



EVROPSKÁ UNIE  
Evropské strukturální a investiční fondy  
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Název projektu	Rozvoj vzdělávání na Slezské univerzitě v Opavě
Registrační číslo projektu	CZ.02.2.69/0.0./0.0/16_015/0002400

# Zpracování medicínských a obrazových dat

Studijní text pro prezenční formu studia

**Iveta Bryjová**

**Opava 2019**



**SLEZSKÁ  
UNIVERZITA**  
FILOZOFICKO-  
PŘÍRODOVĚDECKÁ  
FAKULTA V OPAVĚ

# Zpracování medicínských a obrazových dat

---

*Studijní text pro prezenční formu studia*

Opava, 2019

Iveta Bryjová



Toto dílo podléhá licenci:

**Creative Commons Uveďte původ-Zachovejte licenci 4.0**

Znění licence dostupné na:

<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0>

## Úvod

Problematikou medicínských dat a jejich zpracování se věnuje vědní obor lékařská informatika. Lékařská informatika se zabývá vlastnostmi, zpracováním a využitím lékařských informací – dat, které mohou nabývat několika podob. Od jednodimenzionálních výstupů až po trojdimenzionální, od papírové podoby po elektronickou, od numerických dat přes textové až po obrazové výstupy. Mohou být vykonstruovaná uměle nebo jako výstupy z různých lékařských diagnostických modalit. V textu se dále budeme popisu lékařských dat – jedním z typu informace – a jejich zpracování věnovat detailněji. Mezi lékařské informace patří také formalizace řešení problému teorie rozhodování, metodologie odborné práce a mnoho dalších, které mají řadu praktických aplikací. Zpracování lékařských, nejen obrazových, dat se syntetizuje v několika vědních oborech (matematika, statistika, logika, biokybernetika, informatika, aj.), které budou ve studijním textu také okrajově zmíněny.

Studijní text je na nejvyšší úrovni rozčleněn na část kompilační – popisující teoretické poznatky dané problematiky, a část praktickou s ukázkami jednotlivých aplikačních výstupů metod zpracování medicínských a obrazových dat. Teoretická část textu sestává z kapitoly věnované informatické terminologii. Samotné jádro studijního textu tvoří informatické a fyzikální principy vybraných diagnostických zobrazovacích modalit a metod produkujících diagnostický signál v několika jeho podobách. V samostatné kapitole budou uvedeny rovněž metody a principy nukleární medicíny, které poskytují nemalé množství statických a dynamických obrazových dat. V praktické části budou demonstrovány vybrané metody a techniky zpracování obrazových lékařských datových výstupů.

Významným zdrojem lékařských obrazových dat, kromě lékařských diagnostických metod s jednodimenzionálním signálovým výstupem (EKG, EMG, krevní tlak ...), jsou výstupy z lékařských zobrazovacích systémů (RTG, CT, MRI, USG, SPECT, PET ...), které tvoří majoritní část tohoto studijního textu.

Historie lékařských zobrazovacích systému v medicíně se datuje k objevu paprsků X německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem. Po sérii experimentů s katodovou trubicí objevil Röntgen 8. listopadu 1895 záření vyvolávající fluorescenci vycházející z místa dopadu katodových paprsků na vnitřní skleněnou stěnu výbojky (katodové trubice). Fluorescenci platnatokyanidu barnatého pozorovaného přibližně dva metry od katodové trubice nazval X-paprsky (X-ray – označení se v mnoha jazycích udrželo, zejména

v angličtině dodnes). Tímto objevem započal také rozvoj radiologie – lékařského oboru využívajícího ionizujícího záření nejen ke stanovení diagnózy, ale také pro terapii.

## 1. Medicínská data

Data v širším slova smyslu jsou výsledkem měření. Je to proces, kdy se každému prvku přiřadí právě jedna stupnice (škála) měření – nominální, ordinální, intervalová. V případě medicínských dat se jedná o výsledky měření či pozorování pacienta. Tato data mohou nabývat jak papírové (analogové), tak digitální podoby. Medicínská data jsou kombinací textových, numerických, obrazových, zvukových a signálových dat. Typický zdroj medicínských dat tvoří výstupy z různých diagnostických modalit.

Medicínská data jsou jedním z typů konkrétní informace, např. informace o pacientech v lékařské dokumentaci (typicky se jedná o výsledek vyšetření). Specifickou informací jsou biologické signály – biosignály a obrazové informace. V současném zdravotnickém provozu jsou veškerá data o pacientech ukládána v rámci různých klinických informačních systémů (KIS) do databází. Biologickým a obrazovým signálům se budeme dále v tomto textu zabývat podrobněji [6].

### 1.1. Typy dat, škály

Jak již bylo zmíněno výše, medicínská, nebo také lékařská data jsou získávána jako výsledek měření. V širším kontextu se jedná o proces, kdy ke každému prvku souboru je přiřazena právě jedna z úrovně příslušné škály (stupnice) měření. Tato kapitola byla zpracována podle [6].

Nyní si uvedeme *základní kategorie jednotlivých škál* a dále konkrétní typy lékařských dat. Prvním typem je škála *kategorická* (nominální), hodnoty v této škále se vyjadřují slovně, jedná se o tzv. kvalitativní data (např. pohlaví: muž – žena, krevní skupina: A, B, 0, AB). Některé kvalitativní znaky lze převést na kvantitativní (např. červená barva – vlnová délka ~ 625 až 750 nm). Dalším typem je *diskrétní* škála (ordinální), tento typ škály se uplatňuje tam, kde můžeme u sledovaných jevů stanovit pořadí. Hodnoceny jsou znaky, které lze vyjádřit celými čísly. Touto škálou posuzujeme, zda jsou dva objekty stejné nebo nikoliv a současně můžeme také určit jejich pořadí; co však nelze určit, je vzdálenost mezi sousedními úrovněmi škály. Jako příklad uveďme číselnou hodnotící škálu bolesti, kdy pacient vyjadřuje intenzitu bolesti přímo číslem 0–10 / žádná bolest–nejhorší představitelná bolest. Čísla vyjadřují intenzitu bolesti, ale nevypovídají o velikosti rozdílů mezi nimi (intuitivně lze říct, že rozdíl 1–5 je menší než 6–10). Dalším příkladem může být intenzita

laboratorní reakce posuzovaná jako počet křížků (hodnotí se takto pozitivita a kvantita, (+ až ++++)). Hodnoty, které jsou kvantifikovány pouze měřením, spadají do *spojité* (intervalové) škály.

Tvorba škál v medicíně je náročný proces, často vzniká potřeba kvantitativně hodnotit jevy, které nelze změřit (psychickou zátěž, úroveň kvality života po chirurgických intervencích, intenzitu bolesti, hodnocení jizev po termických traumatech kůže, apod.). Toto lze řešit tzv. *škálováním* či *skórováním*. Pomocí škálování lze posuzovat (měřit) jinak neměřitelné kvalitativní znaky určitých jevů tak, že k posuzované hodnotě daného jevu přiřazujeme určitou kvantitativní hodnotu na škále. O metodách škálování se zde dále rozepisovat nebudeme, v případě zájmu může čtenář dohledat informace v literárních odkazech [6–8].

Nyní si uvedeme *konkrétní typy medicínských dat* popisujících pozorování pacienta. Jak již bylo uvedeno v textu výše, o medicínských datech se lze vyjádřit jako o multimediálních, neboť kombinují data jak textová, hypertextová, obrazová, zvuková a signálová. Zde je užitečné zmínit, že k medicínským datům a k práci s nimi bychom měli přistupovat velmi obezřetně, neboť se jedná nejen o citlivá data, která mohou být snadno zneužitelná, ale při špatné manipulaci s nimi by mohlo dojít, v nejhrošším případě, i ke ztrátě lidského života. Proto by měla splňovat několik základních kritérií:

- Jedinečnost a integrita (uschování dat na jednom místě se zamezením duplicit redundancí informací, v opačném případě může dojít k nekonzistenci dat).
- Úspornost.
- Přesnost (pouze přesná a ověřená data).
- Veřejná/neveřejná – chráněná. V případě chráněných dat musí být přesně vymezeno, kdo k nim může přistupovat na základě pravidel definovaných příslušné organizace, která data uchovává a manipuluje s nimi (GDPR, informované souhlasy s léčbou, terapií, klinickou studií ...).
- Dostupnost (data by měla být dostupná autorizovaným uživatelům).

*Číselná data* –představitelem číselných dat jsou např. výsledky laboratorních vyšetření – hematologické, biochemické či jiné parametry. Pro příklad uveďme následující biochemické parametry: glykémie – hladina koncentrace glukózy vyšší než 7 mmol/l s jistou mírou pravděpodobnosti nasvědčuje onemocnění diabetes mellitus; nebo další příklad koncentrace cholesterolu od 5 mmol/l je spojeno s vyšším rizikem rozvoje aterosklerózy a s tím spojených sekundárních komplikací. Z hematologických parametrů můžeme pro názornost uvést hodnotu hemoglobinu (červené krevní barvivo obsažené v erytrocytech), jež se ve

fyziologickém – referenčním rozmezí<sup>1</sup> pohybuje mezi 120–160 g/l pro ženy a 135–175 g/l pro muže. Pro přehled je zde vhodné uvést, že laboratorní vyšetření přinášejí asi 70–80% informací o zdravotním stavu pacienta (klinicko-biochemické testy tvoří ~60–70 % všech laboratorních vyšetření). Jejich význam neustále roste, jsou zaváděny nové a citlivější testy, které mají větší specifitu. Tato data se podílejí na stanovení diagnózy a prognózy onemocnění. Dalším typickým zástupcem číselných dat je věk, tělesná hmotnost, výška, tělesná teplota, bilance tekutin apod.

*Textová data* – jméno a příjmení pacienta, anamnéza, popis vyšetření, poznámka a jiné textové řetězce. Strukturované anamnestické<sup>2</sup> údaje lze uvést jako příklad formátu textových dat:

- Osobní anamnéza: TAT 2003
- Rodinná anamnéza: bezvýznamná
- Pracovní anamnéza: OSVČ
- Sociální anamnéza: rozvedený, žije se syny
- Alergologická anamnéza: pyly, prach, srst, roztoči, PNC<sup>3</sup>
- Farmakologická anamnéza: Aeries 0,5 mg 1–0–0
- Abúzus: kouření 0, alkohol příležitostně

Dalším případem může být textový popis ultrazvukového vyšetření dutiny břišní: „Játra normální velikosti, rovného povrchu, homogenní, isoechogenní struktury. Intra- a extrahepatální biliární cesty přiměřené šíře. Žlučník obvyklé velikosti, s tenkými stěnami, lumen anechogenní. Slezina přiměřené velikosti, homogenní struktury. Pankreas normální velikosti, bez ložiskových či difúzních změn. Obě ledviny obvyklého uložení, normální velikosti, normální struktury. Břišní aorta přiměřené šíře. Spektrální křivka obvyklého tvaru. Močový měchýř s anechogenním lumen, bez nástěnných změn“.

Nebo alfanumerický popis fyziologického EKG (elektroencefalografického vyšetření): „EKG – osa v normě, přech. zóna V3, ST v izol. rovině, III a VL. V2–V4, ploše neg. T VI. normotyp, PZV3, PQ0,16; QRS 0,08; QT, RS V1-V2, ST izoelektrická, neg. V1–V3, QTC v normě“.

---

<sup>1</sup> Referenční meze hodnocení –hodnoty laboratorního testu, mezi nimiž leží většina hodnot získaná měřením referenční populace (za většinu je obvykle považováno 95 % výsledků a do referenční populace se řadí jedinci splňující určité předpoklady; nejčastěji nepřítomnost nemoci a splnění dalších kritérií – odběr nalačno apod.).

<sup>2</sup> Anamnéza – předchorobí, soubor údajů o pacientovi.

<sup>3</sup> PNC – penicilín.

*Obrazová data* – nejčastěji data, které generují lékařské zobrazovací systémy RTG, CT<sup>4</sup> (výpočetní tomografie), MRI<sup>5</sup> (zobrazování pomocí jevu magnetické rezonance) viz Obrázek 1.1, SPECT<sup>6</sup> (jednofotonová emisní výpočetní tomografie), PET<sup>7</sup> (pozitronová emisní tomografie), USG (ultrasonografie), LDPI<sup>8</sup> (laserová dopplerometrie). Tato data mohou být statická (např. skiografie) nebo dynamická (např. skiaskopie).



**Obrázek 1.1:** MRI obraz krční páteře s artefaktem od arteficiální meziobratlové ploténky. Zdroj vlastní.

*Signálová data* – diagnostické metody s primárně jednodimenzionálním výstupem signálu s typickou časovou závislostí, např. měření a monitorování krevního tlaku (neinvazivní a invazivní monitorování), elektrofyziologické metody: EKG (elektrokardiografie – Obrázek 1.2), EEG (elektroencefalografie – Obrázek 1.3), EMG (elektromyografie), EOG (elektrookulografie) a další elektrofyziologické diagnostické metody.

---

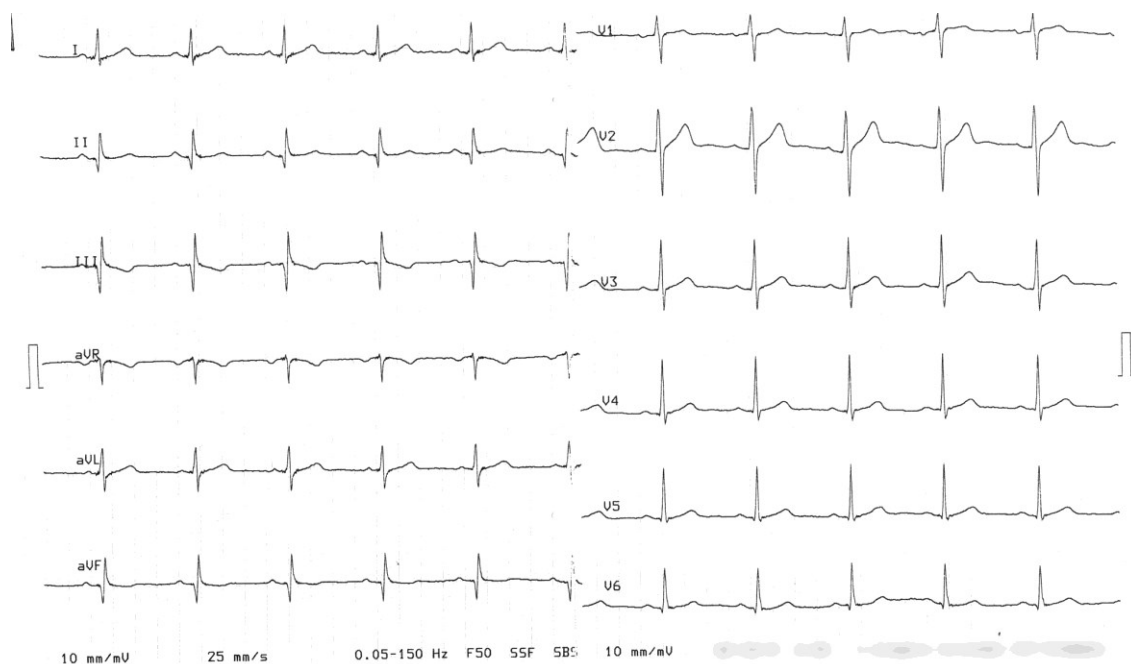
<sup>4</sup> Computed Tomography

<sup>5</sup> Magnetic Resonance Imaging

<sup>6</sup> Single-Photon Emission Computed Tomography

<sup>7</sup> Positron-Emission Tomography

<sup>8</sup> Laser Doppler Perfusion Imaging



**Obrázek 1.2:** Typická EKG křivka [1].



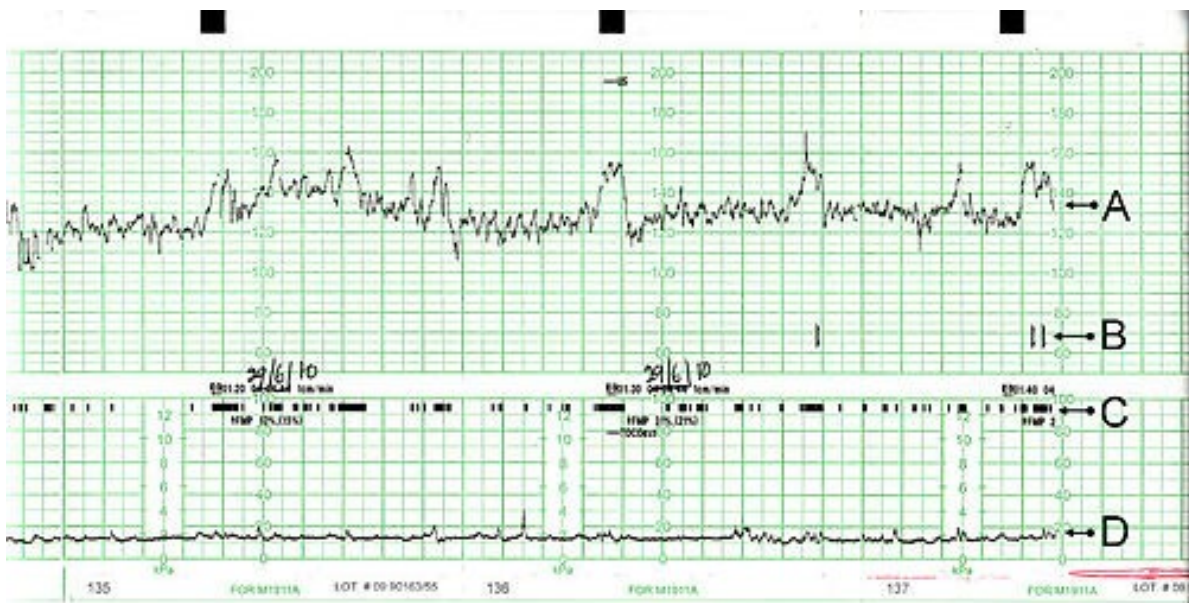
**Obrázek 1.3:** EEG záznam s patrnými epizodami jednotlivých generalizovaných symetrických synchronních SW komplexů [2].

*Zvuková data* – jsou například záznamy srdečních ozev získaných prostřednictvím fonendoskopu/stetoskopu (záznam lze uložit na elektronické stetoskopy s možností přenosu záznamu do počítače, např. model 3200 firmy 3M<sup>TM</sup> Littmann<sup>®</sup> – Obrázek 1.4). Dalším představitelem zvukových záznamu je intermitentní nebo kontinuální kardiografický záznam (KTG – Obrázek 1.5), kde se získává záznam fetální srdeční frekvence (srdeční frekvence plodu), tzv. kardiograf; a děložních stahů, tzv. tokogram. Metoda

kardiotokografie je založena na detekci hypoxických změn, které mají vliv na hemodynamiku plodu a změny v cirkulaci krve placentou, tyto změny se projeví změnou frekvence plodových ozev. Z metod fetálního monitoringu je významná také metoda záznamu uteroplacentární krevní cirkulace pomocí dopplerovské ultrasonografie (kardiotachogram) [4].



**Obrázek 1.4:** Elektronický stetoskop LITTMANN® 3200 [3].



**Obrázek 1.5:** Typický kardiotokografický grafický záznam zvukových dat – kardiotokogram. A: Fetální srdeční frekvence; B: Indikátor zobrazující pohyby matky; C: Pohyby plodu; D: Děložní kontrakce [5].

*Kódovaná data* – diagnostické kódy (systémy kódu diagnóz, procedur, péče), DNA, kódovaná patientská data, ad. Příkladem uvedme mezinárodní klasifikační systém nemocí (MKN, ICD), kde každá diagnóza má svůj mezinárodní kód. Podle písmena diagnózy lze

zjistit do jaké skupiny diagnóz daná choroba spadá (písmeno a číslo určuje konkrétní diagnózu, např. II. Novotvary C, D – D64.9 Anémie N.S<sup>9</sup>).

## 1.2. Formát medicínských obrazových dat

Data a standardy v medicínské informatice jsou specifické nejen množstvím generovaných dat (např. velkoobjemová data z lékařských zobrazovacích systémů, v řádech GB), ale také velmi důležitým aspektem etického hlediska. S pojmem medicínská – nejen obrazová – data se pojí také požadavky na medicínské databáze, telekomunikace, počítačové sítě a způsoby přenosu medicínských dat. Pacientská data jsou velmi citlivá data, musí být zajištěna bezpečnost jejich uchování a přenosu, kódování, klasifikace, důvěrnost a ochrana dat. Mezi hlavní zdroje medicínských dat se řadí biologické signály a obrazová data z medicínských diagnostických a zobrazovacích systémů. Stěžejní pojmy hodné dalšího vysvětlení jsou DICOM a PACS.

### 1.2.1. DICOM

DICOM je standard pro zobrazování, distribuci, skladování a tisk medicínských dat pořízených lékařskými diagnostickými zobrazovacími systémy USG, RTG, CT, MRI, PET, SPECT ...

Akronym DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) byl vytvořen organizací NEMA ([National Electrical Manufacturers Association](http://www.nema.org)) za účelem zobrazování obrazových medicínských dat. DICOM je celosvětově rozšířený standard medicínských obrazových dat. Standard DICOM je značně rozsáhlý a pro účely tohoto studijního textu méně podstatný, proto od detailnějšímu popisu upustíme. Pro názornost zde uvedeme pouze členění standardu (viz Tabulka 1.1) do částí, které spolu souvisejí, ale jsou zpracovány samostatně. Standard definuje způsob manipulace a skladování medicínských dat. Přesnou specifikaci jednotlivých částí standardu lze dohledat na webových stránkách <https://www.dicomstandard.org/>. Je znám pod označením NEMA PS3. ISO standard 12052:2006 „Health informatics – Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management“.

Mezi základní služby standardu DICOM patří: Skladování; Potvrzení o uložení; Dotaz a načtení; Seznam vyšetření; Tisk; DICOM soubory. Pro přenos dat přes TCP a UDP jsou vyhrazeny porty 104 (UNIX); port 2761 (ISCL); port 2762 (TLS); port 11112 (otevřená

---

<sup>9</sup> NS – neurčená, nespecifikovaná.

komunikace přes TCP/UDP). Používání těchto vyhrazených portů je doporučeno, nikoliv striktně vyžadováno.

### 1.2.2. PACS

Akronym PACS rovněž pochází z anglického názvu (Picture Archiving and Communication System). PACS je virtuální prostor pro ukládání digitálních dat z medicínských modalit, umožňuje přístup k datům, jejich zobrazení, případný přenos dat na dálku ePACS. Data jsou v elektronické formě v PACS uložena ve standardizovaném formátu DICOM.

PACS je technologie umožňující správu, archivaci a zobrazení digitálních medicínských obrazových dat generovaných různými diagnostickými modalitami. Obecně lze PACS definovat jako datové úložiště obrazových medicínských dat, které integruje akviziční modalitu a související informační systémy zdravotnického zařízení (NIS, KIS). Kromě rozhraní pro jednotlivé typy akvizičních modalit řeší komunikaci s radiologickým informačním systémem (RIS), dlouhodobou archivaci obrazové dokumentace, zpřístupnění obrazových dat pro diagnostické stanice a dálkový přenos dat prostřednictvím technologie ePACS.

**Tabulka 1.1:** Základní části standardu DICOM

PS 3.1: Introduction and Overview	Úvod a přehled
PS 3.2: Conformance	Shoda
PS 3.3: Information Object Definitions	Definice informačních objektů
PS 3.4: Service Class Specifications	Specifikace obslužných tříd
PS 3.5: Data Structures and Encoding	Datové struktury a kódování
PS 3.6: Data Dictionary	Datový slovník
PS 3.7: Message Exchange	Výměna zpráv
PS 3.8: Network Communication Support for Message Exchange	Podpora síťové komunikace pro výměnu zpráv
PS 3.10: Media Storage and File Format for Media Interchange	Ukládání media a formát souboru pro vzájemnou výměnu medií
PS 3.11: Media Storage Application Profiles	Profily aplikačního ukládání media
PS 3.12: Media Formats and Physical Media for Media Interchange	Formáty medií a fyzická media pro vzájemnou výměnu
PS 3.14: Grayscale Standard Display Function	Standardní zobrazovací funkce pro černobílý obraz
PS 3.15: Security and System Management Profiles	Profily bezpečnostní a systémového managementu
PS 3.16: Content Mapping Resource	Obsahový mapovaný zdroj
PS 3.17: Explanatory Information	Vysvětlující informace
PS 3.18: Web Access to DICOM Persistent Objects (WADO)	Webový přístup do DICOM perzistentních objektů
PS 3.19: Application Hosting	Hosting aplikací
PS 3.20: Transformation of DICOM to and from HL7 Standards	Transformace DICOM do a ze standardu HL7

## **PACS z pohledu databáze**

Tato kapitola byla zpracována podle literárního zdroje [9].

Z hlediska databázových informačních systémů je PACS subsystémem nemocničního informačního systému (NIS). Pro PACS je typická práce s velkými objemy dat, která u vyšetření jednoho pacienta mohou dosahovat řádově několika GB. Pro představu u vyšetření výpočetní tomografií (CT) se jedná o stovky až tisíce obrázků o rozlišení 512×512 nebo 1024×1024 bodů o bitové hloubce šedi ~10–14 b. U MRI vyšetření se používá v současnosti ještě menší rozlišení (256×256 bodů), ale množství obrázků v jednom vyšetření mohou dosahovat desítek tisíc, což není zanedbatelný výsledný objem dat. U dynamických vyšetření (např. angiografie) v případě konverze klasického videosignálu do DICOM mohou jednotlivé obrázky představovat klasické video s patřičným HD rozlišením. Výsledný soubor může mít i několik GB dat.

Systémy PACS se od standardních databázových systémů liší zejména přístupem ve vybavovací době, rychlosti obměn dat aj. Různé databáze pracují s daty různě. Extrémní případem u PACS je například rozbor položek hlaviček DICOM souborů na jednotlivé položky a jejich uložení do databázových tabulek s odděleně uloženou bitmapovou částí. Tento přístup může být velice limitující, protože může dojít k odstranění položek, které databáze nezná (např. odstranění privátních tagů), do kterých si specializované pracovní stanice ukládají informace potřebné k popisu specializovaných datových výstupů. Dalším extrémem je uchování kompletního obrázku v původním tvaru, a v pomocné databázi uchovat jen informace nejnütnější k jeho dohledání.

Každá databáze funguje dobře, dokud se do ní data vkládají. Pokud je zapotřebí získat data zpět, je třeba definovat kritéria délky odezvy na dotaz k vybavení nebo podání dat, což je problém velkoobjemových dat jako v případě PACS (roční produkce přibližně několik TB dat). Některá klinická pracoviště vygenerují denně do svých PACS archivů 60–80 GB dat.

PACS je obecný informační systém a jeho realizace se liší od dodavatele k dodavateli. Obecně je však pro možnost dalších změn, ale také pro skutečnost, že není možné u modalit řídit upgrade přes konzole, je vhodné, aby byla data uchovávána v pokud možno nezměněné podobě. DICOM standard má implementovanou jednu užitečnou funkcionalitu – privátní DICOM tagy neboli objekty (elementy). Tím se významně eliminují technické problémy spojené s neustálým technologickým vývojem modalit a pracovních stanic.

Většina PACS systémů funguje velice dobře v období, kdy jsou do nich data ukládána a nedojde-li jejich kapacita. Problémy obvykle nastanou v momentě, kdy je kapacita úložiště překročena, nebo je v archivu příliš mnoho dat. PACS systém se zpomaluje a problém nastává např. u historických dat k porovnání. Pro funkčnost a spolehlivost PACS je zásadní nalézt jeho správnou dimenzi a vnitřní konfiguraci. Jiné jsou požadavky na systém pracující např. pro stomatologickou ordinaci s jedním rentgenem, než na klinickém pracovišti s exponovaným provozem.

## 2. Biologické signály

Tato kapitola byla zpracována převážně podle zdroje [10].

Biologické signály – biosignály, jsou signály generované biologickými systémy. Obecně signál, bez ohledu na jeho fyzikální podstatu, umožňuje přenos informace. Biosignály slouží k získávání informací o daném biologickém systému. Biosignály generované živým organismem jsou zatíženy šumem či parazitními signály. Digitalizovaný signál je možné zpracovat pomocí algoritmů a metod pro úpravu signálů.

### 2.1. Klasifikace biologických signálů

Biosignály lze třídit podle několika charakteristik a vlastností:

- Matematických vlastností (stran zpracování a další analýzy biosignálu).
- Dimenzionality (počtu nezávisle proměnných biosignálu).
- Oboru lékařských aplikací.
- Zdroje biosignálu nebo fyzikální podstaty biosignálu.

#### 2.1.1. Biosignály podle matematických vlastností signálů

Biosignály snímané z biologických systémů jsou většinou spojitými signály (např. EKG, EEG, EMG záznam). Pro jejich následné numerické zpracování je zapotřebí signál předzpracovat diskretizací (vzorkování signálu – diskretizace v časové doméně; kvantování – převod spojitých hodnot veličin na diskrétní.). Některé signály však mohou být nativně diskrétní, např. srdeční tep.

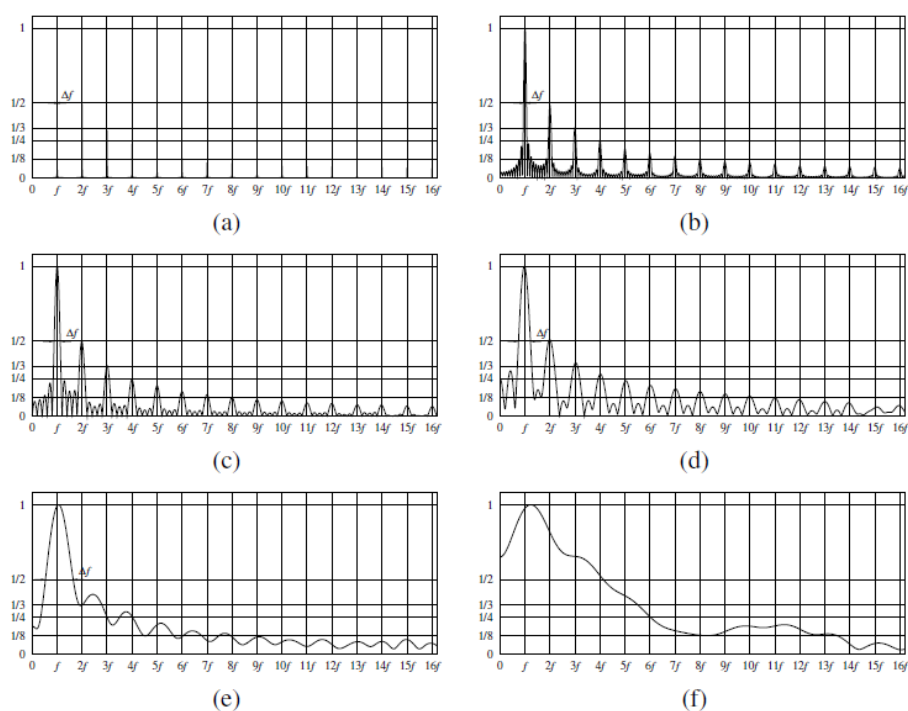
Z hlediska matematických vlastností signálů rozlišujeme signály *deterministické* a *stochastické*. Deterministické signály mohou být predikovány na základě známých zákonitostí popisujících signál. Je takový signál, jehož hodnoty jsou v daném čase jednoznačně určeny. Takovýto signál může být tedy popsán analytickou funkcí času  $t$ .

Deterministické signály, mohou být *periodické* (charakterizované nejmenší periodou, se kterou se v čase opakují). Reálné biosignály však nejsou zcela periodické – hovoříme o *repetičních* signálech (např. EKG). Většina biosignálů jsou neperiodické deterministické signály.

Pro analýzu periodických nebo repetičních signálů slouží Fourierova spektrální analýza, jejíž základní metodou je rozklad signálu do harmonických, striktně periodických prvků,

takže repetiční signály mají svůj fourierovský obraz zhuštěný do poměrně omezených frekvenčních oblastí. Frekvenční spektrum signálu je vyjádření rozložení amplitud a fází jednotlivých harmonických složek, ze kterých se signál skládá, v závislosti na frekvenci. Přeměna téměř periodického signálu na neperiodický signál s dopadem na jeho fourierovské spektrum je demonstrována na Obrázek 2.1.

Stochastické (náhodné) signály jsou odrazem náhodných procesů (náhodné signálové hodnoty). Opakování signálu není predikovatelné a popisuje se pomocí pravděpodobnostních a statistických vlastností. Stochastické signály mohou být *stacionární* (statistické vlastnosti jsou v čase konstantní) nebo *nestacionární* (statistické vlastnosti se v čase mění). Typickým představitelem je EEG signál. Stacionární náhodný proces je takový proces, jehož libovolné statistické charakteristiky nejsou závislé na poloze počátku časové osy (nezávisí na absolutních hodnotách času, jen na délkách časových intervalů mezi okamžiky  $t_1$  a  $t_2$ ).



**Obrázek 2.1:** Amplitudové spektrum základní frekvence pilovitého signálu. (a) Délka trvání  $\Delta t = 2,97215$  s (počet vzorků  $65\,536 = 2^{16}$ , cca 327 period). Neurčitost frekvence  $\Delta f \approx 0,34$  Hz je nepatrná. (b) Délka trvání signálu zkrácena na  $\Delta t = 92,88$  ms (počet vzorků  $2048 = 2^{11}$ , cca 10 period). Neurčitost frekvence vzrůstá na  $\Delta f \approx 11$  Hz. (c) Délka trvání signálu zkrácena na  $\Delta t = 46,44$  ms (počet vzorků  $1024 = 2^{10}$ , cca 5 period). Neurčitost frekvence vzrůstá na  $\Delta f \approx 22$  Hz, píky se rozšiřují. (d) Délka trvání signálu zkrácena na  $\Delta t = 23,22$  ms (počet vzorků  $512 = 2^9$ , necelé 3 periody). Neurčitost frekvence vzrůstá na  $\Delta f \approx 43$  Hz – srovnatelná se základní frekvencí. (e) Délka trvání signálu zkrácena na  $\Delta t = 11,61$  ms ( $256 = 2^8$  vzorků, ~ jedna a čtvrt periody). Neurčitost frekvence  $\Delta f \approx 86$  Hz ~  $f = 110$  Hz potlačuje rozlišitelnost píků. (f) Délka trvání signálu zkrácena na  $\Delta t = 5,805$  ms (počet vzorků  $128 = 2^7$ ). Neurčitost frekvence  $\Delta f \approx 172$  Hz  $> f = 110$  Hz zcela smazává periodicitu.

