako artefakt. Zmírnění nebo potlačení těchto artefaktů v obrazovém výsledku vyšetření je v některých případech velmi jednoduché a někdy stačí jen rozhovor s klientem, ve kterém mu vysvětlíme průběh vyšetření. V některých případech je ovlivnění projevů artefaktů technicky nemožné, protože vyplývá z principu vyšetřovací metody, nebo by si vyžádalo takové finanční náklady, které by pro zdravotnické zařízení byly neúnosné. Tyto obrazové artefakty lze v některých případech omezit nebo jim předejít. Je proto důležité o možném výskytu těchto artefaktů vědět a již při volbě parametrů daného vyšetření jim předcházet. Záleží také na zkušenostech radiologického asistenta, který hodnotí jako první výsledek vyšetření, jestli vyšetření bude nutné zopakovat nebo ukončit.

Cílem diagnostiky je vždy zjistit vlastnosti nebo účinky nějaké objektivní skutečnosti. Diagnostika je tedy proces získávání a zpracování informací, při kterém zjišťujeme působení měřených skutečností a určujeme velikost, tvar, polohu, strukturu nebo změnu. Ve všech oblastech fyziky platí zákon akce a reakce, tj. zákon o vzájemném působení hmotných prvků nebo energetických prostředí. Také při diagnostice dochází

k vzájemnému působení mezi objektem zájmu, okolím, vlastním diagnostickým zařízením, osobou, která měřicí proces připravuje a řídí, a osobou, která výsledek vyhodnocuje. V průběhu tohoto procesu dochází k celé řadě rušení, zkreslení a ovlivňování. Proto jsou získané diagnostické výsledky vždy zatížené určitou chybou. Velikost této chyby je závislá na konkrétní situaci (stav vyšetřovaného objektu, kvalita použitého diagnostického zařízení, použitý způsob vyšetření, druh měřených veličin a v neposlední řadě i na znalostech a zkušenostech zúčastněného personálu). Chyba může mít metodicko-systémový nebo nahodilý charakter o významné nebo zanedbatelné velikosti. Chyby metodicko-systémové lze očekávat a známe-li vlastnosti použitého diagnostického zařízení lze je do určité míry i korigovat. Chyby nahodilé jsou nejčastěji způsobeny rušivými vlivy z vlastního vyšetřovaného objektu a z okolí.

Diagnostika má smysl a je účelná pouze tehdy, jestliže dokážeme výsledky správně vyhodnotit a použít, a to jako vstupní informace pro další postup, nebo jako kontrolní informace k porovnání s hodnotami standardními nebo přijatelnými.



## 1. SOUČASNÝ STAV

### *1.1. Algoritmus zobrazovacího procesu*

U většiny zobrazovacích metod je nutná transformace energetického signálu do formy viditelného obrazu. Algoritmus zobrazení obsahuje tyto základní kroky:

- zdroj signálu – zobrazovaný objekt může být buď zdrojem nebo modulátorem obrazového signálu. Kromě termografie, kde je zdrojem signálu samotný lidský organismus nebo jeho část, vzniká u všech ostatních zobrazovacích metod obrazový signál modulací vnějšího energetického signálu vyšetřovaným objektem, tj. interakcí tohoto fyzikálního signálu s látkovým prostředím objektu. Modulace může mít charakter diferenční absorpce záření, odrazu a lomu vlnění, nebo indukovaného pohybu jader atomů.

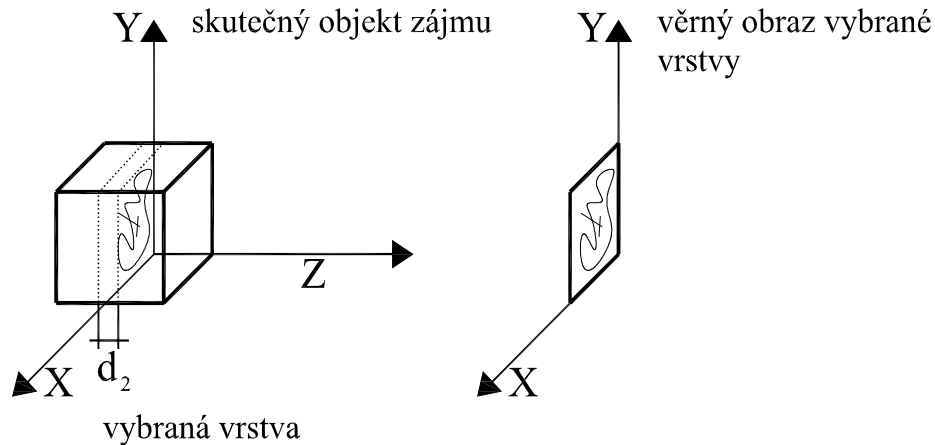
- detekce signálu – detektory mají všeobecně charakter měničů, které transformují původní energetický signál do obrazově zpracovatelné formy. Měniče jsou většinou jednoúčelové, tj. jsou určeny k detekci a transformaci jen určitého energetického impulsu.

- zpracování signálu – všechny měniče převádějí zachycený signál do elektrické podoby. Starší přístroje měly celý proces zpracování signálu analogový až do obrazové formy. U současných přístrojů je signál bezprostředně po transformaci převeden do digitální podoby a v té dále zpracováván. Kvalita zpracování signálu je pak dána kvalitou programového vybavení.

- interpretace obrazu – je konečným krokem zobrazovacího algoritmu. Rozumí se jí převedení obrazové informace do verbální formy. Tento krok má rozhodující význam pro správné stanovení diagnózy a uplatňuje se zde jak kvalita obrazu, daná technickou úrovní zobrazovacího systému, tak zkušenost a erudice interpreta. (4)

### *1.2. Základní úkol pro diagnostický systém*

Věrně zobrazit strukturu nebo stav struktury uvnitř daného objektu v přijatelně krátkém čase. Tento v podstatě ideální stav nelze nikdy dosáhnout vzhledem k technickým omezením a současnému stavu lidského poznání. Jedním z omezujících faktorů může být nedokonalost přístrojů a použitých metod.



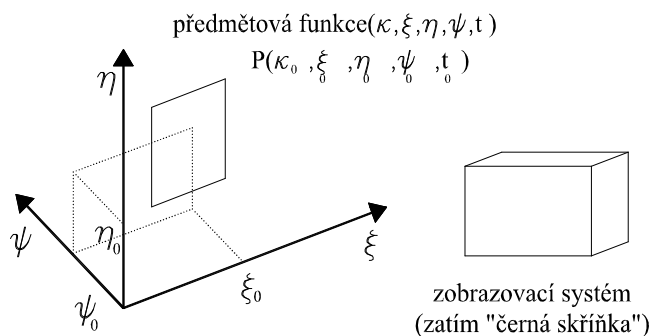
Základním nedostatkem všech zobrazovacích metod je částečná ztráta informace, která vzniká převodem informace z trojrozměrného vyšetřovaného objektu do dvojrozměrného obrazu. U všech moderních metod je snaha o trojrozměrné zobrazení. Toho lze u tomografických metod dosáhnout sérií většího počtu po sobě v určité vzdálenosti jdoucích obrazů (skenů), v ultrasonografii pak pohybem sondy během expozice a následnou matematickou rekonstrukcí obrazu. (4, 24)

### ***1.3 Obecné principy zobrazení***

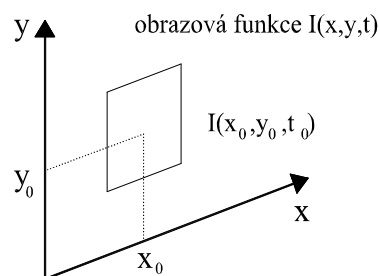
#### *Obecné pojmy*

Zobrazovaná fyzikální veličina - parametr, nabývá v každém bodě určitého oboru konkrétní hodnoty, pak obor tvoří pole této veličiny. Z tohoto hlediska vytvoří množinu bodů distribuce zobrazované veličiny, která se nazývá PPP (primární parametrické pole). Člověkem navržené a realizované systémy, které umožňují vytvořit viditelný obraz prostorové distribuce zvoleného parametru, transformují PPP na VPP (výsledné parametrické pole), ve kterém je parametrem viditelné světlo - jeho jas resp. barva. Vlastní zobrazovací systém nás zatím nezajímá, protože další část bude pojednávat jen o parametrech, které ovlivňují kvalitu transformace PPP na VPP.

Primární parametrické pole  
(předmětová rovina)



Výsledné parametrické pole  
(obrazová rovina)

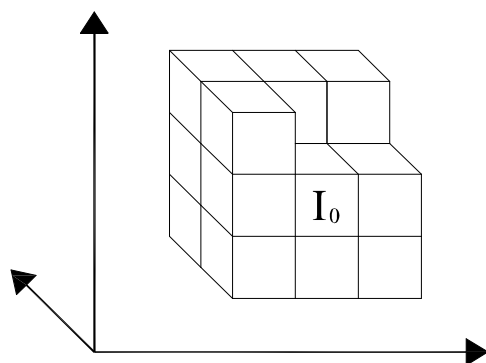


V procesu přeměny PPP na jeho obraz je nutno využít vhodného zprostředkovatele - signál, který se přijme odpovídajícím detektorem, vhodně zpracuje a transformuje na lidským zrakem identifikovatelný vjem. Prostorová distribuce výsledného parametru, kterým může být koeficient absorpce, úroveň signálu, akustická impedance, představuje výstupní informaci.

Proces vytváření VPP, je charakterizován třemi obecnými principy. Principem vlivu okolí, principem pozitivivity (nezápornosti) a principem vzájemného působení.

*Princip vlivu okolí*

U ideálního zobrazovacího systému obraz bodu vytvořeného pomocí zprostředkované energie odpovídá příslušnému bodu objektu. Ovšem skutečný zobrazovací systém detekuje energii nejen z jednoho bodu, ale také z okolních (sousedících bodů předmětu).



### *Princip nezápornosti*

Obraz PPP, stejně tak jako obrazový vjem, je vytvořen pomocí zprostředkované energie. Nejmenší možné množství této energie je rovno nule. Z toho plyne, že hodnota signálu vyjadřující prostorovou distribuci parametru jak v předmětu, tak v jeho obrazu, je nezáporná.

$$\phi(\kappa, \xi, \eta, \psi, t) \geq 0$$

$$I(x, y, t) \geq 0$$

### *Princip vzájemného působení*

Za předpokladu, že každý bod v předmětové rovině má svůj odpovídající bod v obrazové rovině a z každého bodu předmětové roviny je generována signálová energie a je-li zobrazovací systém citlivý na energii generovanou z PPP, pak můžeme distribuci VPP v obrazové rovině vyjádřit vztahem:

$$I(x, y, t) = h[x, y, \kappa, \xi, \eta, \psi, t, \phi(\kappa, \xi, \eta, \psi, t)]$$

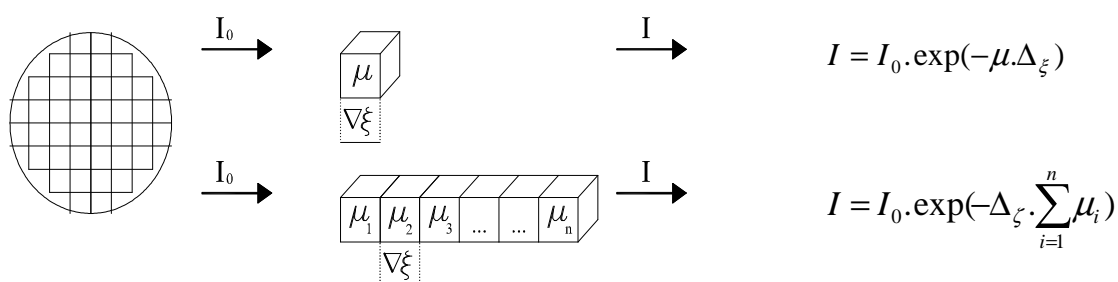
Ve většině prostředí, kterými se šíří energie, dochází k aditivní superpozici jednotlivých složek zářivého toku generovaných z různých bodů. Za tohoto předpokladu obdržíme v předmětovém i obrazovém prostoru aditivní superpozici signálu. Vlastnosti zobrazovacího systému ovšem mohou narušit aditivní vztahy mezi komponenty signálu předmětového a obrazového prostoru. Takový systém se pak chová jako nelineární složka přenosového řetězce a celý proces zobrazení je nelineární. V případě lineárního přenosu je podstatně snazší analyzovat chování celého systému než při nelineárním přenosu. Lze využít konvoluční integrál, Fourierovy (integrální) transformace, lineární diferenciální rovnice, atd. Hlubší rozbor této tematiky by vyžadovalo mnohem více prostoru než náleží tématu této práce. (7)

### ***1.4 Konkrétnější souvislosti proměnných primárního pole u jednotlivých modalit***

Pokud chceme znát souvislosti vzniku primárního pole a tím i podnět pro tvorbu příštího obrazu objektu, ale také možných zdrojů rušivých vlivů případně artefaktů, potřebujeme analyzovat (v prvním přiblížení), co má na primární pole největší vliv.

U **CT systému**, (využívá ionizující záření), je primární pole napřed diskretizováno jeho rozkladem a následně zpracováno v podobě elektrického signálu. Ke stanovení velikosti primárního parametru se postupně měří koeficient absorpce ve „sloupci“ tkáně. (Koeficient, který kvantitativně hodnotí absorpci záření ve hmotě se nazývá součinitel zeslabení  $\mu$ ). Geometrie sloupce je vymezena tloušťkou tomografické vrstvy  $\Delta\xi$  a zorným polem elementárního detektoru.

Diskretizace a zeslabení monoenergetického svazku rentgenového záření:



kde  $I_0$  - intenzita vstupního signálu,  
 $i = 1 \dots n$ ,

po úpravě

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

Veličiny na pravé straně rovnice jsou předem dány nebo jsou úměrné výstupnímu signálu z detektorů. Úkolem výpočetního systému v CT je stanovit jednotlivé členy součtu na levé straně rovnice a tím i velikost CT čísla každého bodu obrazu. (17)

U **UZ systému**, (využívá formu mechanického vlnění), je akustická impedance jednou z nejdůležitějších veličin která charakterizuje prostředí, v kterém se vlna šíří a má zásadní vliv na odraz a lom UZ vlnění na rozhraní dvou prostředí.

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

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

U ultrazvukového systému je vzájemná podmíněnost existence ultrazvukového pole a zobrazovaného primárního parametrického pole které ovlivňuje modulaci UZ signálu. Na tvaru akustického echa se podílí:

- rychlost změny akustické impedance rozhraní
- typ rozhraní
- velikost rozhraní
- vyzařovací diagram sondy
- orientace vyzařovacího diagramu sondy vůči prostředí
- délka blízkého pole ve srovnání s hloubkou uloženého rozhraní pod povrchem
- akustické vazební prostředí mezi sondou a tělem pacienta
- vzdálenost mezi zdrojem UZ vlnění a odraznou strukturou

Z uvedeného vyplývá, že i když je základním primárním parametrem UZ zobrazovacího procesu rozdíl akustických impedancí dvou prostředí, tvar echa závisí ještě na celé řadě parametrů, které mnohdy nelze vůbec kontrolovat. Jestliže využijeme amplitudovou modulaci echa k vyjádření jasové modulace obrazu, musíme mít při analýze takového obrazu vždy na paměti multiparametričnost procesu zobrazení. (1)

**U MR systému,** (využívá elektromagnetické vlnění), primární pole je tvořeno třemi fyzikálními veličinami: hustota vodíkových jader, podélnou relaxační dobou T1 a příčnou relaxační dobou T2; což vyplývá z následujících úvah.