### 2.1.2. Biosignály podle dimenzionality signálu

Podle počtu nezávisle proměnných lze biosignály rozdělit na *jednorozměrné*, *dvourozměrné* a *vícerozměrné*. Jednorozměrné (jedno či vícekanálové), se nejčastěji vyjadřují časovou závislostí sledované veličiny  $s(t)$  (př. EKG, EEG). Dvourozměrně reprezentují plošnou projekci nebo řez trojrozměrného objektu  $s(x, y)$  (př. MRI transverzální řezy zobrazovaného orgánu), nebo vyjadřují časovou dynamiku jednorozměrné závislosti  $s(t, f)$  (např. frekvenčního spektra). Vícerozměrné popisují trojrozměrnou scénu ( $s(x, y, z)$ ) nebo vyjadřují časovou dynamiku dvourozměrných obrazů ( $s(t, x, y)$ ) (např. virtuální endoskopie).

### 2.1.3. Biosignály podle oboru lékařských aplikací

Zde dělíme signály získané laickým monitorováním (např. tělesná teplota, monitorování krevního tlaku). Typickým příkladem je selfmonitoring u diabetiků, kdy si pravidelným měřením glukometrem zaznamenávají hodnoty krevní glukózy (glykémie). Dále lze biosignály rozdělit na signály, které jsou získávány v rámci primární lékařské péče (EKG, USG). A posledním typem je získávání signálu v rámci specializované, následné péče (např. CT, MRI vyšetření). Přístrojová technika je zde finančně velmi náročná a vyžaduje také patřičně erudovaný personál.

### 2.1.4. Biosignály podle zdroje nebo fyzikální podstaty signálu

*Elektrické biosignály.* Tyto signály vznikají excitací buněčných membrán buněk, které generují akční potenciály. Jedná se o přechodnou změnu membránového potenciálu (rozdílů elektrického potenciálu mezi oběma stranami buněčné membrány) v důsledku změn propustnosti iontů přes semipermeabilní membránu. Membránový potenciál je určen intra- a extracelulárními koncentracemi a propustností iontů ( $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Cl^-$ ,  $Ca^{2+}$ ). Akční potenciály excitovaných buněk jsou přenášeny na sousední buňky a mohou v odpovídající biologické tkáni generovat elektrické pole. Změny v mezibuněčných potenciálech lze snímat elektrodami na povrchu orgánu nebo organismu jako časový průběh biosignálu. Typickým zástupcem jsou signály generované kardiomyocyty – buňkami srdečního svalu (EKG – elektrokardiografie), neurony – buňkami mozkové tkáně (EEG – elektroencefalografie), myocyty – svalovými buňkami (EMG – elektromyografie) aj. – přehledový souhrn elektrických biosignálů je uveden v Tabulka 2.1. Měření probíhá buď přímo v tkáni (invazivně), nebo povrchovými elektrodami umístěnými nad sledovanou tkání (neinvazivně), kde je měřen elektrický potenciál, který vzniká nepřímo působením elektromagnetického pole šířícího se kolem tkáně

jako důsledek dynamiky daného elektrického jevu. Kromě elektrických biosignálů popsaných v textu výše a uvedených v přehledové tabulce (Tabulka 2.1) patří rovněž tzv. *evokované biopotenciály*. Evokovaný biopotenciál je potenciál generovaný činností různých struktur nervové soustavy stimulovaných fyzikálními podněty (akustické, vizuální, mechanické).

**Tabulka 2.1** Přehled elektrických biosignálů, napěťových rozsahů, frekvenční rozsahy a typy snímacích elektrod

Metoda	Napěťový rozsah	Frekvence	Elektroda
EKG (elektrokardiografie)	0,5–5 mV	0,05–125 Hz	Povrchové (plošné, balónkové), jícnové
fEKG <sup>10</sup> (fetální elektrokardiografie)	0,01–0,1 mV	0,01–150 Hz	Povrchové, intrauterinní
EEG (elektroencefalografie)	0,001–0,3 mV	0,1–80 Hz	Povrchové
Evokované potenciály		Do 102 Hz	Povrchové
ECoG (elektrokortikografie)	0,01–1 mV	0,1–100 Hz	Povrchové, jehlové
EMG (elektromyografie)	0,1–5 mV	0–10 000 Hz	Povrchové (SFEMG <sup>11</sup> ), jehlové MUAP <sup>12</sup> )
EGC <sup>13</sup> (elektrogastrografie)	0,01–1 mV	0,01–1 Hz	Povrchové, jehlové
EGG <sup>14</sup> elektrogloktografie (elektrolaryngografie)		od 300 000 Hz	Povrchové
AP motorické jednotky	Do 10 mV	Do 15 Hz	jehlové vpichové
AP svalových vláken	Do 10 mV	Do 5 Hz	jehlové vpichové
ENG (elektroneurogram)	Do 10 mV	Do 1 kHz	jehlové vpichové
ENyG (elektronystagmogram)			
EOG <sup>15</sup> (elektrookulografie)	0,01–3,5 mV	0,05–100 Hz	Povrchové
ERG (elektroretinogram)			

<sup>10</sup> Snímání elektrické aktivity srdce plodu z těla matky.

<sup>11</sup> Měření ze svalového vlákna.

<sup>12</sup> Z nervové buňky, vlákna, svalového spojení, svalového vlákna.

<sup>13</sup> Snímání elektrické aktivity žaludku z povrchu těla.

<sup>14</sup> Snímání změn elektrického odporu, ke kterému dochází kmitáním hlasivek, dvěma elektrodami přiložených na křídla štítné chrupavky, které odpovídají uzavěru a otevření glottis. Záznam glottogramu se provádí při fonaci vokálu „a“ snímacími elektrodami umístěnými nad křídly štítné chrupavky. Do elektrod je přiváděno velice slabé střídavé napětí o vysoké frekvenci. Otevírání a zavírání hlasivek mění odpor mezi elektrodami a moduluje procházející proud.

<sup>15</sup> Snímání elektrické aktivity sítnice z povrchu hlavy v okolí očí.

*Impedanční biosignály.* Impedance tkání nesou významné informace o jejich skladbě, perfuzi a objemu krve, nervové a endokrinní aktivitě apod. Elektrická impedance tkání charakterizuje pasivní elektrické vlastnosti organismu a tkání. Popisuje chování organismu jako spotřebiče elektrické energie, je-li připojen ke zdroji střídavého elektrického napětí. Impedanční biosignál se získává povrchovými nebo vpichovými elektrodami při aplikaci střídavých sinusových proudů o frekvenci 50 Hz až 1 MHz a intenzitě 20  $\mu\text{A}$  až 2 mA. Provádí se obvykle čtyřmi elektrodami (dvě zdrojové, dvě měřicí – ze zdrojové elektrody se přivede na měřené místo vysokofrekvenční proud, střídavý proud způsobí rozdíl potenciálů mezi zdrojovou a měřicí elektrodou). Metoda je označována jako impedanční pletysmografie nebo reografie (impedanční pneumografie – mezi elektrody se přivádí vysokofrekvenční signál, užitečný signál se získá nízkofrekvenční demulací snímaného signálu, dle standardu ANSI/AAMI ES1-1993 je maximální povolený proud 100  $\mu\text{A}$  o frekvenci 10 kHz.; reoencefalografie – měření průtoku krve v různých částech mozku).

*Magnetické biosignály.* Některé orgány (srdce, mozek, plíce) v průběhu své činnosti generují, vlivem elektromagnetické indukce, velmi slabá magnetická pole ( $\sim 10^{-11}$ – $10^{-13}$  T) jako důsledek elektrických fenoménů spojených se specifickými fyziologickými pochody. Tato magnetická pole lze detekovat pomocí velmi citlivých magnetometrů. Mapování magnetobiosignálů je náročné, jelikož charakteristické intenzity magnetických polí jsou o několik řádů nižší, než u geomagnetického pole Země<sup>16</sup> a mají nepříznivý poměr signálu k šumu. Mapování magnetického pole je rovněž velmi citlivé na jakékoliv magnetické rušení, proto je v průběhu snímání potřeba zajistit stínění (např. měřicí místnosti či typ použitého senzoru, apod.). Ke stínění se používají kovové slitiny s velmi vysokou permeabilitou. Pro příklad uveďme magnetoencefalografii – snímání magnetické aktivity mozku z povrchu hlavy. Další magnetické biosignály jsou uvedeny v přehledové tabulce (Tabulka 2.2).

---

<sup>16</sup> 25–65  $\mu\text{T}$ .

**Tabulka 2.2:** Přehled magnetických biosignálů

Metoda	Amplituda	Frekvence
MKG magnetokardiografie)	50–70 pT	0,05–150 Hz
fMKG <sup>17</sup> (fetální magnetokardiografie)	1 pT	0,05–100 Hz
MEG <sup>18</sup> (magnetoencefalografie)	1–2 pT	0,5–1 Hz
2 cm pod skalpem	50–70 pT	0,05–100 Hz
Evokovaný MEG	0,1–2 pT	
MMG <sup>19</sup> (magnetomyografie)	10–90 pT	0–20 000 Hz
MOG <sup>20</sup> (magnetoookulografie)	10 pT	0,1–100 Hz

Z historie snímání magnetických biosignálů můžeme zmínit první pokusy o mapování magnetického pole, které byly publikovány v roce 1969 (Cohen&Chyndler), kteří zobrazili magnetické signály na mřížce měřicích poloh v blízkosti povrchu těla. První mapa magnetického pole (MFM – Magnetic Field Mapping) v podobě vrstevnic byla získána metodou postupného skenování pomocí jediné měřicí sondy a publikovaná byla v roce 1981. Snímání magnetického pole srdce se označuje jako magnetokardiografie (MKG), detekce mozkové aktivity jako magnetoencefalografie (MEG). Pro mapování magnetického pole se obvykle používají 2D pole a např. senzory SQUID (principem SQUID senzorů je tzv. Josephsonův jev založený na tunelování částic přes přechod supravodič–izolant–supravodič, který umožňuje i velmi malé rozdíly elektrického napětí [11]).

*Akustické biosignály.* Typický akustický signál vzniká při průtoku krve srdcem, chlopněmi, cévami; nebo při průtoku vzduchu dýchacími cestami v plicích, při patologiích (např. typické „chrupky“ slyšitelné u pneumonie). Charakteristické zvuky vytváří i gastrointestinální trakt při kontrakci svaloviny a při pohybech střevních klků. Snímání akustických biosignálů realizujeme pomocí mikrofону nebo akcelerometru. Z diagnostických metod lze uvést metodu fonokardiografie, lidský hlas, Korotkovovy ozvy či otoakustické emise<sup>21</sup>.

*Chemické biosignály.* Chemické biosignály jsou výsledky biochemických analýz provedených na živých tkáních či vzorcích analyzovaných v klinických laboratořích nebo POCT analyzátořech. Typicky se jedná o stanovení koncentrací různých analytů (např.

<sup>17</sup> Snímání aktivity srdce plodu z těla matky

<sup>18</sup> Snímání magnetické aktivity mozku z povrchu hlavy

<sup>19</sup> Snímání magnetické aktivity svalů

<sup>20</sup> Snímání magnetické aktivity sítnice

<sup>21</sup> Transientně evokované otoakustické emise (TEOAE, OAE).

pH krve, koncentrace iontů  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ , pomocí iontově citlivých elektrod, parciální tlak kyslíku, hladina glykémie, aj.).

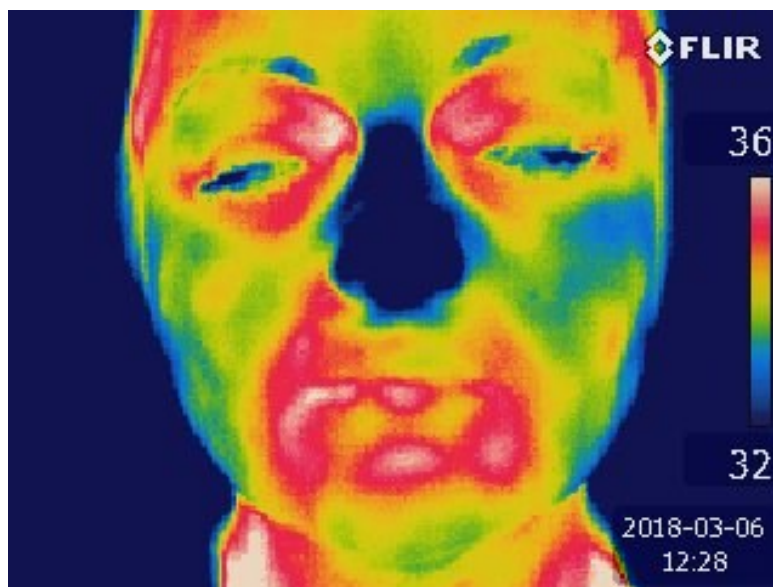
*Mechanické biosignály.* Tyto signály vznikají jako důsledek pohybu, tlaku, mechanického napětí, rychlosti, objemových či průtokových změn. Mechanické vzruchy se nešíří tkání, proto jejich měření vyžaduje velmi přesnou lokalizaci snímače. Mechanické biosignály se diagnostikují spirometrií, pneumotachografií (PTG), fonokardiografií, apexkardiografií (ACG), tomografií nebo ergometrií<sup>22</sup>, diluční křivkou, pohyby plodu a další.

*Optické biosignály.* Optické biosignály jsou výsledkem optických vlastností biologického systému založených na odrazu a lomu světla a optických vlastnostech jednotlivých buněk, tkání a orgánů. Jedná se o viditelné světlo (elektromagnetické záření o vlnových délkách 380–760 nm). Typickým zástupcem optických signálů je pulzní oxymetrie (neinvazivní měření saturace hemoglobinu kyslíkem v arteriální části krevního řečiště). Dále endoskopické vyšetření; amnioskopie – endoskopická metoda, kdy se pomocí amnioskopu vyšetřuje vizuálně barva a kvalita plodové vody; amniocentické vyšetření – invazivní metoda prenatální diagnostiky – kontrola vývoje plodu, hodnocení buněk optickým mikroskopem. Z dalších metod lze uvést hodnocení srdečního výdeje barvivovou diluční technikou, která využívá monitorování výskytu recirkulujícího barviva jednorázově injektovaného do krevního řečiště.

*Tepelné biosignály.* Tepelné biosignály mohou nést informace o teplotě tělesného jádra, o teplotách v různých částech těla nebo rozložení teplot na povrchu organismu, ale také informace o celkovém tepelném výdeji. Jsou odrazem fyzikálních a biochemických procesů probíhajících uvnitř těla. Podle charakteru je rozdělujeme na spojitě a diskrétní. Měření lze provést buď kontaktním způsobem pomocí různých typů teploměrů – nebo jsou snímány bezkontaktně termovizní kamerou prostřednictvím detekce infračervených signálů (termografie, kontaktní termografie, termovize nebo metabolické měření. Diagnostika patologických procesů různých regionů lidského těla je předmětem výzkumu mnoha lékařských odvětví. Jakožto neinvazivní, rychlá a přesná metoda slouží např. k diagnostice patologických procesů v orofaciální oblasti (viz Obrázek 2.2).

---

<sup>22</sup> Neinvazivní vyšetřovací metoda umožňující sledovat práci srdce při zátěži.



**Obrázek 2.2:** Slizniční změny na spodině pravého maxilárního sinu a levého frontálního sinu, suspektní je nález u prvního premoláru vpravo. Rozsáhlý fokus byl potvrzen až na CBCT (na OPG neznatelný). Zdroj vlastní.

*Ultrazvukové biosignály.* Ultrazvukové biosignály řadíme mezi zprostředkované biosignály, neboť vznikají interakcí ultrazvukového vlnění s tkáněmi organismu. Nesou informace o akustických impedancích tkáňových struktur orgánů a jejich anatomických změnách. Snímány jsou sondami s piezoelektrickými nebo magnetostrikčními měniči. Signály jsou zpracovávány a zobrazovány ve 2D nebo 3D formátu. Mezi ultrazvukové biosignály patří také dopplerovské signály, které nesou informaci o velikosti, směru a charakteru toku krve v cévách, srdečních dutinách, pupečníku, ad.

*Radiologické biosignály.* Radiologické biosignály vznikají interakcí ionizujícího záření (např. RTG, CT, OPG – viz Obrázek 2.3, CBCT) nebo neionizujícího záření (MRI) s biologickými strukturami a poskytují informace o vnitřních anatomických statických (skiografie) či dynamických (zobrazení v reálném čase – skiaskopie) poměrech. Může však poskytovat informaci také o funkcích orgánů (fMRI, PET, SPECT). Po nasnímání digitálními detektory se pomocí numerických počítačových metod zpracovávají a zobrazují ve 2D nebo 3D formátu. Ionizující záření může mít vlnový (elektromagnetické záření) i korpuskulární charakter (např. protony, elektrony, ionty, neutrony). Na základě parametrů záření (energie, vlnová délka) vzniklého po interakci pak můžeme zobrazit podobu daného prostředí. Tento typ signálů využíváme jak k zobrazování vnitřních struktur organismu a diagnostice, tak k radioterapii, kde má právě zásadní význam při plánování radioterapie 2D/3D počítačový obrazový postprocessing.



**Obrázek 2.3:** Ortopantomografický snímek zubů horní a dolní čelisti (panoramatický snímek).  
Zdroj vlastní.

**Tabulka 2.3:** Principy vybraných zobrazovacích metod.

Metoda			
USG (ultrasonografie)	Akustické vlnění s frekvencí nad 20 kHz	Diagnostika měkkých tkání	Nemá prokazatelné negativní účinky, ALARA (TI a MI)
RTG	Elektromagnetické vlnění o vlnových délkách 10 nm–100 pm	Diagnostická skeletálního systému	Má prokazatelné negativní účinky, stochastické, deterministické, ALARA
CT (výpočetní tomografie)	Princip RTG, doplněno o matematickou rekonstrukční metodu (Radonova transformace)	Diagnostika podobně jako RTG, počítačové zpracování umožňuje např. virtuální endoskopii	Prokazatelné negativní účinky jako RTG
MRI	Mapování hustoty rozložení vodíkových jader v těle/orgánu. Usměrnění spinu vodíkových jader, vybuzení a snímání.	Diagnostik měkkých tkání vnitřních orgánů	Nemá prokazatelné negativní účinky, klaustrofobie kontraindikace – kovové stenty, implantáty kardiostimulátory, piercing apod., ALARA
PET	Detekce fotonů vzniklých anihilací pozitronů uvolněných radiofarmaky (beta rozpad)	Diagnostika funkčních poměrů vyšetřovaného orgánu, funkční vyšetření, nepodává informace o anatomickém uspořádání.	

*Biosignály v zobrazovacích systémech.* Spojením klasického denzitního zobrazování a moderních detekčních matematicko-informatických metod umožnilo přesné zobrazování vybraných 2D řezů nebo 3D objemů, např. digitální rentgen, CT. Další moderní zobrazovací metody (např. MRI, PET) nemají svého diagnostického předchůdce a vznikly na znalostní bázi čistě fyzikálních metod.

### 3. Medicínská obrazová data generovaná lékařským ultrazvukem

Od této kapitoly se budeme věnovat popisu medicínských obrazových výstupu, metodám předzpracování a zpracování, a zejména samotným modalitám, které tyto obrazové výstupy generují. Pro bližší pochopení budou vysvětleny fundamentální principy vybraných lékařských zobrazovacích systémů. Další informace k zobrazovacím metodám může čtenář získat studiem odborné literatury např. [13, 14].

#### 3.1. Lékařská ultrasonografie

Lékařská ultrasonografie je diagnostická zobrazovací technika založena na registraci ultrazvukového vlnění odraženého od tkání. Pomocí ultrazvukového vlnění lze však také provádět terapii. Terapeutické účinky (tepelné, mechanické, fyzikálně-chemické) ultrazvuku v tomto textu zde popsány nebudou.

V kontextu s historickým vývojem lékařského ultrazvuku uveďme několik stěžejních letopočtů. První experiment s použitím ultrazvuku se datuje k roku 1826. V průběhu první poloviny 19. století vzniklo mnoho studií o zvukových vibracích, jejich přenosu a šíření. Hydroakustické vlastnosti ultrazvuku a rychlost zvuku ve vodě experimentálně zjistil švýcarský fyzik Jean Daniel Colladon. Další vývoj v oblasti zvuku pokračoval až do roku 1940, kdy byl pomocí ultrazvuku poprvé získán obraz lidské tkáně. Z dalších významných objevů, které umožnily získat obraz lidského těla, je objev piezoelektrického jevu<sup>23</sup> roku 1880 bratry Pierrem a Jacquesem Curieovými. Podvodní sonarové detekční systémy pro ponorky byly vyvinuty během první světové války. První pracovní sonarový systém byl vyvinut v roce 1914 Reginaldem Fessendenem a dokázal detekovat ledovce dvě míle pod vodou. K detekci reflektovaných zvukových vln bylo nezbytné zkonstruovat také výkonné elektronické zesilovače. V závěru uveďme rok 1916, kdy francouzský fyzik P. Langevin a ruský vědec K. Chilovski vytvořili piezoelektrický generátor ultrazvuku (vysokofrekvenční zařízení odrážející echa – hydrofon), který se stal základem sonaru pro detekci podmořských objektů – sonar. Za zakladatele ultrazvukové defektoskopie je považován ruský vědec Sokolov, který v roce 1929 využil pro defektoskopii principu transmise ultrazvukových vln. V oblasti medicíny se ultrazvuku nevyužívá pouze k zobrazování orgánů lidského těla, ale také v terapii, kdy se využívá tepelných a destruktivních účinků ultrazvuku.

---

<sup>23</sup> Tlak aplikovaný na křemenné krystaly vyvolá deformaci krystalové mřížky a vznikne elektrický náboj.

### 3.1.1. Fyzikální principy ultrazvuku

Zvuk je z fyzikálního hlediska podélné mechanické vlnění – mechanický kmitavý pohyb pružného prostředí, které lidské ucho vnímá v rozsahu frekvencí 20–20 000 Hz (20 kHz). Ultrazvukem je označován zvuk s frekvencí nad horní slyšitelnost<sup>24</sup>, tedy nad 20 kHz. Zvuk se od ultrazvuku liší pouze kvantitativně. V lékařské diagnostice se používá ultrazvuku s frekvencí řádově v jednotkách MHz (2–50 MHz).

Ultrazvuk se od zdroje šíří pružným prostředím formou vlnění. Elastická vlna je tvořena mechanickými deformacemi, které postupují plynnými, kapalnými nebo pevnými látkami. Každá z částic prostředí přitom kmitá kolem své rovnovážné polohy. Podle směru kmitání částic se vlnění rozděluje na podélné (longitudinální) – v měkkých tkáních a tekutinách; příčné (transverzální) – v kostech (podobně jako v jiných pevných látkách) a eliptické (na povrchu). U podélného vlnění kmitají částice ve směru šíření vlny, u příčného ve směru kolmém na směr šíření vlny. Podélné vlnění souvisí s objemovou deformací prostředí – může se šířit v pevných látkách, kapalinách i plynech. Příčné vlnění se šíří jen v takovém prostředí, ve kterém vlivem vnějších sil nedochází k trvalé změně tvaru (plastické deformaci) tedy pouze v pevných látkách (viz Tabulka 3.1). Pro zobrazování tkání a orgánů lidského těla se využívá odraženého vlnění na rozhraních s různou akustickou impedancí. Rychlost šíření ultrazvukových vln v prostředí závisí na elastických vlastnostech a hustotě prostředí, ve kterém se šíří (ve vodě 1 484 m/s, ve tkáních cca 1 540 m/s – viz Tabulka 3.2). Prostředí, v němž se vlna šíří není bezztrátové, ale energie nesená vlnou je disipovaná na teplo a veličiny spojené s energií přenosu vlny (intenzita, amplituda, tlakové a hustotní změny, oscilační rychlost) klesají. Diagnostické ultrazvukové přístroje jsou konstruovány k vizualizaci svalů a vnitřních orgánů, k získání informace o jejich velikosti, ke zjištění jejich struktury, patologií nebo lézí, jsou proto kalibrovány na rychlost šíření vlny rovné 1540 m/s.

---

<sup>24</sup> Horní mez slyšitelnosti je pro lidské ucho okolo 20 kHz, u dětí až 40 kHz, ve stáří klesá.

**Tabulka 3.1:** Šíření vln y jejich vlastnosti.

Podélné vlnění	Příčné vlnění	Eliptické vlnění
rychlejší	pomalejší	
oscilace ve směru šíření	oscilace kolmé na směr šíření	
kapaliny, plyny	pevné látky	povrchy
větší přenos energie	často důsledek podélného vlnění	

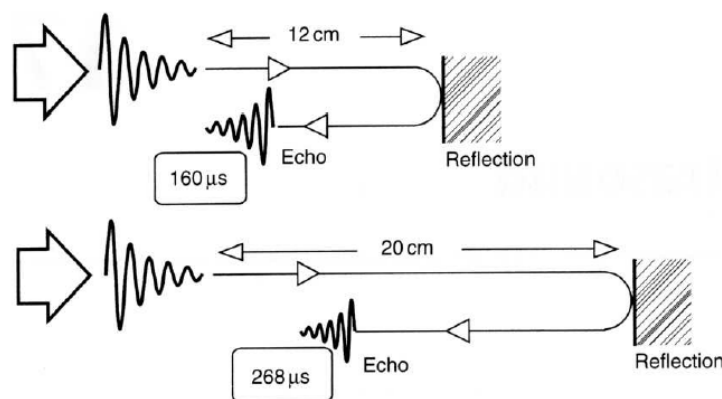
**Tabulka 3.2:** Rychlost šíření ultrazvuku v závislosti na prostředí.

Látka	Rychlost $c$ [ $m \cdot s^{-1}$ ]	Hustota $\rho$ [ $kg \cdot m^{-3}$ ]
Vzduch	330	1,3
Tuk	1 470	970
Kostní dřev	1 700	970
Svaly	1 568	1040
Mozek	1 530	1020
Kost	3 600	1700
Ledviny	1 561	1030
Játra	1 549	1060
Oční čočka	1 620	1130
Krev	1 570	1020
Měkká tkáň	1 500	< 1000

Ultrazvukové vlnění je generováno<sup>25</sup> elektrickou stimulací krystalického materiálu (piezoelektrické<sup>26</sup> snímače v ultrazvukové sondě – princip konstrukce ultrazvukových sond pro lékařskou diagnostiku). Mechanické oscilace se přes vrstvu kontaktního gelu (sonogel) přenášejí do tkáně. Rychlost šíření – jak už bylo zmíněno výše – závisí na prostředí a mechanických vlastnostech (jinak se šíří ultrazvuková vlna ve vzduchu, v krvi, tuku, svalech, apod.). Na reflexi ultrazvukových vln dochází na rozhraní dvou různých tkání, tedy tkání s různou akustickou impedancí. Zdroj ultrazvukového vlnění (ultrazvuková sonda, transducer) vysílá sérii krátkých ultrazvukových pulsů, po vyslání každého pulsu se přepne do „naslouchacího“ režimu a zaznamenává reflektovaná echa (pulsy) vracející se z různých hloubek vyšetřované oblasti. Na základě časové prodlevy mezi vysláním a detekcí echa se konstruuje ultrazvukový obraz vyšetřovaného objektu. Echolokační princip je uveden na Obrázek 3.1. Pracovní čas ultrazvukové sondy tvoří 1 % vysílání a 99 % detekce (přijímání) echa.

<sup>25</sup> Obecně lze generovat ultrazvukové vlnění jakýmkoliv postupem vyvolávajícím elastickou deformaci (toho lze dosáhnout mechanicky, termicky, opticky, elektromechanicky nebo piezoelektricky.

<sup>26</sup> Piezoelektrický jev – obousměrná přeměna mechanické deformační energie na elektrickou energii a naopak. Deformací piezoelektrického krystalu umožní vznik elektrického napětí mezi protilehlými elektrodami piezoelektrického krystalu → krystal se deformuje.



**Obrázek 3.1:** Echolokační princip ultrazvukové sonografie. Na základě časové prodlevy mezi vysláním a detekcí echa lze lokalizovat rozhraní. Ultrazvukový puls, který se odrazí z větší hloubky potřebuje delší čas návratu [13].

### 3.1.2. Interakce ultrazvukového vlnění s tkáněmi

Ultrazvuková vlna s prostředím, kterým prostupuje interaguje odrazem a zpětným rozptylem, lomem, útlumem (rozptyl a absorpce).

*Odraz ultrazvukové vlny* narazí-li ultrazvuková vlna o amplitudě  $A_0$  při průchodu tkáněmi kolmo na hranici mezi dvěma tkáňovými strukturami s rozdílnými akustickými impedancemi, projde větší část vlny do druhé tkáňové struktury a menší část vlny s amplitudou  $A_R$  se od hranice odrazí a navrací se zpět ke zdroji – transduceru. Akustická impedance  $Z$  (odpor, který klade vyšetřovaná tkáň ultrazvukové vlně) hraje důležitou roli při popisu chování ultrazvukové vlny na rozhraní dvou různých tkání.

*Lom* nedopadne-li ultrazvuková vlna na rozhraní dvou tkání s různou akustickou impedancí kolmo, ale pod nenulovým úhlem dopadu  $\phi_i$ , dochází k lomu vlnění. K lomu dochází od kolmice z řidšího do hustšího prostředí, tedy opačně, než u světla. Je-li fázová rychlost ultrazvuku v první tkáni rovna  $v_i$  a v druhé tkáni rovna  $v_t$ , možné stanovit úhel lomu podle Snellova zákona

$$\frac{\sin \theta_i}{v_i} = \frac{\sin \theta_t}{v_t} \quad (1)$$

Při lomu se část energie podélného vlnění přemění na příčné vlnění.

*Rozptyl* (disperze) ultrazvukových vln nastává zejména v prostředí, ve kterém jsou rozptýleny částice, jejichž geometrické rozměry jsou srovnatelné s vlnovou délkou dopadající ultrazvukové vlny (např. krevní elementy). Rozptýlené ultrazvukové vlnění formuje kužel, jehož vrcholový úhel závisí nepřímo úměrně na vlnové délce  $\lambda$  a přímo úměrně na nepravidelnostech rozhraní. Rozptyl se zvětšuje s rostoucím úhlem dopadu a jeho intenzita je úměrná  $f^4$ . V důsledku toho, že vlnová délka diagnostického ultrazvuku je rovna cca 100  $\mu\text{m}$ , což odpovídá zhruba velikosti molekulárních struktur parenchymatózních orgánů (např. játra), dochází na těchto strukturách ke značnému rozptylu pronikajících ultrazvukových vln, což má za následek charakteristické interferenční obrazce speckle (hrubě zrnitá textura tkání na ultrazvukovém snímku viz Obrázek 3.2). Speckle artefakt je výsledkem interference vln vznikajících při Rayleighově rozptylu.



**Obrázek 3.2:** Ultrazvukový obraz s typickým speckle artefaktem.

*Absorpce* při absorpci dochází k přeměně ultrazvukové energie na teplo. Absorpce se zvyšuje s frekvencí, tedy opačně než u rentgenového záření (závisí na frekvenci, resp. vlnové délce, s klesající vlnovou délkou absorpce rychle roste). Absorpce je vysoká v plicích, menší v kostech, nejmenší v měkké tkáni, zde je rovněž jiná závislost než u rentgenového záření. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a v pevných látkách je ve srovnání s absorpcí v plynech menší.

*Rychlost* ultrazvuku  $c$  závisí na pružnosti a hustotě  $\rho$  daného prostředí. Rychlost ultrazvuku je definovaná vztahem (2), kde  $K$  je modul objemové pružnosti. K rychlosti šíření dále viz kapitola 3.1.1.

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad [\text{ms}^{-1}] \quad (2)$$

*Útlum* ultrazvuku vyjadřuje pokles amplitudy rovinné vlny podél její dráhy. Útlum *závisí* na frekvenci ultrazvuku. Pokud čelo ultrazvukové vlny narazí na molekulu vyšetřované tkáně, dojde k deformaci, což má za následek parciální přeměnu pohybové energii ultrazvukové vlny na teplo. Mírou tlumení ultrazvukové vlny ve vyšetřované tkáni je *absorpční koeficient*  $\alpha$ . Hodnota absorpčního koeficientu je pro každou frekvenci v dané tkáni specifický, a jeho hodnota lineárně stoupá s frekvencí ultrazvukové vlny (tzn. čím menší hloubka průniku, tím vyšší frekvence). Většina ultrazvukových sond pracuje s nosnou frekvencí 3,5–7,5 MHz; hloubka průniku při frekvenci 3,5 MHz je přibližně 15 cm, a pro frekvenci 7,5 MHz přibližně 5 cm. Známe-li hodnotu absorpčního koeficientu  $\alpha$ , můžeme ze vztahu (3) stanovit amplitudu reflektované vlny  $A$ . Kde  $A$  je výsledná intenzita;  $A_0$  je počáteční intenzita (amplituda ultrazvukové vlny na vstupu);  $\alpha$  [dB/cm] je lineární koeficient útlumu (roste s frekvencí) a  $d$  je hloubka průniku; 2 je tloušťka vrstvy prostředí (ultrazvuková vlna se pohybuje po dráze tam a zpět). Útlum ultrazvuku je pro zobrazování jev nežádoucí, naproti tomu je odraz (reflexe) podstatou ultrazvukového zobrazování (diagnostiky). V akustice se pro popis reflexe používá *akustické impedance* (viz dále).

$$A = A_0 \cdot e^{-\alpha \cdot 2d} \quad (3)$$

*Akustická impedance*  $Z$  (4) součin fázové rychlosti šíření ultrazvuku  $c$  a hustoty daného prostředí  $\rho$ .

$$Z = \rho c \quad (4)$$

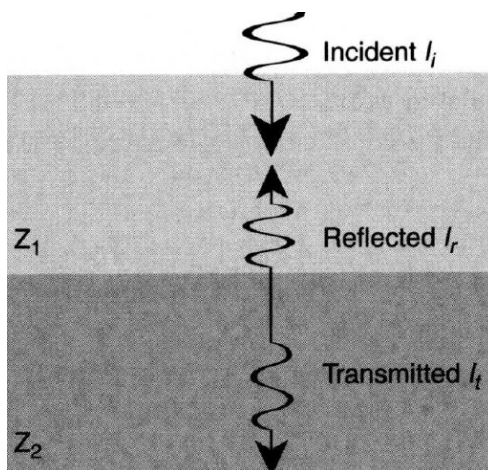
Narazí-li zvuková vlna při svém postupu na hranici mezi dvěma prostředími s různou akustickou impedancí  $Z_1$  a  $Z_2$ , dochází k jejímu částečnému odrazu. Poměr intenzity odraženého a dopadajícího vlnění  $R$  lze vyjádřit (5):

$$R = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (5)$$

Akustická impedance je základem sonografického vyšetření → odraz a průchod ultrazvukové vlny na dvou různých rozhraních. Předpokládejme kolmý dopad ultrazvukových vln kolmo na rozhraní mezi dvěma prostředími o akustických impedancích  $Z_1$  a  $Z_2$  (viz Obrázek 3.3). Intenzita dopadajících ultrazvukových vln  $I_i$  se rozdělí mezi prošlý svazek  $I_t$  a odražený svazek  $I_r$  (viz vztahy (6) pro odraz; (7) pro přenos). Rozdělení intenzit závisí na akustických impedancích tkání  $Z_1$  a  $Z_2$  (čím větší je rozdíl v  $Z$ , tím je větší odraz):

$$R \equiv \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (6)$$

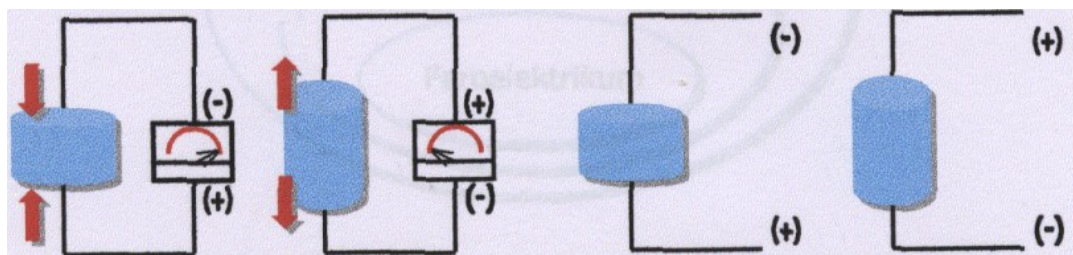
$$T \equiv \frac{I_t}{I_i} = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (7)$$



**Obrázek 3.3:** Odraz ultrazvuku dopadajícího kolmo na hladké rozhraní mezi dvěma tkáněmi o akustických impedancích  $Z_1$  a  $Z_2$  [13].

### 3.1.3. Generování ultrazvuku

Pro ultrazvukovou diagnostiku využíváme piezoelektrického jevu<sup>27</sup> – základ konstrukce ultrazvukových vyšetřovacích sond. Piezoelektrický jev (Obrázek 3.4) spočívá v obousměrné přeměně mechanické energie na elektrický signál.



**Obrázek 3.4:** Deformovaný element generuje odpovídající elektrické napětí (vlevo); elektrické napětí způsobí zkrácení nebo prodloužení elementu (vpravo).

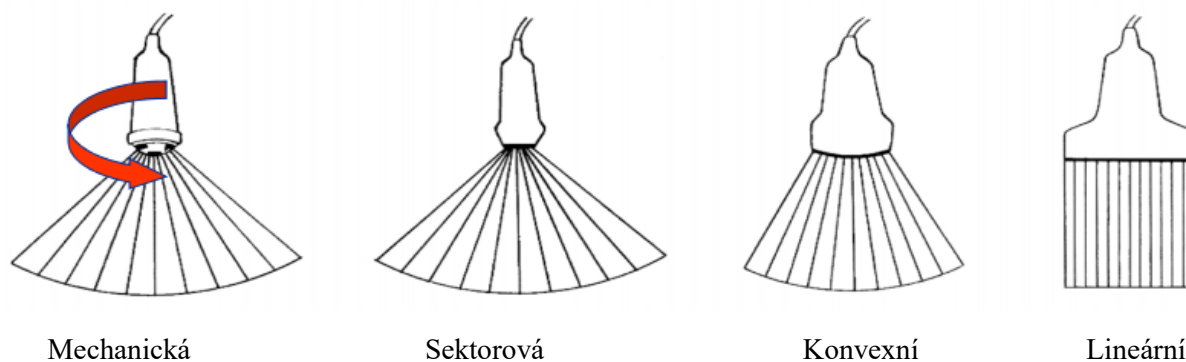
Pokud přivedeme na piezoelektrický krystal střídavý proud, začne se krystal periodicky deformovat<sup>28</sup> – krystal začne kmitat se shodnou frekvencí střídavého proudu = zdroj

<sup>27</sup> Piezoelektrický jev je schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformování. Může se vyskytovat pouze u krystalů, které nemají střed symetrie. Nejznámější piezoelektrickou látkou je monokrystalický křemen.

mechanického ultrazvukového vlnění. Tento jev je oboustranný, tedy pokud ultrazvukové vlnění rozkmitá piezoelektrický krystal, vyvolá tím na jeho protilehlých elektrodách měřitelné střídavé napětí o dané frekvenci a amplitudě → krystal se stane detektorem dopadajícího ultrazvukového vlnění [15]. Technicky je tento jev realizován konstrukcí ultrazvukové sondy, ve které je zabudován určitý počet piezoelektrických krystalů (dle typu ultrazvukové sondy).

### 3.1.4. Typy ultrazvukových sond

Ultrazvuková sonda je nejdůležitější část ultrazvukového přístroje. K jeho konstrukci se používá několika technologických postupů. Podle tvaru výchozího obrazu dělíme sondy na lineární (paralelní) a sektorové (mechanické a elektronické). Jejich stručnou charakteristiku a geometrii piezoelektrických elementů uvádíme na Obrázek 3.5.



**Obrázek 3.5:** Typy ultrazvukových sond s jejich typickou geometrií obrazu. Stručná charakteristika sond je uvedena v Tabulka 3.3. Zpracováno podle [64].

Ultrazvuková sonda (transducer) přeměňuje elektrickou energii jednotlivých pulsů, které jsou přiváděny z generátoru do sondy na energii ultrazvukových vln, které jsou vysílány do vyšetřovaného objektu a opačně až na zpracovatelný elektrický signál. Tento jev je obvykle založen na piezoelektrickém jevu (nebo magnetostrikčním<sup>29</sup>). Základní konstrukční schéma ultrazvukové sondy je znázorněno na Obrázek 3.7. Ultrazvukové pulsy generované sondou jsou velmi krátké, typicky obsahují dvě až tři vlny. Pracovní čas ultrazvukové sondy tvoří pouze 1 % vysílacího času a 99 % přijímacího. Během přijímacího módu se ultrazvuková echa, která se vrací z vyšetřované oblasti, přeměňují v elementech sondy na elektrický signál o napětí v řádech  $\mu\text{V}$ . Tento signál je zapotřebí nejprve zesílit na napětí v řádech  $\text{mV}$  a poté je takový signál dále zpracován. Ne všechna echa se vrací, v důsledku útlumu

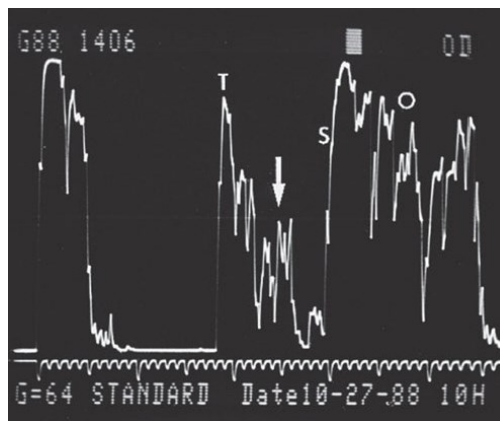
<sup>28</sup> Periodické změny tloušťky krystalu jsou doprovázeny zvukem. Frekvenci zvuku (resp. změn tloušťky krystalu) lze ovlivnit materiálem krystalu a frekvencí připojeného střídavého napětí.

<sup>29</sup> Magnetostrikční jev = změna objemu feromagnetické látky vlivem okolního magnetického pole.

ultrazvuku, z různých hloubek vyšetřované oblasti stejně. Pro tuto kompenzaci se využívá TGC (Time Gain Compensation), což je selektivní zesílení podle času návratu echa a podle hloubky a útlumu.

### 3.1.1. Typy ultrazvukového zobrazení

Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné zobrazení, tzv. mód A<sup>30</sup>, charakterizovaný sledem výchylek časové základny osciloskopu (Obrázek 3.6). Poloha výchylky odpovídá místu odrazu, její amplituda množství odražené akustické energie. Tento typ zobrazení je dosud používán v oftalmologii.



**Obrázek 3.6:** Typický záznam A módu ultrazvukového zobrazení [16].

Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod však bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení, označovaného jako zobrazení B<sup>31</sup>, tzv. B mód. posoudit obrazy pohyblivých struktur (srdeční stěny, chlopní apod.). Pro potřeby kardiologického vyšetření byla proto vyvinuta metoda zobrazení M, tzv. M mód<sup>32</sup>. Přehled zobrazovacích módů ultrazvukové diagnostiky je uveden v Tabulka 3.4.

V současné době se výhradně využívá zobrazení B dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (256–512 stupňů šedi). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlédnutí včetně možnosti sledování pohybu. Často se dynamické systémy označují jako systémy pracující v reálném čase. Obecně lze říci, že dynamické B zobrazení tvoří základ ultrazvukové diagnostiky tím, že poskytuje základní morfologické informace, tj. informace o odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur vyšetřované oblasti.

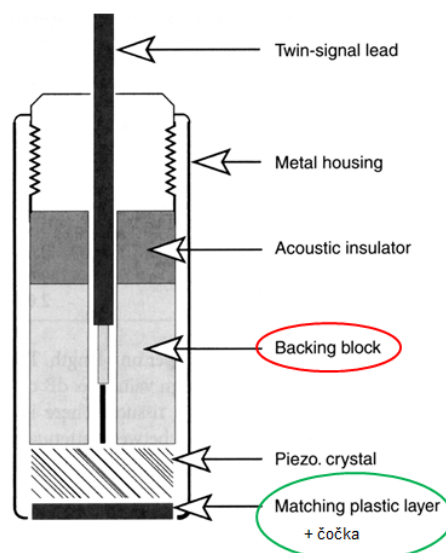
<sup>30</sup> Označení A je z anglického „Amplitude“ – odrazy modulují amplitudu výchylek.

<sup>31</sup> Z anglického slova „Brightness“ – jas: zachycené odrazy modulují jas stopy na obrazovce.

<sup>32</sup> Původně TM z anglického Time Motion).

**Tabulka 3.3:** Stručná charakteristika ultrazvukových sond.

<b>Mechanická sonda</b>	<b>Sektorová sonda</b>	<b>Konvexní sondy</b>	<b>Lineární sonda</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• B-mód zobrazení</li> <li>• Mechanické vychylování ultrazvukového svazku</li> <li>• Generování ultrazvukové vlny jedním měničem umístěným na otočné hlavici</li> <li>• Dnes se již nepoužívá</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vějířovitý obraz, velmi úzký, směrem do hloubky se stále rozšiřuje</li> <li>• Fázové řízená (phased array)</li> <li>• Konstrukce je podobná lineární, ale s menším počtem měničů (typicky 64) což znamená malou výstupní plochu = akustické vstupní okno</li> <li>• 2–3 MHz</li> <li>• Měniče uspořádané do krátké lineární řady</li> <li>• Měniče jsou buzeny současně s různou fází</li> <li>• Elektronické vychylování svazku v sondě s úzkou základnou</li> <li>• Využití v kardiologii (echo), neurologii (transkraniální vyšetření)</li> <li>• Zobrazení hluboko uložených struktur</li> <li>• Nevýhody: špatné prostorové rozlišení na malou vzdálenost; s přibývajícím hloubkou ubývá hustota vlnění, tzn. ubývá rozlišovací schopnost</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Curved array</li> <li>• Smíšený typ</li> <li>• Obraz kávového filtru</li> <li>• 2,5–5 MHz</li> <li>• Měniče jsou uspořádané do konvexně vyklednuté řady</li> <li>• Dobré rozlišení na malou vzdálenost</li> <li>• Relativně dobré rozlišení na větší vzdálenost</li> <li>• Lehce zakřivená kontaktní plocha (manuálním tlakem na sondu lze odstranit rušení – např. enterální vzduch mimo obraz)</li> <li>• Nutno počítat s ubývajícím prostorovým rozlišením v hlouce</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Paralelní sonda (parallels scanner)</li> <li>• Ultrazvukové vlny vysílá do tkáně paralelně</li> <li>• Vytváří pravoúhlý obraz</li> <li>• V každé hloubce tkáně zůstává šíře obrazu a hustota vlnění konstantní</li> <li>• Dobré prosotrové rozlišení na malé vzdálenosti</li> <li>• 5–50 MHz</li> <li>• Měniče jsou uspořádané v jedné řadě</li> <li>• Počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů</li> <li>• Diagnostická měkkých tkání (štítná žláza)</li> <li>• Nevýhoda: malá velikost kontaktní plochy</li> </ul>



**Obrázek 3.7:** Schéma konstrukce ultrazvukové sondy Základem je piezoelektrický krystal (obvykle  $\text{PbZrTiO}_4$ ) o tloušťce optimálně  $\lambda/2$ , pokrytý **přizpůsobovací vrstvou** (Matching plastic layer). Pro optimální přenos ultrazvukového vlnění z piezoelektrického krystalu by akustická impedance  $Z_M$  této vrstvy měla být geometrickým průměrem  $Z_M = \sqrt{(Z_T Z_L)}$  akustické impedance piezoelektrického krystalu  $Z_T$  a tkáně  $Z_L$ , její tloušťka by měla být rovna čtvrtině vlnové délky. Za piezoelektrickým krystalem se nachází **tlumící blok** (Backing block) z jemných wolframových částíček suspendovaných v epoxidové pryskyřici (wolframové částíčky rozptylují ultrazvuk, jenž je pak pryskyřicí pohlcován. Upraveno podle [13].

**Tabulka 3.4:** Typy základních ultrazvukových zobrazení a jejich charakteristiky.

Typ ultrazvukového zobrazení	Charakteristiky zobrazovacího módu
A mód: amplitudová modulace A (x)	Jednorozměrné zobrazení, při kterém se zobrazují amplitudy odražených signálů.
	Výstupem je křivka závislosti korigované intenzity odraženého signálu na čase od vyslání signálu.
	Umožňuje přesné měření vzdálenosti.
B mód: jasová modulace 2D (x, y, t)	Jednorozměrné zobrazení, při kterém se amplitudy odražených signálů převádějí do stupňů šedi.
	Výstupem je úsečka složená z pixelů o různém jasu.
TM (M) mód: time motion (x, t)	Jednorozměrné zobrazení umožňující zobrazení pohybujících se struktur (A mód zobrazený v čase).
2D zobrazení	Obraz je získán jako řada vedle sebe položených úseček jednorozměrného B módu.
3D mód	Trojrozměrná rekonstrukce řady dvojrozměrných snímků.
	Obraz vzniká PC rekonstrukcí 2D řezů.
4D mód	Real-time 3D.
	Zobrazení dat v reálném čase.

### 3.1.2. Typy oblastí ultrazvukového obrazu

V souvislosti s akustickou impedancí rozlišujeme základní typy oblastí ultrazvukového obrazu dle jejich tzv. echogenity. Echogenní struktura je taková struktura, která odrazí 99,9 % intenzity (např. při průchodu rozhraním vzduch–tuk, tedy struktury s odlišnou akustickou impedancí). Dle intenzity odrazů rozlišujeme struktury:

*Hyperechogenní* – světlá místa (oblasti s velkými intenzitami odrazů, orgány, které produkují mnoho impedančních změn). V ultrazvukovém obraze jsou to typicky např. játra se steatózou, fibrózou nebo cirhózou, pankreas u starších nebo obézních osob, hematom.

*Hypoechoenní* – šedá až tmavá místa (oblasti s malými intenzitami odrazů, oblasti produkující malé množství impedančních změn). Typicky se takto zobrazuje parenchym ledvin, uzliny, empyém, obsah abscesu.

*Anechoenní* – černá místa (oblasti z nichž nepřicházejí žádné odrazy, bez impedančních změn). Na ultrazvukovém obraze se takto zobrazují homogenní tekutiny (krev, moč, žluč, likvor, perikardiální/pleurální výpotky, ascites, obsah cyst).

*Izoechoenní* – oblasti se stejnou echogenitou.

*Střední echogenita* – fyziologický nález jater, štítná žláza.

*Silné echo s akustickým stínem* – produkuje kost, kalcifikace, plyn (např. vzduch v dýchací trubici, ve střevě).

### 3.2. Dopplerovská ultrasonografie

Dopplerovská ultrasonografie využívá známého Dopplerova jevu<sup>33</sup>. Dopplerův jev popisuje změnu frekvence přijímaného signálu oproti vysílanému, způsobenou nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače. Obecně je možné frekvenci ultrazvukového vlnění vyslaného z pohybujícího se zdroje a detekovaného nepohybujícím se (statickým) přijímačem stanovit ze vztahu (8).

$$f = f_0 \left(1 \pm \frac{v}{c}\right), \quad (8)$$

---

<sup>33</sup> Christian A. Doppler, profesor pražské techniky, formuloval v roce 1842 tzv. Dopplerův jev (efekt), který spočívá v posuvu frekvenčního spektra elektromagnetického vlnění vysílaného pohybujícím se zdrojem a přijímaného nepohybujícím se přijímačem. V roce 1959 byl tento jev poprvé využit k měření rychlosti krevního toku v cévě pacienta.

kde  $f$  je frekvence pozorované vlny,  $f_0$  je frekvence vyslaného ultrazvukového signálu,  $v$  je rychlost pohybu zdroje vlnění relativně k přijímači a  $c$  je rychlost šíření ultrazvukové vlny v daném médiu.

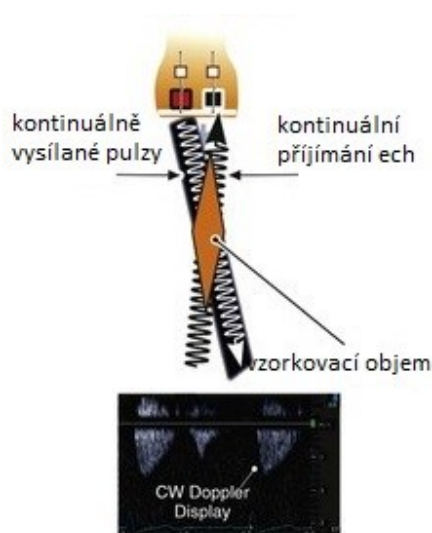
Přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní frekvenci (výšce) tónu směrem ke statickému pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží tedy nejen na rychlosti pohybu, ale také na úhlu  $\phi$  a vzdálenosti mezi vysílačem a přijímačem, kdy dojde ke změně frekvence odraženého záření o (9),

$$\Delta f = \pm \frac{2f_0 v}{c} \cos \varphi, \quad (9)$$

kde  $c$  je rychlost šíření ultrazvukové vlny v daném médiu; pro radiálně se vzdalující objekt máme  $\varphi = 0$  a  $\Delta f = -\frac{2f_0 v}{c}$  (přijímaná frekvence je nižší než vysílaná), pro radiálně se přibližující objekt máme  $\varphi = 180^\circ$  a  $\Delta f = +\frac{2f_0 v}{c}$  (přijímaná frekvence je vyšší než vysílaná).

### 3.2.1. Hlavní typy dopplerovských měničů

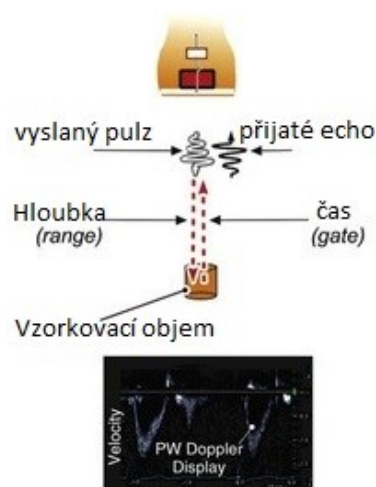
Podle způsobu vysílání a příjmu ultrazvukových vln rozlišujeme v technice dopplerovských měření rychlostí dvě skupiny systémů. Dopplerovské měniče na systém s nemodulovanou nosnou vlnou (CWD – Continual Wave Doppler) a systémy s impulzně modulovanou nosnou vlnou (PWD – Pulse Wave Doppler).



**Obrázek 3.8:** Systém s CW nemodulovanou nosnou vlnou. Vyšetřovací sonda se dvěma elektroakustickými měniči (stejný tvar) – vysílač, přijímač. Oba měniče vůči sobě skloněny v tupém úhlu. Upraveno podle [63].

Kontinuální dopplerovské systémy pracujících s nemodulovanou nosnou vlnou (CWD), mají vyšetřovací sondu s dvěma elektroakustickými měniči většinou stejného tvaru, z nichž jeden funguje trvale jako vysílač, druhý jako přijímač (Obrázek 3.8). Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu tak, aby se oba svazky, vysílaný a přijímaný, překrývaly tzv. citlivé oblasti, která je poměrně dlouhá (i několik cm). To je nevýhodné tehdy, zasahují-li do citlivé oblasti dvě nebo více cév. Vzhledem k tomu, že jsou zachycovány signály toku vycházejících z různých hloubek, není dobře možno odlišit rychlosti toku v jednotlivých cévách. Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou jsou určeny k detekci a měření toku především v povrchově uložených cévách a jejich využití je omezené.

Systémy s modulovanou nosnou vlnou (PWD) jsou kombinací impulsně vysílaného ultrazvukového signálu a směrové detekce jeho odrazů od proudící krve, která se uskutečňuje v úseku mezi vysílanými impulsy. Jeden elektroakustický měnič (Obrázek 3.9) střídavě vysílá a přijímá (střídavý = pulzní režim). Na rozdíl od ultrazvukových zobrazovacích impulsů mají dopplerovské impulsy poněkud větší délku a jsou vysílány s větší opakovací frekvencí. Časová prodleva mezi vysláním impulsu a zachycením jeho odrazu určuje hloubku, v níž je možno měřit rychlost toku. Doba otevření hradla určuje velikost tzv. vzorkovacího objemu, tj. oblast v cévě v níž se měří rychlost toku. Velikost vzorkovacího objemu (gate) a jeho umístění v cévě ovlivňuje výsledek měření rychlosti toku. Úzký vzorkovací objem (Obrázek 3.10), umístěný v centru tepny, měří maximální rychlost, široký, zahrnující celý průměr cévy, rychlost průměrnou (Obrázek 3.11). Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce, aniž je toto měření negativně ovlivňováno toky v jiných cévách, ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem.



**Obrázek 3.9:** PW – pulzně modulovaná nosná vlna (pulzní dopplerovský systém). Jeden elektroakustický měnič – střídavě vysílá a přijímá. Upraveno podle [63].

### 3.2.2. Dopplerovské metody

Mezi dopplerovské metody patří níže uvedené metody zobrazení. U těchto metod je pro přehled uvedeny typické rychlosti, které daný typ dopplerovského módu umožňuje měřit. Blíže jejich principy zde uvádět nebudeme. Pro detailnější informace lze čerpat např. z [13, 14, 16, 17]. V kapitole se budeme věnovat blíže pouze duplexní a triplexní metodě.

- Kontinuální Doppler (CW)
- Pulzní Doppler (PW)
- Barevný Doppler (barevné zobrazení rychlosti toku: 0,1–4 m/s)
- Spektrální zobrazení rychlosti toku (0,1–4 m/s)
- Duplexní a triplexní zobrazení
- Barevné zobrazení energie toku (Power Doppler, Colour Doppler Energy: 0,01–4 m/s)
- Barevné zobrazení pohybu tkání (Tissue Doppler Imaging: 0,001–0,01 m/s)
- B-flow (dynamický tok)
- Ultrarychlý Doppler (Ultra Fast Doppler)



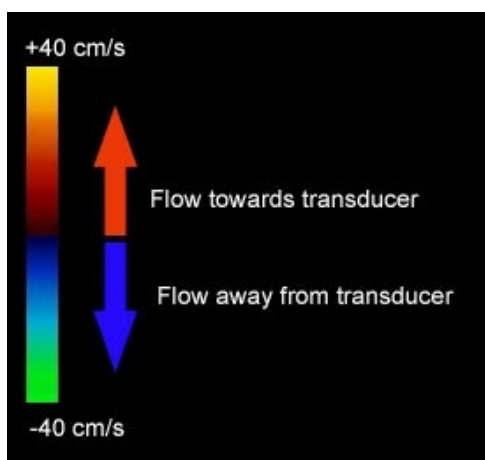
**Obrázek 3.10:** Vzorkovací objem (gate) definuje oblast cévy, z níž je snímán dopplerovský signál. Velikost závisí na typu rychlosti, kterou chceme měřit. Maximální rychlost je ve středu cévy (u malých cév zhoršuje výsledek měření).



**Obrázek 3.11:** Velký vzorkovací objem, záznam všech rychlostí – křivka je vyplněná celá.

### 3.2.3. Barevné dopplerovské zobrazení – základní principy

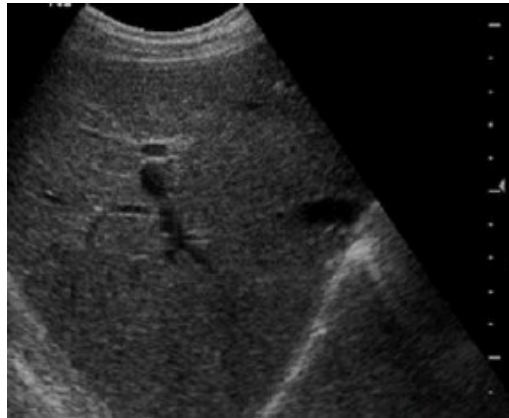
- Obraz se skládá z černobílé a barevné části.
- Černobílá část obsahuje informaci o odrazivosti a struktuře tkání.
- Barevná část informuje o pohybech ve vyšetřované oblasti (barva je odvozena od průměrné rychlosti toku.)
- Přístroj zobrazuje distribuci a směr proudící krve jako dvojrozměrný obraz.
- BART pravidlo – blue away, red towards. Tok k sondě je kódovaný červenou barvou, od sondy modrou (Obrázek 3.12).
- Jas je úměrný rychlosti, turbulence jsou zobrazeny zelenými skvrnami.



**Obrázek 3.12:** Pravidlo BART – tok k sondě je kódován červenou barvou, od sondy modrou [62].

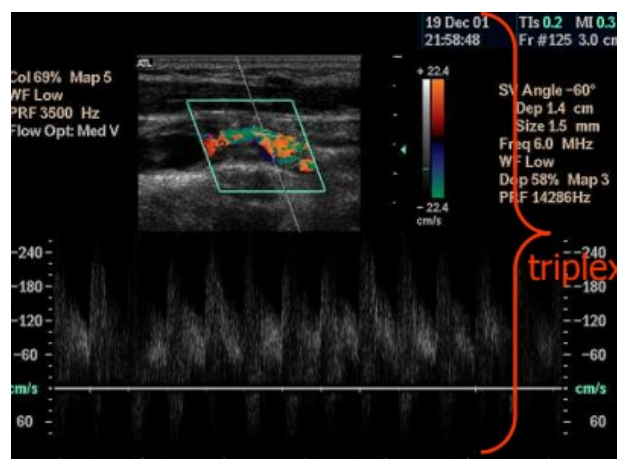
### 3.2.4. Duplexní a triplexní metoda

*Duplexní metoda* kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulzního dopplerovského měření rychlosti se rozvíjela od poloviny sedmdesátých let. Dvojrozměrné dynamické zobrazení poskytuje informace o morfologii sledované oblasti včetně informace o morfologii cév, impulzní dopplerovský modul umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě (Obrázek 3.13).



**Obrázek 3.13:** Duplexní metoda – tkáňové B zobrazení s impulzním Dopplerem.

*Triplexní metoda* u barevné duplexní ultrasonografie je obraz složen z černobílé a barevné části. Černobílá část obsahuje jako u klasické duplexní metody morfologickou informaci o odrazivosti, barevná část pak informace o pohybu ve sledovaném řezu. Pohyb se nejčastěji týká toku krve. Barva však představuje jen jednu z komponent dopplerovského spektra, a to průměrnou rychlost toku. K získání celého rychlostního spektra je nutno černobílý a barevný obraz doplnit impulsně dopplerovským měřením. Tato kombinace B zobrazení s barevným a spektrálním dopplerovským modulem bývá často označován jako triplexní metoda.



**Obrázek 3.14:** Triplexní metoda – B zobrazení s barevným a spektrálním Dopplerem.

### 3.3. Zpracování ultrazvukového obrazu

Schématické znázornění zpracování ultrazvukového obrazu je uveden v Diagram 1.

Časování (pulzní opakovací frekvence, příjem dat z odraženého signálu, synchronizace dynamické fokusace, řízení dynamické apertury zajišťují systémové hodiny, které jsou jádrem pulseru. Pulser je generátor elektrických pulzů, které jsou na základě časování dodávány do piezoelektrických elementů ultrazvukové sondy.

TGC selektivně zesiluje echa podle času návratu, hloubky a útlumu. Echa přicházející z větších hloubek vyšetřovaného orgánu mají v důsledku útlumu ultrazvuku při průchodu tkáněmi menší amplitudu. Čím delší čas návratu echa, tím větší hloubka a útlum, a tím větší zesílení musí TGC aplikovat. Z TGC putuje signál do jednotky pro kompresi, kde dochází k logaritmickému nelineárnímu zesílení slabých signálů (v rozmezí 10–20  $\mu\text{V}$ ) na signály silnější (typicky 70–80  $\mu\text{V}$ ). Takto se redukuje dynamika signálu na přibližných 20–30 dB, což je pro další zpracování optimální.

Celý proces předzpracování signálu končí v demodulační a prahovací jednotce. V této jednotce se určí obálka pro jednotlivá echa; echa s amplitudou nacházející se pod prahovou hodnotou jsou potlačena (nesou většinou jen akustický nebo elektronický šum). Moderní ultrazvukové přístroje využívají nejen amplitudovou informaci, ale také fázi echa a takto zlepšují odstup signálu od šumu a dynamický rozsah.

Digitalizace obrazu probíhá ve dvou krocích: kvantování a vzorkování. K síle určitého echa elementu ultrazvukové sondy se přiřadí nejbližší kvantovací úroveň, typicky v rozsahu 6–8bitového celého čísla (což odpovídá 64, 128 nebo 256 úrovním šedi). Vzorkování (sampling) popisuje proces diskretizace signálu, kdy je určitý kontinuální signál převeden do digitální podoby. Vzorkování je záznam vzorků (hodnot) v předem daných intervalech. vzdálenost mezi vzorky se nazývá perioda vzorkovacího signálu. Její převrácená hodnota se nazývá vzorkovací frekvence. Čím je vzorkovací frekvence větší, tím je výsledný obraz přesnější. Minimální frekvence je dána dle Shannonova teorému:

Spojité signál v čase je určen posloupností vzorků odebíraných ve stejných intervalech  $dx$ , je-li jejich frekvence  $f_s = \frac{1}{dx}$  větší, nežli dvojnásobek nejvyšší frekvence v signálu  $f_{max}$ :  
 $f_s > 2f_{max}$ .

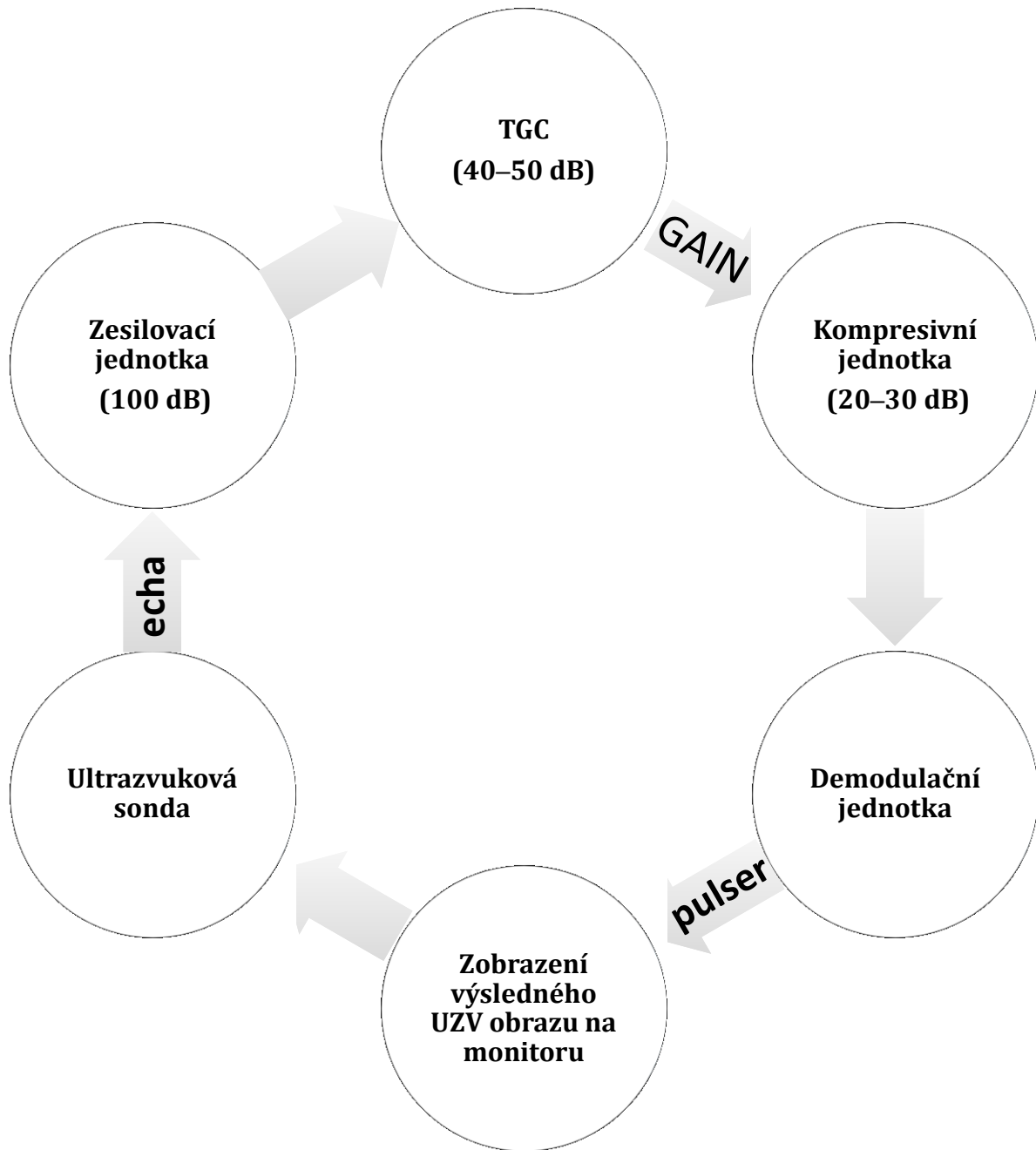


Diagram 1: Zjednodušený blokový diagram zpracování signálů v ultrazvukové sonografii

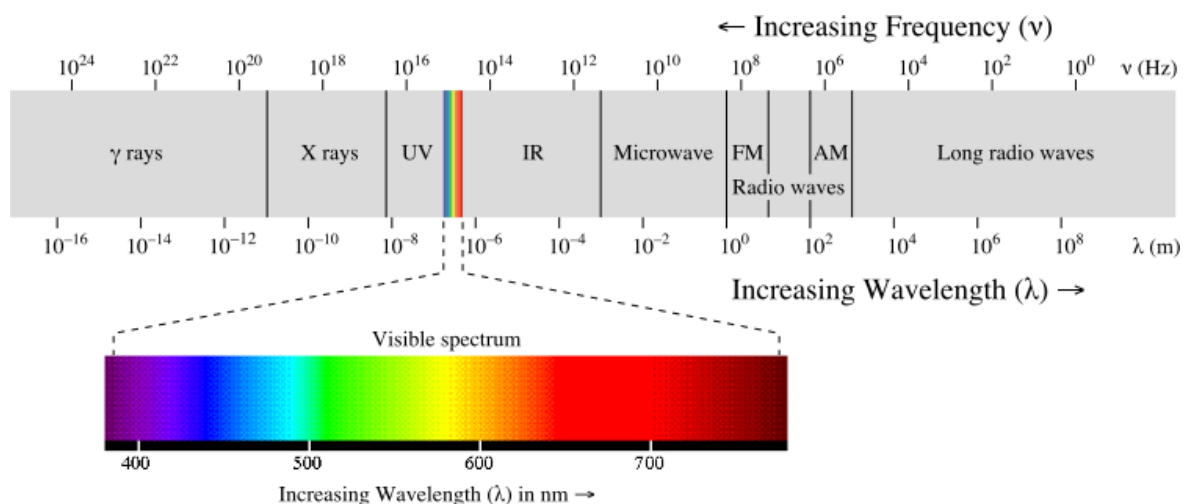
Chyba vzorkování se nazývá aliasing (zkreslení signálu způsobené podvzorkováním při diskretizaci signálu). Vystihuje jev, ke kterému dojde při nedodržení podmínky Shannonova teorému. Aby nedocházelo k aliasingu neboli zkreslení, musí být vzorkovací frekvence větší než dvojnásobek nejvyšší frekvence vyskytující se v obraze (Nyquistovo kritérium):  $F = \frac{1}{2d}$ .