Na základě elementárních kvantově mechanických úvah lze dokázat, že mezi magnetickým momentem elektronového obalu i atomového jádra (**M**) a jejich momentem hybnosti (**J**) existuje přímá úměrnost daná veličinou  $\gamma$  nazývanou gyromagnetický poměr.

$$\mathbf{M} = \gamma \mathbf{J}$$

Frekvence precesního pohybu závisí od statické magnetické indukce **B**<sub>0</sub> a od druhu atomového jádra. Tuto závislost určuje Larmorova rovnice

$$\omega = \gamma \mathbf{B}_0 \quad \text{kde } \omega = 2\pi \cdot f_0, \quad f_0 - \text{rezonanční frekvence}$$

Úkol je studium chování částice nesoucí magnetický moment **M** a mechanický moment **J** v magnetickém poli (**B**) klasickými metodami.

Lze dokázat že moment síly působící na částici je dán vektorovým součinem

$$\mathbf{M} \times \mathbf{B}$$

Lze napsat:

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

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:

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

Základní rovnice MR (Blochovy rovnice), 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:

$$\{\Delta M_x / \Delta t\}_{\text{rel}} = -M_x / T_2, \quad \{\Delta M_y / \Delta t\}_{\text{rel}} = -M_y / T_2, \quad \{\Delta M_z / \Delta t\}_{\text{rel}} = -(M_z - M_0) / T_1$$

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

$$\begin{aligned} \Delta M_x / \Delta t &= \gamma (\mathbf{M} \times \mathbf{B})_x - M_x / T_2, \\ \Delta M_y / \Delta t &= \gamma (\mathbf{M} \times \mathbf{B})_y - M_y / T_2, \\ \Delta M_z / \Delta t &= \gamma (\mathbf{M} \times \mathbf{B})_z - (M_z - M_0) / T_1 \end{aligned}$$

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, úroveň signálu při spin echo (SE) sekvenci po vybuzení objektu RF pulsem je:

$$U_{SE}(TR, TE) = N(H) \cdot (1 - 2e^{-(TR-TE/2)/T_1} + e^{-TR/T_1}) \cdot e^{-TE/T_2}$$

- 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  $90^\circ$  RF pulsy, u GSE sekvencí doba mezi následnými  $\alpha$  pulsy.) (16)

U všech popisovaných modalit velmi úzce s tvorbou primárního pole a tím i kvalitou výsledného obrazu souvisí:

- generování prvotního signálu požadovaných vlastností (co do intenzity, spektra, stability, stálosti, ...)
- přesnost, stabilita a stálost prostorového kódování
- citlivost, stabilita a stálost detektorů, sond a snímacích cívek, atd.

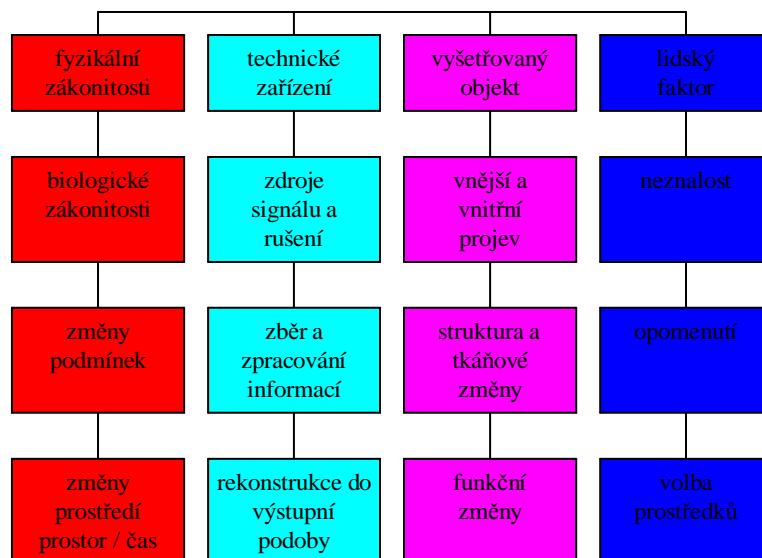
### **1.5 Příčiny vzniku artefaktu**

V předchozím textu o primárním parametrickém poli byla naznačena jen část jevů, které se odehrávají při zpracování signálu pro dosažení výstupního zobrazení. Složitost popisu dává jen určitou představu o požadavcích na zařízení, které má splnit tak obtížný úkol. Jak již bylo v úvodu uvedeno, při tomto zpracování dochází nutně k deformaci původních informací. V reálních podmínkách existuje řada vlivů, které znehodnocují kvalitu zobrazení a mohou vést k výskytu rušivých artefaktů. Zásadně je lze rozdělit do kategorií:

- vlivy okolí na diagnostický systém
- vliv diagnostického zařízení na vznik artefaktu
- vliv pacienta (objektu) na vznik artefaktu
- vliv obsluhujícího personálu na vznik artefaktu



## Souvislosti příčin a vnímání artefaktů



### 1.6 Elektromagnetické rušení

Při provozu diagnostických, ale i výpočetních systémů, se setkáváme s problémy, které jsou způsobeny elektromagnetickým rušením pocházejícím z výkonových nebo blízkých elektrických spotřebičů. Můžeme je rozdělit do několika skupin:

- rušení magnetickým polem (indukční vazbou)
- rušení elektrickým polem (kapacitní vazbou)
- rušivé vlivy zemních proudů (galvanické spojení)
- rušení způsobená síťovými zdroji

Pro potlačení vlivu rušení musí být zařízení navrženo tak, aby bylo necitlivé nejen k vnějšímu a vnitřnímu rušení, ale také s ohledem na minimální úroveň rušení, které samo zařízení generuje. Je celá řada prostředků, jak zabránit nebo alespoň omezit těmto negativním vlivům (správné stínění – obvodové, aktivní, účinná filtrace, správné uzemnění, apod.) (6, 25)

### 1.7 Nepříznivé účinky přepětí

Jedna z nejčastějších příčin výpadku diagnostických zařízení je právě vliv přepětí, které vzniká jako důsledek atmosférických jevů nebo častěji, jako důsledek spínacích, nebo poruchových jevů v rozvodných systémech. Tyto jevy způsobují vznik přepětí v nízkonapětových regulačních, měřicích, výpočetních a řídicích systémech, které může způsobit různé potíže (od drobných poruch až po ztrátu dat nebo závažné havárie). S tímto souvisí:

- Problematika odolnosti elektrických zařízení proti přepětí tvoří součást EMC (Elektro-Magnetic Compatibility), kterou lze rozdělit na:

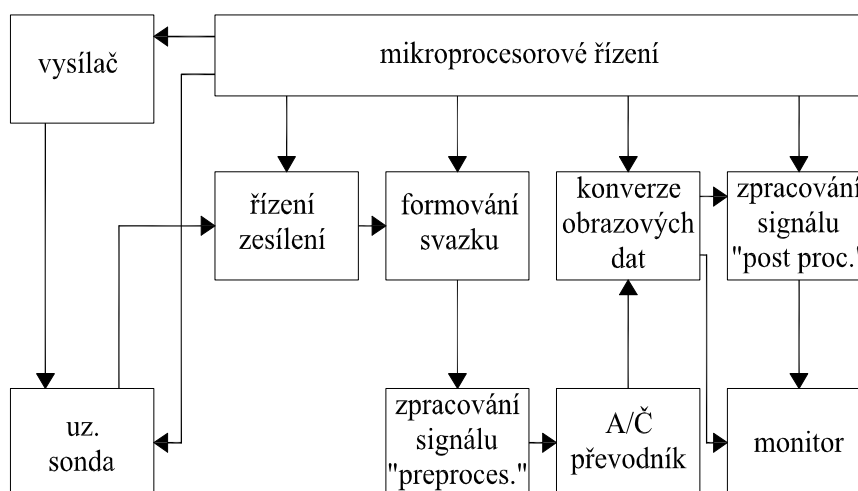
- Požadavky na nepřekročení dovolené úrovně rušivého vyzařování - EMI (Elektro- Magnetic Interference), vyzařování zařízení do vnějšího prostředí prostřednictvím elektromagnetického pole nebo napájecího vedení

- Požadavky na odolnost zařízení proti působení vnějšího rušivého elektromagnetického pole - EMS (Elektro-Magnetic Susceptibility) (6, 25)

### ***1.8 Zkreslení signálu elektronickým zařízením***

Při zpracování vstupního signálu až do výstupní podoby jsou si všechny zobrazovací systémy principiálně podobné. Vstupní analogový signál přijatý detektorem se zesiluje, upravuje. Následuje digitalizace signálu. Signál v digitální formě se dále upravuje do obrazových dat, ukládá, archivuje, atd. Obrazová data se na závěr převádí z digitální formy zpět do analogového tvaru prostřednictvím monitoru, na kterém sledujeme výsledný obraz. Během tohoto složitého procesu zpracování signálu a informací dochází k deformacím a případným ztrátám, což ovlivňuje výslednou kvalitu zobrazení.

Jako příklad je uvedeno hrubé blokové schéma ultrazvukového systému



## 1.9 Analogové zpracování

Jevy ovlivňující kvalitu analogového zpracování signálu:

- šum
- přechodové jevy
- nelineární prvky a obvody
- frekvenční závislost prvků a obvodů
- tepelná závislost prvků a obvodů
- vlivy napájení
- jiné zdroje nepřesností

### *Šum*

Pod pojmem šum se v elektronice v obecném smyslu rozumí jakékoliv signály, které narušují zpracování a přenos signálů užitečných. Náhodné (stochastické) signály můžeme rozdělit na externí – atmosférický, průmyslový šum a interní – šum vznikající v samotném zařízení. Tyto signály se přičítají k přenášenému užitečnému signálu. Tyto náhodné signály nelze popsat jednoznačnou reálnou funkcí času, nelze předem určit jakou hodnotu budou mít v libovolném čase. Náhodné procesy se mohou prezentovat, nejen svými časovými průběhy nebo náhodnými proměnnými, ale lze je charakterizovat také ve frekvenční oblasti, a to pomocí jejich výkonové spektrální hustoty.

Interní šumové signály mají charakter spontánních fluktuací proudů a napětí vyskytujících se v obvodech elektronických systémů. Nejdůležitějším příkladem spontánních fluktuací v elektronických obvodech je tzv. teplotní (termický) šum a výstřelový šum.

Elektronová vodivost způsobuje obecně nerovnoměrnost v toku elektrického proudu, což se projevuje jako šum. Tento šum může způsobit u srovnatelných úrovní užitečného signálu nemalé potíže. (6, 25)

### *Přechodové jevy*

Jde o jev, který trvá mezi dvěma ustálenými stavy obvodu. Příčinou přechodového jevu jsou náhlé změny poměrů obvodu. Nejčastěji se uvažuje změna napětí nebo proudu při připojení či odpojení části zařízení. To souvisí s konečnou rychlostí vzájemné přeměny elektrické, elektrostatické a elektromagnetické energie v indukčnostech a kapacitách obvodu.

Řada přechodových jevů je nežádoucí. Tyto děje způsobují například krátkodobá přetížení obvodu. Tím se zkracuje životnost zařízení.

#### *Nelineární prvky a obvody*

Elektronické prvky (hlavně aktivní) vykazují funkční nelinearitu, která způsobuje zkreslení vstupního signálu. Nelinearita prvků a obvodů se může projevit v různých podobách:

- nelinearita jednosměrné voltampérové charakteristiky prvku
- nelinearita přenosové soustavy

Nelineární přenosová soustava na rozdíl od lineární mění tvar signálu. To znamená, že spektrum výstupního signálu je obohaceno o složky, které ve vstupní informaci nebyly.

#### *Frekvenčně závislé prvky a obvody*

Přísně vzato, nelze žádný prvek považovat za dokonale lineární a kmitočtově nezávislý pro teoreticky nekonečný rozsah napětí a kmitočtů. Projevuje se to v přenosových vlastnostech systému (změnou impedance v závislosti na použité frekvenci).

#### *Teplotní závislost prvků a obvodů*

Přehřátí některé součástky (odporu, polovodičového prvku,...) nebo celého bloku vlivem zvýšeného proudu, nebo nedostatečného chlazení, může vést k přechodné nebo trvalé závadě.

V elektronických systémech se využívají různé postupy zpracování signálu, které zabezpečují linearitu zpracování, nebo zmírňují účinky nežádoucích jevů (zaváděním různých korekčních členů, filtračních a synchronizačních obvodů apod.). (6, 25)

### ***1.10 Digitální zpracování a děje ovlivňující kvalitu digitálního zpracování:***

Lidské oko a ucho jsou uzpůsobeny pro vnímání spojitého (analogového) signálu, který se v přírodě běžně vyskytuje. Na druhé straně, počítače a mnohá další zařízení jsou schopna pracovat pouze s digitálním (číslíkovým) záznamem. Digitální způsob zpracování a uchování informací má vůči analogovému řadu předností. Zpracovávané číslíkové posloupnosti mohou být vyrobeny v počítači, ale ve většině případů jsou získány digitalizací (vzorkováním, kvantováním a kódováním) analogového signálu.

Tento signál může být jednorozměrný (nejčastěji funkce času) nebo vícerozměrný (nejčastěji dvou rozměrný – dvourozměrný obraz). Zpětný převod signálu z digitální podoby do analogové se nazývá rekonstrukce (analogového) signálu.

Digitalizace je převod, jehož vstupem je spojitá funkce (analogový signál) a výstupem je diskrétní funkce (digitální signál). Při digitalizaci záleží na vzorkovací frekvenci (vzorkování v čase) a zvoleném kvantování (kvantování v amplitudě). V každém případě při digitalizaci dochází k určité ztrátě informace. Informace v čase mezi vzorky mizí a úroveň jednotlivých kvant vytváří mrtvé zóny vlivem zaokrouhlování.

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 (Nyquistovy) frekvence v signálu  $\omega_{\max}$ , tzn.  $\omega_v > 2\omega_{\max}$ .“

kde:  $\omega_v$  .....vzorkovací frekvence

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

V případě použití nedostatečné vzorkovací frekvence může dojít k nežádoucímu jevu zvanému aliasing, který je známý v diagnostice pomocí CT, MR nebo UZ jako artefakt, způsobený nevhodnou volbou parametrů diagnostického zařízení pro zadaný druh vyšetření.

Pro kvantování (jehož cílem je převést reálné hodnoty do diskrétní množiny) se obvykle používá lineární kvantovač vyznačující se stejnou délkou všech úrovní.

Kvantování můžeme chápat jako „zaokrouhlování“. Pokud je zaokrouhlování příliš hrubé, potřebujeme na uložení výsledku kvantování méně místa, ale výsledná hodnota kvantování, která se používá pro rekonstrukci původního signálu, je více vzdálena originálu.

Rekonstrukce signálu znamená převod signálu v digitální podobě zpět do spojitě podoby, aby mohl být vnímán lidským zrakovým nebo sluchovým systémem. Pro rekonstrukci se používá více metod - rekonstrukční filtr, číslicově-analogový převodník, dolnofrekvenční propust apod. Konečný výsledek převodu pak můžeme vidět na monitoru, nebo slyšet z akustického měniče – reproduktoru. (6, 7, 25)

### *1.10.1 Metody potlačení rušení a šumu*

Jak již bylo v předchozím textu napsáno, zpracovávaná obrazová informace je

degradována šumem, rušením a přenosovými vlastnostmi systému. Z hlediska popisu můžeme v řadě případů charakterizovat šum a rušení jako náhodné signály s Gaussovým rozdělením (např. tepelný šum), periodické nebo impulsní. Podle dalšího kritéria můžeme rozdělit šum a rušení na aditivní (šum se přičítá k původnímu obrazu) a multiplikativní (šum násobí původní obrazové pole). Metody, které potlačují šum a rušení, jsou vždy vhodným kompromisem mezi ztrátou užitečné informace a dostatečným potlačením šumu, neboť obě složky lze jen obtížně zcela oddělit. Využíváme přitom řadu principů a metod využívajících odlišných amplitudových a kmitočtových vlastností. Obzvláště znalostí charakteru obrazu nebo šumu. Řada metod je velmi specificky zaměřena na určitou třídu obrazové informace a některé metody vyžadují optimalizaci za účasti subjektivního pozorovatele. Nejjednodušší rozdělení je na metody lineární a nelineární podle toho, zda platí princip superpozice.

Lineární metody (platí zde princip superpozice) jsou ze své podstaty vhodné zejména pro aditivní šum. Jedná se v první řadě o konvoluční filtraci v prostorové oblasti a kmitočtovou masku ve spektrální oblasti. Nejjednodušší metodou je tzv. průměrování, které lze chápat jako jeden z příkladů konvoluční filtrace s jednotkovými koeficienty jádra. Můžeme průměrovat v čase nebo v prostoru.

U nelineárních metod (neplatí zde princip superpozice) je neznámější metoda potlačení šumu tzv. mediánový filtr. Medián posloupnosti je definován jako hodnota členu posloupnosti s lichým počtem členů, pro který platí, že polovina členů posloupnosti je větší a polovina menší než hodnota mediánu. Mediánový filtr se liší od standardního průměrování zejména tím, že lépe zachovává přechody v obrazu. Velkou výhodou mediánu je fakt, že hodnota centrálního bodu je nahrazena jinou hodnotou, která ale v původním obrazu existuje. Nikoliv tedy uměle vypočítanou např. střední hodnotou. (6, 7, 25)

### *1.10.2 Rekonstrukce obrazu*

V principu lze konstatovat, že jakákoliv transformace, zpracování, nebo přenos obrazové informace, přináší v naprosté většině případů degradaci vlastního obrazu a ztrátu informace. Uplatňují se zhruba dva základní mechanismy ztráty informace. V první řadě se jedná o omezení kmitočtového pásma, a to v prostorové i časové oblasti. Zejména významné je tzv. aperturové zkreslení, které způsobuje nevratnou ztrátu některých kmitočtových složek (nulové body přenosové funkce). Druhý mechanismus ztráty informace představují šumové příspěvky jednotlivých stupňů a bloků. Lineární funkční

bloky systému většinou působí jako filtr typu dolní propust, to znamená, že omezuje přenášené pásmo prostorových kmitočtů a přidávají šumové složky. Používáme dvojí charakterizaci, a to prostorovou impulsní odezvu, nebo přenosovou charakteristiku ve spektrální oblasti. Většina lineárních metod rekonstrukce vychází z návrhu rekonstrukčního (inverzního filtru), který kompenzuje nerovnoměrnost přenosové charakteristiky, ale za cenu frekvenčního zkreslení a zatížení šumovými příspěvky .(6, 7, 25)

### ***1.11 Jiné zdroje nepřesností.***

Mechanické a nelineární regulační bloky se také podílejí na zkreslení obrazové informace. Spojovací články pohyblivých dílů (klouby, čepy, nebo třecí plochy) se časem stávají zdrojem nepřesností. Nelinearity v regulačních systémech se vyskytují prakticky v každém článku regulačního systému a jsou obvykle dány konstrukčními nedokonalostmi, po případě vyplývají z fyzikálních vlastností zařízení. Jejich vliv na regulační proces se snažíme zpravidla omezit nebo úplně vyloučit. Běžně se vyskytující parazitní nelinearity:

- nelinearity typu nasycení (omezení)
- pásmo necitlivosti
- vůle v převodech a hysterese
- tření (mechanické v ložiskách, ale i elektrické tlumení motoru ).

## **2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY**

Cílem mé práce je zlepšení informovanosti uživatelů vybraných radiodiagnostických modalit, jak lze preventivně působit, aby se artefaktům předcházelo, nebo jejich projevy zmírnily na minimum. Využitím znalostí základních fyzikálních principů, elektroniky a digitálního zpracování informací lze zmírnit, nebo zamezit projevům rušivých artefaktů.

## **3. METODIKA**

Literární sběr informací z různých zdrojů souvisejících s výskytem rušivých jevů a artefaktů podle druhu modalit (CT, MR, UZ). Průběžný sběr obrazové dokumentace výskytu artefaktů v běžné klinické praxi. Časově omezený sběr projevů obrazových artefaktů na přístroji CT pro statistické zpracování. Pro tento účel jsem vytvořil formulář. Obsluhující personál byl instruován, aby do tohoto formuláře zaznamenával všechny výskyty nežádoucích obrazových jevů v průběhu běžné klinické praxe pro jejich zpětné vyhledání a zpracování. Dále byly pomocí technických pomůcek (fantomu) vytvořeny modelové situace (v souvislosti s projevy obrazových artefaktů).



## 4. VÝSLEDKY

### 4.1 Artefakty při vyšetřování pomocí CT

Původ artefaktů v CT obrazech lze principiálně rozdělit do tří základních skupin:

- 1) Fyzikální - změna energie svazku (Beam-Hardening Artifacts)
  - parciální objemový efekt (Partial Volume Effects)
  - úbytek fotonů (Foton Starvation)
  - podvzorkování
  - aliasing
- 2) Pacient - anatomické poměry, chirurgické výkony
  - kovy
  - pohyb pacienta
  - pohyb orgánů
  - kontrastní látka
- 3) Přístroj - citlivost detektoru
  - mechanická nestabilita
  - poruchy přístroje
  - spirální a MSCT artefakty

#### 4.1.1 Artefakty z utvrzení

Záření emitované rentgenkou CT přístroje představuje spektrum vysokých a nízkých energií. S tím, jak roste příčný průměr skenovaného objektu, dochází k absorpci složek záření o nízké energii, které jsou absorbovány více než vysoko energetická část spektra. Tento fenomén se nazývá utvrzení. V definici CT čísel musí být určitá střední energie přisouzena absorpci záření ve vodě. Jestliže je absorpce vyšších energií redukována, přibývá tvrdších paprsků, a to může znamenat pokles v CT číslech.

Technické řešení tohoto problému spočívá v odhadu hustoty vyšetřovaného objektu založeném na absorpci záření pro každou jednotlivou projekci a matematické úpravě pro utvrzené záření. Předpokladem pro správnou matematickou úpravu je, že se celý vyšetřovaný objem skládá z jedné hmoty (obvykle vody). Stupeň tohoto efektu závisí na síle objektu a na jeho biologickém složení. Jestliže je lokální atomové složení výrazně odlišná od vody (kost, kov, koncentrovaná kontrastní látka), artefakty z utvrzení se budou vyskytovat stále.

Novější technika je použitelná pro pozdější odstranění artefaktů z utvrzení. Toto může být provedeno, buď použitím korekčních tabulek počítaných z primárního spektra záření a vody jako skenovaného objektu, nebo systému počítačových algoritmů, které stanovují utvrzení podle rozložení denzity v CT obraze (např. RASP, Toshiba), nebo pořizováním tenčích skenů a jejich pozdějším sestavením do silnějších vrstev (toto může redukovat artefakty z utvrzení u struktur, které procházejí šikmo přes vyšetřovanou vrstvu). Korekce se provádějí během postprocessingu v obrazovém počítači. Artefakt z utvrzení je závažným problémem při skenování hlavy, protože jsou zde velmi výrazné přechody kost-měkká tkáň. Nejvíce je postižen prostor mezi skalními kostmi. Této části se říká „Hounsfield's dark space“. Kvalita korekce artefaktu se často posuzuje právě podle zobrazení tohoto prostoru.



*Obr.1 Artefakt z utvrzení mezi skalními kostmi*

#### *Žebra*

Místní útlum, který se vyskytuje za žebry může imitovat intrahepatické léze, ale tyto artefakty jsou obvykle přesně identifikovány pro jejich specifické umístění.

#### *Končetiny*

Podobná situace jako u artefaktů způsobených žebry, může nastat, jestliže jsou

obě horní končetiny připaženy a leží podle těla pacienta ve vyšetřované oblasti. Na obrazech se budou objevovat rušivé horizontální pruhové artefakty mezi kostěnými strukturami. Tyto artefakty jsou způsobeny vzrůstem absorpce a utvrzením. Z tohoto důvodu by měla být, pokud je to možné, alespoň jedna končetina odstraněna z vyšetřované oblasti a uložena nad hlavou pacienta. Podobný artefakt z utvrzení můžeme vidět mezi stehenními kostmi. (2, 10, 12)



*Obr.2 Artefakt z utvrzení – obě paže podél těla*

#### **4.1.2 Efekt částečného objemu**

Vliv efektu částečného objemu záleží na velikosti struktury relativně řezem oddělené a pozici struktury ve vztahu k rovině řezu. Struktura, která je přibližně paralelní s plánem skenování, je více náchylná na vliv PVE, než struktura přibližně kolmá na plán, tj. orientovaná v ose Z.

Ve studiích užívajících relativně široké řezy a rekonstrukce bez překryvu, může PVE redukovat kontrastní nabarvení malých plicních nebo jaterních lézí uložených v neobvyklých pozicích (mezi dvěma řezy), které by mohly být přehlédnuty.

Skeny, které řežou částečně i sousední struktury mohou simulovat léze, které neexistují. Například osifikovaná část příčného výběžku, který připojuje první žebro ke sternu může imitovat solitární plicní uzel. Podobně částečně „říznutý“ horní pól pravé ledviny, žlučník, nebo sousední vzduchem vyplněný střevní segment, může imitovat intrahepatickou lézi. Kaudální část dolního jaterního laloku může být zaměněna za lymfatický uzel v portě hepatis. Soutok portálních žil může simulovat lézi pankreatu. Šikmo uložená nadledvina částečně zachycená silným řezem se může podobat tumoru. (2, 10, 12, 17, 20)

### **4.1.3 Elektronický šum a fotonový úbytek**

Jestliže radiační dávka, která dopadá na detektor, je výrazně redukována, pak se elektronický šum detektorového systému (zesílení šumu) stává závažným problémem. Elektronický šum přidává náhodné kolísání do signálu detektoru a pro standardní radiační dávku je zanedbatelný. Absolutní množství šumu je nezávislé na příslušné expozici. Čím je signál detektoru nižší, tím je odpovídající vliv elektronového šumu stále více zřetelný. Toto snížení signálu detektoru může být způsobeno vysokou absorpcí v pacientovi (obézní pacient, kovovými objekty, širokým příčným průměrem např. v oblasti ramen) nebo použitím nízké dávky při vyšetření. Tak, jak pokračuje trend vyšetřování směrem k použití stále nižších dávek, stává se problém elektronického šumu stále více důležitý.

Jestliže počet fotonů, které narazí do detektoru, příliš klesne (foton starvation), elektronický šum se stane převládající vlastností. Rekonstrukce silnějších vrstev nebo použití vyhlazovacího filtru nemůže dlouho plně kompenzovat tento neočekávaný růst zobrazení šumu. Tomuto případu fotonového vyhladování bychom se měli vyhnout všemi prostředky, protože neexistuje žádný způsob kompenzování redukované kvality zobrazení. (10, 12)

### **4.1.4 Zobrazení šumu**

Šum je součástí zobrazení na CT skenech, které nebyly pořízeny s nadměrným množstvím dávky. Šum představuje náhodné kolísání měřených hodnot CT čísel a je způsoben hlavně kvantovým šumem. Zobrazení šumu může zhoršit viditelnost detailů o nízkém kontrastu, ale může být redukováno použitím širších řezů (axiální zobrazení nebo MPR) nebo použitím vyhlazovacího filtru. Zobrazení šumu je zvláště rušivé na 3D rekonstrukcích, protože bude způsobeno „létajícími pixely“ (flying pixel's) a projeví se nepravidelnostmi okrajů objektu – stalaktitové artefakty na horním nebo dolním povrchu málo kontrastních struktur. Tento artefakt souvisí s přesností nastavení segmentačního prahu. Optimální nastavení segmentačního prahu umožňuje zachycení objektu v jeho skutečné velikosti. Snížení prahu způsobí, že na tvorbě obrazu se podílí více voxelů. Další snižování prahu vede v některých voxelích k překročení prahu díky šumu a vzniku popsáných artefaktů. S podobným efektem se můžeme setkat u volume rendering techniky. (12)

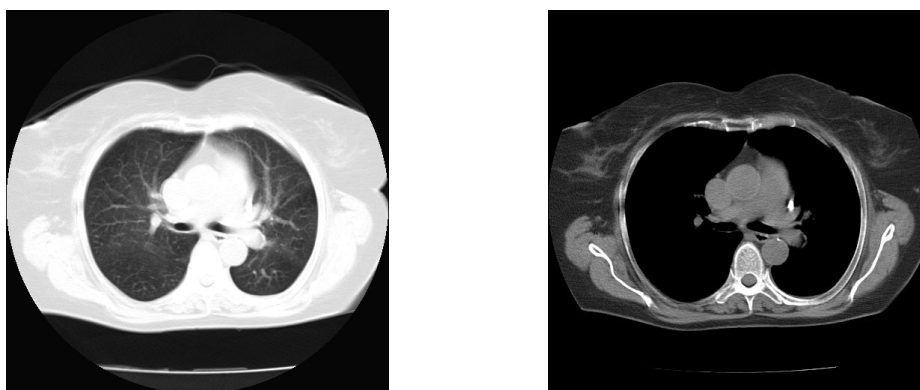


*Obr.3 Šum – HRCT*

#### **4.1.5 Nastavení okna**

Nastavení okna (úroveň a šířka) ovlivňuje zobrazení šumu a kontrastu v CT obraze. Jestliže je okno nastaveno příliš široce je zobrazení kontrastu redukováno, což může způsobit, že nízkokontrastní léze v játrech nebo pankreatu nemusí být zachyceny. Naopak příliš úzce nastavené okno může výrazně zvýšit růst zobrazení šumu v CT obraze a zhoršit rozlišení šedé škály v oblastech bohatých na tuk. Toto může bránit zhodnocení jemných strukturálních detailů a příčin patologických změn v tukových tkáních (edém, infiltrace) nebo volného vzduchu, který může uniknout detekci.