## 4. Medicínská obrazová data generovaná digitální rentgenovou technikou

V této kapitole budou pouze stručně popsány základní principy rentgenové diagnostiky. Pro další studium problematiky lze čerpat z literárních zdrojů [13, 18]. Kapitola byla zpracována převážně z [19, 20].

### 4.1. Úvod

Rentgenová diagnostika se stala nejdůležitější používanou aplikací ionizujícího záření v medicíně. Tato diagnostika je založena na schopnosti rentgenového záření (paprsky X) pronikat tkáněmi do hloubek srovnatelných s charakteristickým příčným rozměrem lidského těla s přijatelným útlumem<sup>34</sup>. Rentgenové záření je elektromagnetické záření<sup>35</sup> o vlnové délce 5–50 pm, což odpovídá energii fotonů v rozmezí 20–150 keV (Obrázek 4.1).



Obrázek 4.1: Elektromagnetické spektrum [49].

Principálně je rentgenová diagnostika založena na absorpci záření v závislosti na hustotě tkáně. Zdrojem rentgenového záření je rentgenka, ze které tok fotonů prochází přes vyšetřovaný objekt, část záření je v závislosti na hustotě tkáně absorbovaná, prošlá část záření je zachycena na luminiscenčním stínítku nebo detektoru (u digitálního rentgenu elektronickým snímáním pomocí matice detektorů). Obecně lze říci, že rentgenový obraz

<sup>34</sup> Neplatí pro viditelné světlo, jež je zcela utlumeno zpravidla po několika milimetrech.

<sup>35</sup> Elektromagnetické záření je šíření elektromagnetického pole popsaného Maxwellovými rovnicemi ve vakuu ve formě příčných elektromagnetických vln. Rozlišujeme elektrickou a magnetickou komponentu, které spolu však úzce souvisí a nelze je od sebe oddělit. Elektrický náboj pohybující se s nenulovým zrychlením vyzařuje elektromagnetické vlnění. Když vodičem prochází střídavý elektrický proud, dochází k oscilačnímu (a tedy zrychlenému) pohybu nosičů náboje a k vyzařování elektromagnetické záření o frekvenci proudu. Na elektromagnetické záření se dá nahlížet jako na vlnu nebo proud částic. Jako vlnu je charakterizuje rychlost šíření (rovná rychlosti světla ve vakuu), vlnová délka a frekvence. Všechny druhy elektromagnetického záření se ve vakuu šíří stejnou rychlostí – rychlostí světla.

zobrazuje „hustotní mapu vyšetřované tkáně“. K základní rentgenové diagnostice patří skiografie (statické zobrazení Obrázek 4.2) a skiaskopie<sup>36</sup> (sledování dynamických dějů Obrázek 4.3).



**Obrázek 4.2:** Skiografický snímek krční páteře. [Zdroj: vlastní].



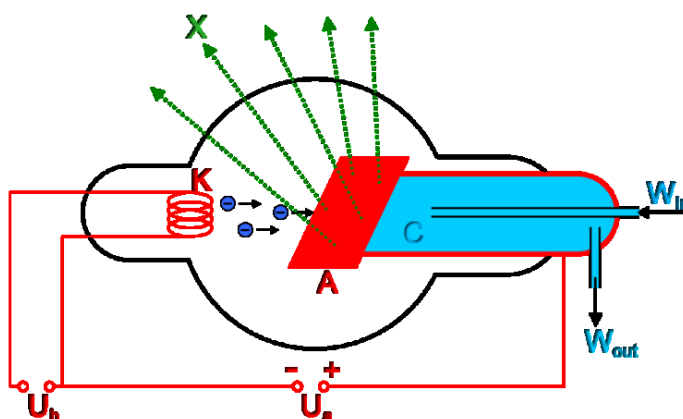
**Obrázek 4.3:** Skiaskopické vyšetření GIT – irrigografie [21].

---

<sup>36</sup> Skiaskopie je dynamická metoda umožňující sledovat zobrazované děje a orgány v čase a jejich záznam.

## 4.2. Zdroj rentgenového záření

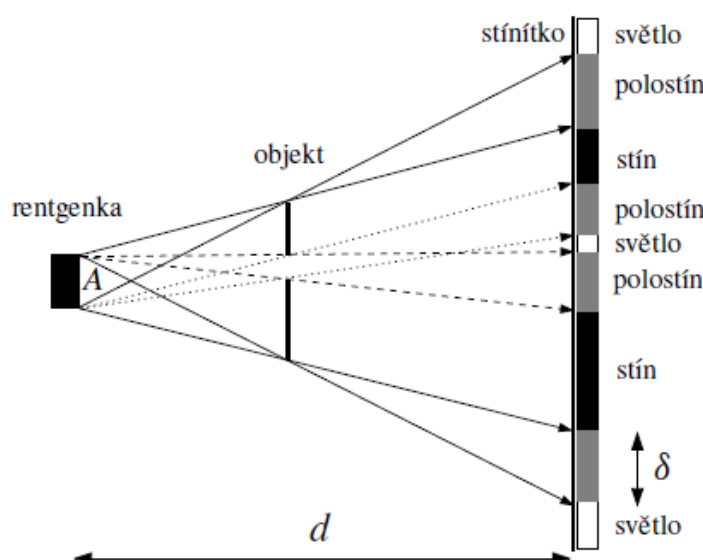
Rentgenové záření generuje rentgenka (rentgenová lampa) – vakuová elektronka (dioda zapojená do obvodu s vysokým napětím  $\sim U = 20\text{--}200\text{ kV}$ ). Na žhavené katodě dochází k emisi elektronů, které jsou urychlovány na energii  $\sim 20\text{--}200\text{ keV}$  a při dopadu na terčik (*dopadové ohnisko* anody – Obrázek 4.4) se prudce zabrzdí, přičemž se necelé 1 % energie přemění na brzdné záření. Dopadové ohnisko je skloněno a s výstupním okénkem rentgenky svírá úhel přibližně  $19^\circ$ .



**Obrázek 4.4:** Vznik rentgenového záření. A – termické ohnisko anody; K – žhavená katoda; C – vodní chladič;  $U_h$  – žhavicí napětí;  $U_a$  – anodové napětí;  $W_{in}$ ,  $W_{out}$  – přítok a odtok vody [22].

Díky tomuto sklonu má ploška, na kterou elektrony dopadají, tvar úzkého obdélníku – *termické ohnisko*. Projekcí termického ohniska ve směru centrálního paprsku je *optické ohnisko*. Na velikosti optického ohniska závisí ostrost rentgenového obrazu. Čím je optické ohnisko menší, tím je ostrost obrazu větší. Pro redukci polostínů je vyžadováno co nejmenší optické ohnisko (Obrázek 4.5). Čím menší je optické ohnisko, tím menší je také termické ohnisko, což vede k nadměrnému tepelnému zatížení anody (přes 99 % energie elektronů se změní na malé plošce termického ohniska na teplo). Při anodovém napětí 100 kV a anodovém proudu 500 mA je tepelný výkon přibližně 50 kW, proto je anoda i katoda vyrobena z kovů o vysoké teplotě tání (např. wolfram). Svazek rentgenového záření podílející se na diagnostice vychází výstupním beryliovým oknem, který je umístěn v kovovém krytu rentgenky. Než se rentgenové paprsky dostanou od okamžiku vzniku až k pacientovi, musí projít různými materiály, ve kterých dojde k jejich atenuaci – prochází tedy několika filtry (základní, přídatná, celková filtrace). Filtrací se zachytí méně energetické (dlouhovlnné) rentgenové spektrum záření, které se na diagnostice nepodílí a způsobuje pacientovi zbytečnou radiační zátěž. Filtry jsou nejčastěji konstruované z hliníkového plechu (hliníková destička o tloušťce

cca 1–4 mm). Cílem filtrace je snížit počet nízkoenergetických fotonů ve svazku. Celková filtrace by měla dosahovat hodnoty 2,5 mm hliníku. Filtrovaný svazek je dále kolimován olověnými lamelami na velikost odpovídající velikosti detektoru. Záření pak prochází tělem, kterým buď může projít nebo je v něm absorbováno či rozptýleno. Dále pak prochází např. přes Buckyho clonu. Ta se umísťuje mezi detektor a vyšetřovaný objekt a odstiňuje rozptýlené záření, které zhoršuje kvalitu obrazu. Základní konstrukční prvky rentgenky jsou: katoda, anoda, rotor a evakuovaná baňka – viz následující kapitola.



**Obrázek 4.5:** K optickému ohnisku. [Zdroj: 23]

Rentgenový obraz<sup>37</sup> vznikne různým útlumem svazku v různých tkáních těla a jejich projekcí na film nebo detektor rentgenového záření. Rentgenový obraz lze projektovat pomocí rentgenového filmu (stínítka) a jeho následné vyvolání; digitálním plošným snímačem obrazu (zobrazení na monitoru počítače) nebo zesilovačem obrazu a digitální CCD kamerou spojenou s monitorem (např. při skioskopii).

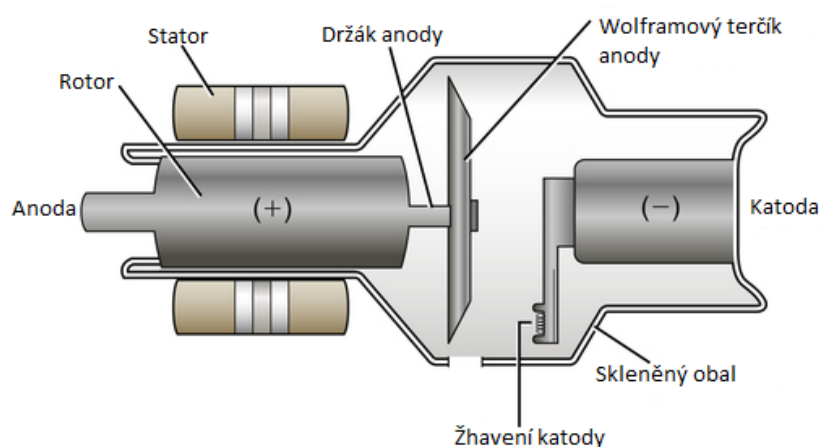
### 4.3. Konstrukční prvky rentgenky

*Katodu* tvoří spirálovitě navinutá vlákna (nejčastěji wolframová, u mamografických systémů molybdenová). Efektivitu emise zvyšuje příměs thoria. Katoda produkuje elektrony tak, že katodové vlákno je elektricky připojeno ke žhavicímu obvodu (obvod s vysokým napětím), kde vlivem vysoké teploty dochází k emisi elektronů (termoemise). Uvolněné

<sup>37</sup> Rentgenový obraz je analogií stínu vrženého poloprůhledným vnitřně strukturovaným tělesem, osvětleným z téměř bodového zdroje.

elektrony dopadají na kladně nabitou anodu a dochází ke vzniku rentgenového záření. Konstrukční prvky rentgenky jsou popsány na Obrázek 4.6.

Při dopadu urychlených elektronů na *anodu* (terčíku z kovového materiálu), dojde k uvolnění kinetické energie elektronů, avšak pouze necelé 1 % energie uvolněných elektronů se přemění v rentgenové záření. Zbývajících 99 % energie se přemění na teplo, tímto dochází k velkému zahřátí anodového terčíku, které musí být odváděno. Vhodný materiál anody je zásadní pro minimalizaci tepelné destrukce anodového terčíku. Anoda musí být intenzivně chlazena vodou (terapeutické rentgenové přístroje s uzemněnou anodou), vzduchem (štitový rentgen, rentgenový simulátor), olejem<sup>38</sup> (terapeutický rentgen) nebo rotací, při které se neustále mění místo dopadu elektronového svazku. Nejčastěji je anoda vyrobena z wolframu (pro vysoký bod tání), pro mamografii se používá molybden nebo rhodium. Pro lepší odolnost se k těmto materiálům přidává ~10 % rhenia (odolný kovový prvek s vysokým bodem tání).



**Obrázek 4.6:** Konstrukce rentgenky. Upraveno podle [58].

Konstrukčně nejjednodušší je *pevná anoda*, která se skládá s wolframové části připevněné na měděný blok (pro oporu a odvod tepla z terčíku). U tohoto typu rentgenky je dopad elektronů fokusován na jednu část plošky terčíku, tím je nutné odvádět teplo, proto je výrazně snížen i použitelný proud. Oproti tomu na rotační anodu dopadá svazek elektronů na rotující plošku terčíku, tím je teplo rozloženo na větší plochu. Terčík *rotační anody*<sup>39</sup> je složen z wolframu a rhenia a je upevněn na podstavu s molybdenem s grafitovou základnou. Terčík je spojen s měděným blokem molybdenovou osou. Tato konstrukce umožňuje větší zatížení rentgenky, proto jsou využívány ve většině diagnostických modalitách.

<sup>38</sup> Olej v krytu rentgenky slouží především k izolaci živých částí napájecího systému anody od uzemněných částí.

<sup>39</sup> Rotační anoda rotuje s frekvencí až 10 000 ot./min.

V *evakuované baňce* je umístěna katoda a anoda. Je vyrobena převážně ze skla a hlavní funkcí je zachování vakua v rentgenové trubici. V baňce je olej, který odvádí vznikající teplo. Baňka je uzavřena v ochranném olovňeném krytu, který slouží ke stínění parazitního záření.

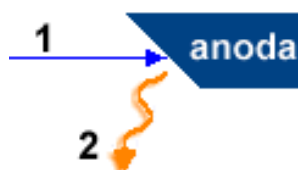
*Rotor* se nalézá uvnitř evakuované baňky. Obsahuje měděný blok, na kterém je molybdenová osa pro fixaci terčíku.

*Stator* je umístěny uvnitř evakuované baňky a konstrukčně je tvořen elektromagnety. Stator s rotorem tvoří indukční motor. Rotačním motorem je poháněn terčík anody.

#### 4.4. Brzdné a charakteristické záření

Rentgenové záření vzniká na anodě rentgenky (rentgenové lampy) přechody elektronů ve vnitřních slupkách elektronových obalů atomů s vysokým atomovým číslem (charakteristické záření – interakce s obalovými elektrony) a jako záření doprovázející zabrzdění elektronů s vysokou kinetickou energií (brzdné záření – interakce s polem jádra atomu) viz Obrázek 4.10.

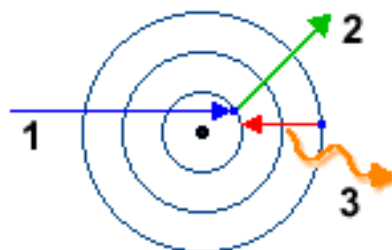
*Brzdné záření* rychle letící elektrony (1) se dopadem na anodu náhle zbrzdí a jejich kinetická energie se přemění na energii fotonů (2) elektromagnetického záření (Obrázek 4.7). Toto záření obsahuje fotony všech vlnových délek. Kvalita brzdného záření závisí jen na anodovém napětí [25].



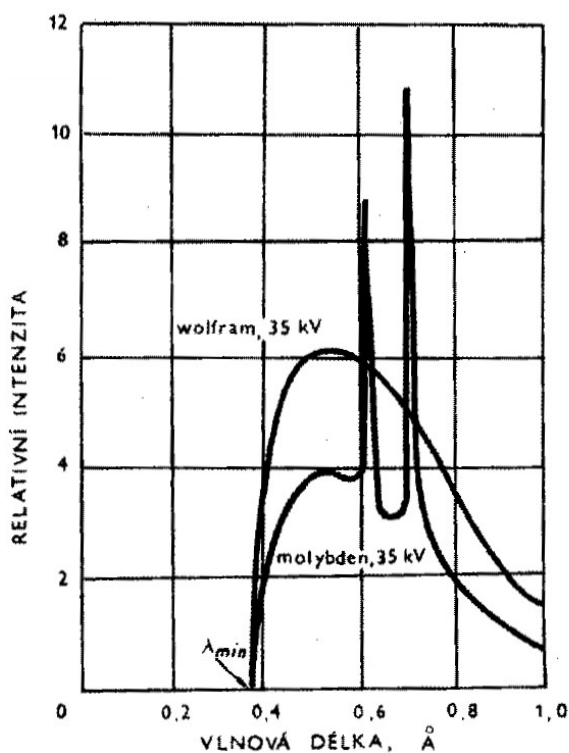
**Obrázek 4.7:** K brzdnému záření [25].

*Charakteristické záření* elektron (1) dopadající na anodu může vyrazit některý elektron (2) z nejnižších hladin atomu materiálu anody. Tím vzniká neobsazené místo, které je okamžitě obsazeno jiným elektronem z vnějších hladin za vyzáření fotonu (3) rentgenového záření s energií rovnou energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami (Obrázek 4.8) [25]. Charakteristické záření má proto čárové spektrum, které je

charakteristické na materiálu z něhož je anoda vyrobená<sup>40</sup> (viz Obrázek 4.9 čárové spektrum pro wolfram a molybden při daném urychlujícím napětí 35 kV). Podíl charakteristického rentgenového záření na celkovém spektru rentgenových paprsků závisí na anodovém napětí.

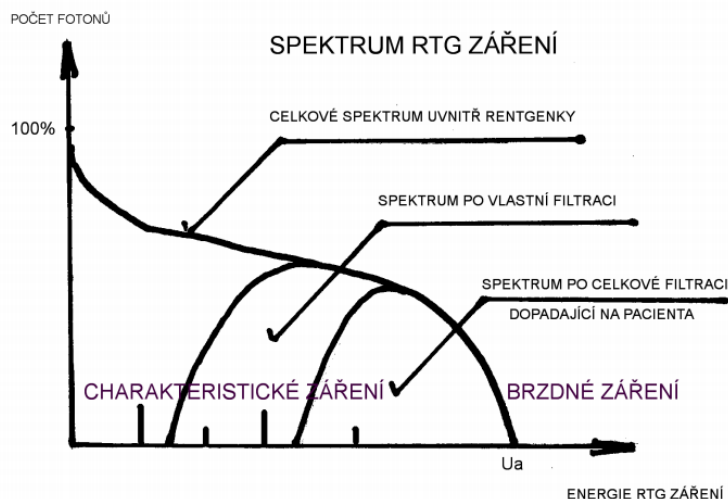


Obrázek 4.8: K charakteristickému záření [25].



Obrázek 4.9: Rentgenová spektra wolframu a molybdenu při urychlujícím napětí 35 kV [25].

<sup>40</sup> Atom každého prvku má své charakteristické hodnoty energetických hladin elektronů v obalu. Každý prvek má proto typické spektrum, které se pro svoji diskrétní energii označuje jako spektrum čárové, podle kterého může být identifikován.



**Obrázek 4.10:** Charakteristika rentgenového záření. Spektrum spojitého brzdného záření je doplněno znázorněním vlivu filtrace svazku [24].

## 4.5. Typy rentgenek

Existuje několik typů rentgenek, které jsou konstruovány dle použitého napětí a energie. Rentgenky se liší také v energii vyprodukované na vyšetření jednoho pacienta (součin napětí, proudu rentgenky a doby expozice). Nejvýkonnější jsou rentgenky pro výpočetní tomografii  $U = 70\text{--}140\text{ kV}$  (Tabulka 5.1; Obrázek 5.16); rentgenky pro angiografii pracují při napětích  $60\text{--}125\text{ kV}$ ; v běžné skiografii dosahují fotony napětí  $40\text{--}140\text{ kV}$ ; rentgenky v dentálních rentgenech  $20\text{--}40\text{ kV}$ ; rentgenky pro mamografii pracují v rozsahu napětí  $30\text{--}40\text{ kV}$ . Z hlediska vyprodukované energie je v sestupném pořadí nejnáročnější CT vyšetření, dále angiografie, mamografie, skiografie, dentální rentgenové vyšetření.

### 4.5.1. Rentgenka s rotační anodou – evakuovaná baňka je stacionární

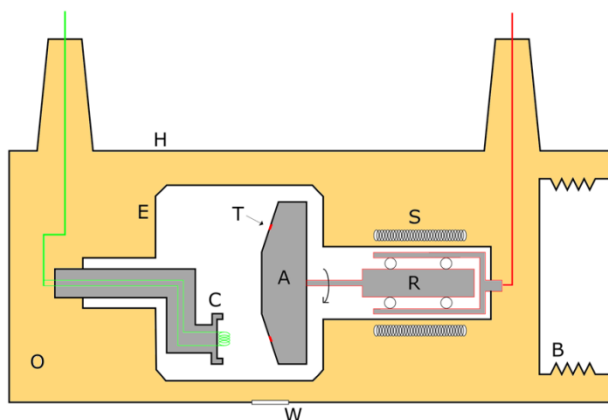
Konstrukce rentgenky s rotační anodou (rotační rentgenka – Obrázek 4.13) se obvykle sestává z vrstveného talíře, který má na povrchu wolframovou vrstvu a pod ní je tepelně odolná molybdenová slitina (Obrázek 4.11, Obrázek 4.12). Talíř je pomocí hřídele spojen s rotorem (s kotvou nakrátko). Vně rentgenky je svazek statorových cívek pro pohon rotoru – v principu jde o asynchronní motor. Elektronky dopadají na obvod talíře. Díky rotaci talíře se teplo z ohniska rozděluje po celém obvodu talíře. To prodlužuje dobu života anody a umožňuje to vyšší intenzitu záření, která by u pevné anody vedla k roztavení materiálu anod. Úhlová rychlost (rychlost rotace anod) je různá, anodové talíře o průměru asi  $8\text{--}12\text{ cm}$  se otáčejí rychlostí  $8\ 000\text{--}9\ 000\text{ ot./min.}$  [26].



**Obrázek 4.11:** Rentgenka s rotační anodou [26].



**Obrázek 4.12:** Rentgenka s dvojitou ohniskovou rotací anody General Electric RT-1-2 (pravděpodobně pochází ze 40. let 20. století). RT v názvu znamená „rotující cíl“ [59].



**Obrázek 4.13:** Schéma rentgenky s rotující anodou: A – anoda, antikatoda; B – expanzní kompenzátor (eliminuje teplotní roztažnost oleje); C – katoda (žhavená); E – vakuová trubice; H – ochranný obal; O – chladicí olej; R – rotor; S – stator; T – anodový terčik; W – hliníkové nebo beryliové okénko [26].

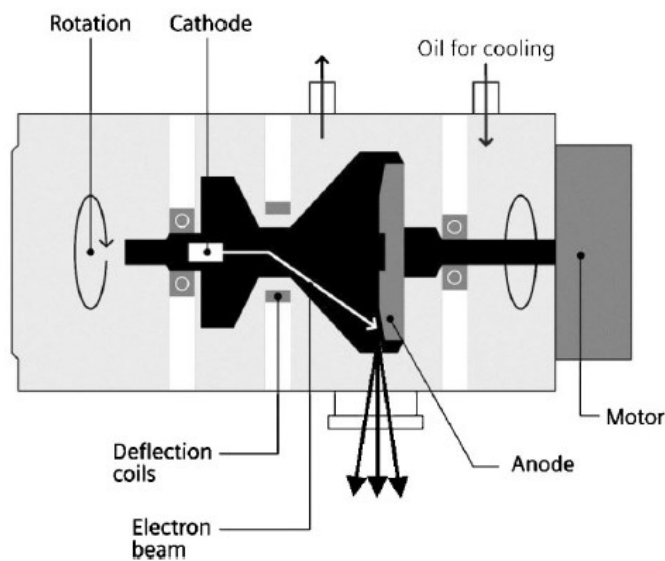
#### 4.5.2. Rentgenky s rotačním krytem

Rentgenky s rotačním krytem (rotating envelope tube). V tomto provedení se anoda stává součástí stěny rentgenky a celá rentgenka rotuje (Obrázek 4.14). Katoda je umístěna na ose otáčení rentgenky a svazek elektronů se magneticky vychyluje tak, aby elektrony dopadaly na

obvod rotující anody (Obrázek 4.15). Tato sestava umožňuje anodu chladit přímo olejem, protože anoda je součástí krytu. Toto řešení umožňuje konstruovat velmi výkonné rentgenky [26].



**Obrázek 4.14:** Rentgenkou s rotační evakuovanou baňkou STRATON (firma Siemens) používaná u CT zařízení. Rentgenka umožňuje chlazení až 4,8 MHU/min, čímž se výrazně redukuje čekací čas na zchlazení rentgenky v průběhu náročnějších výkonů. Rentgenka je schopná zchladit se na teplotu okolního oleje za dobu přibližně 20 s. Svazek elektronů fokusován a kontrolován magnetickým polem [19].



**Obrázek 4.15:** Schéma rotační rentgenky (rentgenka rotující jako celek s čelní anodou a s celým krytem – v chladícím médiu okolo osy rotace anodového disku rotuje celá evakuovaná baňka rentgenky. Naznačeno je i magnetické vychylování svazku elektronů [19].

## Rentgenky s rotační anodou

- Výkon 60–100 kW
- 1 % kinetické energie elektronů se přemění na fotony RTG záření, 99 % na teplo
- Tepelná energie se prostřednictvím měděného bloku anody přeneše na chladící médium – olej
- MHU (1 MJ = 1,34 MHU) chlazení až **1,4 MHU/min**
- Teplota ohniska musí být nižší, než je bod tání materiálu ohniska, obvykle W
- Další zvýšení rychlosti → anodový disk v přímém kontaktu s chladícím médiem.

## Rotační rentgenka

- Anodový disk je součástí evakuované baňky
- V chladícím médiu musí okolo osy rotace anodového disku rotovat celá evakuovaná baňka rentgenky (u ↑ je stacionární)
- Rotating Envelope Tubes (rentgenka s rotačním krytem)
- První rentgenkou s rotační evakuovanou baňkou je Straton (Siemens)
- Chlazení až **4,8 MHU/min – vychlazení 20 s**
- Umožňuje použít vyšší proudy a rychlou rotaci gantry (0,3 s)

#### 4.6. Konstrukční prvky rentgenové apertury

Mezi základní konstrukční části rentgenové apertury patří: rentgenka (viz kapitola 4.2), zdroje anodového a žhavicího napětí, ovladače, štíty, clony, chladič systém, vyšetřovací příslušenství.

*Rentgenový přístroj* lze definovat jako soustavu elektrických, elektronických a počítačových prvků nutných k provozu. *Rentgenový zářič* obsahuje rentgenku (rentgenovou lampu) a kovový kryt rentgenky. Kryt rentgenky nepropustí žádné nežádoucí záření, slouží jako ochrana okolí proti záření. Uvnitř krytu je chladič médium (olej). *Výstupní okénko* nejčastěji z beryllia.

*Zdroj anodového a žhavicího napětí* napájecí zdroj (generátor) pro provoz rentgenky – vysokonapěťový generátor; žhavicí generátor anody; usměrňovač. *Vysokonapěťový generátor* přeměňuje síťový proud a napětí na hodnoty potřebné k provozu rentgenky, většinou se jedná o dvoucívkové generátory (primární a sekundární). *Žhavicí generátor* přivádí na katodu proud  $I = 4\text{--}10\text{ A}$  a napětí  $U = 10\text{ V}$ , transformuje směrem dolů. *Usměrňovač* usměrňuje střídavý proud ze sítě na proud stejnosměrný.

*Elektrické obvody rentgenového přístroje* tvoří hlavní obvod (vysoké napětí 10–100 kV, síťový vypínač, pojistky, stabilizátor napětí, vysokonapěťový transformátor, usměrňovač) a pomocný obvod (žhaví katodu rentgenky, žhavicí odpor, žhavicí transformátor, termoemisní katodová vlákna).

*Ovladač* zde jsou umístěny všechny řídicí prvky rentgenového přístroje (hlavní vypínač, přepínač anodového napětí, reostat, kilovoltmetr, miliampérmetr, časové relé pro snímkování. Tyto prvky se mohou v závislosti na typu rentgenového přístroje měnit. U současných přístrojů se při volbě expozice při zvoleném napětí automaticky určuje intenzita anodového proudu tak, aby nedošlo k přetížení rentgenky – expoziční automat<sup>41</sup>.

*Clony* se dělí na primární a sekundární. *Primární clony* vymezují svazek rentgenového záření. Přesným vymezením velikosti pole (podle velikosti diagnostikovaného orgánu) se minimalizuje radiační zátěž pro pacienta a omezí se množství sekundárního záření, které by vedlo k horší kvalitě výsledného snímku. Primární clona obsahuje dva páry tenkých

---

<sup>41</sup> Ukončí expozici podle výše dávky při průchodu rentgenového záření objektem.

olověných lamel<sup>42</sup>, které se pohybují ve dvou rovinách nad sebou kolmých k primární ose svazku rentgenových paprsků a umísťují se do určité vzdálenosti od ohniska, čímž je omezena velikost polostínu. Součástí primární clony je světelná indikace velikosti pole se záměrným křížem. paprsku. Uvnitř clony je mimo svazek záření umístěn zdroj světla a ve svazku je vloženo nakloněné zrcadlo, přes které záření prochází (vlastní filtrace clony). Primární clony bývají opatřeny přídatnou filtrací, která odstraňuje nízkoenergetickou složku záření (měkké záření) stejně tak, jako vlastní filtrace rentgenky. Clony zabraňují vzniku charakteristického záření. *Sekundární mřížkové clony* jsou umístěny mezi pacientem a filmem. Jejich principem je potlačení sekundárního rozptýleného záření, které vzniká v těle pacienta<sup>43</sup>, jde všemi směry a výrazně tak zmenšuje kontrast rentgenového obrazu. Sekundární clony propouštějí pouze primární rentgenové záření ve směru původního svazku, zatímco sekundární rozptýlené fotony (pohybující se jinými směry) pohlcuje. Konstrukčně se jedná o mřížku tvořenou rovnoběžnými absorpčními lamelami (olověné pásy). Existuje několik druhů sekundárních clon, např. Buckyho, Lysholmova, paralelní, fokusační, sekundární clona typu „moving-slits“.

#### 4.7. Nejdůležitější parametry rentgenových přístrojů

Nejdůležitějším parametrem u rentgenového záření je jeho energie – *anodové napětí*. Čím má záření větší energii, tím hmotnějšími materiály a předměty může prostupovat. Výsledné záření lze regulovat tak, že zvýšíme urychlovací napětí (výsledné fotony budou mít vyšší energii). Maximální energie rentgenového záření je tedy dána hodnotou anodového urychlovacího napětí na rentgence [kV].

Druhým důležitým parametrem rentgenového záření je jeho *intenzita*. Intenzita vyjadřuje množství fotonů, které jsou ve svazku záření – čím více fotonů, tím jich více dopadne na detektor, což urychlí expozici. Intenzitu záření tedy regulujeme pomocí množství elektronů. Intenzitu záření lze odvodit z proudu, který rentgenkou protéká. Rentgen, který má např. maximální anodový proud 500  $\mu\text{A}$  generuje menší intenzitu záření, než rentgen s maximálním anodovým proudem 5 mA.

Dalším významným parametrem rentgenového záření je *velikost ohniska rentgenky*. Ohnisko rentgenky je místo na anodovém terčíku, kam dopadají urychlené elektrony uvolněné

---

<sup>42</sup> Olovené lamely mají přibližnou tloušťku cca 0,05 mm. Lamely by měly být tak tenké, aby nebyly na snímku viditelné a zároveň tak velké, aby absorbovaly sekundární fotony. Prostor mezi lamelami bývá vyplněn plastem nebo hliníkem.

<sup>43</sup> Zejména na principu Comptonova rozptylu.

na katodě a kde současně vznikají fotony rentgenového záření. Čím menší je oblast na terčiku, tím menší je geometrická neostrost – tzn. lepší prostorové rozlišení.

## 5. Tomografické zobrazovací systémy v medicíně

Mezi tomografické zobrazovací systémy v medicíně se řadí systémy rentgenové výpočetní tomografie (CT) a zobrazovací systémy magnetické rezonance (MR) pracující na zcela odlišných fyzikálních principech. V této kapitole se budeme věnovat pouze výpočetní tomografii. Pro principiální odlišnost a poměrnou složitost fyzikálních principů systémů zobrazování pomocí jevu magnetické rezonance, zde nebude tato modalita rozebírána. Případné zájemce odkazují na [50–54].

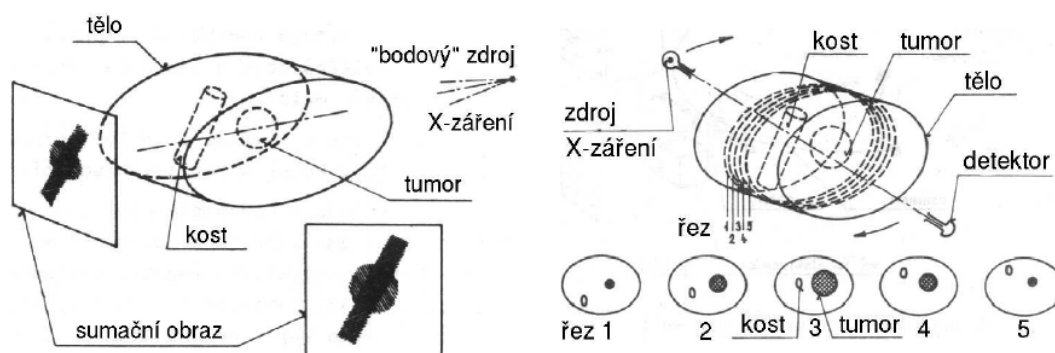
### 5.1. Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (nepřesně počítačová) je obecné označení této zobrazovací metody. Kromě zaužívaného akronymu CT (Computed Tomography) lze tuto zobrazovací metodu v literatuře dohledat také pod označením CTAT (Computerised Transverse Axial Tomography); CAT (Computer Aided Tomography) nebo RT (Reconstructive Tomography). CT – výpočetní tomografie, přesněji rekonstrukční tomografie se záznamem a zpracováním prováděným počítačovým systémem.