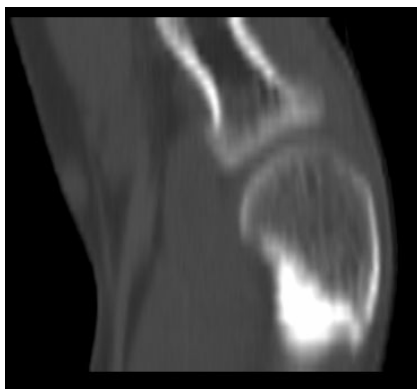
Přesné měření délek a šířek na CT obrazech vyžaduje dostatečnou šíři okna. Všechny struktury zájmu a jejich okolí by stále měly patřit do škály šedi a neměly by být úplně černé nebo bílé. Typický příklad je zhodnocení tloušťky bronchiální stěny. To vyžaduje nastavení okna na více než 1000 HU (lépe 1500 HU). Ostatní nastavení okna vedou k nadhodnocení šířky bronchiální stěny. CT angiografie kalcifikovaných stenóz nebo stentů vyžaduje široké nastavení okna pro správné určení stupně zúžení. (10, 12, 18)



*Obr.4 Zobrazení stejného objektu při různém nastavení okna*

#### 4.1.6 Schodovité artefakty

Tento artefakt je typický pro MPR u konvenčního CT. Čím užší je jednotlivý řez a čím menší je rekonstrukční interval, tím kvalitnější jsou MPR, zejména v rovinách kolmých na osy X a Y. Silnější kolimace vede k neostrostem v ose Z. SSCT (Single Slice CT) a MSCT (Multi Slice CT) je méně citlivé na tento artefakt díky překrývání rekonstruovaných obrazů. Pro odstranění artefaktu stačí 30 – 50% překryv. Tento artefakt se může objevit také na SSCT a MSCT pokud objekt leží daleko od středu gantry nebo je orientován šikmo nebo prakticky paralelně k rovině řezu (tibiální plateau, kalva, zápěstí). Artefakt vytváří pilovité struktury v obraze. Tento artefakt se může také objevit díky špatně zvolené interpolaci nebo poddimenzování dat v ose Z. (10, 12, 13)



Obr.5 Schodovitý artefakt

#### 4.1.7 Podvzorkování

Jde o interferenci mezi počtem detektorů a jejich roztečí a pravidelně se měnící strukturou skenovaného objektu. Tento jev snižuje kontrast skenovaného objektu. Rozteč detektorů ve věnci určuje vzorkovací frekvenci. Kde je:

$F_s$  – vzorkovací frekvence

$F_0$  – frekvence pravidelné struktury uvnitř snímaného objektu

Mohou nastat tyto stavy, kdy:

$F_s \gg F_0$  – při této podmínce nedochází k žádné ztrátě informace ze snímaného objektu

$F_s = 2F_0$  – toto je mezní podmínka, kdy začíná ztráta informace ze snímaného objektu

$F_s = F_0$  - všechny frekvence a amplitudy informace ze snímaného objektu jsou ztraceny

$F_s < F_0$  - stejně jako předchozí podmínka, ale v obraze se již objeví pruhy

Aby nedocházelo ke ztrátě kontrastu, musí být systém konstruován tak, aby  $F_s > 2 F_0$

Jednou z možností jak snížit vliv podvzorkování, je snížit vzorkovací vzdálenost zavedením změny polohy ohniska rentgenky při skenování objektu. Poloha ohniska je ovládána vychylováním elektronového svazku katoda-anoda v rentgence – flying focal spot. Ke změnám polohy ohniska je třeba jen krátký časový úsek (řádově  $\mu$  s). Díky tomu je možné pořídit simultánně během jedné otáčky dvojnásobný počet překrývajících se řezů. Tuto techniku využívá např. firma Siemens v rentgence STRATON. Výsledek pro rekonstrukci je součet obou čtení. Tím se výrazně zlepšuje prostorová rozlišovací schopnost i kontrast. (10, 12, 17 )

#### **4.1.8 Aliasing**

Tento artefakt vzniká v pozadí. Působí jako dolno-propustný filtr obrazového signálu. Věvec detektorů s různými typy, rozměry a roztečí elementů ovlivňuje elementární útlumy v objektu tím, že je filtruje a výsledný elektrický signál má menší obsah vyšších harmonických frekvencí – snižuje prostorovou rozlišovací schopnost systému. Latentní obraz objektu daný prošlým zářením je modulován různými tkáňovými absorpčními koeficienty. Tato modulace je „jemnější“ než hustota detektorů ve věnci a tím dochází k uvedené frekvenční filtraci – výsledná modulace je „hladší“.

Vliv aliasing efektu se sníží růstem počtu detektorů a zmenšováním rozteče detektorových elementů mezi sebou. (9, 10, 12)

#### **4.1.9 Artefakty způsobené anatomickými poměry**

Anatomické variety nebo normální struktury skenované v neobvyklé rovině by mohly být vykládány jako solidní léze. Při posouzení je třeba vzít v potaz sousední řezy a charakter nasycení tkání při použití kontrastní látky. Seznam některých anatomických struktur, které mohou nejvíce plést v CT obraze je uveden v tabulce č.1.

Tab.1

Struktury	Omyly
Musculi scaleni	Lymfatické uzliny
Musculus sartorius	Lymfatická uzlina
Přídavná plicní žíla	Lymfatická uzlina
Atypické renální žíly	Lymfatické uzliny
Tuková infiltrace lymfatické uzliny	Žilní trombóza
Paravertebrální žíly	Lymfatické uzliny
Střevo	Tumor, lymfatické uzliny, varixy
Přídavná slezina	Tumor ledviny nebo nadledviny, lymfatická uzlina, tumor peritonea
Pánevní žilní plexus	Infiltrativně rostoucí tumor

#### *Předešlé chirurgické výkony*

Jizvy mohou být obtížně rozlišitelné, obzvláště jestliže je jizevnatá tkáň zformována jako solidní léze. Toto platí zejména po částečném vynětí tkáně. Plicní metastázy po léčbě se mohou podobat plicnímu karcinomu. Dynamické studie pomocí kontrastní látky mohou někdy pomoci rozlišit tumor od jizevnaté tkáně. Zatímco tumor se sytí během arteriální nebo parenchymové fáze, jizva se nesyť až do intersticiální fáze.

Střevní kličky po rekonstrukčním chirurgickém výkonu na biliárním systému často kolabují a mohou být zaměněny za metastázu. Kontrastní látky vylučované žlučí pomáhají spolehlivě odlišit tyto kolabované kličky od tumoru. MS CT může dokonaleji odlišit anatomické poměry měkkých orgánů, které jsou dostatečně odděleny břišním tukem.

Edematózní stěna močového měchýře po transuretrální resekci prostaty (TUR) může vypadat jako zbytkový tumor. (12)

#### **4.1.10 Artefakty způsobené kovovými implantáty**

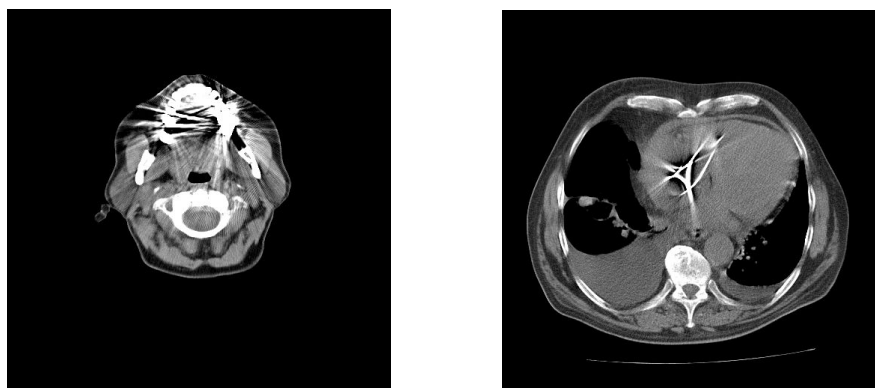
Kovové objekty způsobují významné kruhové utvrzení a mohou také způsobit téměř úplnou absorpci záření (fotonové vyhladovění detektoru). Mají za následek objevení hyperdenzních a hypodenzních kruhových artefaktů. Tyto artefakty se obecně nevyskytují u malých objektů (drátky, cévní svorky), protože objem se částečně zprůměruje. Titanové implantáty absorbují méně záření než ostatní kovy, proto způsobují



méně artefaktů. Oboustranné náhrady kyčelního kloubu také způsobují artefakty z utvrzení. Jsou příčinou velkých výpadků obrazové informace v malé pánvi. Je obtížné při vyšetření správně zhodnotit tuto oblast.

CT není vhodná metoda pro zhodnocení kovových objektů (např. zhodnocení zlomenin implantátů) pokud není rozsah měřitelných CT denzit zvýšen přes 3000 HU. Toto je možné, jestliže přístroj používá 16 bitové rozlišení pro jeden pixel ( maximum CT čísel je větší než 65 000), nebo je k dispozici software, který rozšíří škálu CT čísel.

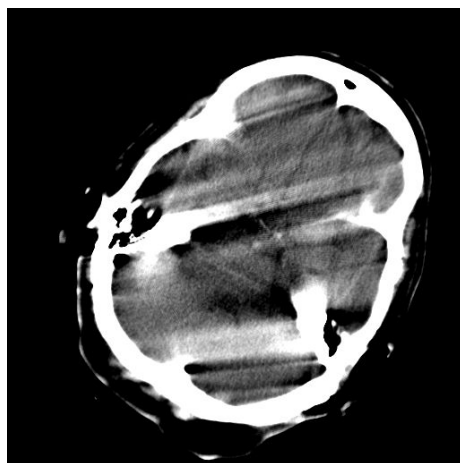
Někteří výrobci poskytují algoritmy na potlačení artefaktů z kovu. Takové algoritmy obvykle užívají opakované korekce. V prvním kroku určí umístění vysoce denzního objektu podle rekonstrukce CT obrazu. To pak použijí jako informaci pro předpovídání artefaktů z utvrzení, efektu vyhladovění a jejich úpravy. Tento proces může být opakován . Opakováním se dále zlepšuje kvalita zobrazení. Takové algoritmy nicméně vyžadují podstatně více času pro rekonstrukci výsledného obrazu. (10, 12, 20)



*Obr.6 Artefakty z kovu*

#### ***4.1.11 Pohybové artefakty***

Pohyb ve vyšetřované oblasti během pohybu rentgenky způsobuje náběr nekonzistentních dat, protože dochází k různým konfiguracím vyšetřovaného objektu v různých projekcích. Výsledkem jsou různé stupně pohybové neostrosti, která se objeví v rekonstruovaném obraze. Nejvýraznější neostrost bude v oblasti stále se pohybujících struktur.



*Obr.7 Pohybový artefakt*

### *Pulzace*

Pulzování srdce, aorty a velkých plicních cév může být příčinou dvojnásobného, nebo vícenásobného zobrazení kontur cévní stěny. Jestliže se tento efekt objeví na vzestupné aortě, může imitovat vlající intimu. Pulzující srdce způsobuje pruhové artefakty sousedních orgánů a může simulovat disekci sestupné aorty. Pulzace cév vede k posunutí cévní stěny, která ve výsledném obraze vypadá jako vroubkování nebo dvojitá stěna cévy. Pulzování struktur v MPR způsobuje vroubkové artefakty, které se objevují podle osy Z (kymografický efekt). Většina projevů pulzace se většinou sníží rychlým skenováním (MS CT např.s 4x 2,5 detektorů), protože srdeční puls se šíří většinou v ose Z.

Pulzace srdce a velkých cév způsobuje, že se trachea jeví jako vroubkovaná na 3D nebo MPR rekonstrukcích. Pulzace plicních cév nebo přenesená pulzace srdce do plic se více projevuje za levým lalokem plic a obvykle způsobuje stromečkovitě vypadající deformace cévní bifurkace v periférii plic. Blízko bifurkace se objevují hypodenzní místa, která mohou imitovat lokální emfyzém. Pulzace také může lokálně způsobovat místa zvýšení CT denzity, která mohou být prezentována jako pseudokalcifikace v plicním hilu, srdci nebo v játrech.

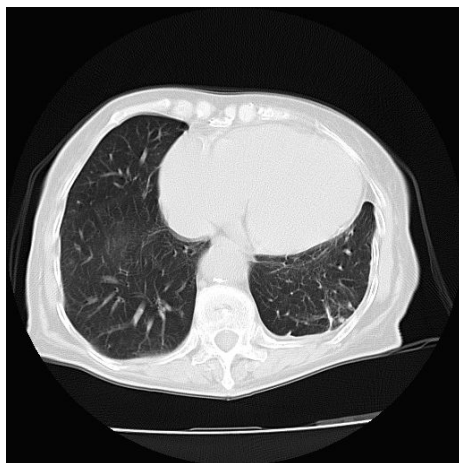
Rychlý EKG gating nebo bolus triggering může téměř úplně potlačit projevy pulzace v aortě nebo plicních cévách. Bohužel pulzace není uniformní proces, protože pulzní vlna se šíří od srdce do periferie. Proto jsou rozdílná místa v čase, která jsou optimální pro skenování aorty a skenování plicních cév.

### *Dýchací artefakty*

Nedostatečné zadržení dechu způsobuje zdání dvojitých kontur orgánů, které se pohybují při dýchání. Tyto artefakty mohou zastírat patologii a vzácně mohou být zaměněna při pravé patologii. Dvojité kontury uvnitř plic mohou imitovat bronchiektázie nebo pleurální onemocnění. Tyto efekty jsou způsobeny prudkými dýchacími pohyby, prudkým hlubokým nádechem nebo také záchvatem kašle.

Na horním nebo dolním okraji velkých oválných struktur, jako jsou ledviny se mohou vyskytovat spirálové artefakty, jestliže pacient dýchá během skenu. Tyto artefakty se neobjevují, jestliže pacient správně zadrží dech.

Se spirálním a MS CT dosáhneme akceptovatelné výsledky i během mělkého dýchání. Toto platí pouze pro axiální skeny. Multiplanární rekonstrukce jsou velmi citlivé na jakýkoliv druh pohybu pacienta a dokonce i mělké dýchací pohyby způsobují vlnění povrchových kontur. Orgány, cévy nebo tumory se mohou zdát větší nebo menší v závislosti na tom, jestli pacient vdechuje nebo vydechuje během skenu. Hluboké dýchání vede k porušení linií pohybujících se struktur. Poučení pacienta je proto kriticky důležité při provádění jakéhokoliv typu 3D rekonstrukce nebo 3D měření. Poučení musí být provedeno také při CT angiografii a CT volumetrii.



*Obr.8 Dýchací artefakty*

### *Ostatní pohybové artefakty*

Pohybové artefakty také vyplývají z velkých pohybů, které se objevují u pacientů např. s frakturami nebo velkými bolestmi. Zatím co spirální CT velmi redukuje pohybové problémy v axiálním směru, výrazné pohybové artefakty se mohou objevit na MPR nebo SSD technice. (SSD – Shaded Surface Display – jedna z 3D postprocessingových technik (2, 10, 12)

#### *4..1.12 Artefakty způsobené kontrastní látkou*

Rychlé skenování u spirálního nebo MS CT může způsobovat artefakty, které jsou zapříčiněny rozdílným nasycením kontrastní látkou v různých oblastech. Nejčastěji bývají postiženy žilní struktury.

##### *Kontrastní látkou naplněný měchýř*

Kontrastní látkou naplněný močový měchýř způsobuje typické oblasti nízkého oslabení denzity, které se objevují mezi stěnou měchýře a pánví.

##### *Kontrastní látka v gastrointestinálním traktu*

Rezidua bariové kontrastní látky v gastrointestinálním traktu mohou způsobovat velmi intenzivní lokální pruhové artefakty. Z tohoto důvodu by mělo být CT vyšetření odloženo až do doby než tato rezidua nebudou viditelná na topogramu. Kontrastní rezidua v divertiklech střeva mohou přetrvávat dny, ale také týdny. Obvykle nejsou příčinou velkého množství artefaktů.

##### *Artefakt pseudotrombu*

Artefakt pseudotrombu vzniká nejčastěji na soutoku cév, které přivádějí krev z anatomických oblastí s různou rychlostí průtoku krve, např. subrenální dolní dutá žíla a renální žíly. Pomalý návrat krve z žil končetin a pánve a rychlý návrat krve z ledvin. Artefakty vznikají, jestliže je skenování provedeno během fáze, která je velmi krátká pro dostatečné nasycení obou žilních systémů. Následné míchání nasycené a nenasycené krve ze dvou žil může vyvolat falešný defekt náplně, zvláště je-li v místě soutoku cév laminární prodělení.

Pseudotromby se mohou objevit na četných místech žilních soutoků. Obvykle jsou tyto artefakty snadno rozpoznány, ale občas mohou být považovány za žilní trombózu. V případě, že si nejsme jistí, sken provedený o 30 až 60 sekund později nám ukáže kompletně nabarvenou oblast, která nás zajímá. Seznam některých obvyklých lokalizací artefaktu pseudotrombu je uveden v tabulce č.2.

Tab.2

ovlivněná žíla	způsobující žíla	mechanismus
Vena cava inferior	Renální žíly	Přítok nasycené krve
Vena portae	Vena mesenterica superior	Přítok nenasycené krve
Vena mesenterica superior	Vena lienalis	Reflux nasycené krve
Vena cava superior	Vena azygos	Přítok nenasycené krve
Vena cava superior	Venae brachiocephalicae	Přítok nenasycené krve
Vena femoralis	Vena profunda femoris	Přítok nasycené krve

#### *Pseudotromby v plicních žilách*

Během časného skenování (zvláště u MS CT), může dojít k rozdílnému nasycení kontrastní látkou mezi různými částmi plicních arterií, které se zřídka může jevit jako trombus.

Rozdílné nasycení mezi plicními artériemi a žilami během časné fáze je více časté a může vést k milné interpretaci nenasycené cévy jako arteriálního embolu. Tento efekt je vidět více často na MS CT, protože má krátkou skenovací dobu. Pro rozlišení arterií a žil je nejlepší k posouzení vyšetření použít smyčku nebo zkontrolovat bronchus, který naléhá na plicní arterii. (2, 10, 12)

#### *Pseudoléze způsobené jaterními žilami*

Nenasycené jaterní žíly se zdají oslabené oproti opacifikovanému jaternímu parenchymu a mohou se jevit v některých oblastech jako pseudoléze. Toto je více zřejmé během časné portální fáze (okolo 50 – 60 sekund po podání KL), kdy je portální krev jasně nasycená, zatímco jaterní žíly ještě nasyceny nejsou. Je vhodné odložit skenování jater nebo během této fáze zvolit směr skenování zdola nahoru. Tento způsob opozdí skenování velkých jaterních žil, které se zatím adekvátně naplní kontrastní látkou. Pseudoléze mohou být přesně odhaleny sledováním podezřelých sousedních oblastí a jejich srovnáním v předkontrastní a postkontrastní fázi skenování.

Podobný efekt se může objevit při arteriálním-portálním CT, kdy je kontrastní látka podána do horní mesenterické tepny a jaterní parenchym je nasycen pouze

kontrastní látkou dodanou do jater přes portální žílu. Jaterní žíly nejsou nasyceny během časné fáze (20 – 40 sekund) a mohou se jevit jako pseudoléze. (12)

#### *Artefakty z vysokého kontrastu*

Jestliže je koncentrace kontrastní látky příliš vysoká, může být signál detektoru příliš slabý (fotonové vyhladovění) a způsobit typické pruhovité artefakty. Tento efekt je doprovázen artefakty z utvrzení. Po intravenózním podání kontrastní látky se tyto artefakty mohou objevit v místech, kde žilní proud nese vysokou koncentraci kontrastní látky, nejčastěji v oblasti brachiocefalické žíly nebo v oblasti horní duté žíly. Tyto artefakty mohou kompletně zastřít důležité signály a imitovat na CT vzhled aortální chlopně nebo pneumothoraxu. Tento problém může být omezen podáním nižší koncentrace kontrastní látky nebo skenováním v kaudo – kraniálním směru s použitím fyziologického roztoku, který vymyje kontrastní látku z cévy. (10, 12)



*Obr.9 Artefakt způsobený kontrastní látkou*

#### **4.1.13 Detektorové artefakty**

CT přístroje mohou způsobovat různé artefakty související s výbavou přístroje. Mnoho z nich je zapříčiněno chybami aplikací, problémy s nastavením nebo poruchami přístroje.

#### *Nehomogenity v ose Z*

Tato chyba vzniká v důsledku nehomogenity citlivosti detektoru na záření podél aktivní plochy krystalu, která je kolmá na dopadající záření. Není to chyba citlivosti

detektoru jako celku.

Záření je ovlivňováno strukturami objektu, který leží při skenování na vyšetřovacím stole a pohybuje se ve směru Z, tj. v podélné ose vyšetřovacího stolu. Tato chyba vzniká stejným mechanismem jako partial volume effect. Tyto artefakty se zobrazují jako plné kroužky, částečné kruhy nebo proužky. Artefakty zanikají, jestliže k vyšetření použijeme úzce kolimovaný svazek záření – tenké řezy. Tyto artefakty lze také redukovat speciálním softwarem. (10, 12)

#### *Nepřesnosti měření CT hodnot*

Nepřesná kalibrace CT přístroje může vést k závažným chybám v měření CT hodnot. Na MS CT nepřesná kalibrace detektorů způsobuje hypodenzní kruhy, které rotují okolo pacienta a vytváří vzor vlnících se denzit na MPR (artefakty zebřích pruhů).

Přístroj by měl být kalibrován nejméně jednou denně, v závislosti na doporučení výrobce. Jestliže jsou zaznamenány nepřesnosti v měření, je nutné přístroj znovu zkalibrovat nebo zavolat servis.

U některých přístrojů vedou nízká dávka nebo určitý konvoluční kernel k nepřesnostem v měření. Typicky vysoce rozlišující kernel nemůže být použit k měření denzit. Také musíme zvážit efekt kV. Čím více se denzita vyšetřované oblasti liší od denzity vody, tím vyšší je efekt kV. Snížením kV zlepšíme zobrazení struktur s vysokým atomovým číslem, zatímco zobrazení tukových struktur o podobné denzitě bude horší. (10, 12)

#### **4.1.14 Porucha rentgenové lampy**

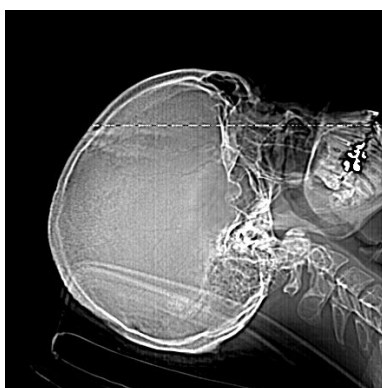
Úbytek záření během spirální akvizice způsobuje specifické artefakty, které vznikají kvůli nedostatku dat z některých projekčních úhlů. Na tvorbě obrazu z těchto úhlů se podílí pouze elektronický šum. Některé přístroje taková neúplná surová data nedovolí rekonstruovat vůbec, některé přístroje dovolí zobrazit rekonstruovaná data a tím zabránit opakování vyšetření pacienta. (12)

#### **4.1.15 Porucha detektoru**

Jestliže pouze jeden detektor nepracuje správně během jednoho řezu, zpětná filtrovaná projekce zobrazí jednu černou linii, která se objeví na CT obraze. Chybná

činnost několika detektorů během jednoho řezu představuje několik černých linií, které jsou vystředěny do odpovídající pozice rentgenky. Tyto artefakty se vyskytují sporadicky a ukazují na problém s elektronikou detektorů.

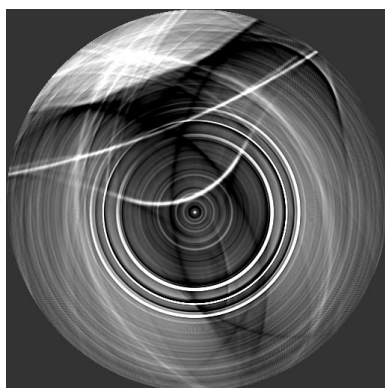
Jestliže jeden detektor špatně pracuje ve všech projekcích během jedné otáčky rentgenky, všechna měření budou podhodnocena a obraz bude ukazovat hypodenzní kruh, který odpovídá úhlové pozici vadného detektoru. Tyto artefakty se objevují sporadicky a mohou znamenat trvalou poruchu detektoru. (12)



*Obr.10 Porucha detektoru*

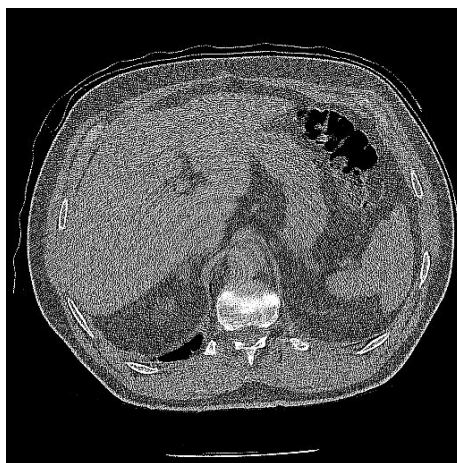
#### *Kruhové artefakty*

Vícenásobné kruhové artefakty se objeví, jestliže několik detektorů nepracuje správně při jedné otáčce lampy nebo častěji, jestliže je špatně nastavena citlivost detektoru vůči dalšímu detektoru. Tento problém lze obvykle odstranit překalibrováním přístroje. (10, 12)



*Obr.11 Kruhový artefakt – výpadek detektorů*





*Obr.12 Kruhový artefakt – špatná kalibrace detektorů – HRCT plic*

#### *Artefakty z okolí*

Artefakty z okolí se mohou objevit u velmi obézních pacientů, nebo jestliže je vyšetřovaná oblast zájmu příliš malá. Oblasti těla, které leží napříč mimo oblast zájmu se projeví zeslabením. (10, 12)

#### **4.1.16 Spirální a MS CT artefakty**

Spirální artefakty se mohou objevit při spirálním, nebo MS CT na rozhraních, která jsou vzhledem k řezům pod mírným úhlem. Tento problém nastává z toho důvodu, že data získaná během jedné otáčky jsou neúplná a nemohou být upravena interpolací. Množství artefaktů roste s pitch faktorem. Představují zkreslení objektu nebo spirální vroubkování povrchu objektu na 3D rekonstrukcích. Tyto artefakty se zvýrazní, jestliže dojde k nějakému dalšímu pohybu. (10, 12, 13)

#### **4.1.17 Vliv kuželovitosti svazku záření**

Tyto artefakty jsou způsobeny geometrií rtg záření a jsou více výrazné na víceřadých detektorech. Pouze objekty uložené ve středu otáčení (v centru gantry) jsou snímány jednou řadou detektorů. Objekty uložené na okraji řezu jsou snímány různými řadami detektorů, podle toho, jak rentgenka rotuje okolo pacienta. Tento efekt vede ke vzniku vlnění a vroubkování na MPR, protože pravděpodobné postavení objektu nemůže být přesně určeno. Nové MS CT techniky slibují omezení cone beam artefaktu.

Artefakty mohou být vidět v téměř všech objektech s vysokým kontrastem, jako jsou kosti, cévy a volný vzduch ve střevech. Artefakty jsou více zřetelné při vyšším pitch

faktoru a mohou dokonce způsobit tenké pruhové artefakty na rozhraních orgánů. Jestliže porovnáme při MPR kvalitu zobrazení tenkých řezů s vysokým pitch faktorem a širokých řezů s nízkým pitch faktorem, tak projevy cone beam artefaktů jsou nižší na řezech s nižším pitch faktorem. Jestliže srovnáme obrazy z oblastí podobné tloušťky, obrazy rekonstruované z úzce kolimovaných řezů mají vyšší kvalitu. Toto skenování s tenkou kolimací má vyšší kvalitu obrazů, dokud zobrazení šumu nezačne být limitujícím faktorem. (12, 13)

#### ***4.1.18 Šum a prostorové rozlišení MS CT***

Šum a prostorové rozlišení jsou nerovnoměrně rozprostřeny přes sadu obrazů při spirálním vyšetření. Každá pozice stolu podél osy Z odpovídá přesné úhlové pozici rentgenky. V této konkrétní pozici je jen málo surových dat, která mohou být interpolována a přinést vylepšení prostorového rozlišení. V opačné pozici zobrazení je maximum interpolace nezbytné a přináší malé zobrazení šumu a poněkud nižší prostorové rozlišení.

Zobrazení šumu je zvýšené na tenkých řezech MS CT kvůli užší kolimaci a redukci detektorové dávky. To dělá takovou techniku také více náchylnou k zobrazení elektronického šumu. (12, 13)

## 4.2. Artefakty při vyšetřování pomocí UZ

Při vyšetřování ultrazvukem se můžeme setkat s více druhy artefaktů. Tyto artefakty nejsou bezvýznamné. Mohou simulovat patologický stav se všemi důsledky (zbytečná léčba). Vznik artefaktů se nedá vždy jednoznačně vysvětlit. Velkou většinu artefaktů lze rozpoznat a tím vyloučit pomocí několika základních pravidel:

- vyšetřování provádíme ve více rovinách
- využijeme možnosti změny nastavení přístroje
- měníme polohu pacienta

Pro pochopení vzniku artefaktů je důležité si uvědomit na jakém principu pracuje ultrazvukový přístroj a jak vzniká ultrazvukový obraz. Fyzikální princip je poměrně složitý, ale zjednodušeně lze říci, že obraz vzniká za těchto podmínek:

1. rychlost šíření ultrazvukového vlnění je ve všech tkáních stejná (přibližně 1540 m/s)
2. ultrazvukový impuls se šíří v tkáních přímočaře a odráží se jen jednou
3. všechna odrazová rozhraní (reflektory) jsou ve střední části svazku
4. vzdálenost a zesílení vracejícího se echa závisí na čase jeho návratu (time to flight)

I když tyto předpoklady v podstatě platí, každý z nich je v drobných detailech porušován:

1. rychlost šíření ultrazvuku se v různých tkáních nepatrně odlišuje. Z tkání, které vedou vlnění rychleji se odraz vrací dříve, což znamená, že se tato tkáň zobrazí blíže než tkáň, která vede vlnění pomaleji, i když jsou tyto tkáně ve stejné vzdálenosti od sondy.

2. ultrazvukové vlnění se na rozhraních rozdílné akustické impedance lomí, odklání se z původního směru. Lomem se do oblasti centrálního paprsku mohou dostat také impulsy, které v něm původně nebyly. To opět znamená prodloužení času návratu a projekci změn do obrazu, které v tkáni vůbec nejsou. Při odrazu ultrazvukového vlnění od silných, kolmo na šíření vlnění postavených rozhraní, vznikají vícenásobné odrazy, a to jak mezi rozhraním a sondou, tak mezi stěnami útvaru (obzvláště, je-li to cysta). Tím se prodlouží čas návratu, takže se struktura zobrazí vícenásobně. Za první skutečnou se zobrazí druhá z vícenásobných (reverberačních) odrazů.

3. ultrazvukový přístroj pracuje za předpokladu, že tkání prochází ideálně úzký svazek vlnění, a že všechna zjištěná odrazová rozhraní se nacházejí v centrální části svazku. Ve skutečnosti je ultrazvukové pole širší. Jestliže vlnění narazí na rozhraní,

centrální část pole zobrazí rozhraní ve správné hloubce. Boční části pole se však také zobrazí podél hlavní osy. Vzniká tak obraz diskovitého terče, který má určitou tloušťku (hovoříme o vrstvových artefaktech „slice thickness“). Nejvhodnější podmínky pro vznik takového artefaktu jsou na zaoblených, silně odražejících stěnách cystických útvarů, např. žlučníku, kde se boční odrazy z bližší části žlučníku zobrazují před stěnou zobrazenou centrálně a vytvářejí obraz tzv. pseudosludge. Tato nedostatečná rozlišovací schopnost způsobuje, že stěny měchýře, cév apod. se zobrazují širší, což znamená že jejich lumen vypadá menší než ve skutečnosti.