Vyšetření pomocí CT je založeno na měření absorpce svazku rentgenového záření v tenké vrstvě vyšetřované oblasti těla. CT přístroj tvoří systém rotující rentgenky a soustava detektorů po obvodu vyšetřovacího kruhu CT přístroje (gantry).

Matematickým výpočtem je určena výše absorpce rentgenového záření zobrazená v odstínech šedi. K určení rozsahu denzity (míry absorpce a rozptylu záření) v dané oblasti se používají Hounsfieldovy jednotky (HU). Rozdíly v denzitě se pak typicky zobrazují ve stupnici šedi. Lidským okem však nelze rozlišit celou škálu denzit, proto se používají podinterval, tzv. okna – měkkotkáňové, kostní okno, plicní aj.

Název tomografie pochází z řeckého slova tomeo = řezat a graphein = psát. Je to tedy zobrazení objektů (vyšetřovaných orgánů lidského těla) pomocí řezů. Na rozdíl od sumáčnických snímků, kdy se jednotlivé orgány a tkáňové struktury, kterými prošlo rentgenové záření překrývají, CT podává vrstvý obraz (Obrázek 5.1). Ve vrstvovém obrazu každá složka záznamu odpovídá reálnému detailu ve vyšetřované vrstvě.



**Obrázek 5.1:** Konvenční rentgenová diagnostika poskytující sumační obraz. Orgány uložené v několika rovinách nad sebou se zobrazí navzájem vs. CT obraz vytvářející sérii tomografických řezů. Každý řez je vytvořen matematickou rekonstrukcí ze znalosti jednotlivých projekcí řezu vyšetřovaného objektu do různých směrů [46].

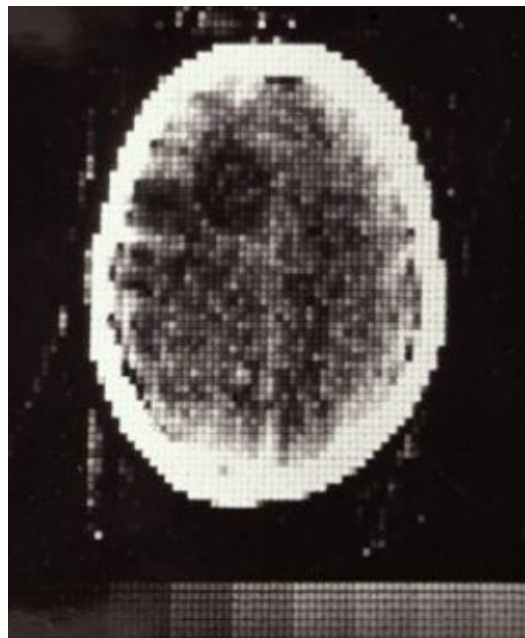
### 5.1.1. Historie výpočetní tomografie

Teoretická myšlenka zrekonstruovat 3D obraz ze sady polí snímaných z různých úhlů sahá již do r. 1917, kdy J. Radon odvodil integrální transformaci, kdy si J. Radon položil otázku, zda ze znalosti všech „stínů“ 2D oblasti lze zrekonstruovat tuto oblast, a jako řešení odvodil integrální transformaci nazývanou dnes jeho jménem. V r. 1963 Allan MacLeod Cormack tyto výsledky aplikoval a rozšířil na případ X-záření, procházejícího s částečnou absorpcí 2D řezem 3D objektu. Je tedy autorem teorie snímání jednotlivých vrstev lidského těla a následné rekonstrukce obrazu pomocí výpočetní techniky. V r. 1972 na základech Cormacovy teorie zkonstruoval fyzik Godfrey Newbold Hounsfield první klinicky použitelný tomograf – hlavový EMI Mark I. První prototyp byl odzkoušen v Atkinson Morley's hospital v Londýně roku 1971 (Obrázek 5.2, Obrázek 5.3). Počáteční technika obsahovala gama zářič  $^{95}\text{Am}$  a  $^{160}\text{Am}$  transversálně uskupených detektorů – matice 80x80. Sběr informací trval devět dní a rekonstrukce prvního obrazu 2,5 hodiny. V další fázi zdokonalování skenery pracovaly na algebraické rekonstrukci obrazu a širokou maticí detektorů. V současnosti jsou CT skenery schopny pracovat s maticí 1024x1024 se snímacím časem i pod 0,3 sekundy. Revolučním konstrukčním prvkem bylo zavedení kontinuální rotace gantry (rok 1987) „slip ring“, a technologie helikální akvizice (Helical X-ray CT, rok 1989). Další vývoj přinesl CT zobrazení v reálném čase (Real-time CT) a mimořádně rychlých – subsekundových systémů (Super-high-speed CT). V roce 1990 potom technologicky perspektivní kombinace helikálního a multi-slice CT. Další novinkou na trhu se staly rychlé 3D CT zobrazovací systémy (High-speed 3D CT), takzvané 4D CT. Za objev této diagnostické zobrazovací metody byla roku 1979 A. M. Cormackovi a G. N. Hounsfieldovi

udělena Nobelova cena. Vývoj výpočetní tomografie se nezastavil a každoročně se objevují další inovace této diagnostické metody.



**Obrázek 5.2:** První klinicky použitelný CT skener – hlavový EMI Mark I zkonstruovaný na základech Cormackovy teorie. Vyroben EMI Medical pro fyzika G. N. Hounsfielda, 1972 [60].



**Obrázek 5.3:** První klinický CT sken: Atkinson Morley Hospital, Londýn, říjen 1971 [61].

### 5.1.2. Princip výpočetní tomografie

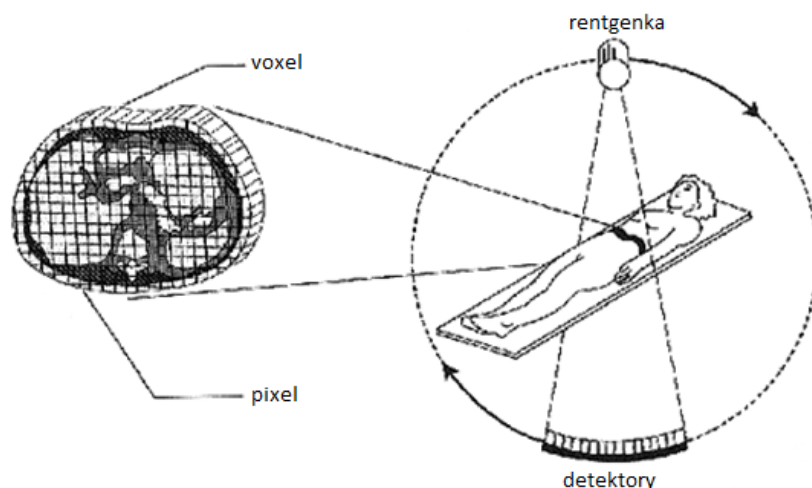
Výpočetní tomografie vznikla na podkladě možnosti digitálního zpracování dat získaných při tomografickém vyšetření. Při klasické tomografii jsou pořízeny vrstevné snímky, na kterých se podílí soustava rentgenka–detektory<sup>44</sup>, Po kruhové dráze obíhá rentgenka a soustava detektorů (Obrázek 5.4), které vykonávají sdružený protichůdný pohyb kolem osy otáčení, která leží v zobrazované vrstvě.

Detektor registruje zeslabení rentgenového záření po průchodu strukturami těla (denzitometrický princip). Denzita tkání je měřena v jednotlivých objemech (voxelech), které jsou následně rekonstruovány.

Výsledný CT obraz se skládá z dvourozměrné sítě čtverečků (matrix). Plocha CT řezu je ve zvolené matici rozdělena na čtvercové prvky (pixely). Velikost matice udává, z kolika pixelů se CT obraz skládá. Na jednotlivých vrstvách – anatomického řezu vyšetřovaného orgánu – se zobrazuje průměrná absorpce záření v určitém objemu tkáně..

### 5.1.3. Vznik obrazu

Obraz je vytvořen ze série tomografických řezů (ilustrace viz Obrázek 5.5). Každý řez je tvořen matematickou rekonstrukcí objektu ze znalosti jeho průmětu (projekcí) do různých směrů. Řezy objektu jsou rozděleny do sítě voxelů. Odlíšení jednotlivých částí vyšetřované tkáně umožňuje útlum rentgenových paprsků různými tkáněmi.

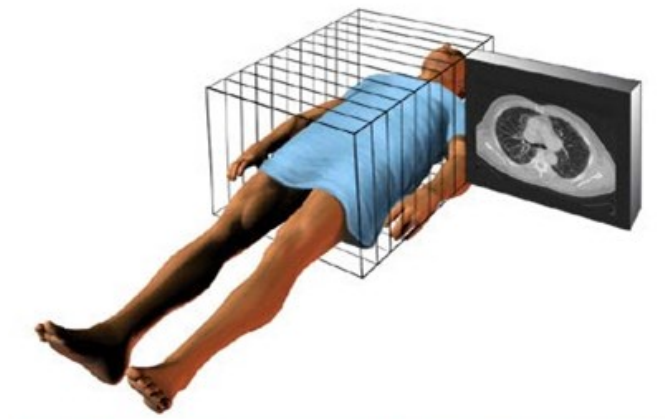


**Obrázek 5.4:** Schématické znázornění principu výpočetní tomografie [46].

<sup>44</sup> Rentgenový diagnostický systém určený pro tvorbu průřezových snímků metodami počítačové rekonstrukce obrazu pomocí dat udávajících propustnost pro rentgenové záření v různých úhlech. Obsahuje akviziční jednotku, patientský stůl, přístroje pro analýzu a zobrazení signálu, nosné části a příslušenství.

Fáze tvorby obrazu zahrnuje tři postupné kroky.

- Skenovací fáze (sběr dat).
- Rekonstrukční fáze (zpracování dat, digitálního obrazu).
- Fáze konverze (tvorba viditelného obrazu z digitálního, konverze na analogový obraz).



**Obrázek 5.5:** Ilustrace k vzniku obrazu tomografických transverzálních řezů.

#### 5.1.4. Fyzikální principy výpočetní tomografie

Mezi základní znalosti principů výpočetní tomografie je vznik rentgenového záření a jeho interakce s hmotou. Tato problematika byla popsána výše v kapitolách 4.2–4.4. U výpočetní tomografie měříme lineární součinitel zeslabení  $\mu$  mezi rentgenkou a detektorem. Lineární součinitel zeslabení  $\mu$  odráží absorpci rentgenového záření ve skenovaném objektu v závislosti na různých typech zobrazovaných tkání. Na anodě rentgenky je emitováno brzdné záření, které prochází vyšetřovaným objektem. Po dopadu na detektor záření je zaznamenána intenzita dopadajícího záření, která je po průchodu objektem vždy menší než intenzita vyzářená. Vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou rentgenového záření je dán vztahem:

$$\frac{I_0}{I} = e^{\mu d},$$

kde  $I_0$  je hodnota vstupní intenzity záření,  $I$  je hodnota výstupní intenzity,  $d$  je tloušťka materiálu a  $\mu$  je lineární součinitel zeslabení<sup>45</sup>.

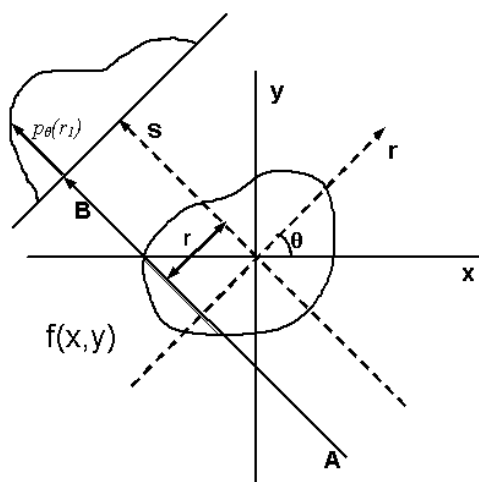
---

<sup>45</sup> ČSN ISO 31-10

### 5.1.5. Matematické principy výpočetní tomografie – rekonstrukční algoritmy

V této kapitole se přidržíme výkladu zejména z literárních zdrojů [48].

Základní úlohou tomografie je určit funkci dvou proměnných, známe-li jejich integrály podél všech přímek (Obrázek 5.6). Tuto formulaci známou jako Radonovu transformaci vyřešil rakouský matematik J. K. Radon, která se stala základem pro rekonstrukci CT obrazu. Všechny další rekonstrukční algoritmy mají základ v Radonově transformaci. Další informace lze čerpat z literatury [27].



**Obrázek 5.6:** Princip radonové transformace (souřadnice  $x, y$  jsou spojeny s portálem CT – u systémů 1. generace). Soustava rentgenka-detektor je pootočen o úhel  $\theta$ , přičemž se rentgenka s detektorem pohybuje lineárně synchronně ve směru osy  $r$ . Rentgenové záření prozařuje pacienta ve směru osy  $s$ . Změnou úhlu se celý proces opakuje a takto získáme jednorozměrnou průmětovou mapu [28].

Základní rekonstrukční metodou CT obrazu je jednoduchá zpětná projekce SBP (Simple Back Projection – principiální schéma je na Obrázek 5.8). Tato jednoduchá metoda, založena na principu inverzní Radonovy transformace, se již dnes nepoužívá, avšak tvoří základ pro filtrovanou zpětnou projekci FBP (Filtered Back Projection – principiální schéma je uvedeno na Obrázek 5.9). Obraz získaný rekonstrukční metodou SBP je rozostřený (zkreslený). Rekonstrukční metoda FBP odstraňuje tyto nevýhody SBP (Obrázek 5.7). Srovnání principů prosté a filtrované zpětné projekce je zobrazen na Obrázek 5.12.

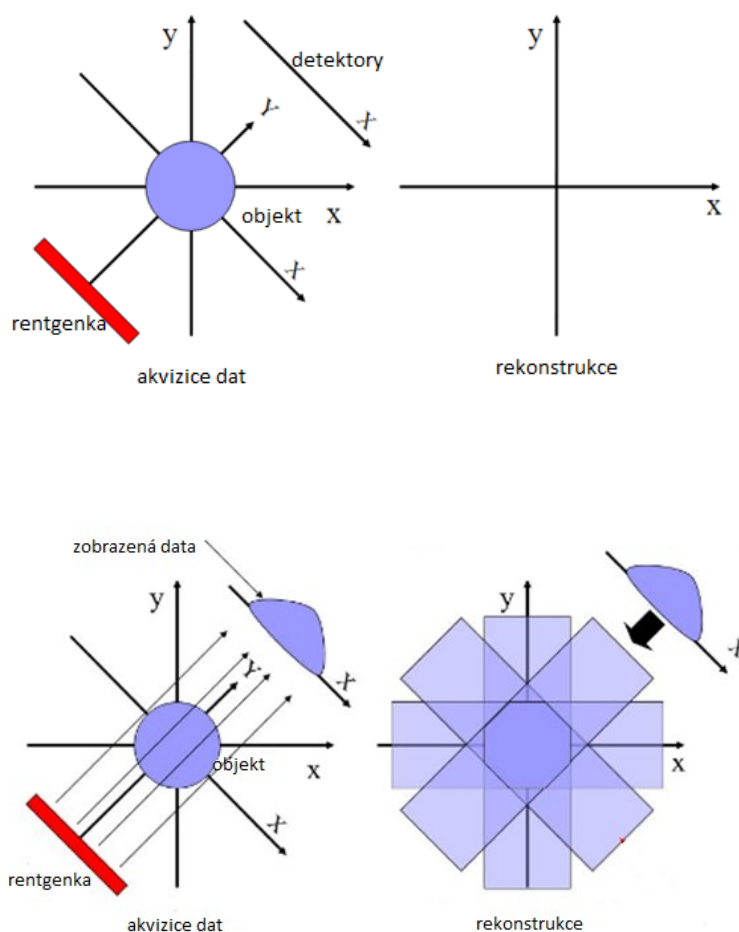
Nejprve se provede filtrace jednotlivých projekcí a následně dojde k rekonstrukci. Digitální filtry (filtry typu RAMP), minimalizují zkreslení obrazu a zvyšují kontrast obrazu. Následně se provede matematická rekonstrukce s využitím Fourierovy transformace.

Dokonalejší metoda zpětné projekce se nazývá iterativní rekonstrukce (používá se v nukleární medicíně u PET, SPECT). Tato metoda však potřebuje mnohonásobně delší

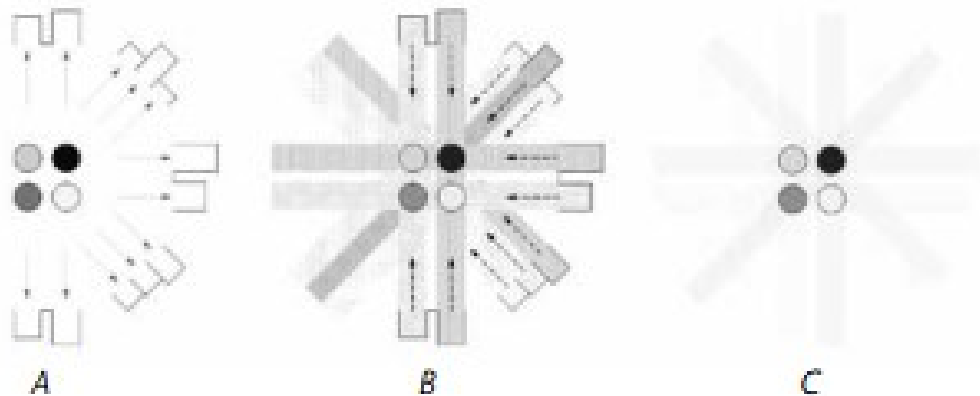
rekonstrukční čas, a vyšší na výpočetní výkon. Umožňuje také efektivnější potlačení obrazového šumu, artefakty z utvrzení rentgenového svazku a zejména redukuje dávku záření (až o 60 %) při zachování stejné úrovně šumu v obraze. Používá matematický algoritmus založený na aproximaci původního odhadu zkoumaného obrazu v jednotlivých krocích (iteracích – Obrázek 5.10). Výsledkem je finální obraz, který co nejvěrněji odpovídá naměřeným hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. Tato metoda poskytuje finální snímky s menším počtem artefaktů, které vznikají při rekonstrukci (Obrázek 5.11). Iterativní rekonstrukční metoda postupně nahrazuje FBP metodu.



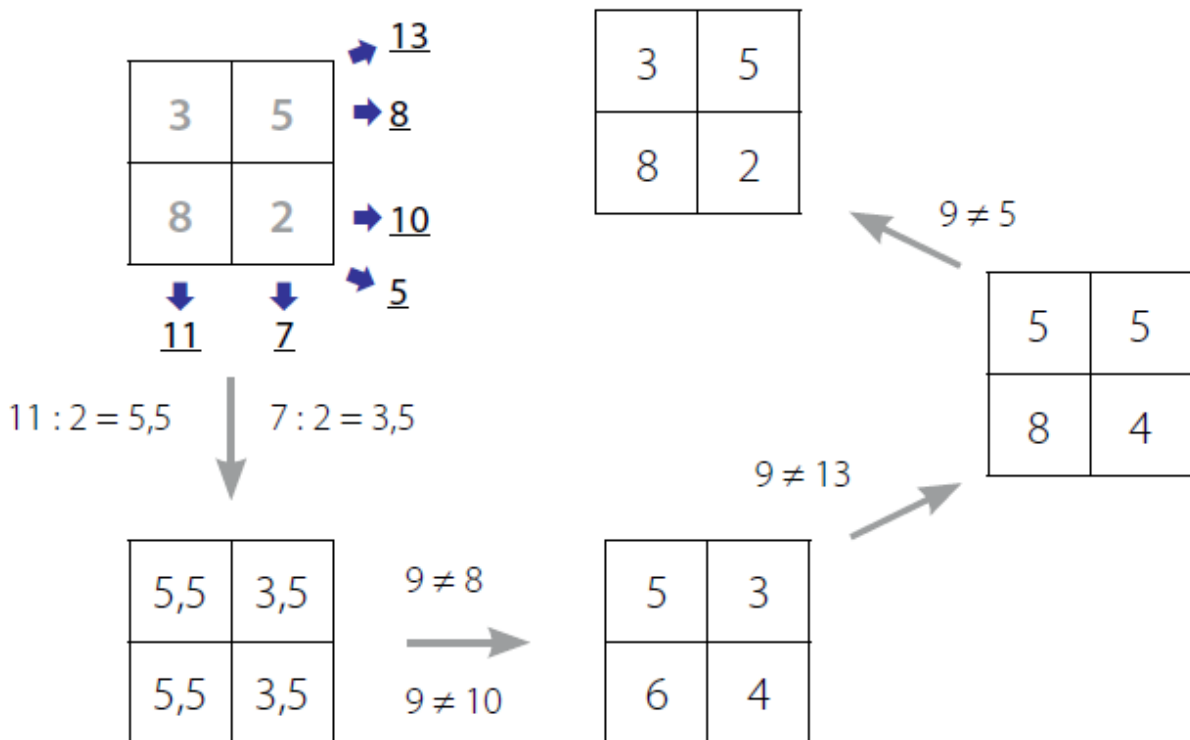
**Obrázek 5.7:** Vlevo: originální obraz; uprostřed: jednoduchá zpětná projekce; vpravo: filtrovaná zpětná projekce.



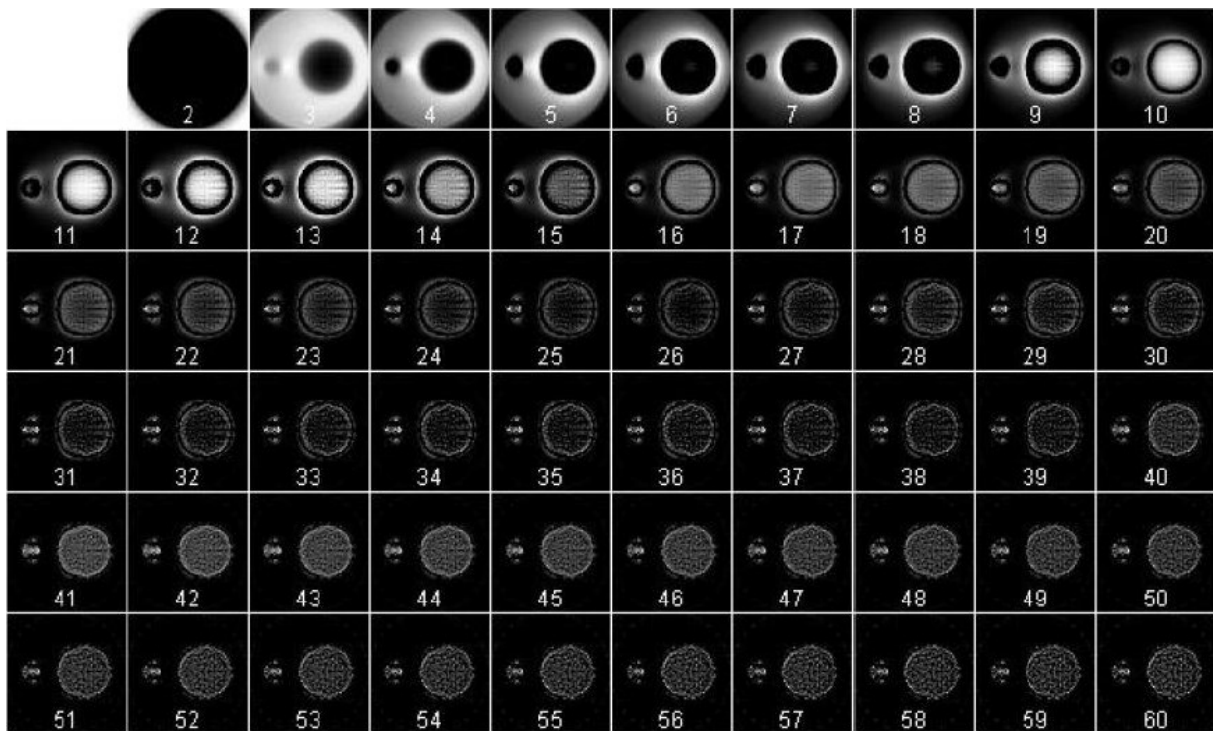
**Obrázek 5.8:** Schématické znázornění jednoduché zpětné projekce.



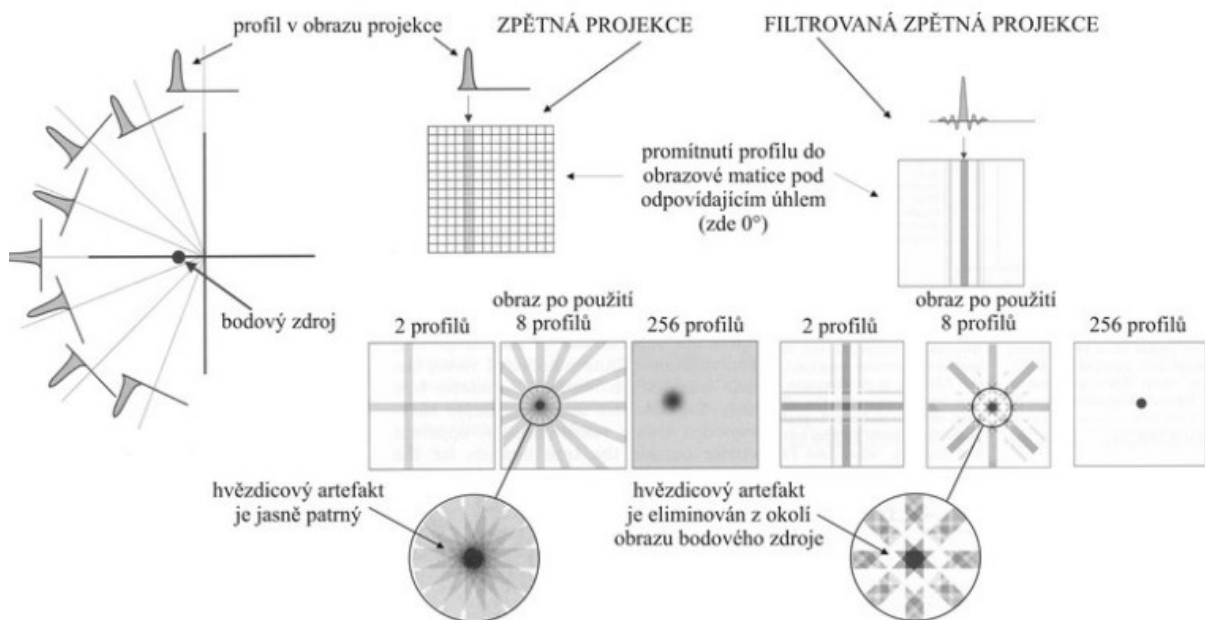
**Obrázek 5.9:** K principu rekonstrukční metody FBP: A – nejprve skener ve směru šipek nasbírá z jednotlivých úhlových projekcí úhrnné absorpční koeficienty, jejichž velikost je vyjádřena výškou sloupcových grafů na obvodu; B – následně rekonstrukční algoritmus sesbírání data zpětně promítne směrem do budoucího obrazu objektu, ve kterém jednotlivé projekce budou v místech křížení konstruktivně interferovat a vytvoří předlohu pro finální obraz; C – hvězdovitě uspořádané linie zpětných projekcí mají nižší intenzitu než obrazové body vzniklé jejich interferencí, a lze je proto z výsledného obrazu odfiltrout (proto filtrovaná zpětná projekce) [48].



**Obrázek 5.10:** Princip iterativní rekonstrukce. Pro zjednodušení jsou principy demonstrovány na matici 2x2 pixely. Po provedení skenu a před započítáním vlastního výpočtu (vlevo nahoře) jsou známy pouze úhrnné absorpční koeficienty z různých projekcí (podtržené hodnoty), nikoliv však hodnoty absorpčních koeficientů (Hounsfieldovy jednotky) pro jednotlivé pixely (šedé číslice). Algoritmus postupně zpřesňuje (po směru dlouhých šipek) absorpční koeficienty pro jednotlivé pixely, které porovnává s naměřenými hodnotami z různých směrů a mezi výsledky pro jednotlivé pixely v krocích zpřesňuje, až je výsledek (vpravo nahoře) shodný s originálem [48].



Obrázek 5.11: Iterativní rekonstrukce [47].



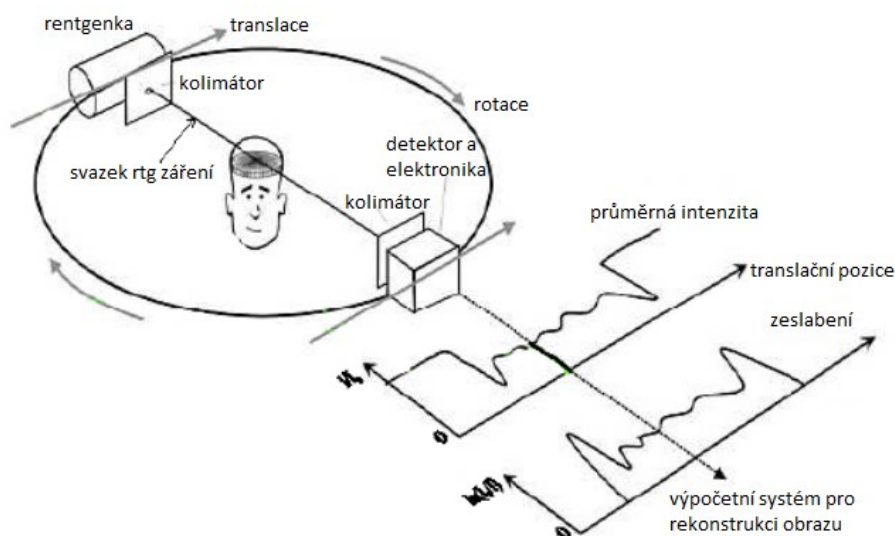
Obrázek 5.12: Srovnání principu a impulzních charakteristik prosté zpětné a filtrované zpětné projekce [66].

### 5.1.6. Rekonstrukce CT obrazu

Vlastní princip sběru obrazových dat spočívá v postupném měření útlumu úzce zkolimovaného svazku rentgenového záření pod jednotlivými úhly (Obrázek 5.13). Projekce je získána z jednotlivých měření celkového útlumu rentgenového záření v objemu tkáně (sloupci), definovaném zkolimovaným svazkem – paprskovým integrálem. Poté se soustava rentgenka–detektor natočí o daný úhel a změří se tatáž scéna při zpětném translačním pohybu. Takto je získán soubor projekcí v rozsahu  $0^{\circ}$ – $360^{\circ}$ , které jsou dále podrobeny rekonstrukci pomocí matematických metod.

Jednotlivé vrstvy CT vyšetření zobrazují průměrnou absorpci prošlého rentgenového záření v určitém objemu tkáně (voxelu). Výsledná absorpce je zobrazena ve stupních šedi. Absorpce záření je však v různých částech rozdílná, má různý sumační absorpční koeficient. Z jedné vrstvy je vygenerováno několik set tisíc dat, která jsou předána pro další zpracování počítačem, který pracuje absorpční profily a hodnoty tak, aby z nich vplynuly konkrétní absorpční hodnoty jednotlivých voxelů. Získané hodnoty jsou iterací (u první generace CT přístrojů), transformací, profilů a logaritmovaných rovnic (třetí generace CT přístrojů) upravovány do sítě (matice) polí (pixelů) s jednotlivými číselnými hodnotami vypočítané denzity. Ve výsledku se získají absorpční koeficienty pro jednotlivé voxely, které jsou vyjádřeny denzitními jednotkami – Hounsfieldovy jednotky, HU, CT číslo – vyjadřující stupeň absorpce v jednotlivých tkáních vztaženou k absorpci rentgenového záření ve vodě. Voda má denzitu rovnou nule, struktury s absorpcí větší než voda mají hodnotu denzity vyšší než nula. Jsou to všechny tkáňové struktury kromě tuku a vzduchu. Hodnoty pro tuk a vzduch jsou negativní;  $-1000$  HU vzduch, nejvyšší denzitu mají kompaktní kosti a zuby. Používané rozmezí HU je v rozmezí  $-1000$  HU až  $+3000$  HU. Kvalita vyšetření je tím vyšší, čím nižší měřitelný rozdíl denzit je možno zobrazit.

$$\text{denzita (HU)} = \frac{\mu_{\text{mat}} - \mu_{\text{vody}}}{\mu_{\text{vody}}} \cdot 1000 \quad (10)$$



**Obrázek 5.13:** K základnímu principu sběru obrazových dat výpočetní tomografie. Během translačního pohybu se sejmeme jedna projekce snímané scény. Poté se soustava rentgenka–detektor a úhlový inkrement [15].

### 5.1.7. Konstrukční prvky CT skeneru

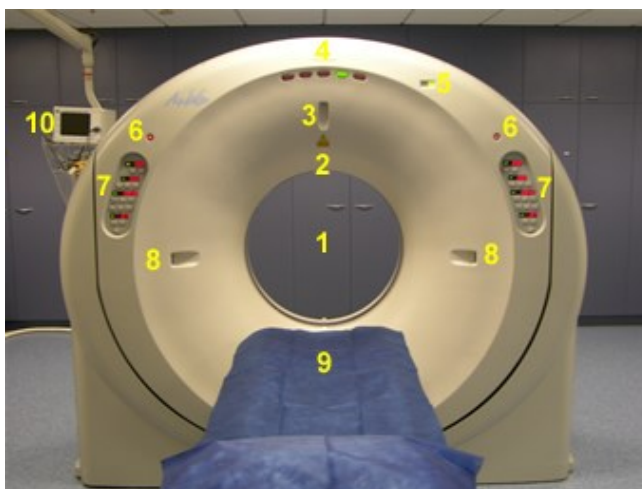
Základní konstrukční prvky CT systémů mají několik shodných prvků (Obrázek 5.14 a Obrázek 5.15), byť se konstrukčně liší, zejména s ohledem na jejich neustálý vývoj. Mezi základní konstrukční prvky patří:

- *Gantry s vyšetřovacím tunelem* (vyšetřovací portál) je největší část CT přístroje. Uvnitř gantry se nachází rentgenka<sup>46</sup> (Obrázek 5.16; přehled vybraných rentgenek používaných pro CT přístroje je uveden v Tabulka 5.1), soustava detektorů, kolimační, pohonný, řídicí a chladicí systém. Uprostřed gantry je kruhový otvor (zpravidla 700–800 mm), kterým projíždí vyšetřovací stůl s pacientem. Pro zvolení roviny řezu lze portál sklopit maximálně do  $\pm 30^\circ$  podél horizontální osy. Pro správné nastavení vyšetřované oblasti lze použít pomocný světelný kříž. Na portálu se dále nacházejí ovládací panely a display zobrazující nastavené hodnoty. Pro komunikaci pacienta s lékařem slouží komunikační zařízení.
- *Polohovací patientský stůl* se na začátku vyšetření vertikálně posune do pozice podle vyšetřované oblasti. Po nastavení se pacient na lůžku pohybuje horizontálně směrem do

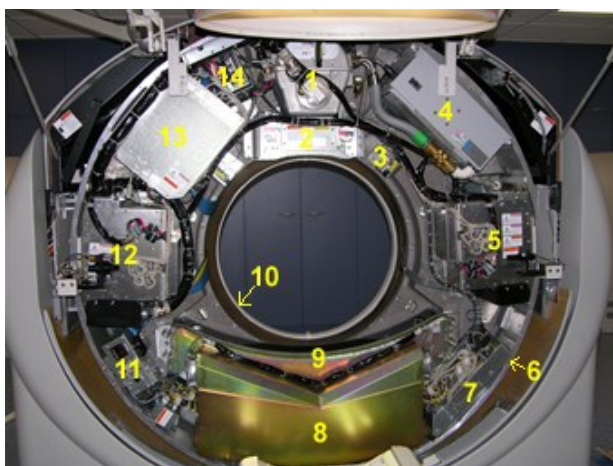
<sup>46</sup> V roce 2003 byla uvedena rentgenka, využívající přímé olejové chlazení anodového disku, která umožnila snížit tepelnou kapacitu na 0,6 MHU. Výhodou je, že ložiska jsou mimo vakuum v přímém kontaktu s chlazením. Ve vakuovaném sektoru se nachází katoda a anoda, kde na povrchu jsou umístěny cívký elektronového paprsku a motoru.

gantry. Pacientská deska je vyrobena z karbonu, aby se minimalizoval vliv obrazových artefaktů.

- *Generátor* vysokého anodového napětí pro urychlení elektronů v rentgence je umístěn v rotační části gantry. Střídavé síťové napětí (220 V/380 V) o vysoké frekvenci 10–40 kHz je ve vysokonapětovém transformátoru konvertováno na vysoké napětí, které je usměrněno na výsledné napětí ~ 80–140 kV a následnou filtrací se zbaví vyšších harmonických složek.
- *Pracoviště odborného personálu* sestává z řídicího a zobrazovacího počítače, obslužného pultu s monitory a dokumentačního zařízení (multiformátová nebo laserová kamera).



**Obrázek 5.14:** Toshiba Aquilion 16 – konstrukční prvky: (1) gantry  $\varnothing$  720 mm; (2) mikrofon; (3); poziční laser (sagitální); (4) kontrolky; (5) indikace expozice rentgenového záření; (6) stop tlačítko; (7) kontrolní panel; (8) poziční laser; (9) pacientské lůžko; (10) EKG monitor.



**Obrázek 5.15:** Konstrukce CT skeneru: (1) rentgenka; (2) filtry, kolimátor, referenční detektor; (3) vnitřní projektor; (4) chlazení rentgenky; (5) generátor vysokého napětí (0–75 kV); (6) přímý pohon rotace (systému rentgenka-detektor); (7) řídicí jednotka rotace; (8) DAS (akvizitní systém); (9) detektory; (10) slip rings; (11) řízení teploty detektoru; (12) vysokonapětový generátor (75–150 kV); (3) napájení; (14) síťový filtr.



**Obrázek 5.16:** Rentgenka Philips Brilliance 64 Advanced Solution.

**Tabulka 5.1:** Typy rentgenek používaných u CT modalit [Zpracováno podle materiálů firem Philips, Toshiba, Siemens].



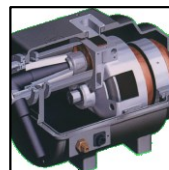
### Rentgenka kov-keramika

- Sklo trubice nahrazeno kovem
- Chromová ocel
- Menší a pevnější než konvenční trubice
- Uzemnění trubice znemožní jiskření (arcing)
- Výstupní okénko beryllium
- Keramika slouží jako izolátor (oxid hlinitý)
- Vysoký loading (vyšší proudy, dobrý odvod tepla)
- Dlouhá životnost (odpařený W nezpůsobí jiskření)
- Stínění mimoohniskového záření



### MRC rentgenka

- Maximum Rotalix Ceramic
- Philips
- Drážkovaná ložiska mazaná tekutým kovem
- Použití MDCT
- Kardiovaskulární zobrazení
- Grafitová vrstva anody
- Tepelná kapacita 8MHU
- 90–140 kV
- 20–500 mA



### Aquilion rentgenka

- Toshiba
- Tepelná kapacita 7,5MHU
- Chlazení 1,7 MHU/min vzduchem
- Velikost ohniska 1,4
- Zemněná anoda
- Multi slice CT



### Straton rentgenka

- Siemens
- Rotuje celá rentgenka
- Katoda umístěna ve středu rotace
- Elektronky jsou usměrnovány na místo pomocí magnetického pole – cívky
- Tepelná kapacita 0,8MHU
- Chlazení 4,7 MHU/min olejem
- Vychlazení 20 s
- Umožňuje použít vyšší proudy
- Rychlá rotace gantry 0,3 s

## 6. Metody a principy vybraných zobrazovacích metod nukleární medicíny

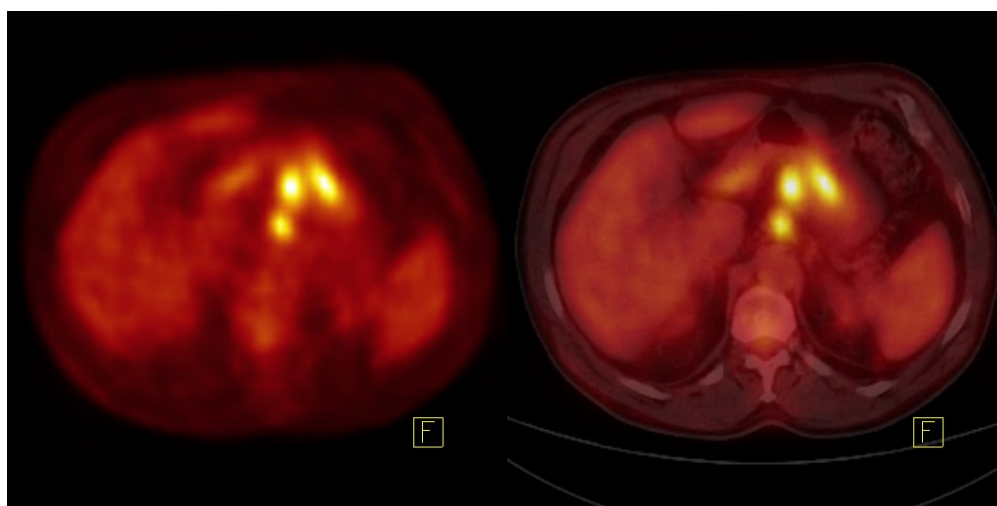
V této kapitole budou popsány vybrané diagnostické metody zobrazovacích metod založených na principu radionuklidů v organismu, od planární scintigrafie až po moderní tomografické metody „Positron Emission Tomography“ (PET – pozitronová emisní tomografie) a „Single-Photon Emission Computerized Tomography“ (SPECT – jednofotonová emisní tomografie).

Rozdíl mezi radiodiagnostickými zobrazovacími principy a zobrazovacími principy nukleární medicíny spočívá ve zdroji záření. V radiodiagnostice je zdroj ionizujícího záření vždy vnější (rentgenka je umístěna mimo tělo pacienta), záření dopadá na rentgenový film, digitální kazetu, digitální panel nebo zesilovač obrazu. Výsledkem je zobrazení tkání s rozdílnou hustotou (kosti vs. měkké tkáně, vyšetření s kontrastní látkou vs. nativní – bez kontrastní látky). V nukleární medicíně je zdrojem záření pacient s aplikovanou aktivitou radiofarmaka. Při vyšetření v nukleární medicíně je zdrojem záření radiofarmakum aplikované do těla pacienta. Záření  $\gamma$  prochází vrstvou tkáně mezi vyšetřovaným regionem tkáně a povrchem těla a je registrováno detektorem scintilační kamery. Ve výsledku obdržíme zobrazení „mapu“ distribuce radiofarmaka ve vyšetřované oblasti. Dalším významným rozdílem je také to, k čemu se tato vyšetření používají. Radiodiagnostické přístroje slouží k zobrazení anatomických poměrů – odchylek od normálního stavu – v těle pacienta. V nukleární medicíně se jedná o vyšetření funkčních poměrů, tedy kvantitativní hodnocení funkcí jednotlivých tkání a orgánů. Rozlišení v nukleární medicíně je pro anatomický popis nedostatečné.

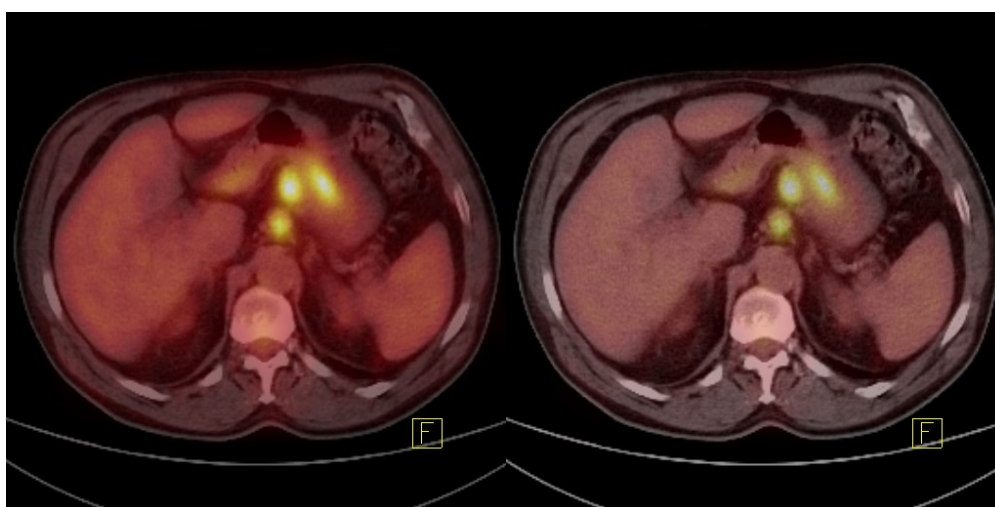
Přístroje pro zobrazování v nukleární medicíně se rozdělují do třech základních skupin (bližší popis viz kapitoly 6.1; 6.1.1; 6.1.2):

1. *Tomografické systémy pro SPECT* – využívají běžné  $\gamma$  zářiče (např.  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{123}\text{I}$ , aj.). Ukázka výstupu SPECT vyšetření je na Obrázek 6.5. Tomografické systémy pro SPECT mohou pracovat ve dvou režimech:
  - planárním – detektor je nad vyšetřovanou oblastí statický. Obraz je projekce distribuce radiofarmaka  $\gamma$  záření do 2D zobrazovací roviny (planární = rovinná).

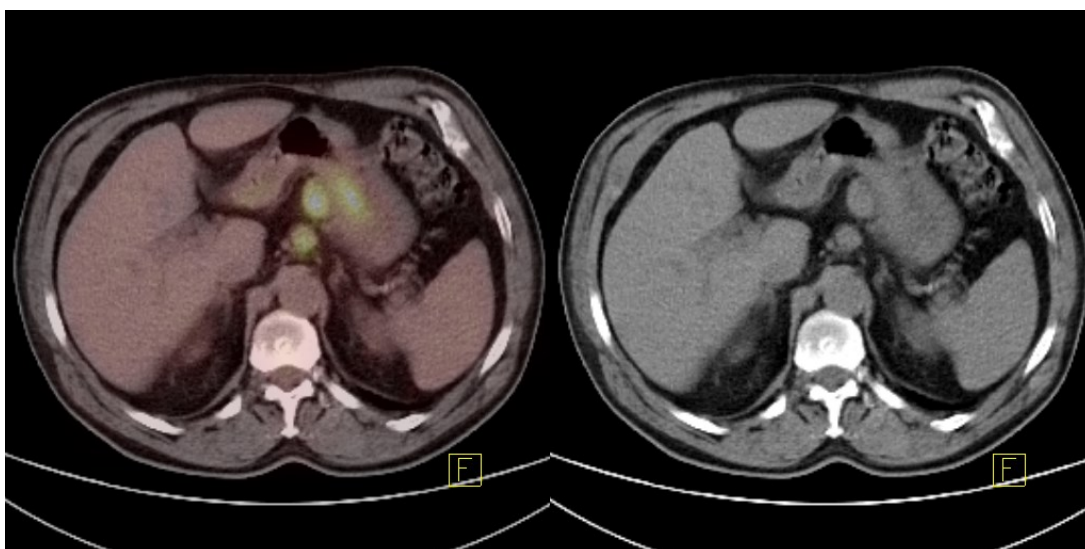
- tomografickém – detektory se otáčejí kolem těla pacienta. Výsledný 3D obraz se získává ze série planárních obrazů pořízených v několika úhlech  $0^{\circ}$ – $360^{\circ}$ .
2. *Tomografické systémy pro PET* – využívají pozitronové zářiče (nejčastěji  $^{18}\text{F}$ ), mohou pracovat pouze v tomografickém režimu. Detektory jsou prstencově uspořádány v gantry a otáčejí se kolem těla pacienta. Výsledný obraz PET vyšetření Obrázek 6.4.
  3. *Hybridní tomografické systémy* – kombinují funkční a anatomické zobrazení (SPECT/CT, PET/CT, PET/MR). Obrazový výstup hybridní metody PET/CT je na Obrázek 6.1, Obrázek 6.2, Obrázek 6.3. Ukázky hybridních tomografických systémů jsou uvedeny na Obrázek 6.15 (SPECT/CT) a Obrázek 6.17 (PET/CT). PET/MR viz Obrázek 6.18.



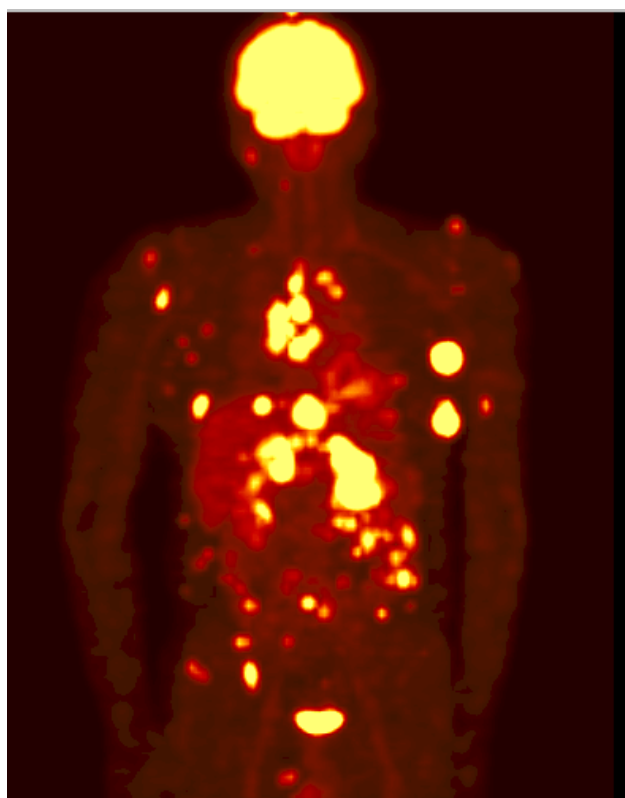
**Obrázek 6.1:** Obraz PET/CT. Vlevo PET 100 %, CT 0 %. Vpravo PET 80 %, CT 20 %.



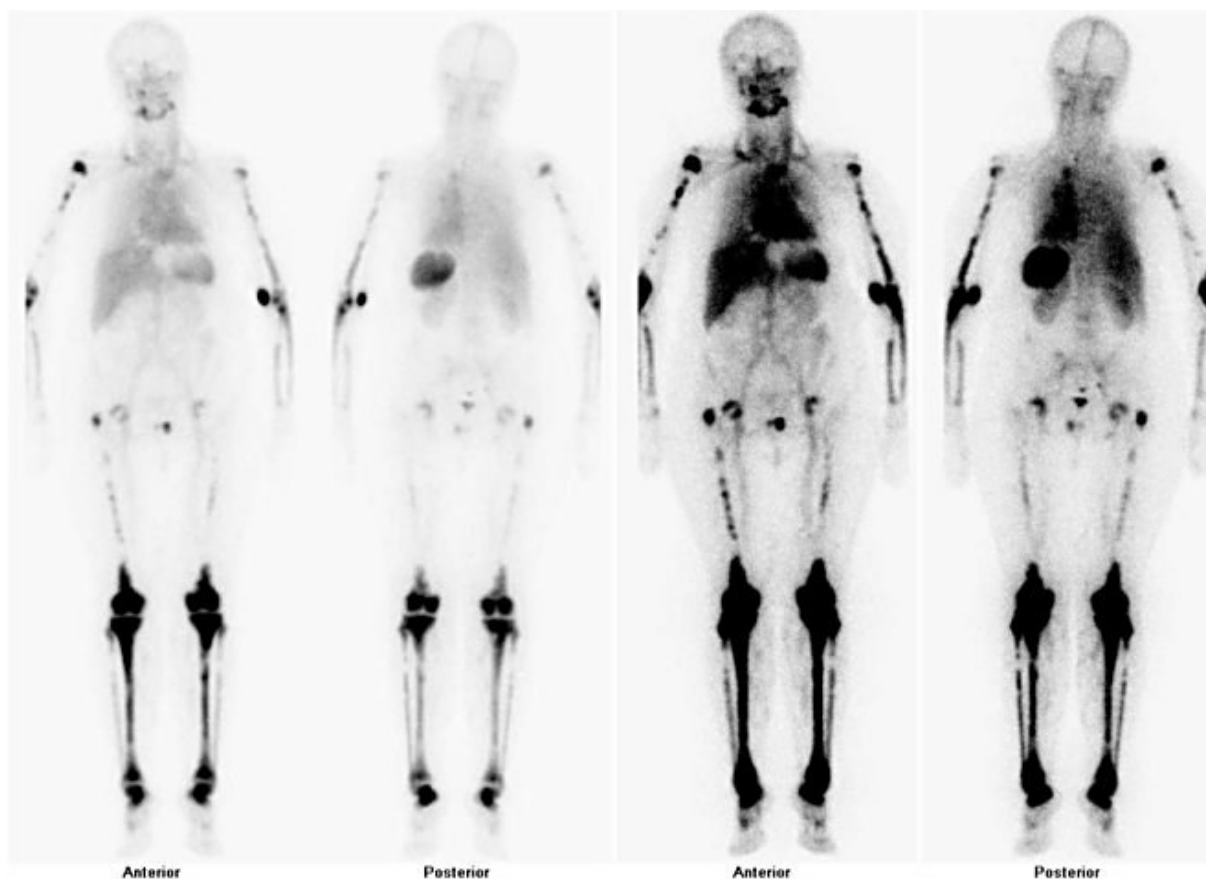
**Obrázek 6.2:** Obraz PET/CT. Vlevo PET 60 %, CT 40 %. Vpravo PET 40 %, CT 60 %.



**Obrázek 6.3:** Obraz PET/CT. Vlevo PET 20 %, CT 80 %. Vpravo PET 0 %, CT 100 %.



**Obrázek 6.4:** Výsledný obraz PET s FDG (fluorodeoxyglukóza). Generalizovaný melanom, četné metastatické poškození [57].



**Obrázek 6.5:** Masivní meta postižení skeletu: celotělové scintigramy 4 hod. po i. v. podání 700 MBq  $^{99m}\text{Tc}$  značených monoklonálních protilátek proti granulocytům (technecistan sodný získán z  $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$  generátoru) v AP projekci na dvouhlavé SPECT tomografické scintilační kameře Symbia S [57].

### 6.1. Radionuklidová scintigrafie

Radionuklidová scintigrafie je fyzikálně-elektronická metoda zobrazující distribuci radioindikátoru v organismu na základě detekce vycházejícího  $\gamma$  záření externími detektory. Název scintigrafie je odvozen od scintilačního detektoru, ve kterém absorpce fotonů záření gama vyvolává světelné záblesky – scintilace, které jsou dále elektronicky zpracovány a vyhodnoceny. Scintilační kamera pořizuje snímky v oboru záření gama ( $\gamma$ ) podobně jako fotografická kamera pořizuje snímky v oboru viditelného záření. V této kapitole je čerpáno převážně z literárních zdrojů [12, 13].

Vhodná chemická látka s navázaným radionuklidem nazývaná radioindikátor či radiofarmakum je vpravena do organismu. Využití těchto látek je založeno na indikátorovém (stopovacím, angl. „tracer“) principu, který na počátku 20. století objevil chemik maďarského původu György Hevesy.

V organismu vstoupí radioindikátor do metabolismu, kde se distribuuje podle

farmakokinetiky daného radioindikátoru, neboť po biochemické stránce se chová zcela stejně jako „neoznačená“ látka. Nejznámějším příkladem je aplikace radioaktivního jodidu sodného Na [<sup>131</sup>I], který se jako běžný NaI se stabilním izotopem jódu akumuluje ve štítné žláze. Existuje řada radiofarmak s afinitou k různým orgánům (ledviny, játra, kosti, myokard, některé nádorové či zánětlivé tkáně). Scintigrafické zobrazení umožňuje lokalizovat a kvantifikovat případné poruchy funkce. Další možností je intravenózní aplikace radiofarmaka do krevního oběhu a sledování dynamiky jeho průchodu srdcem, plicemi a velkými cévami bez metabolické vazby na konkrétní orgán či tkáň.

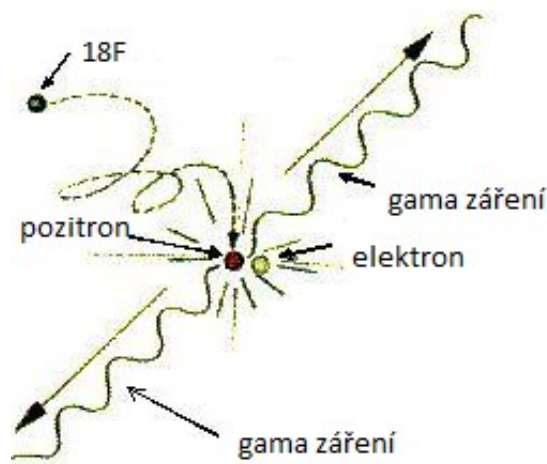
Jako detekce vycházejícího  $\gamma$  záření postačuje v nejjednodušších případech prosté změření intenzity záření vycházejícího z určitého místa (např. ze štítné žlázy) kolimovanou sondou. Pro komplexnější diagnostiku však potřebujeme zmapovat celou distribuci radioindikátoru, včetně lokálních detailů a anomálií. Scintigrafické snímky tedy zobrazují mapy rozložení radiofarmak v organismu.

Scintigrafie může být buď *statická*, u níž se scintigrafické obrazy vyšetřované oblasti snímají bez ohledu na časovou závislost distribuce radioindikátoru, nebo *dynamická*, u níž snímáme časovou sérii scintigrafických snímků vyšetřované oblasti (analogický rozdíl jako mezi fotografováním a filmováním). Dynamická scintigrafie umožňuje nejen vizuálně sledovat pohyb a časové změny distribuce radioindikátoru v organismu, ale vytvářet příslušné dynamické křivky a jejich numerickou analýzou stanovovat kvantitativní parametry funkce jednotlivých orgánů. Scintigrafické metody z geometrického hlediska (lze kategorizovat i dle jiných hledisek [12]), dělíme na dvě základní kategorie:

- *Planární scintigrafie* v podstatě zobrazuje projekci distribuce radioindikátoru v  $\gamma$  záření do dvourozměrné zobrazované roviny.
- *Tomografická scintigrafie* poskytující prostorové 3D zobrazení, u níž existují dvě základní metody (SPECT, PET) odpovídající zhruba rozdílu mezi digitálním rentgenovým přístrojem a metodou CT (výpočetní tomografie).

*Tomografická scintigrafie SPECT* (Single Photon Emission Computerized Tomography – jednofotonová emisní počítačová tomografie) je realizována jako série planárních obrazů vyšetřovaného místa, snímaných pod mnoha různými úhly v rozsahu 0°–360° detektorem kamery otáčející se kolem pacienta. Počítačovou rekonstrukcí se pak z těchto obrazů konstruuje tomografické obrazy příčných řezů. Vyšetřovaným objektem, z nichž lze dalším zpracováním vytvořit celkový trojrozměrný obraz distribuce  $\gamma$  radioindikátoru.

*Tomografická scintigrafie PET* (Positron Emission Tomography – pozitronová emisní tomografie) není aplikován  $\gamma$ , nýbrž pozitronový  $\beta^+$  radioindikátor, který v místech své distribuce emituje pozitrony  $^{47}\text{e}^+$ , které vzápětí anihilují s elektrony  $\text{e}^-$  za vzniku dvou  $\gamma$  fotonů vylétajících do opačných (protilehlých) směrů (viz Obrázek 6.6). Tomografického efektu se pak dosahuje současnou koincidenční detekcí těchto dvojic fotonu  $\gamma$ , načež počítačovou rekonstrukcí velkého počtu takových koincidenčních směrů se opět vytváří tomografický obraz příčného řezu vyšetřovanou oblastí. PET je speciální diagnostická metodou, která ve vyspělých zemích patří k základním onkologické diagnostickým metodám.



**Obrázek 6.6:** Anihilace elektronu a pozitronu za vzniku dvou kvant  $\gamma$ -záření (podle zákona zachování energie každé z nich o energii 511 keV) rozlétajících se v souladu se zákonem zachování hybnosti na opačné (protilehlé) strany. Upraveno podle [56].

### 6.1.1. Planární scintigrafie

Planární scintigrafie v podstatě zobrazuje projekci distribuce radioindikátoru  $\gamma$  záření do dvourozměrné zobrazované roviny. Digitální scintilační kamera ( $\gamma$  kamera) je zařízení snímající fotony  $\gamma$  záření současně z celého zorného pole, převádí je na elektrické impulsy a pomocí nich potom vytváří scintigrafické obrazy distribuce radioindikátoru v tomto zorném poli.

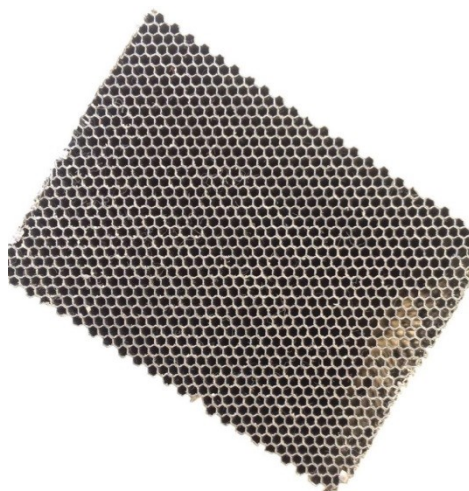
Máme-li vyšetřovaný hypotetický objekt  $\Omega$  (viz Obrázek 6.9), v němž jsou tři lokalizovaná ložiska A, B, C zvýšené koncentrace  $\gamma$  radioindikátoru. Z každého místa depozice radioaktivity je izotropně (nezávisle na směru) emitováno  $\gamma$  záření, které díky své

<sup>47</sup> Pozitron ( $\text{e}^+$ ) je elementární částice, která má stejnou hmotnost jako elektron, má však opačný náboj. Při vzájemné interakci obě částice anihilují za vzniku dvou kvant záření  $\gamma$ -záření (podle zákona zachování energie každé z nich o energii 511 keV) rozlétajících se v souladu se zákonem zachování hybnosti na protilehlé strany.

pronikavosti vychází z vyšetřovaného objektu  $\Omega$  ven. Aby mohlo pomoci tohoto  $\gamma$  záření vzniknout zobrazení, je nutno nejdříve provést kolimaci – vycházejícímu  $\gamma$  záření dáme do cesty *kolimátor* (nejčastěji olovená deska s velkým množstvím malých rovnoběžných otvorů – např. viz Obrázek 6.7 a Obrázek 6.8, které vymezují směr fotonů dopadajících na scintilační krystal, detekovány jsou tedy pouze fotony, které přes tyto otvory projdou).



**Obrázek 6.7:** Ukázka konvergentního (otvory se sbíhají se ke zdroji záření – rozprostře malou plochu objektu na větší plochu detektoru) kolimátoru pro vysoké energie. Tento typ kolimátoru se používal v 60.–70. letech. [Zdroj: vlastní].

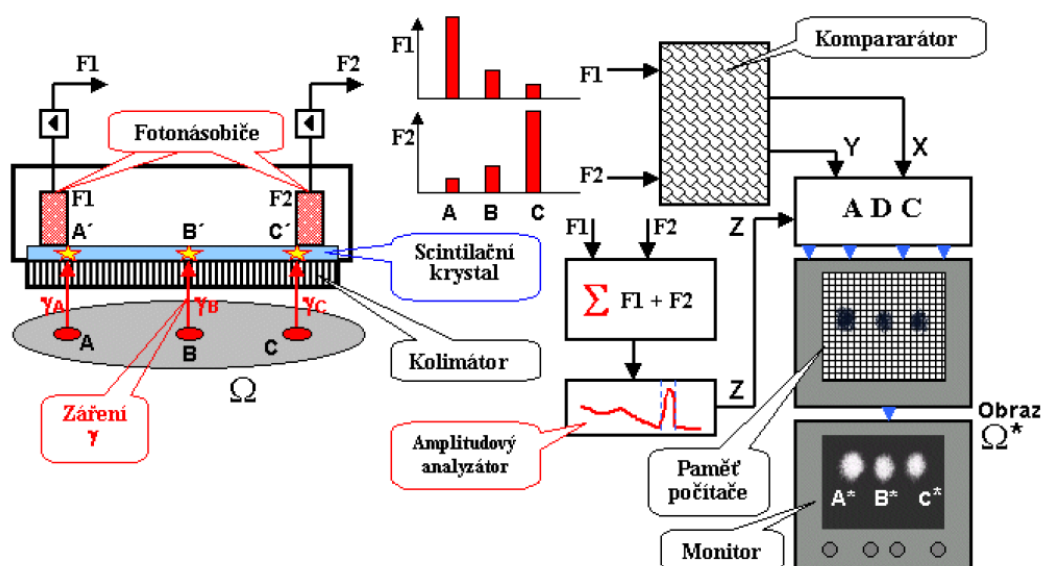


**Obrázek 6.8:** Kolimátor typu fan beam. Ohnisko má v transverzálním směru přičemž je paralelní v axiálním směru (díky tomu má až o 50 % vyšší prostorové rozlišení než paralelní typ. [Zdroj: vlastní].

Kolimátor usměrňuje distribuci radioaktivity ve vyšetřovaném objektu. Kolimátorem mohou projít pouze ty fotony  $\gamma$ , které se pohybují přesně ve směru osy otvorů; ostatní fotony letící mimo směr se pohltí. Kolimátor tak vytvoří rovinnou projekci distribuce radioindikátoru do roviny tenkého velkoplošného scintilačního krystalu. Kolimátory se dělí podle tvaru

(divergentní, konvergentní, fan beam, pinhole ...) a podle energií (nízké energie do 160 keV; střední do 300 keV; vysoké energie do 400 keV). Rozdělení podle energií je důležité pro tloušťku přepážek kolimátoru, pokud by byl použit zářič vysoké energie na kolimátor pro nízkou energii, přepážky by propouštěly některé fotony a ty by působily rozmazanost celkového obrazu.

Foton  $\gamma$  záření, který projde kolimátorem, vyvolá v krystalu scintilační záblesk velkého počtu fotonů viditelného světla. Scintilační záblesky jsou v krystalu snímány a soustavou fotonásobičů převáděných na elektrické impulzy (fotonásobiče F1 a F2 pro názornou ukázkou jsou zobrazeny na Obrázek 6.9). Fotony letící v jiném, než kolmém směru k čelu kolimátoru jsou pohlceny na přepážkách mezi otvory kolimátoru.



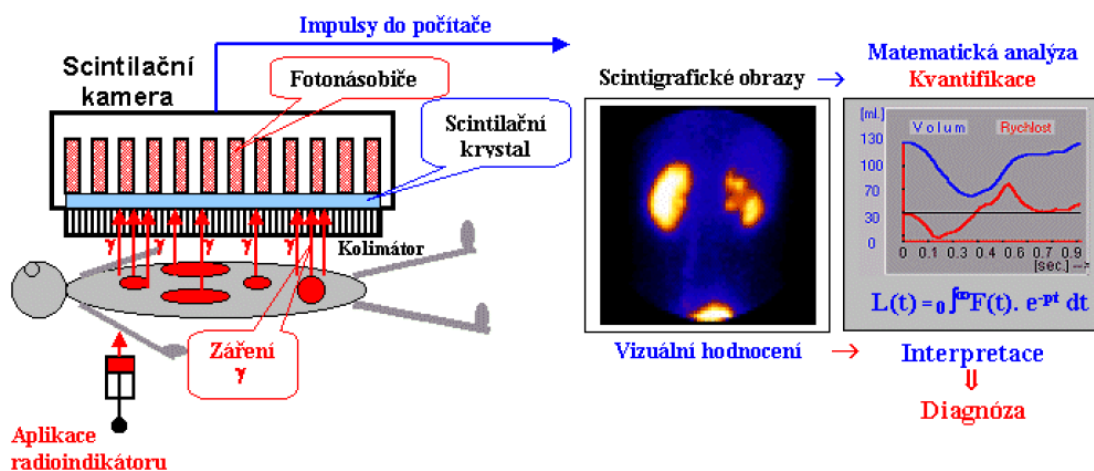
**Obrázek 6.9:** Schéma digitální scintilační kamery. Digitální scintigrafický obraz vzniká AD (analogově-digitální) konverzí analogových souřadnicových impulzů X, Y, jejich strádáním v obrazové matici paměti počítače a zobrazením na monitoru. Převzato z [12].