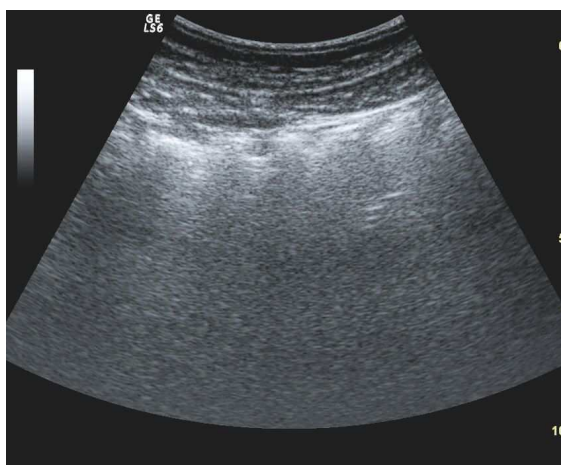
Artefakty zhoršují rozlišovací schopnosti ultrazvuku. Existují ale i takové artefakty, které pomáhají při diagnostice (např. akustický stín za konkrementem). Většinu jevů lze po fyzikální stránce vysvětlit a jsou vlastnostmi ultrazvukového vlnění. (1, 4, 8, 11, 24)



*Obr.13 Akustický stín za konkrementem*

#### ***4.2.1 Akustické stínění***

Akustické stínění vzniká za silně odražejícími plochami, takže za nimi nevidíme struktury, které se tam nacházejí. Tento jev nezpůsobují jen konkrementy, ale vzniká i za plynem, nahromaděním vazivových struktur nebo za tangenciálně zachycenými stěnami cyst. Rozhraní tkáň-plyn odráží až 98% vlnění. Jako silný reflektor také působí mesenterický tuk, který obsahuje mnoho fibrózně-tukových přihrádek. Tyto skutečnosti způsobují, že struktury uložené za střevem se nezobrazí. (1, 8)



*Obr.14 Akustický stín za plynem*

#### **4.2.2 Artefakty z vícenásobných odrazů**

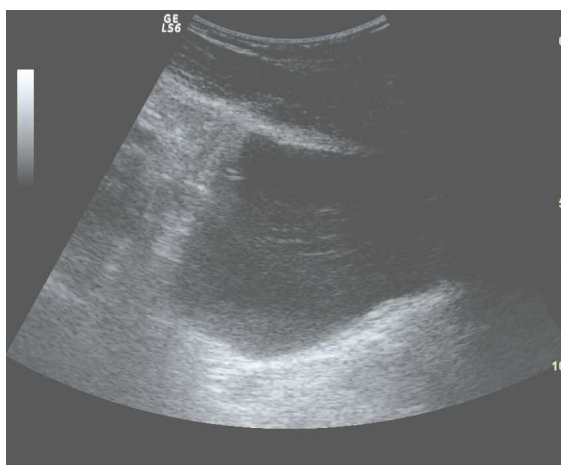
Artefakty z vícenásobných odrazů (reverberační echa) vznikají na větších odrazových plochách, jako jsou téměř všechny přirozené i patologické cystické útvary (žlučník, bránice, měchýř, cysta apod.). Patří k nim:

1. proximální reverberační echa – echa vznikající blíže k sondě. Mají nízkou intenzitu a vznikají vícenásobným odrazem mezi rozhraním a sondou. Závisí na poloze sondy a zmenšují se při nižším zesílení.

2. distální reverberační echa (pseudosludge) – tyto obrazy způsobují odrazy přicházející z okolí centrálního paprsku. Znaky pravého sludge jsou:

- a) hladina je vodorovná a rovná (není zakřivená)
- b) stěna orgánu je zakřivená (žlučník, cysta) a dává silné odrazy (hladina mění polohu v závislosti na poloze pacienta a ne s polohou sondy)
- c) sludge je jen ve střední části útvaru
- d) tloušťka sludge je konstantní ve všech vyšetřovacích rovinách

Pseudosludge má zakřivený meniskovitý tvar a jeho hladina není vodorovná. Okraj pseudosludge není závislý na poloze pacienta, ale na úhlové poloze sondy. Obraz „sludge“ se objevuje i v proximální části orgánu a jeho tloušťka se mění v různých rovinách a roste se zvýšením zesílení.



*Obr.15 Pseudosludge*

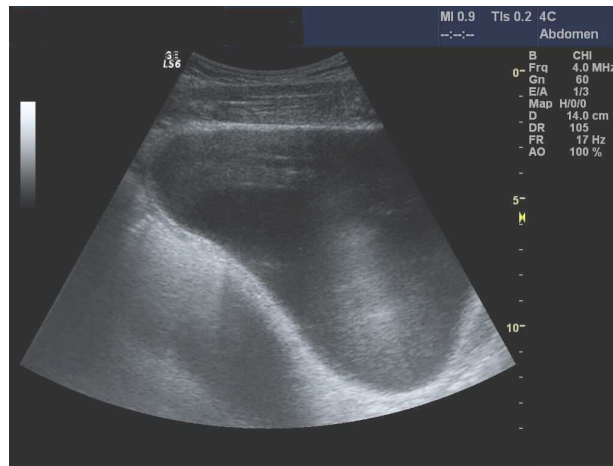
3. zrcadlové artefakty (mirror artifacts) – objevují se v blízkosti velkých odrazových ploch jako je bránice. Vznikají odrazem paprsků mezi lézí a bránicí zpět k sondě.



*Obr.16 Zrcadlový artefakt*

4. artefakt komety – vyskytují se v přítomnosti plynu a jsou výbornou pomůckou pro jeho identifikaci. Vznikají vícenásobnými odrazy v tekutině mezi vzduchovými bublinami. Jsou dvojího druhu. Jednoduché komety, které se podobají chvostu komety, který se distálně rozšiřuje a kroužkové komety, které mají více kroužkových ech ve svém průběhu a distálně se zužují.

5. artefakty z trojnásobného odrazu – vznikají za cystickým obrazem jako jeho druhé zobrazení. (1, 8)



Obr.17 Artefakt z trojnásobného odrazu

#### 4.2.3 Artefakty z bočních laloků

Obrazy vyvolané bočními laloky ultrazvukového pole jsou až 100 x slabší, proto se obvykle nezobrazí. Za vhodných podmínek mohou vyvolat tyto artefakty:

1. proužkové zobrazení vedle správného zobrazení hlavní struktury – vzniká blízko velké odrazové plochy, jako je bránice, cysta apod. Podle toho jaká je vzdálenost mezi bočními laloky může být druhá struktura zobrazena před první nebo za ní. Tak vzniká napodobení hlavní plochy, její zdvojení nebo septa.

2. difuzní echa vypadající jako pseudosludge – vznikají v případě, že za stěnou cysty je ještě jedna silně odrážející struktura. Nejčastěji střevní plyn. Tento artefakt má obloukovitý průběh, proto se nazývají také obloukovité artefakty. (1, 8)

#### *Sněhové vločky*

Sněhovými vločkami rozumíme artefakty v podobě roztroušených obrazů. Vyskytují se v cystických útvech a jen na přístrojích s dynamickým zobrazováním. Způsobuje je rychlé řádkování obrazu.

#### *Zdvojení útvarů*

Zdvojení struktur (ghost artifacts), které vzniká za lomícími útvary. Tyto útvary působí jako čočka (např. musculus rectus). Obraz napodobuje např. intrauterinní tělísko, dvojitý balónek katétru v močovém měchýři, nebo dvojitý gestační vak.

#### *Přerušování nebo deformace obrysů orgánů za cystickými útvary*

Voda vede ultrazvukové vlnění rychlostí 1484 m/s. Ultrazvukové vlnění se při průchodu cystickým útvarem mírně zpomalí, proto se struktury za tímto útvarem zobrazí

později. To způsobuje zlom nebo posun v obrysech útvaru. Tento jev může imitovat rupturu orgánu.

#### *Zvýraznění zadních odrazů za cystickými útvary*

Při přechodu ultrazvukového vlnění z prostředí s vyšší rychlostí do prostředí s nižší rychlostí vedení vlnění se ultrazvukový paprsek podobně jako paprsek světla láme k ose a koncentruje se za útvarem, čímž se odrazy za cystou zvýrazňují (efekt čočky). Při přechodu ultrazvukového vlnění z prostředí s nižší rychlostí do prostředí s vyšší rychlostí (solidní útvar) se vlnění láme od osy a tím se zeslabuje obraz útvarů za tímto solidním útvarem.(1, 8)



*Obr.18 Akustické zesílení za cystickými strukturami*



### 4.3. Artefakty při vyšetřování pomocí MR

Artefakt lze definovat jako signálovou intenzitu v MR obraze, která neodpovídá skutečné prostorové distribuci tkání. Způsobuje zhoršení kvality a snížení výpovědní hodnoty získaného obrazu. U některých patologických nálezů může být artefakt přínosem pro substrátovou diagnostiku. Podle příčin lze artefakty rozdělit do čtyř skupin.

#### 1) Artefakty způsobené posunem polí a frekvencí

- artefakty z rozhraní voda-tuk – chemický posun
- artefakty způsobené chemickou susceptibilitou

#### 2) Artefakty způsobené chybnou registrací a vzorkováním

- truncační artefakt
- aliasing a image foldover

#### 3) Artefakty způsobené pohybem a pulsací

- jednoduchý nepravidelný pohyb (peristaltika, polykání, ...)
- periodický pohyb (dýchání, pulzace krve, ...)

#### 4) Artefakty způsobené technickými nedostatky

- nehomogenita magnetického pole
- interference radiových vln z éteru

#### 4.3.1 Chemický posun

Artefakty z rozhraní voda - tuk způsobené chemickým posunem jsou způsobeny rozdílem v rezonanční frekvenci protonů vázaných ve vodě a v tucích. Informace o frekvenci je používána pro selektivní excitaci a prostorové kódování. Díky rozdílné frekvenci dochází k vzájemnému posunu mezi vodním a tukovým obrazem ve směru frekvenčního kódování. To vede buď k absenci signálu na rozhraní voda-tuk, kde se zobrazí pouze signál vody a signál tuku je přiřazen sousednímu pixelu o nižší frekvenci, nebo na druhé straně dojde ke zvýšení signálu, jestliže dojde k superpozici signálu

posunutého tuku a vody. Velikost prostorového posunutí je nepřímo úměrná síle aplikovaného gradientu. Velikost chemického posunu má těsný vztah k šířce frekvenčního pásma. Zvýšením frekvenční šíře dosáhneme snížení stupně chemického posunutí. Tato technika kompenzace chemického posunu s sebou přináší nežádoucí snížení poměru signál-šum.

Pro potlačení nebo alespoň zmírnění nežádoucího vlivu tohoto artefaktu na kvalitu výsledného obrazu se používají techniky potlačující signál tuku. Využívá se změny směru frekvenčního kódování, a to tak, že artefakt nebude interferovat s důležitými zobrazovanými rozhraními, ale bude o 90° rotován. ( 3, 14, 15, 16, 19, 21, 21)



*Obr.19 Chemický posun*

#### **4.3.2 Susceptibilní artefakt**

Termín magnetická susceptibilita  $\chi$  má přesný technický význam ve fyzice magnetismu. Vztahuje se na jev zmagnetování materiálu vystaveného vnějšímu magnetickému poli. Pro většinu látek, které jsou předmětem diagnostického vyšetřování pomocí MR, platí přibližně lineární závislost magnetizace na intenzitě vnějšího magnetického pole. Podle hodnot magnetické susceptibility lze látky rozdělit na látky diamagnetické, paramagnetické a feromagnetické.

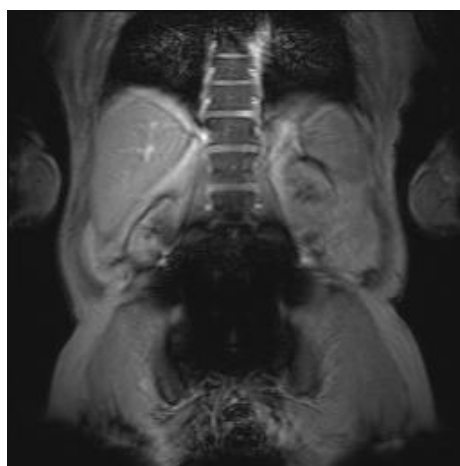
- diamagnetické látky -  $\chi < 0$  (C, Au, Pb, Zn, Cu, S,  $H_2O$ )
- paramagnetické látky -  $\chi > 0$  (Mn, Cr, Al,  $O_2$ )
- feromagnetické látky -  $\chi$  se pohybuje v řádech stovek a tisíců

Zdrojem susceptibilního artefaktu jsou lokální nehomogenity magnetického pole, které působí nelineární distribuci rezonančních frekvencí a nelineární distribuci fázové informace. S tímto jevem se proto setkáváme v okolí cizích kovových těles a na rozhraní vzduch-kost-měkká tkáň. Ve většině případů přítomnost látek s výrazně rozdílnou susceptibilitou způsobuje kromě distorzí pole i distorze geometrické. Je-li přítomna distorze magnetického pole, zapříčiněná přítomností látek s výrazně rozdílnými susceptibilitami, sčítá se výsledná nehomogenita pole s frekvenčním gradientem a výsledné posuny frekvence způsobí, že dvěma místům rozdílné lokalizace odpovídá stejná frekvence. Intenzita signálu z těchto oblastí se bude na výsledném rekonstruovaném obraze sčítat, což má za následek vytvoření proužku zvýšeného signálu.

Abychom se vyhnuli těmto artefaktům snažíme se nepoužívat rychlé gradientní sekvence s dlouhým TE, které jsou velmi citlivé na nehomogenity magnetického pole. Dále používáme větší matici a FOV, abychom zmenšili rozměry pixelů, a kratší TE. (14, 16, 21, 22)



*Obr.20 CT toposcan*



*Obr.21 Susceptibilní artefakt*

#### **4.3.3 Trunkační artefakt**

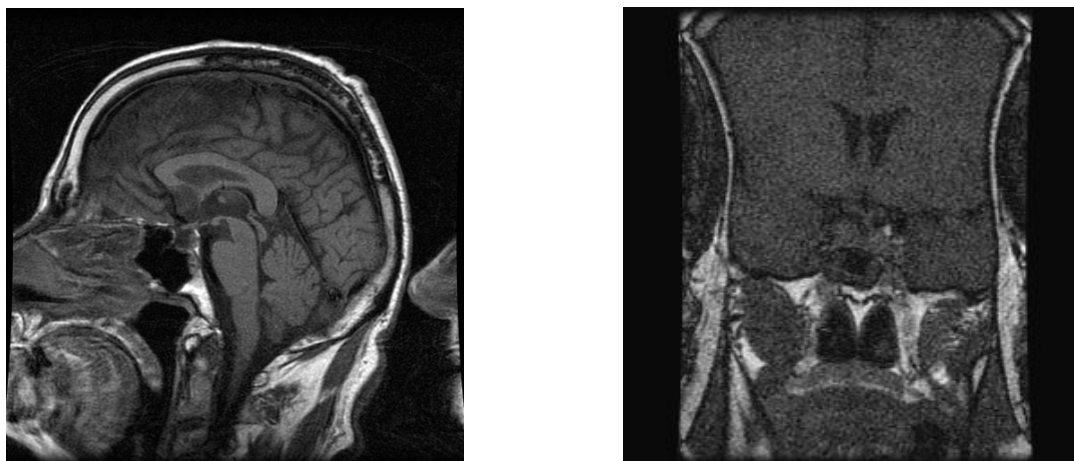
K tomuto artefaktu dochází v případě, že nedojde ke změření vysokých prostorových frekvencí kontrastních rozhraní vlivem krátkého času. Užití pouze konečného počtu prostorových frekvencí při Fourierově syntéze obrazu má za následek obraz, který je degradován vlnkovými artefakty. Vzdálenost vlnek odpovídá nejvyšší použité prostorové frekvenci. Nejvyšší prostorová frekvence se nazývá Nyquistova frekvence. Intenzita vlnek je funkcí ostrosti hran a rozhraní v obraze. Tento efekt

můžeme výrazně omezit, jestliže data předzpracujeme tak, aby došlo k postupnému snížení amplitudy prostorových frekvencí blížících se Nyquistově frekvenci.