Foton  $\gamma_A$ , který proletí otvorem kolimátoru z místa A, vyvolá v místě A' v krystalu scintilaci. Na fotonásobič F1, který je blízko místa scintilace A', dopadne z tohoto záblesku velký počet fotonů, takže impuls na jeho výstupu bude mít vysokou amplitudu, zatímco vzdálený fotonásobič F2 obdrží jen malou část z těchto fotonů a jeho impuls bude velmi nízký. U fotonu  $\gamma_B$  z místa B nastane scintilace zhruba uprostřed mezi fotonásobiči F1 a F2, takže i amplituda jejich impulzů bude přibližně stejná. U fotonu  $\gamma_C$  (vyzářeného z místa C) který dopadne a vyvolá scintilaci poblíž fotonásobiče F2, dostane mnohem více světla fotonásobič F2, než fotonásobič F1, a stejný bude i poměr amplitud jejich impulzů. Vidíme

tedy, že porovnáním amplitud impulsů z jednotlivých fotonásobičů lze vypočítat polohu záblesku v krystalu, a tím i místo v těle pacienta, odkud byl  $\gamma$  foton vyzářen. Impulsy z jednotlivých fotonásobičů jsou vedeny na elektrický obvod – komparátor, jehož základem je odporová matrice, kde dochází k porovnání amplitud impulsů a vytvářejí se výsledné souřadnicové impulsy X a Y nesoucí přímou informaci o poloze scintilace v krystalu a tím i o poloze místa v organismu (místo vyzáření  $\gamma$  fotonu).

Impulsy X a Y se po zesílení vedou do AD převodníku. Vlastní proces konverze je spuštěn trigrovacím impulsem, který oznamuje detekci validního fotonu  $\gamma$  záření. Amplitudy souřadnicových impulsu X a Y potom AD převodník konvertuje na digitální informaci strádanou v paměti počítače. Obrazová matice z paměti počítače je pak zobrazována na obrazovku monitoru počítače.

U současných digitálních scintigrafických kamer má každý fotonásobič na svém výstupu svůj vlastní AD převodník. Výpočet souřadnic scintilací v krystalu neprobíhá již v analogovém komparátoru, ale v mikroprocesoru. Zesílení předzesilovače každého fotonásobiče je přes digitálně-analogový (DA) převodník řízeno přímo z počítače, což umožňuje přesnější a operativní adjustaci a nastavení příslušných korekcí pro homogenitu a linearitu. Proces scintigrafického vyšetření demonstruje Obrázek 6.10.

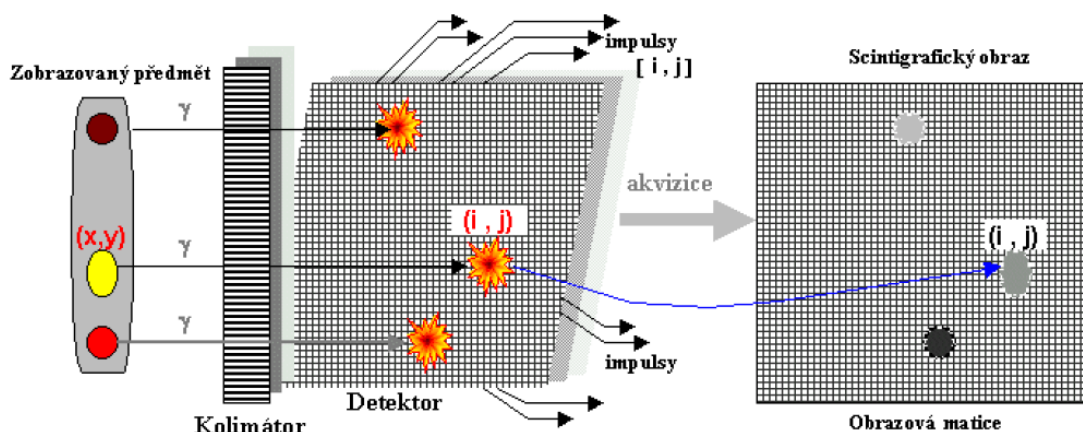


**Obrázek 6.10:** Schéma procesu scintigrafického vyšetření od aplikace radiofarmaka, přes zobrazení  $\gamma$  kamerou, vizuální hodnocení, matematické analýze, až k interpretaci a stanovení diagnózy. Převzato z [12].

I přes to, že je v klinické praxi používání  $\gamma$  kamer velmi úspěšné, existují dvě jejich základní nevýhody:

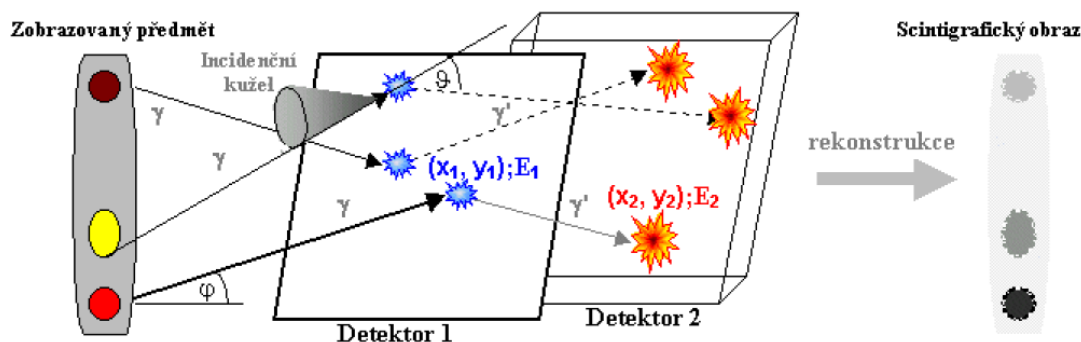
- Nutnost použití olověného kolimátoru způsobující nízkou detekční účinnost kamery (a z toho plynoucí zvýšená radiační zátěž pacienta).
- Nedokonalá prostorová rozlišovací schopnost zapříčiněná omezenou přesností, s jakou je systém fotonásobičů nebo elektronických obvodů schopen lokalizovat polohu scintilačního záblesku ve velkoplošném scintilačním krystalu.

Jedním z nových řešení, které výše uvedené nevýhody limitují, jsou multidetektorové kamery, které místo jednoho velkoplošného detektoru opatřeného množstvím fotonásobičů používají mnoha samostatných rozměrově menších detektorů umístěných v matici těsně vedle sebe. Signál z každého tohoto detektoru se zpracovává nezávisle, přičemž polohové souřadnice jsou určeny polohou daného detektoru v obrazové matici (viz Obrázek 6.11).



**Obrázek 6.11:** Princip multidetektorové kamery. Krystal multidetektorové kamery je nahrazen velkým množstvím miniaturních detektorů. Převzato z [12].

Dalším moderním řešením je bezkolimátorová Comptonova kamera. Podobně jako má Comptonův rozptyl X-záření negativní účinek na kontrast rentgenových zobrazení, projevuje se Comptonův rozptyl i u  $\gamma$  kvant. Při vhodné geometrické konfiguraci a využití elektronického propojení dvojice detektorů však může být Comptonova rozptylu  $\gamma$  záření v samotném detektoru využito pro „elektronickou kolimaci“ a zobrazení pole  $\gamma$  záření bez použití mechanických kolimátorů (viz Obrázek 6.12).



**Obrázek 6.12:** Princip Comptonovy kamery, která využívá úhlovou rekonstrukci dráhy primárních  $\gamma$  fotonů a comptonovsky rozptýlených  $\gamma'$  fotonů. Převzato z [12].

Vlastní kamera je tvořena dvěma za sebou následujícími detektory poskytujícími polohovou a energetickou informaci o detekovaném kvantu  $\gamma$ : V prvním tenkém detektoru, který nahrazuje klasický olověný kolimátor (Detektor 1) dochází ke Comptonovu rozptylu fotonů přicházejícího  $\gamma$  záření o různé úhly  $\vartheta$ , které pak pokračují ve svém pohybu k druhému masívnějšímu detektoru (Detektor 2), kde jsou plně absorbovány.

V koincidenčním režimu jsou detekovány polohové souřadnice dopadu primárního  $\gamma$  fotonu  $(x_1, y_1)$  a energie  $E_1$  předaná elektronu při Comptonově rozptylu v prvním detektoru, a zároveň polohové souřadnice dopadu  $(x_2, y_2)$  a energie  $E_2$  comptonovsky rozptýleného fotonu  $\gamma'$  pohlceného v druhém detektoru. Na základě porovnání poloh detekce primárního a rozptýleného fotonu se stanoví úhel comptonovského rozptylu  $\vartheta$ . Tento úhel se pak srovnává s energií  $E_1$  Comptonova rozptylu a energií  $E_2$  rozptýleného záření  $\gamma'$  na základě Comptonova vztahu pro změnu energie při Comptonově rozptylu

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2} (1 - \cos \vartheta)}$$

V rozptylovém detektoru (Detektor 1) se používá multidetektorového systému polovodičových detektoru Si, Cd Te či GaAs tloušťky cca 5 mm, je zde požadován vysoký účinný průřez pro Comptonův rozptyl. Absorpční detektor (Detektor 2) může být soustava krystalu NaI(Tl) nebo BGO ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ) či LSO ( $(\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{Ce}))$ ) s fotonásobičí a elektronikou vyhodnocující polohu záblesků. Dnes se v tomto druhém detektoru kamera nahrazuje polovodičovým multikrystalovým detektorem. Kromě prostorového a energetického rozlišení jsou pro dobrou činnost Comptonovy kamery kladeny vysoké nároky i na časové rozlišení koincidence.

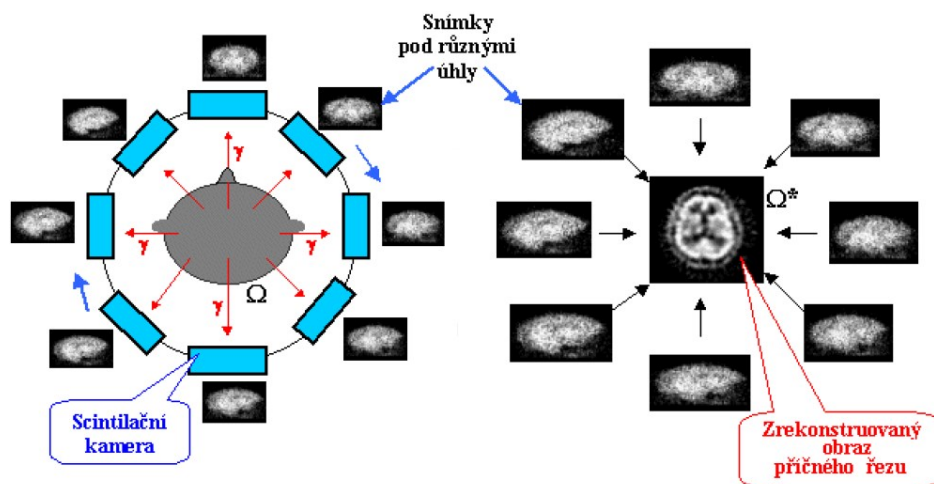
### 6.1.2. Tomografická scintigrafie

Planární scintigrafie, podobně jako klasické rentgenografické zobrazení, má nedostatky v překrývání a superponování struktur uložených v různých hloubkách. Toto lze eliminovat zobrazováním ve více různých projekcích, ale riziko falešného nálezu či přehlédnutí patologického nálezu překryté jinou strukturou nelze nikdy vyloučit.

Podobně jako se rentgenové zobrazování vyvinulo do metody počítačové tomografie, prodělala planární scintigrafie vývoj k tomografické scintigrafii poskytující 3D zobrazení distribuce radioindikátoru. Jednou z hlavních předností tomografického zobrazení je podstatně vyšší kontrast zobrazení lézí (až 10×), které na transverzálních řezech nejsou překrývány zářením z tkáňového pozadí.

#### Jednofotonová emisní počítačová tomografie (SPECT)

Tomografická kamera SPECT (Obrázek 6.16) se svou konstrukcí od běžné planární kamery liší jen tím, že portál (gantry) umožňuje motoricky poháněnou rotaci detektoru kolem vyšetřovaného objektu. Vlastní tomografická scintigrafie SPECT pak spočívá v tom, že kamera obíhá postupně kolem vyšetřovaného objektu a pod řadou různých úhlů snímá (planární) scintigrafické obrazy vyšetřovaného objektu – většinou 32 nebo 64 obrazů pod úhly  $0^{\circ}$ – $360^{\circ}$  (princiální schéma ukazuje Obrázek 6.13).



**Obrázek 6.13:** Vlevo akvizice SPECT – vyšetřovaný objekt je snímán pod různými úhly rotující kamerou. Vpravo počítačová rekonstrukce do výsledného obrazu. Ze série planárních scintigrafických obrazů snímáných pod různými úhly se počítačově rekonstruuje obraz distribuce radioaktivity v myšleném příčném řezu vedeném vyšetřovaným objektem. Převzato z [12].

Jelikož se rekonstruuje několika těsně vedle sebe postavených rovnoběžných rovin, lze metodami počítačové grafiky zobrazovat na monitoru řezy v libovolných směrech, tedy nejen primární transverzální řezy, ale i řezy podélné a šikmé, můžeme provádět různé geometrické reorientace a další úpravy tak, abychom co nejpřehledněji zobrazili požadovanou strukturu.

Pro rekonstrukci obrazu se používá metody zpětné projekce, která je pro svou relativní rychlost<sup>48</sup> nejpoužívanější. Zpětná projekční metoda zanechává ve výsledném obraze artefakty – nejmarkantnější se to projevuje v okolí ložisek zvýšené depozice radioaktivity, kde sbíhající se projekční paprsky vytvářejí „hvězdicovitou“ arteficiální strukturu (tzv. star-effect). Tento artefakt se sice dá potlačit tzv. RAMP filtrem<sup>49</sup> (filtr typu horní propust), avšak různé artefakty jsou v obrazech rekonstruovaných zpětnou projekcí vždy patrné. Tyto nevýhody rekonstrukce zpětnou projekcí do značné míry odstraňuje *iterativní metoda rekonstrukce*.

Iterativní rekonstrukční metoda hledá pomocí postupných aproximací takový obraz příčného řezu, který by co nejlépe odpovídal jednotlivým nasnímaným projekcím pod různými úhly. Probíhá v následujících etapách:

- Vyjde se z počátečního odhadu obrazu příčného řezu – nultá aproximace. V zásadě může být libovolná, např. i nulová nebo konstantní hodnota ve všech bodech. Pro rychlou konvergenci dalších iterací je však výhodnější, aby se již počáteční aproximace aspoň částečně podobala skutečnému obrazu. Jako výchozí se proto nejčastěji používá obraz vzniklý zpětnou projekcí, o němž víme, že je zpravidla dobrou aproximací skutečného obrazu.
- Matematicky se simulují projekce tohoto obrazu a porovnávají se se skutečně nasnímanými projekcemi pro jednotlivé úhly  $\vartheta$ . Na základě porovnání se stanoví příslušné odchylky pro jednotlivé body obrazu.
- Na základě těchto odchylek se provedou příslušné opravy v bodech původního obrazu vznikne první aproximace.
- Předchozí dva body se cyklicky opakují, těmito iteracemi vzniká postupně 2., 3.,...n-tá aproximace, které by měly stále lépe a přesněji vystihovat skutečnou distribuci radioindikátoru v příčném řezu vyšetřovaným objektem.

---

<sup>48</sup> Využívá algoritmy rychlé Fourierovy transformace, hodnoty goniometrických funkcí se dopředu vypočítají pro diskrétní hodnoty úhlů, takže není třeba volat rutiny pro jejich výpočet.

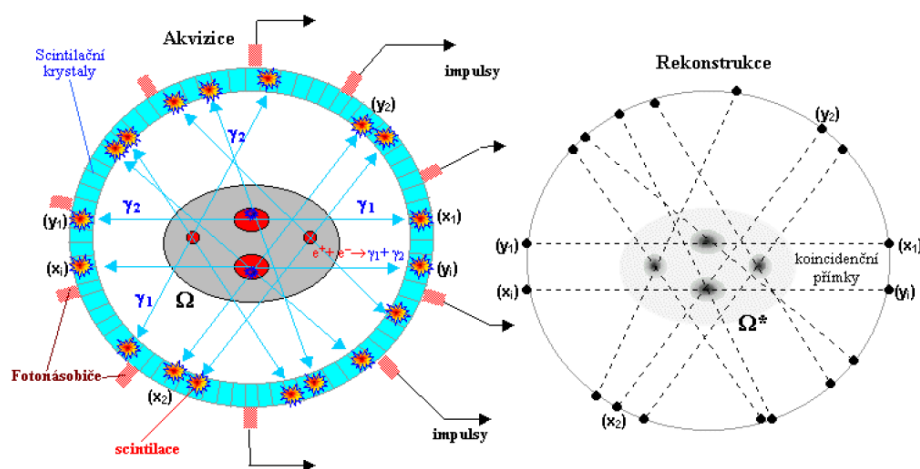
<sup>49</sup> Ideální ramp-filtr není v praxi fyzikálně realizovatelný, proto se používají jeho aproximace. Mezi používané filtry patří Shepp-Loganův nebo Ram-Lak.

Předností iterativní metody je, že nevznikají hvězdicové artefakty a není třeba filtrování. Rovněž v oblastech s nízkou radioaktivitou (blízkou pozadí) jsou obrazy příčných řezů kontrastnější – neobsahují „filamenty“ jako rezidua po paprscích zpětné projekce. Další výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zavedení některých korekcí přímo do algoritmu rekonstrukce – korekce na vlastnosti kolimátoru, závislost rozlišení na vzdálenosti od kolimátoru. Rozlišení metody SPECT je 5–20 mm, expoziční doba řádově desítky minut. Indikuje se zejména v kardiologii, neurologii při zobrazování mozku, a při celotělovém snímání.

### Pozitronová emisní tomografie (PET)

Pozitronová emisní tomografie je metoda scintigrafického zobrazení distribuce pozitronových  $\beta^+$  radionuklidů, využívající koincidenční detekce dvojice fotonů anihilačního záření  $\gamma$ . Toto záření o energii odpovídající klidové energii elektronu nebo pozitronu 511 keV vznikajících při anihilaci pozitronu  $e^+$  s elektronem a vylétajících z místa svého vzniku v protilehlých směrech. Koincidenční detekce dvojice anihilačních fotonů je využito k elektronické kolimaci  $\gamma$  záření a k následné rekonstrukci tomografických obrazů.

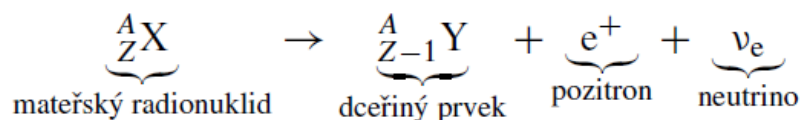
Princip PET je schematicky znázorněn na Obrázek 6.14. Detektor má prstencové uspořádání segmentů scintilačních krystalů v optickém kontaktu s fotonásobiči, snímajícími záblesky vzniklé interakcí  $\gamma$  záření. Základním rozdílem oproti klasické planární scintigrafii nebo SPECT je to, že detektory nemají žádné olověné kolimátory s mnoha otvory, neboť kolimace je realizována elektronicky, což vede k podstatně vyšší detekční účinnosti PET ve srovnání se SPECT (s výjimkou Comptonových kamer), a tím i větší šetrnosti k pacientovi.



**Obrázek 6.14:** Schéma PET. Vlevo koincidenční akvizice anihilačních  $\gamma$  fotonů. Vpravo rekonstrukce obrazu. Převzato z [12].

Vzhledem k poměrně vysoké energii anihilačního  $\gamma$  záření (511 keV) se ve scintilačních krystalech místo obvyklého NaI(Tl) používá materiál BGO nebo LSO s větší hustotou a vyšší detekční účinností v oblasti vyšších energií  $\gamma$  záření.

Vyšetřovaný objekt, v němž je rozložena  $\beta^+$  radioaktivní látka, je umístěn uvnitř detekčního prstence PET kamery (Obrázek 6.14 vlevo). Dojde-li v určitém místě k radioaktivní  $\beta^+$  přeměně jádra radioindikátoru X,



konkrétně pro  ${}^{18}\text{F}$   ${}^{18}_9\text{F} \rightarrow {}^{18}_8\text{O} + e^+ + \nu_e$ , vyzářený pozitron  $e^+$  se po cca 1–3 mm (v závislosti na jeho kinetické energii) pohybu v tkáni ionizačním brzděním prakticky zastaví a při interakci s elektronem  $e^-$  anihiluje:  $e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$ , přičemž obě kvanta anihilačního záření, každé o energii 511 keV se rozletí v protilehlých směrech, projdou tkáni a jsou koincidenčně zaregistrovány prstencovým scintilačním detektorem ve dvou místech (úhlech  $x_1$  a  $y_1$ ). Spojnice těchto míst, tzv. koincidenční přímka, prochází bodem, ve kterém došlo k anihilaci. Množina těchto koincidenčních přímek od jednotlivých dvojic detekovaných anihilačních fotonů ( $x_i$  a  $y_i$ ) pak slouží k rekonstrukci obrazu distribuce pozitronového radionuklidu ve vyšetřovaném objektu (Obrázek 6.14 vpravo).

Základní mez rozlišení PET zobrazení je dána doletem pozitronového záření v tkáni. Pro nejčastěji používaný  ${}^{18}\text{F}$  činí dolet pozitronů v tkáni asi 0,9 mm, což je podstatně méně, než činí vlastní rozlišení PET aparatury. Novější typy PET kamer sestávají z několika sousedních vedle sebe řazených prstenců detektorů, což umožňuje současné snímání několika transverzálních řezů; zorné pole v axiálním směru činí u současných přístrojů cca 15 cm. V tomto uspořádání se používají dva druhy snímání:

- Při tzv. 2D způsobu jsou mezi jednotlivé detekční prstence vloženy stínicí přepážky (septa), takže koincidenční přímky se snímají z každého příčného řezu zvlášť (jen v rovině prstenců, kolmo na osu systému).
- Při tzv. 3D způsobu jsou septa z detektorů vysunuta a koincidenčním snímáním probíhá i „šikmo“ ze směrů mezi rovinami jednotlivých prstenců (vyhodnocují se i koincidence z detektorů v různých prstencích). Může tak být zachyceno podstatně více fotonů, tj. dosaženo vyšší citlivosti. Je zde však též zvýšená pravděpodobnost náhodných

koincidencí, takže tento způsob lze plně využít jen u kamer s rychlejšími detektory na bázi LSO scintilátorů (oxyortosilikát lutecitý  $\text{Lu}_2\text{SiO}_5$ ).

Pro zobrazení větších částí těla nebo pro celotělové zobrazení jsou PET kamery vybaveny vyšetřovacím stolem s motoricky řízeným posunem. Výpočetní systém pak nasnímaná data z několika poloh pacienta při rekonstrukci spojí do jednoho velkého celotělového tomografického obrazu. Během akvizice se nasnímá velké množství souřadnic koincidenčních párek (řádově miliony koincidenčních detekcí); data jsou ukládána ve formě tzv. sinogramů. Počítačovou rekonstrukcí těchto přímkových průmětů koincidenčních míst se vytvářejí obrazy příčných řezů a z množiny transverzálních řezů pak počítačovou reorientací lze vytvořit řezy pod libovolnými úhly, příp. prostorové trojrozměrné obrazy podobně jako u SPECT. Při rekonstrukci se používá buď metody (filtrované) zpětné projekce, která však produkuje hvězdicové artefakty kolem pozitivních lézí, nebo výpočetně náročnější iterativní rekonstrukce, poskytující kvalitnější obrazy bez těchto artefaktů. Další výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zakomponovat různé vlastnosti konkrétních přístrojů a metod (jako je homogenita, atenuace, šum, rozlišení) přímo do rekonstrukční procedury.

Radiofarmaka pro PET jsou látky označené pomocí  $\beta^+$  zářiče, které se připravují v cyklotronu nebo neutronovém generátoru (v molekule glukózy se zamění jeden atom za atom radioaktivní např.  $^{18}\text{F}$ ).  $^{18}\text{F}$  fluorodeoxyglukóza (FDG) je nejdůležitější a nejpoužívanější radiofarmakum v PET pro zobrazení oblastí s vysokým metabolickým obratem glukózy.

### **Klinické indikace a kontraindikace PET a SPECT**

Samotné použití PET ve srovnání se SPECT je velmi nákladné, zvláště je-li kombinováno s cyklotronem. Metody PET a SPECT se vzájemně doplňují a pro diagnostiku je zapotřebí obou. PET se indikuje v případech, kdy na jiném zobrazovacím vyšetření nelze rozeznat povahu ložiska. Nevýhodou je krátká životnost používané radioaktivní látky, která se připravuje na urychlovači částic několik hodin před vyšetřením a urychleně dopravit na místo vyšetření. Pro všechny metody využívající ionizujícího záření je vážnou relativní kontraindikací gravidita. Další kontraindikací je dekompenzovaný diabetes mellitus. U pacientů s čerstvým záchytem diabetu je třeba ověřit, zda před vyšetřením nemají hyperglykémii. Limitací je rovněž hmotnost pacienta (z důvodu průchodu těla otvorem gantry) a neschopnost zachovat klidovou polohu na zádech po dobu 30 minut.



**Obrázek 6.15:** Siemens Symbia™ T SPECT/CT (diagnostické CT 2, 6, nebo 16 řezů) [55].



**Obrázek 6.16:** Siemens Symbia™ Evo Excel SPECT gama kamera [55].



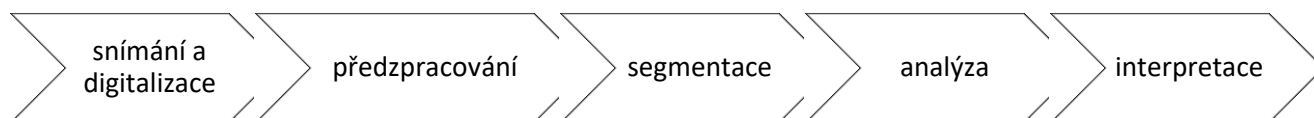
**Obrázek 6.17:** Biograph Vision™<sup>1</sup> – další generace PET/CT skenerů firmy Siemens [55].



**Obrázek 6.18:** Biograph mMR – MR/PET hybridní systém [55].

## 7. Metody zpracování lékařských obrazových dat

Zpracování obrazových dat se skládá z několika operací. V této kapitole si jednotlivé kroky rozebereme teoreticky. Některé operace budou demonstrovány na obrazových výstupech. Posloupnost jednotlivých operací zpracování obrazových dat začíná snímáním a digitalizací obrazu → předzpracování (preprocessing) → segmentace obrazu (vyčlenění objektu zájmu) → popis objektu (analýza) → interpretace výsledků (Graf 7.1). Tato kapitola byla zpracována převážně podle [29–31, 42]. Metody zpracování obrazu jsou problematikou značně rozsáhlou, v této kapitole nelze zcela jistě detailně popsat všechny metody. Tuto kapitolu lze chápat jako velmi stručný úvod do problematiky. Pro další informace lze čerpat například z literárních zdrojů [33–36]. Presentované postprocesingové obrazové výstupy intraorálních radiografických snímků (bitewing) byly vytvořeny ve spolupráci s autorkou práce [65].



**Graf 7.1:** Posloupnost operací zpracování obrazových dat

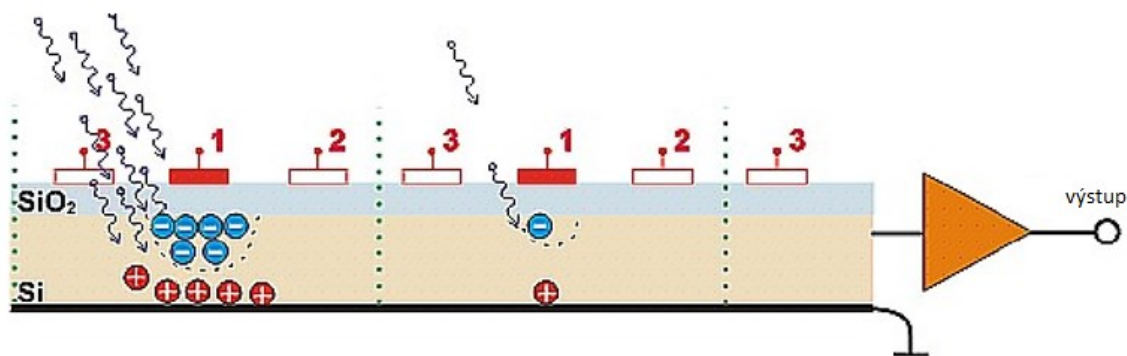
### 7.1. Snímání a digitalizace obrazu

V algoritmu zpracování obrazu je snímání a digitalizace základní operací, tedy získání obrazu a jeho transformace do digitální podoby. *Snímání* obrazu je realizováno prostřednictvím elektronických součástek (obrazové snímače CCD, CMOS), které transformují optický signál na elektrický. Na snímání obrazu může mít negativní vliv například přeexponovaný obraz, špatně nastavené vstupní hodnoty – např. u expoziční automatiky radiografických<sup>50</sup> nevhodně zvolené hodnoty vstupního napětí a proudu. U ultrazvukového vyšetření nevhodně zvolena frekvence nebo vyšetřovací mód. Podobně u termografie špatně nastavena emisivita měřeného objektu apod. Metod snímání obrazu je několik, pro příklad uveďme analogovou TV videokameru, digitální fotoaparát (DSC), digitální videokamery pro mikroskopii, digitální kamery pro snímání obrazu sítnice

<sup>50</sup> „Širší pojem pro zjišťování popř. měření přítomnosti a místního rozložení zdrojů ionizujícího záření v daném objektu např. v těle, popř. vlastností objektu ozářeného vnějším zdrojem, a to pomocí fyzikálních projevů na stínítkách, fotografických emulzích či elektronických snímačích; patří sem rentgenografie, gamagrafie, scintigrafie s využitím radiofarmak apod.“ [37].

a duhovky oka (např. Canon CX-1), infračervené kamery, digitální mikroskopy s různým rozlišením, pixelové detektory rentgenového záření (např. Medipix), detektory ve výpočetním tomografu (CT), konvenční radiografii a dalších lékařských zobrazovacích systémech. V medicíně je využívána rovněž metoda laserové dopplerometrie (např. PeriScan PIM 3<sup>51</sup>).

Pro názorný příklad uveďme princip CCD (Charge-Coupled Device – zařízení s vázanými náboji) snímače. CCD obrazový snímač pracuje na principu fotoefektu. Činnost CCD snímače se realizuje ve třech postupných krocích: příprava → expozice obrazu → snímání obrazu. Během přípravné fáze jsou z CCD snímače bez přístupu světla odebrány všechny volné elektrony, tak dojde k odstranění předchozích nasnímaných obrazů. Princip expozice obrazu je uveden na Obrázek 7.1. Při snímání obrazu (Obrázek 7.2) se na elektrody (1–3) přivede hodinový signál (dvoufázový, trojfázový nebo čtyřfázový). Na elektrodách (2) se pozvolna zvyšuje napětí, na elektrodách (1) se souběžně snižuje. Klastry elektronů jsou přitahovány pod elektrody (2), celý děj se opakuje mezi elektrodami (2) a (3), dále mezi (3) a (1) a (2) a (1). Klastry elektronů se přesouvají přes sousední pixely k výstupnímu zesilovači, který malý proud zesílí na napětíovou úroveň vhodnou pro další zpracování obrazu. Obrazových snímačů existuje celá řada (např. obrazové snímače, infračervené snímače, ad.) a není v možnostech ani cílech těchto skript popsat principy všech.

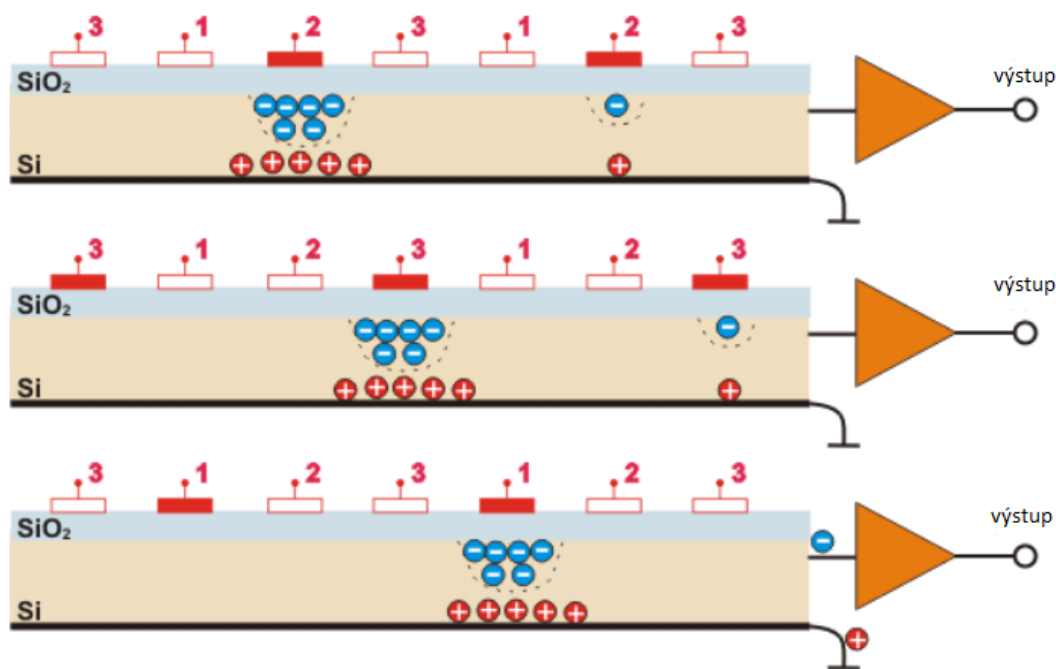


**Obrázek 7.1:** K principu expozice obrazu u CCD snímače. Na elektrody (1) je přivedeno kladné napětí a na CCD snímač se nechají dopadat fotony, které excitují v polovodiči elektrony. Elektrony jsou přitahovány ke kladně nabitým elektrodám. Po excitaci elektronů vzniknou v polovodiči díry, které vykazují vůči okolí kladný náboj. Ty jsou naopak přitahovány elektrodou ve spodní části CCD snímače. Hranice pixelů jsou vyobrazeny vertikálními tečkovanými liniemi. Na první pixel (vlevo) dopadlo více fotonů, proto je u jeho elektrody nashromážděno více elektronů než u pixelu vpravo. [Převzato z 38].

Dalším krokem je *digitalizace* obrazu. Prvním krokem v digitalizaci obrazu je převod optické veličiny na spojitý elektrický signál. Vlastní digitalizace obrazu (převod spojitě

<sup>51</sup> <https://www.perimed-instruments.com/>

funkce analogového signálu na diskretní digitální signál) probíhá ve dvou krocích: *kvantování* a *vzorkování*. Digitální obraz je ekvivalentem spojité obrazové funkce  $f(i, j)$ , kde  $i$  a  $j$  jsou diskretní prostorové souřadnice.