Negativní jev, který doprovází toto předzpracování, je mírné rozmazání obrazu způsobené odstraněním vysokých prostorových frekvencí. Efekt je nejnápadnější na kontrastním rozhraní, které je orientované rovnoběžně se směrem frekvenčního nebo fázového kódování. Artefakt se projevuje v blízkosti kontrastních rozhraní jako střídavé světlé a tmavé proužky. (14, 15, 21, 22)

#### ***4.3.4 Aliasing***

Jestliže je FoV menší než vyšetřovaná oblast, bude část oblasti, která se nachází mimo FoV, vlivem podvzorkování svou fází nebo frekvencí odpovídat pozici na opačné straně MR obrazu a tam se také promítne. Řešením je převzorkování, které ve směru frekvenčního kódování neprodlužuje akviziční časy a ve směru fázového kódování ano. V případě 3D akvizic může dojít k tomuto artefaktu ve všech třech směrech. (15, 21, 22)



*Obr.22 Aliasing artefakt*

#### ***4.3.5 Pohybové artefakty***

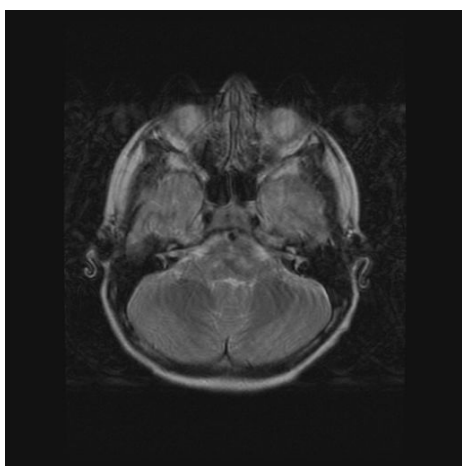
Fáze makroskopické magnetizace je používána pro kódování prostorové informace ve směru kolmém na směr frekvenčního kódování. Tok a pohyb ničí tuto fázovou koherenci. Tok a pohyb mají často nesouhlasnou pozici ve směru fázového kódování, která neodpovídá pozici stacionární tkáně ve stejné lokalizaci. Dochází ke vzniku „duchů“ v obraze – ghosting. Pulzující tok vede k vícečetné chybné pozici ve směru fázového kódování – multiple ghosting.

Jestliže rovinou řezu prochází napříč céva a vyšleme do tkáně v této úrovni 90°

puls, budou všechny protony v rovině řezu ovlivněny tímto impulsem, tzn. získají příčnou orientaci budou zdrojem silného MR signálu. V okamžiku, kdy budeme tento signál měřit budou již všechny takto ovlivněné protony v cévě posunuty krevním proudem mimo rovinu řezu a budou nahrazeny protony „přitékajícími“, které nejsou 90° pulsem ovlivněny a nedávají tudíž žádný MR signál. Proto se oblast průřezu cévy bude jevit jako bez signálu a bude na výsledném obraze vyjádřena černou barvou. Tento efekt se nazývá „flow-void nebo wash-out phenomenon“ - fenomén vymývání.

Při správném časování vyšetřovací sekvence můžeme docílit i opačného efektu. Do roviny řezu vyšleme 90° puls. Zatímco v okolních tkáních probíhá postupná relaxace protonů s postupným zvětšováním vektoru podélné magnetizace do původní velikosti, relaxující protony v cévě jsou odneseny krevním proudem mimo rovinu řezu a jsou nahrazeny protony „přitékajícími“, jejichž vektor podélné magnetizace má maximální velikost. Jestliže v tomto okamžiku vyšleme do roviny řezu nový 90° puls, objeví se nám intenzivní signál v oblasti cévy, který bude silnější než signály z okolních tkání ( podle pravidla, že intenzita signálu po 90° pulsu je úměrná velikosti vektoru podélné magnetizace v okamžiku pulsu).

Pro odstranění artefaktů způsobených konstantním tokem lze použít techniku GMR (Gradient Motion Rephasing). Artefakty způsobené periodickým pulzujícím tokem lze částečně omezit použitím synchronizace se srdeční činností – EKG triggering. (14, 19, 21, 22)



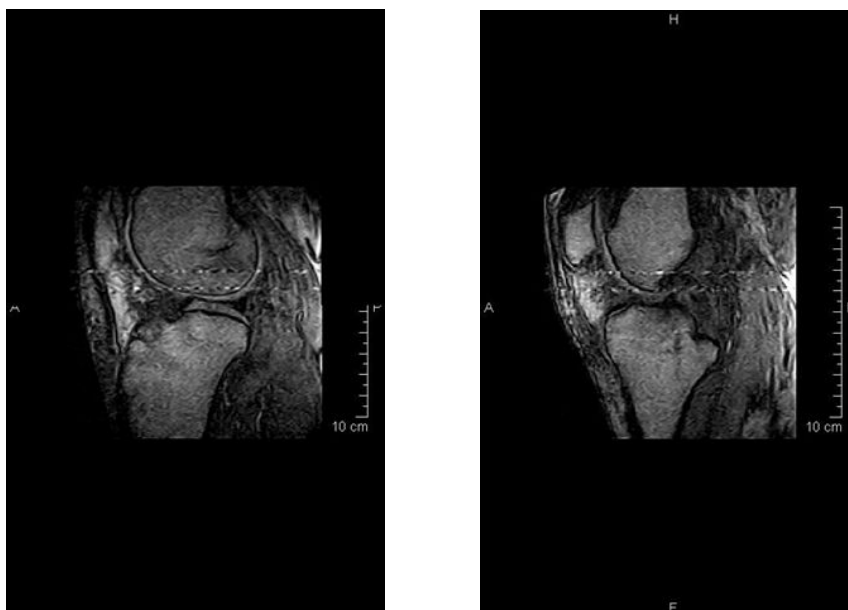
*Obr.23 Pohybový artefakt*



*Obr.24 Pulzatilní artefakt*

#### 4.3.6 Artefakty způsobené vnějším elektromagnetickým polem

Zařízení magnetické rezonance je proti vnějším vlivům ostíněno pomocí Faradayovy klece. Faradayova klec slouží k zamezení vlivu vnějšího elektromagnetického pole nebo radiových vln na funkčnost zařízení MR. Zároveň také chrání výpočetní techniku před elektromagnetickým polem vlastního zařízení magnetické rezonance. V případě, že vnější elektromagnetické pole pronikne do vyšetřovny (otevřené dveře, špatné stínění, silný vnější zdroj), dochází k interferenci obou polí a vzniku artefaktů. (14,16)



Obr.25 Interference s vnějším elektromagnetickým polem

#### **4.4. Prevence**

Pod pojmem prevence se skrývá řada činností, které se podílí na zabezpečení správného chodu, spolehlivosti a stálosti diagnostického zařízení během celé doby jeho provozu. Jsou to zejména: průběžná údržba zařízení, denní / měsíční provozní kontrolní testy, zápisy a vyhodnocení knihy závad, pravidelné servisní a technické kontroly.

Jedním ze základních zdrojů informace pro provoz a údržbu zařízení je provozní dokumentace příslušného zařízení. Zde je obsluhující personál poučen a seznámen se vším, co je třeba znát z provozního hlediska o zařízení (od možných funkčních postupů, nastavení parametrů, až po způsob ochrany a údržby pomůcek). Je žádoucí, aby výrobcem a servisem předepsané nebo doporučené pokyny byly respektovány (dodržování předepsané teploty v provozních prostorech; údržba vzduchových filtrů; sledování úrovně předepsaných parametrů - tlaku, napětí; prostředky a postup pro očistu UZ sond, MR cívek; atd.). (18)

##### **4.4.1 Provozní, servisní a technické kontroly**

Je nutno předeslat, že při práci se zdroji ionizujícího záření je v platnosti Zákon č.18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon) (novelizovaný zákonem č.13/2002 Sb.), který se také zabývá systémem zabezpečení jakosti a optimalizací radiodiagnostických vyšetření.

Mezi preventivní činnosti patří pravidelné technické servisní kontroly, zkoušky dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti. O každé provedené zkoušce musí být proveden protokolární záznam. Tyto zkoušky ověřují vlastnosti a parametry v rozsahu stanoveném v technické dokumentaci a upřesněném při přijímací zkoušce. Navíc zkoušky dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti by se měly provést :

- 1) při každém důvodném podezření na špatnou funkci zařízení
- 2) po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit vlastnosti nebo parametry související s kvalitou

Zkoušky jednotlivých radiodiagnostických modalit se provádí pomocí různých přístrojů, pomůcek a fantomů. Je přesně stanoveno co a jak se má ověřovat a jaké jsou přípustné odchylky naměřených hodnot. Při těchto zkouškách se ověřuje například:

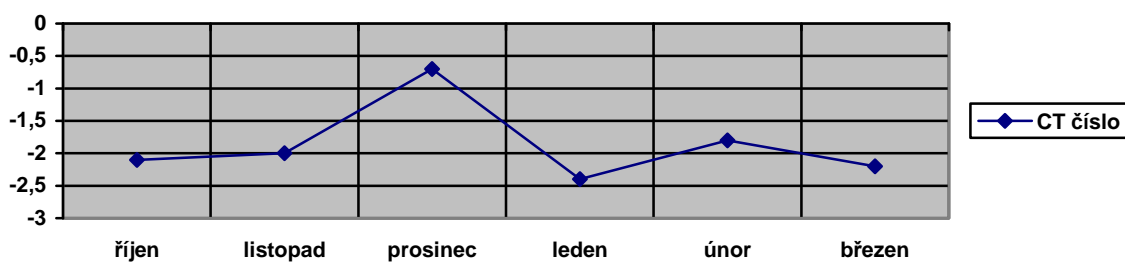
- index dávky
- šum, střední CT čísla a homogenita

- prostorová rozlišovací schopnost
- rozlišení při nízkém kontrastu
- geometrické zkreslení obrazu,
- kontrastní stupnice

Podle kontrolovaných parametrů při měření dlouhodobé stability a provozní stálosti můžeme objektivně posuzovat kvalitu zobrazovacího systému a tím i míru zkreslení výsledného zobrazení.

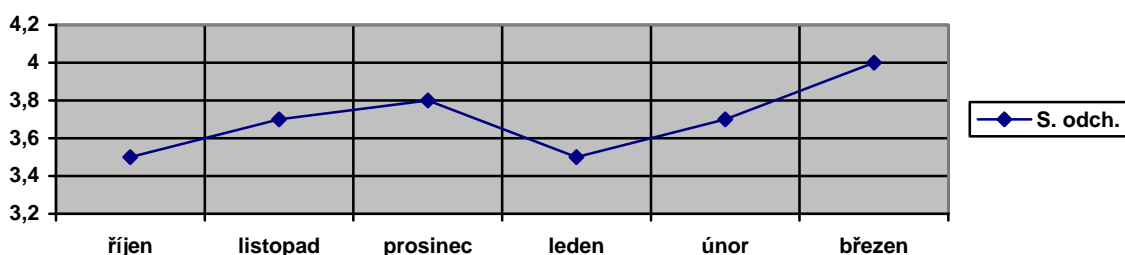
Jako příklad je dále uvedeno statistické vyhodnocení CT čísla vody a jeho směrodatné odchylky, při měření provozní stálosti CT systému. (Informace jsou vybrané z protokolů zkoušek provozní stálosti CT z roku 2007/2008)

**Střední hodnota CT čísla vody za sledované měsíce**



Střední hodnota CT čísla za období je -1,867; variační rozpětí -1,7

**Směrodatná odchylka CT čísla vody za sledované měsíce**



Střední hodnota směrodatné odchylky za období je 3,7; variační rozpětí 0,5

Kdykoliv výsledky zkoušek signalizují, že charakteristické pracovní vlastnosti a parametry vybočují pro daný účel použití z mezních hodnot, je nutné učinit nápravná



opatření. Pravidelný servis a měření provozní stálosti může upozornit již v předstihu na sníženou kvalitu zobrazení, zhoršenou funkčnost nebo závadu zařízení. (23)

#### **4.4.2 *Kniha závad***

Kniha závad by měla být u každého přístroje a volně dostupná. Do knihy závad obsluhující personál zapisuje všechny mimořádné události, je důležitým vodítkem pro obsluhující personál i servisního technika.

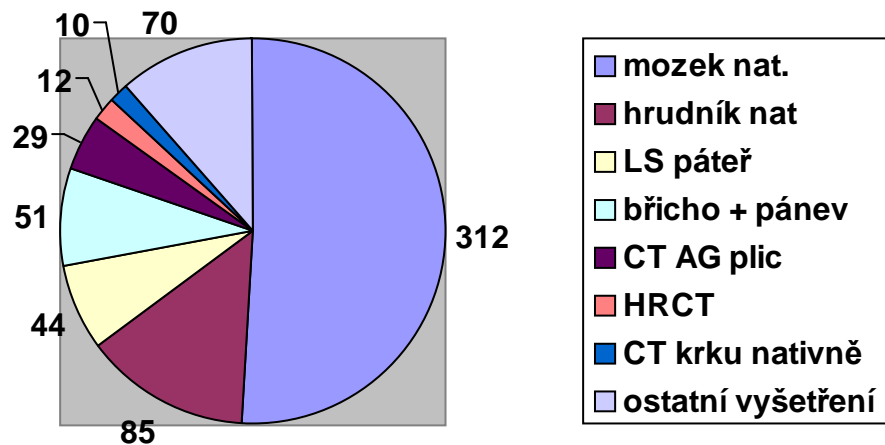
Do knihy závad je důležité zapsat: datum, čas, okolnosti projevu závady, typ vyšetření při němž se závada projevila, pokusy o řešení problému a případně archivovat obrazovou dokumentaci z vyšetření. Navíc každé moderní diagnostické zařízení automaticky registruje do informačního souboru (typu error log) všechny chybové stavy, které nastanou. Servisní technik má tak možnost zpětně se informovat o historii stavu zařízení během provozu za určité období. Důležitá je souvislost mezi chybovým informačním souborem přístroje a knihou závad.

## 5. STATISTICKÉ SLEDOVÁNÍ REÁLNÉHO VÝSKYTU ARTEFAKTŮ U CT PŘÍSTROJE

### *Podmínky sledování:*

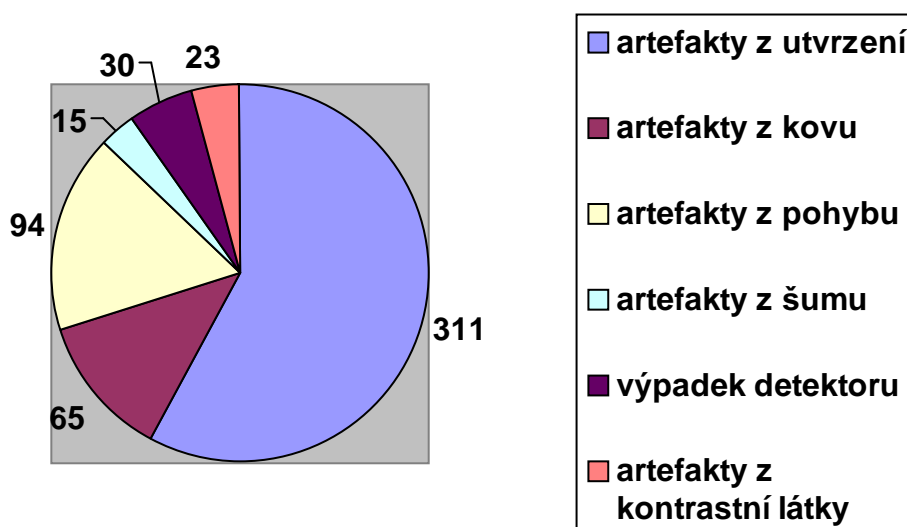
- sledované období leden 2008
- CT přístroj z roku 2000, SSCT přístroj (na hranici životnosti)
- snaha o záznam všech výskytů artefaktů, které výrazně deformují obrazový výsledek vyšetření
- byla sledována vyšetření z běžné klinické praxe
- 1 pacient = 1 vyšetření
- během některých vyšetření se mohlo objevit více typů artefaktů

### *Statistika prováděných vyšetření ve sledovaném období:*

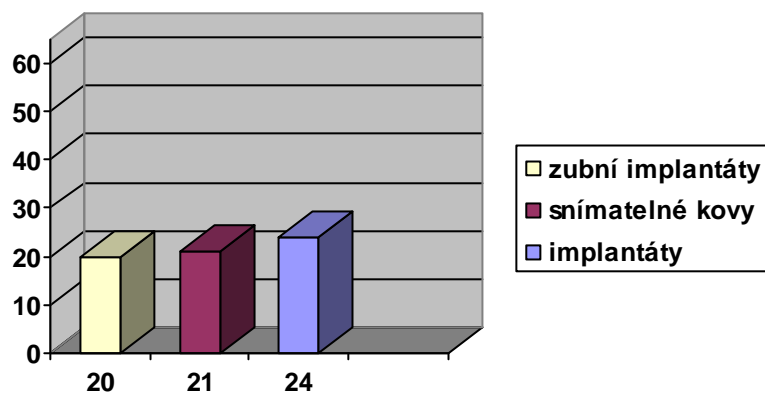


**Grafické zpracování zaznamenaných artefaktů:**

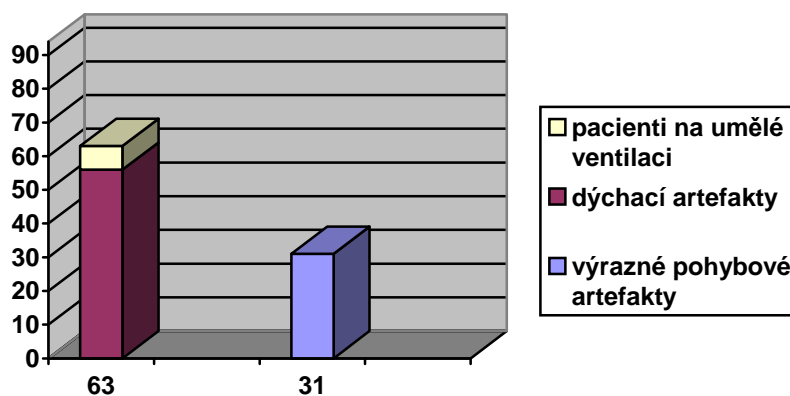
*Celkový přehled artefaktů:*



*Artefakty z kovu:*



*Pohybové artefakty:*



*Vyhodnocení:*

- celkový počet vyšetření – 613
- celkový počet artefaktů – 538
- počet artefaktů z utvrzení – 311 – CT vyšetření mozku
- celkový počet pohybových artefaktů – 94
  - výrazné pohybové artefakty - 31
  - artefakty z dýchání – 63
    - z toho pacienti na dýchacím přístroji - 7
- celkový počet artefaktů z kovu – 65
  - artefakty z implantátů – 24
  - artefakty ze snímatelných kovových předmětů – 21
  - artefakty ze zubních implantátů - 20
- počet artefaktů způsobených výpadkem detektoru – 30
- počet artefaktů z šumu – 15 – velmi obézní pacienti
- počet artefaktů způsobených kontrastní látkou – 23 – CT plicní angiografie

## 6. DISKUSE

Ze statistiky je patrné, že nejčastěji se vyskytl artefakt z utvrzení při vyšetření mozku. Tento typ artefaktů je na mezní hranici rozlišovací schopnosti přístroje. CT přístroj je již 8 let v provozu a nemá vhodné softwarové vybavení pro omezení projevů tohoto typu artefaktu. Vyšetření mozku bylo nejčastějším vyšetřením ve sledovaném období.

Dalším nejčastějším artefaktem byly pohybové artefakty způsobené pacientem. Velmi časté byly artefakty z dýchání. Pacienti vzhledem ke svému zdravotnímu stavu nevydrželi nedýchat podle pokynů v průběhu skenování. Část pacientů byla během vyšetření připojena na přístroj umělé ventilace. Dále se při některých vyšetřeních objevily výrazné pohybové artefakty. Nejčastěji při vyšetření mozku, (jde převážně o pacienty ve vážném stavu), kdy ani pomocí fixačních pomůcek se nepodařilo tyto pacienty dostatečně znehybnit.

Časté byly také artefakty z kovu. Artefakty, které způsobují snímatelné kovové předměty jako náušnice nebo snímatelné zubní náhrady, musíme přičíst opomenutí obsluhujícího personálu. Zvláštním případem jsou svody EKG, které musí být zapojeny během vyšetření. Artefaktům z pevných implantátů se nelze úplně vyhnout, jestliže zasahují do vyšetřované oblasti, můžeme vhodným plánováním jen omezit jejich projevy.

Artefakty způsobené výpadkem detektorů s největší pravděpodobností souvisí s opotřebením přístroje a není možné těmto výpadkům předcházet.

Zvýšené množství šumu se objevilo v průběhu 15 vyšetření. Ve všech případech se jednalo o velmi obézní pacienty a přístroj pracoval s maximálními expozičními hodnotami.

Artefakty z kontrastní látky se objevily pouze při vyšetření plicní AG. Vždy se jednalo o artefakty způsobené vysokou koncentrací kontrastní látky v horní duté žíle. Artefakty způsobené báriovými kontrastními látkami se ve sledovaném období neobjevily, protože při podezření na možné reziduální zbytky kontrastní látky ve střevech se provádí snímek břicha nebo je vyšetření ukončeno po zhotovení toposkenu.

Dále byly během zpracovávaného období v knize závad zaznamenány další závady na systému, které se neprojevyly v obrazovém výsledku.

### ***6.1 Vliv stáří přístroje na vznik artefaktů***

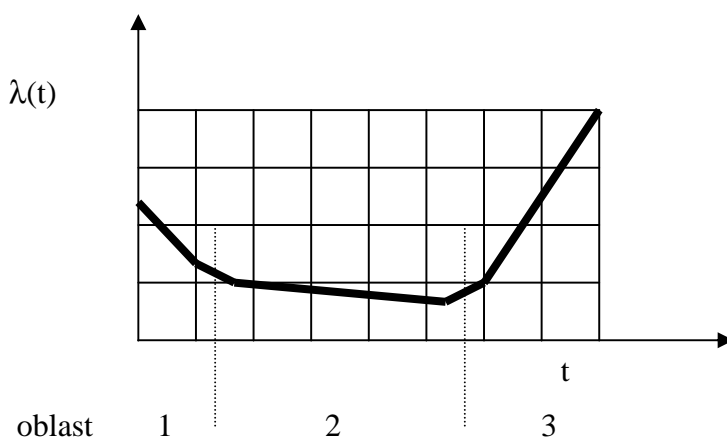
U všech zařízení může dojít k poruše mnoha způsoby. Obecné časové rozložení intenzity poruch (dle zákonitosti poruch) lze charakterizovat třemi následnými úseky:

1- úsek - je období počátečního provozu výrobku. Zařízení vykazuje velkou, ale rychle klesající intenzitu poruch  $\{\lambda(t)\}$ , kdy součástky s malou životností jsou nalezeny a odstraněny. Příčinou jsou poruchy způsobené chybami při výrobě, přepravě, montáži.

2- úsek - je doba relativně stálé intenzity poruch, v níž se poruchy vyskytují náhodně a s malou četností. Nečetné náhodné poruchy se vyrovnávají do ploché křivky. Tato část představuje normální provozní oblast, v níž poruchy lze považovat za náhodné a nezávislé, odpovídající Poissonovu zákonu. Toto chování je žádoucí z hlediska spolehlivosti techniky a dovoluje vhodnou předpověď spolehlivosti z krátkodobých zkušebních údajů.

3- úsek - je období dožívání výrobku, intenzita poruch stoupá se zvýšeným počtem poruch vlivem opotřebení a stárnutí jednotlivých komponentů systému.

*Křivka charakterizující časový průběh výskytu poruch přístroje*



Jestliže přihlédneme ke statistickému zpracování výskytu artefaktů způsobených přístrojem a celkové době používání přístroje, můžeme říci, že se již pohybujeme ve třetí oblasti křivky vyjadřující zákonitosti poruch.

## **6.2 Vliv skladby pacientů na vznik artefaktů**

Skladba pacientů má vliv hlavně na projevy pohybových artefaktů a artefaktů z kovu. Pohybové artefakty se nejčastěji vyskytují při vyšetření dětí, lidí se sníženou schopností vnímání, pacientů v bezvědomí, starých lidí a pacientů ve vážném stavu. Děti mají často strach z vyšetření, které je pro ně neznámé, nebo se bojí, že bude bolestivé. V případě, že je to nutné stávají se rodiče nebo doprovod důležitou součástí vyšetření, která může mít vliv na celkový výsledek vyšetření. V některých závažných případech

můžeme vyšetření také provést v celkové nebo částečné analgosedaci za spolupráce s oddělením ARO. K omezení pohybových artefaktů můžeme také použít fixační pomůcky. Některé přístroje jsou vybaveny speciálním programem, který nám dovoluje synchronizovat vyšetření s fyziologickými ději (tep, dech).

Před začátkem vyšetření musíme zkontrolovat, jestli si pacient odložil všechny snímatelné kovové objekty (náušnice, zubní náhrady, atd.), které by se mohly stát zdrojem artefaktů.

Artefaktům z kovu (implantátů) lze vhodným plánováním vyšetření v některých případech předejít. Plánování a průběhu takového vyšetření musí předcházet konzultace s popisujícím lékařem.

### ***6.3 Poučení pacienta lékařem, radiologickým asistentem***

Již lékař indikující vyšetření by měl pacienta alespoň rámcově poučit o průběhu a významu vyšetření. Další podrobné poučení a vysvětlení průběhu vyšetření by měl pacient dostat bezprostředně před vyšetřením od personálu, který bude vyšetření provádět. Pacient podepíše informovaný souhlas o tom, že mu byl vysvětlen průběh vyšetření se všemi důsledky na kvalitu vyšetření, a že s jeho provedením souhlasí. Tímto lze předejít projevům některých artefaktů a v některých případech dokonce znehodnocení celého vyšetření. Nesmíme také zapomenout na zjištění alergické anamnézy, protože při některých vyšetřeních se rutinně používá kontrastní látka.

## 7. ZÁVĚR

Ve své bakalářské práci jsem se snažil informovat o problematice rušivých obrazových artefaktů vybraných radiodiagnostických modalit a úloze radiologického asistenta při jejich ovlivnění a rozpoznání. Dokumentoval jsem artefakty z běžné klinické praxe.

Je nezbytné, aby radiologický asistent detailně ovládal postupy a fyzikální principy všech radiodiagnostických vyšetření, která provádí. Radiologický asistent si musí být vědom, že rušivé artefakty mohou zcela znehodnotit celé vyšetření a tím zcela znemožnit nebo oddálit správné stanovení diagnózy. V některých případech stačí k vyloučení projevů artefaktů jen pohovor s pacientem a vysvětlení průběhu vyšetření. Naopak některé artefakty jsou neodstranitelné, protože vyplývají z principu metody. Znehodnocení vyšetření je zvláště závažné při CT vyšetření, kdy opakováním vyšetření dochází k navýšení radiační zátěže pacienta.

Úloha radiologického asistenta spočívá v odpovědnosti za správný průběh vyšetření a předcházení nebo omezení projevů rušivých artefaktů .



## 8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ČECH, Evžen et al. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1982. 432 s. ISBN 08-085-82.
2. FERDA, Jiří et al. *Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha : Galén, 2002. 663 s. ISBN 80-7262-172-6
3. HORNAK, Joseph P. *The Basics of NMR*.  
<http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr>, 21.8.2007
4. HRAZDÍRA, Ivo, MORSTEIN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno : Neptun, 2001. 395 s. ISBN 80-902896-1-4.
5. CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. 1. vyd. Brno : IDVPZ Brno, 1995. 293 s. ISBN 80-7013-144-4.
6. JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno : Vitium, 2002. 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
7. KLÍMA, Miloš, BERNAS, Martin, HOZMAN, Jirí. *Zpracování obrazové informace*. 1. vyd. Praha : ČVUT, 1999. 177 s. ISBN 80-01-01436-3.
8. KOVÁČ, Alexandr et al. *Abdominálna ultrasonografia*. 2. vyd. Žilina : Osveta, 1995. 382 s. ISBN 80-217-0469-1.
9. KUBĚNA, Josef. *CT a MRI*.  
<http://physics.muni.cz/~kubena/> , 21.8.2007
10. KUBÍNEK, Roman. *CT – artefakty*.  
[http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty\\_CT.pdf](http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty_CT.pdf) , 15.8.2007

11. NEKULA, Josef et al. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého, 2005, 205 s. ISBN 80-244-1011-7.
12. PROKOP, Mathias, GALANSKI, Michael. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. Stuttgart : Thieme, 2003. 1090 s. ISBN 3-13-116481-6.
13. PTÁČEK, Jaroslav, *Multislice CT*. Praktická radiologie. SRLA : 2007, roč.12, č. 1 s. 8 – 14, č. 2 s. 6 – 11. ISSN 1211-5053.
14. REIMER, Peter, PARIZEL, Paul M. *Clinical MR Imaging*. 2. vyd. Heidelberg : Springer, 2003, 597 s. ISBN 3-540-43467-4.
15. SEIDL, Zdeněk, VAŇEČKOVÁ, Manuela. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, a.s. 2007. 324 s. ISBN 978-80-247-1106-5.
16. STARK, D. *Magnetic resonance imaging*. 2.vyd. Mosby Year Book, 1992. volume 1 – 1267 s. volume 2 – 2520 s. ISBN 0-8016-4930-7.
17. ŠMORANC, Pavel. *Rentgenová technika v lékařství*. 2. vyd. Pardubice: E a J PRINT, 2005. 264 s. ISBN 80-85438-19-4.
18. UŽIVATELSKÝ MANUÁL CT PŘÍSTROJE
19. VÁLEK, Vlastimil, ŽIŽKA, Jan. *Moderní diagnostické metody: Magnetická rezonance*. 1. vyd. IDVPZ Brno. 1996. 45 s. ISBN 80-7013-225-6.
20. VÁLEK, Vlastimil et al. *Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie*. 1. vyd. IDVPZ Brno. 1998. 84 s. ISBN 80-7013-294-9.
21. VITÁK, Tomáš et al. *Artefakty v diagnostickém zobrazování magnetickou rezonancí – souvislost s principy metody*. Lékař a technika. Praha : 2001, roč. 32, č. 1, s. 18 – 21. ISSN 0301-5491.

22. VITÁK, Tomáš et al. *Základní artefakty diagnostického zobrazování metodou magnetické rezonance*. Česká radiologie. Praha : 2000, roč. 54, č. 5, s. 323 – 328. ISSN 1210-7883.
23. Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření. (Atomový zákon)  
<http://www.sujb.cz> , 15.12.2007
24. 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.
25. ŽALUD, Václav. *Moderní radioelektronika*. 1. vyd. Praha : BEN, 2000. 653 s. ISBN 80-86056-47-3.

## 9. KLÍČOVÁ SLOVA

**artefakt**  
**CT**  
**MR**  
**ultrazvuk**  
**zobrazení**  
**kontrastní látka**

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

**CT** – Computer Tomography – výpočetní tomografie  
**UZ** – ultrazvuk  
**MR** – Magnetic Resonance – magnetická rezonance  
**PPP** – primární parametrické pole  
**VPP** – výsledné parametrické pole  
**PVE** – Partial Volume Effects – efekt částečného objemu  
**SSD** – Shaded Surface Display – jedna z 3D postprocesingových technik  
**3D** – třírozměrný  
**FoV** – Field of View – oblast zájmu  
**MPR** – multiplanární rekonstrukce  
**HU** – Hounsfield Unit – Hounsfieldovy jednotky = CT čísla  
**SSCT** - Single Slice CT – CT přístroj s jednou řadou detektorů  
**MSCT** – Multi Slice CT – CT přístroj s více řadami detektorů  
**KL** – kontrastní látka  
**TR** – Time to Repeat – čas opakování  
**TE** – Time to Echo – čas do odezvy

## 10. PŘÍLOHY

**Volně vložená příloha – CD ROM s obrazovou dokumentací artefaktů.**