**Obrázek 7.2:** K principu snímání obrazu. [Převzato z 38].

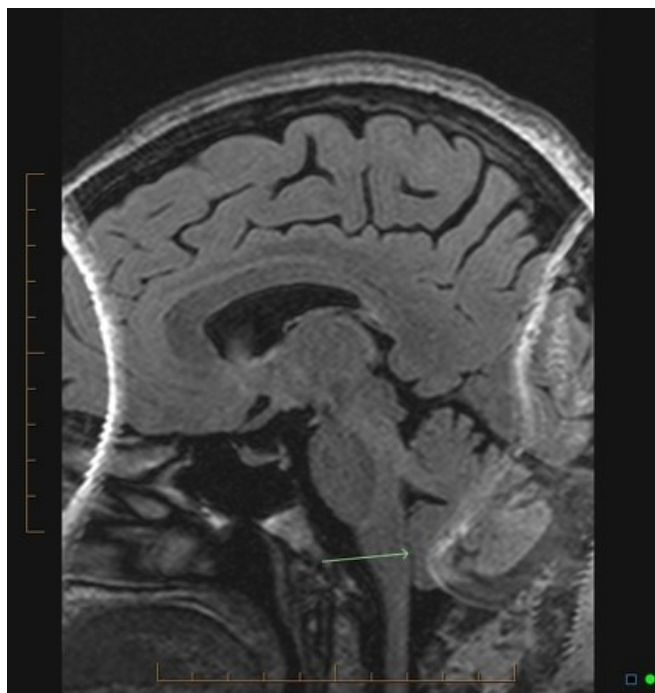
*Vzorkování* (sampling, pixelizace) je zaznamenávání hodnot/vzorků, v předem daných ekvidistantních intervalech. Vzorkování určuje prostorové rozlišení v obraze (Obrázek 7.7). Vzorkování se řídí Shannonovým teorémem (Shannonova vzorkovací věta), ze kterého vyplývá, že rozměr nejmenšího detailu v digitálním obraze musí být minimálně dvojnásobkem vzorkovacího intervalu. Vzdálenost mezi hodnotami/vzorky se nazývá vzorkovací perioda. Převrácená hodnota periody vzorkovací frekvence se nazývá vzorkovací frekvence. Čím větší vzorkovací frekvenci zvolíme, tím jsou v obraze zachyceny detailnější informace, ale o to větší soubor získáme včetně delšího času potřebného ke zpracování obrazu. Pokud zvolíme menší vzorkovací frekvenci, dostaneme nízké rozlišení a ztratíme detailní obrazové informace.

Matematicky lze Shannonův teorém pro jednorozměrný signál formulovat následovně: spektrálně omezený signál s maximální spektrální komponentou  $f_{\max}$  je plně určen ekvidistantní posloupností vzorků, je-li jejich vzorkovací frekvence alespoň dvojnásobkem  $f_{\max}$ . Analogicky pro dvojrozměrný obrazový signál platí, že je plně určen posloupností určen

posloupností vzorků odebíraných ve stejných intervalech  $d_x$ ,  $d_y$ , je-li jejich frekvence  $f_{sx} = \frac{1}{d_x}$  ( $f_{sy} = \frac{1}{d_y}$ ) větší, nežli dvojnásobek nejvyšší frekvence v signálu  $f_{\max}$ , tedy  $f_{sx} > 2f_{\max}$  ( $f_{sy} > 2f_{\max}$ ). Pokud není dodržen Shannonův teorém, tedy dojde k chybě u vzorkování, nastává zkreslení – aliasing (viz Obrázek 7.3, Obrázek 7.4.).



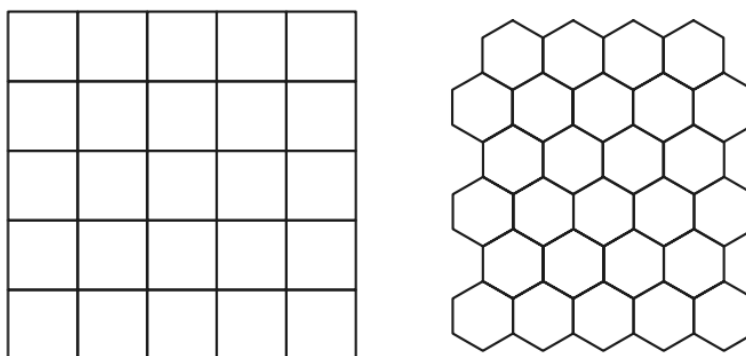
**Obrázek 7.3** Použití správné vzorkovací frekvence (vlevo) a aliasing efekt (vpravo) [32].



**Obrázek 7.4** Aliasing artefakt u MRI obrazu způsobující falešnou cerebelární lézi. V tomto případě bylo skenovací FOV zvoleno menší, než zobrazovaná anatomická část [39].

Důležitou součástí digitalizace obrazu je vhodně zvolena vzorkovací mřížka (rastr). Nejčastější způsob, jak může být obraz vzorkován je s použitím rastru (mřížky). Struktura rastru může být čtvercová (maticová), jejíž konstrukce vychází z většiny snímacích prvků (CCD snímače) viz Obrázek 7.5. Její použití má limity zejména v měření vzdáleností v diagonálním směru a spojitosti objektů. Oproti tomu hexagonální struktura rastru (Obrázek 7.5) toto umožňuje, ale není vhodná pro některé výpočetní operace (např. Fourierova transformace). Hexagonální struktura rastru je optimální z hlediska využití prostoru a také z hlediska stejné vzdálenosti bodů od všech sousedních (struktura totožná s oční sítnicí). Vzdálenost dvou obrazových bodů v mřížce je dána souřadnicemi  $(i, j)$  a  $(x, y)$ . Obecně je vzdálenost dvou bodů chápána jako Euklidovská vzdálenost  $D_E$ , definovaná:

$$D_E = \sqrt{(x - i)^2 + (y - j)^2}$$

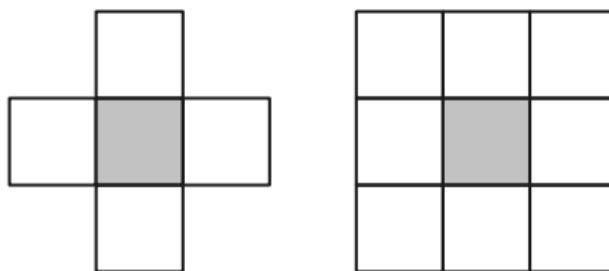


**Obrázek 7.5:** Maticová (čtvercová) a hexagonální vzorkovací mřížka [29].

Pokud je prostor diskretizován, definujeme v mřížce nejprve okolní prostor bodu a potom vzdálenost bodů v obraze za předpokladu daného sousedství. Pokud použijeme čtvercovou vzorkovací mřížku, můžeme tedy uvažovat čtyři nebo osm sousedství (Obrázek 7.6). Vzdálenosti jednotlivých bodů jsou definovány ze vztahů:

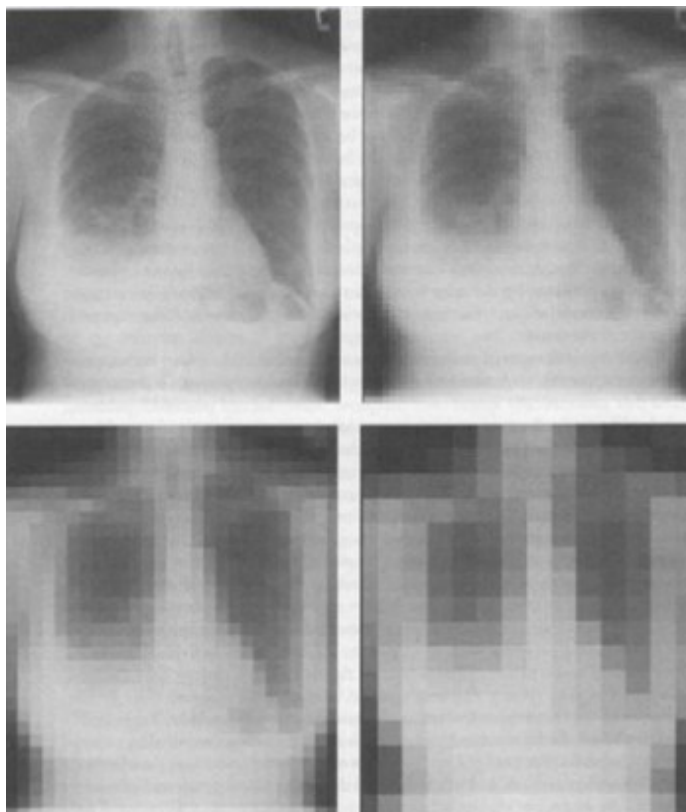
$$D_4 = |x - i| + |y - j|$$

$$D_8 = \max \{|x - i|, |y - j|\}$$



**Obrázek 7.6:** Čtyři a osm sousedství ve čtvercové vzorkovací mřížce [29].

Mezi další základní aritmetické operace aplikované na digitální obraz patří sčítání, odčítání – subtrakce<sup>52</sup>, násobení a dělení. Mezi logické operace je to logický součin, logický součet, ad. Aritmetické operace jsou východiskem pro další pokročilé operace počítačového zpracování obrazu.

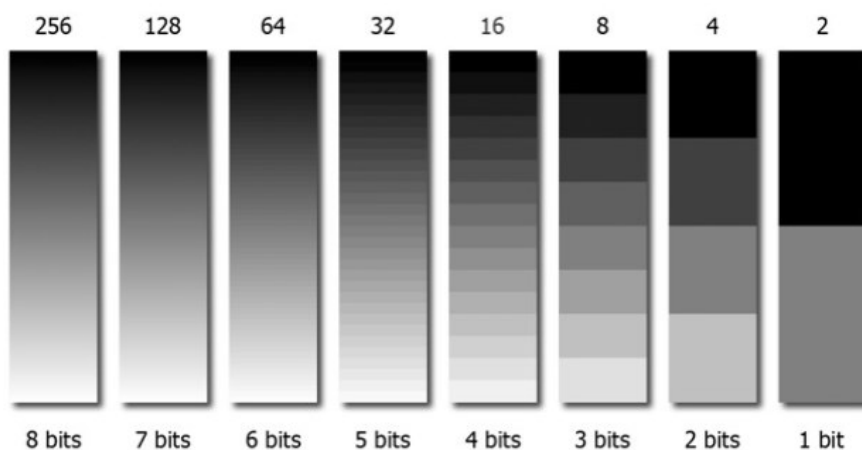


**Obrázek 7.7:** Vzorkování určuje prostorové rozlišení [40].

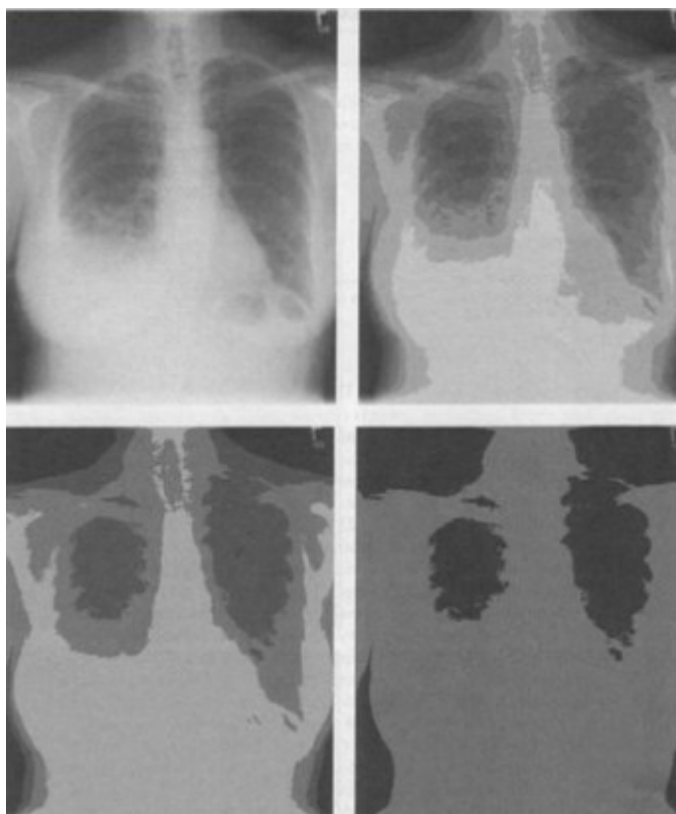
*Kvantováním* se převede nekonečně mnoho hodnot reálného signálu amplitudy na konečný počet. Kvantování probíhá v oboru hodnot obrazové funkce, který se rozdělí na

<sup>52</sup> Metoda se používá u DSA – Digitální subtrakční angiografie.

interval, kterým je pak přidělena zástupná hodnota. Zástupnou hodnotou bývá obvykle průměr celého intervalu. Původní amplitudě signálu se postupně přiřadí (od nejbližší kvantovací úrovně) hodnoty na časové ose ( $t$ ) a zástupné hodnoty jednotlivých vzorků. Kvantizační chyba vzniká zaokrouhlováním hodnot průběhu signálu k nejbližší kvantovací hodnotě, v průběhu signálu se projeví jako kvantizační šum. Kvantováním se určuje bitová hloubka obrazu (Obrázek 7.8). Bitová hloubka určuje rozlišení kontrastu (Obrázek 7.9).

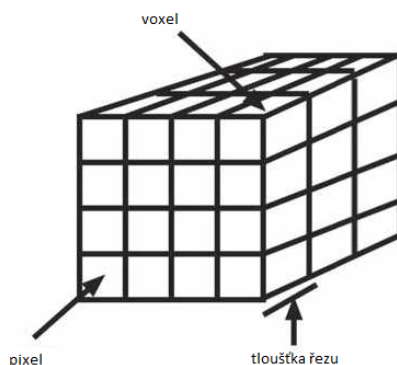


**Obrázek 7.8:** Kvantování – bitová hloubka obrazu. Bitová hloubka určuje rozlišení kontrastu obrazu [40].



**Obrázek 7.9:** Bitová hloubka určuje rozlišení kontrastu [40].

Grafická data se obvykle dělí na vektorová a bitmapová (rastrová). Rastrový obraz je uložen jako matice, jejíž každý prvek znamená jeden obrazový element – pixel – plošný (2D) obrazový bod. Velikost obrazu se obvykle udává v pixelech (px), analogii pixelu pro částici objemu představující hodnotu v pravidelné mřížce 3D prostoru (např. u tomografických obrazových výstupů) je voxel (Obrázek 7.10). Rozlišení obrazu se udává v jednotkách DPI (dots per inch<sup>53</sup>, body na palec).



**Obrázek 7.10:** Pixel (PIcture ELeMent) jeden obrazový bod, nejmenší jednotka digitální rastrové grafiky; voxel (VOlumatic Element) objemový bod představující hodnotu v pravidelné mřížce 3D prostoru. Upraveno podle [41].

## 7.2. Předzpracování obrazu

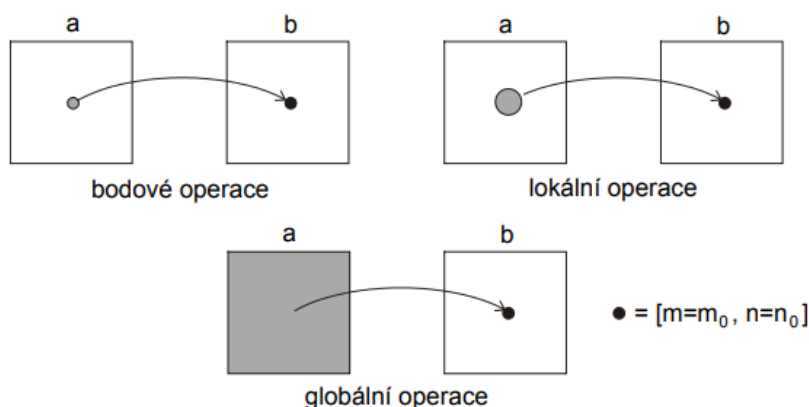
Po procesu digitalizace získáme obraz, který může být zkreslen například nevhodným způsobem snímání (šum, světelné podmínky, apod.). Tyto vady můžeme odstranit korekčními metodami nebo použít metody, které další analýzu obrazu usnadní. Mezi základní metody předzpracování obrazu patří jasové (úprava jasu, kontrastu, úprava histogramu) a geometrické transformace (průměrování za sebou jdoucích snímků pro potlačení šumu), filtrace a ostření obrazu, nebo různé operace zmenšení, zvětšení, otočení a posunu obrazu.

Jasové transformace umožní na vstupu i výstupu obraz stejných parametrů (rozlišení, bitová hloubka). Primární rozdělení jasových transformací podle velikosti okolí vyšetřovaného bodu (Obrázek 7.11):

- Globální jasová transformace – nová hodnota pixelu je vypočítána z hodnot celého obrazu (výstupní hodnota pixelu s definovanými souřadnicemi je závislá na všech hodnotách pixelů ve vstupním obrazu).

<sup>53</sup> Inch = 25,4 mm

- Lokální jasová transformace – nová hodnota pixelu je vypočítána z hodnot lokálního okolí pixelu (výstupní hodnota pixelu s definovanými souřadnicemi je závislá na hodnotách pixelů z definovaného okolí vstupního pixelu, který se nachází v téže poloze, ale ve výstupním obrazu).
- Bodová jasová transformace – nová hodnota pixelu je vypočítána pouze z hodnoty téhož pixelu (výstupní hodnota pixelu s definovanými souřadnicemi je závislá na všech hodnotách pixelů ve vstupním obrazu).



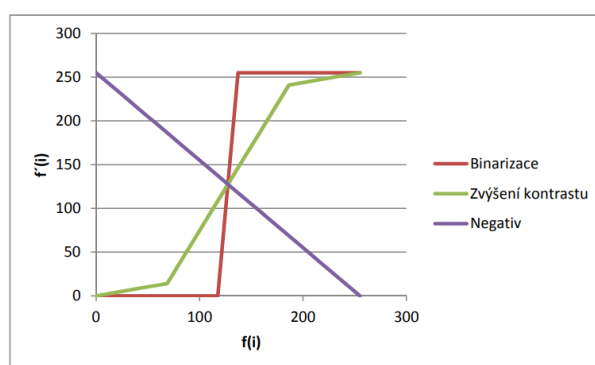
**Obrázek 7.11:** Kategorie operací aplikovaných na digitální obraz. Vstupní obraz je označen a  $[m, n]$  a výstupní obraz b  $[m, n]$ . Převzato z [30].

Geometrické transformace zahrnují dvě fáze výpočtu transformovaného obrazu: transformaci souřadnic obrazových bodů a interpolaci jasových hodnot. Geometrické souřadnice slouží k potlačení zkreslení obrazu vzniklého při jeho snímání a ke geometrické korekci obrazu (změna velikosti, rotace, zkosení) [43].

Metod předzpracování obrazu kromě základních je celá řada a jejich výčet lze nelze pro rozsáhlost uvést. Pro přehlednost shrnujeme vybrané metody jasové transformace v Graf 7.3. a geometrické transformace v Graf 7.4. Výstup jasové transformace je uveden na Obrázek 7.14 a Obrázek 7.15.

Výstupem předzpracování je obraz, který neobsahuje žádné rušení (šum, rozmazání, apod.). Pro eliminaci šumu lze použít např. metody časového průměrování, souřadnicového průměrování, průměrování podél hran, *prahování*, metody rotujícího okna, mediánový filtr, salt and pepper filtr. *Prahoování* (thresholding) se využívá k *detekci hran* objektu, počítání objektů obrazu nebo měření části obrazu. Metoda *prahování* přiděluje pixely pod prahovací hodnotou do jedné třídy, zbývající pixely do jiné třídy a vytváří spojené oblasti sousedících

pixelů stejné třídy. K *detekci hran* se dnes používá řada metod s různou úspěšností. Velmi dobrými hranovými detektory jsou vysokofrekvenční filtry např. Sobelův filtr, Laplaceův operátor, aj.). Tyto filtry ale bohužel zvyšují hladinu šumu. Velmi často se také zařazuje dodatečná fáze *binarizace*. U *binarizace* se všechny pixely obrazu rozdělí do dvou skupin a obraz v šedotónové stupnici se převede na černobílý obraz (binární obraz s černou a bílou barvou); pixely objektů obrazu např. černé nabývají hodnoty 1, pixely pozadí obrazu nabývají hodnoty 0. Potom celou mapu vstupního obrazu můžeme komprimovat 8 pixelů do 1 bytu, takto dostaneme 8bitovou hloubku obrazu. V některých případech se používá ke zvýšení kontrastu obrazu. Průběh jednotlivých transformačních funkcí je zobrazen na Graf 7.2. Binarizace se často provádí interaktivně a bývá zatížena subjektivitou. Ukázka binarizace s menší a větší zvolenou prahovou intenzitou je na Obrázek 7.12 a Obrázek 7.13. Binarizace je také aplikována u obrazových výstupů viz Obrázek 7.14 a Obrázek 7.15.



**Graf 7.2:** Transformační funkce binarizace obrazu. [Převzato z 45].

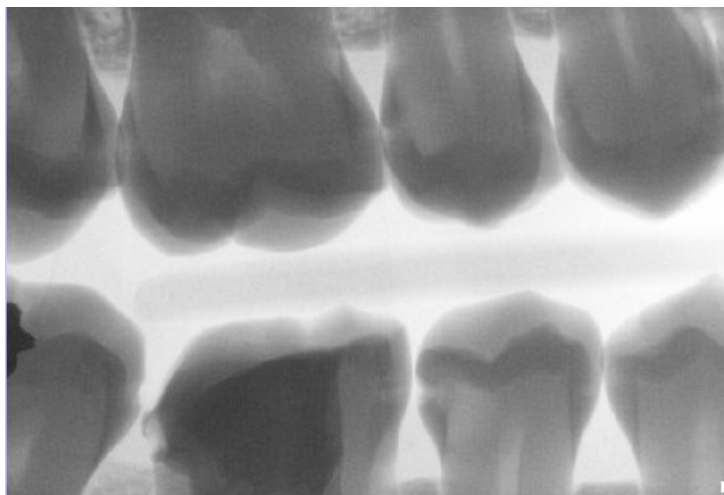


**Obrázek 7.12:** Intraorální radiografický snímek po binarizaci s menší intenzitou prahu.



**Obrázek 7.13:** Intraorální radiografický snímek po binarizaci s větší intenzitou prahu.

Velmi častou metodou vylepšení obrazu je také úprava histogramu. *Histogram* obrazu je funkce výskytu četnosti jednotlivých intenzit/hodnot (v daném souboru hodnot); kumulativní histogram obrazu je funkce intenzit, kde pro každou intenzitu je funkční hodnota rovna počtu bodů majících svou intenzitu menší nebo rovnou. *Ekvalizace* (transformace) histogramu (Obrázek 7.20) je transformace histogramu na požadovaný tvar, k transformaci se používá kumulativní histogram (Obrázek 7.21), transformace lze dělat lokálně – změna jasu, kontrastu.



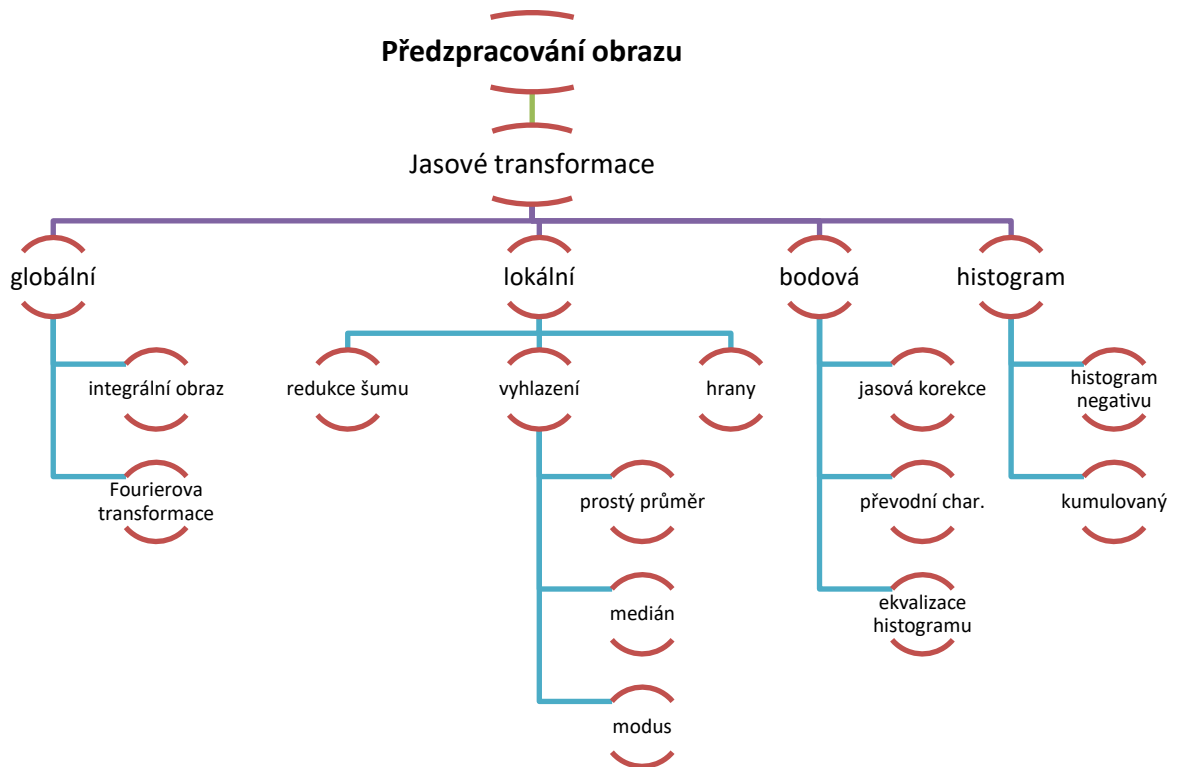
**Obrázek 7.14:** Ukázka jasové transformace na intraorálním radiografickém snímku zubů; původní hodnoty pixelů jsou nahrazeny invertovanými hodnotami v intervalu 0–255 (pixelová inverze).



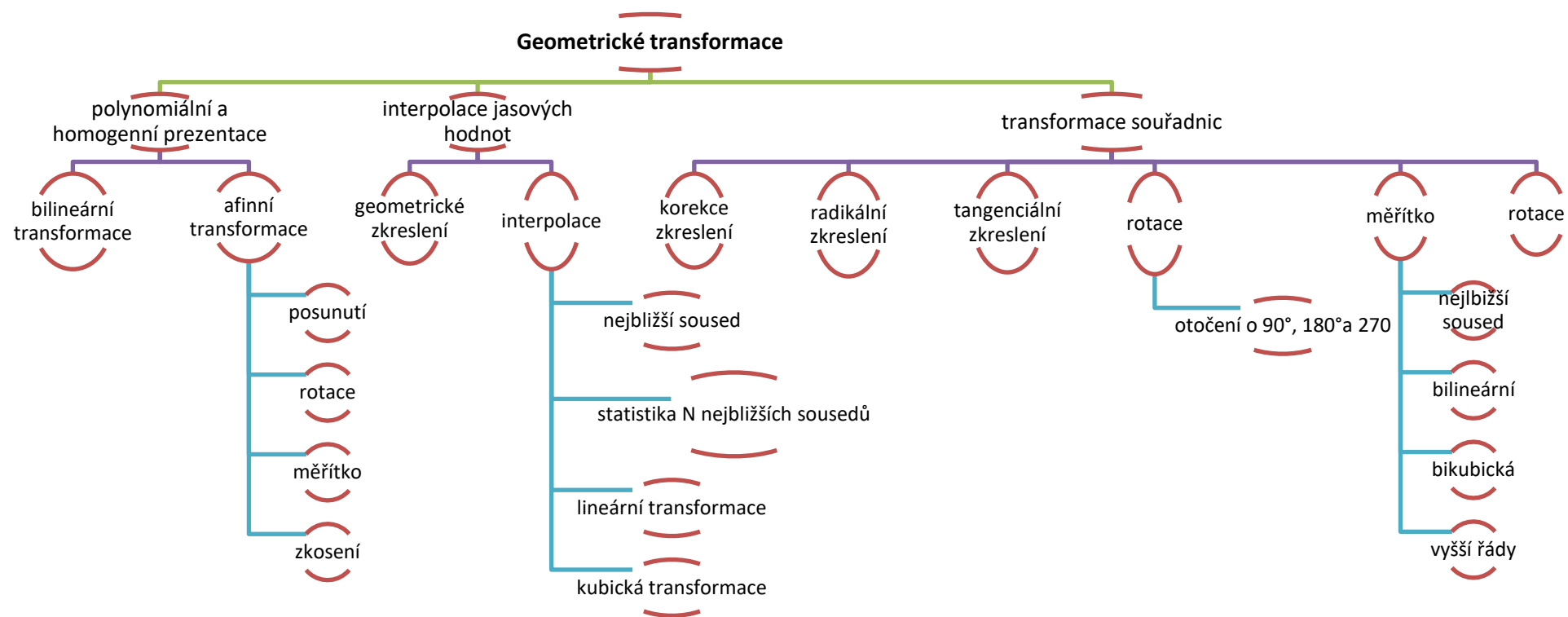
**Obrázek 7.15:** Ukázka jasové transformace (ekvalizace – vyvážení barev) na intraorálním radiografickém snímku zubů; hodnota jasu pixelu z původního obrazu je nahrazena novou výstupní hodnotou. Binární obraz obsahující jen bílou a černou barvu.

*Histogram* obrazu je charakteristika hodnot obrazových bodů (0–255) a hodnot četností jednotlivých úrovní v dané matici (na vodorovnou osu se vynášejí hodnoty obrazových bodů, na svislou hodnoty četnosti). Histogram nelze vyjádřit jako spojitou křivku, neboť každý obraz je diskrétní – obsahuje konečný počet úrovní. Součet všech četností musí obsahovat celkový počet obrazových bodů v dané matici. Nyní si některé typy histogramů názorně ukážeme. Typický histogram je uveden na Obrázek 7.16. Ukázka histogramu pro tmavý a světlý obraz Obrázek 7.17. Histogram obrazu s nízkým a vysokým kontrastem Obrázek 7.18. Velmi často se vyskytuje histogram se dvěma vrcholy (bimodální), vrcholy odpovídají dvěma třídám objektů, které se liší jasně (např. buňky a pozadí) Obrázek 7.19. Histogramy lze shrnout do následujících čtyř pravidel:

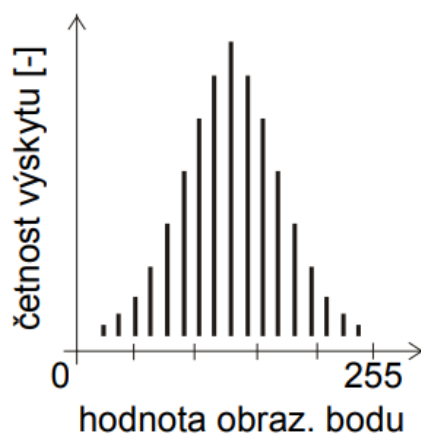
- Histogram nemá souvislost s polohou obrazového bodu.
- Z histogramu lze určit polohu v obraze, která je kódována určitou hodnotu šedé barvy.
- Součet všech četností v histogramu je roven počtu obrazových bodů v obraze.
- Při výpočtu histogramu je vždy nutné na začátku vynulovat pole, kam se jednotlivé četnosti ukládají.



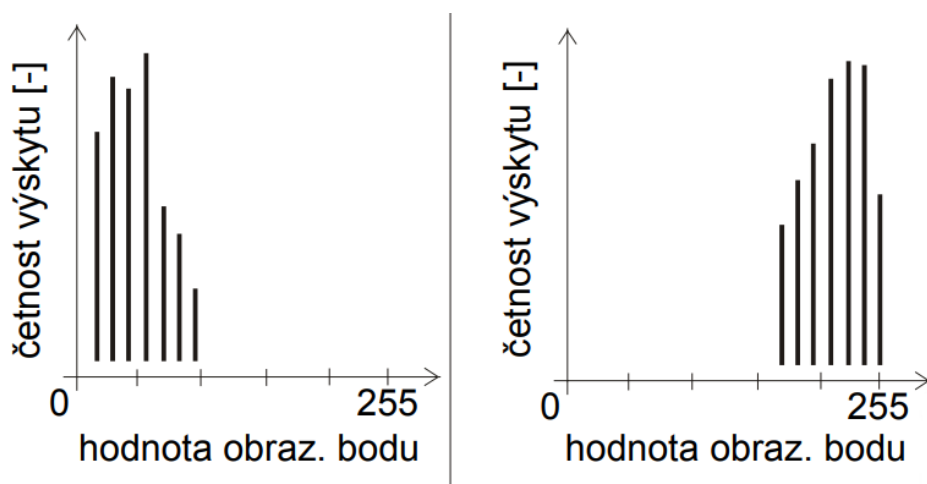
**Graf 7.3:** Metody jasové transformace. Zpracováno podle [42].



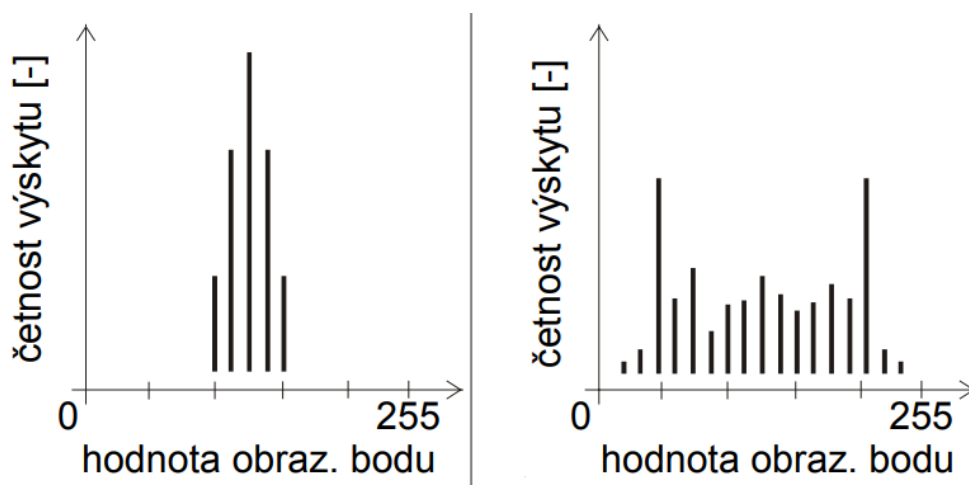
Graf 7.4: Metody geometrické transformace. Zpracováno podle [43].



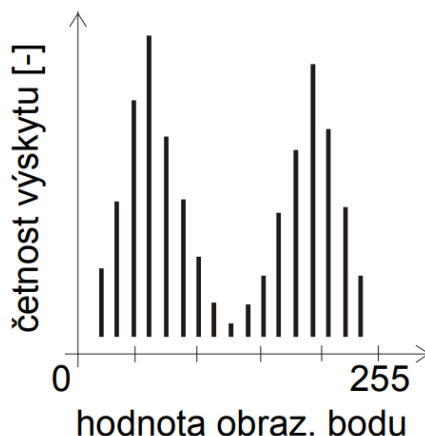
Obrázek 7.16: Reálný optimální histogram [30].



Obrázek 7.17: Histogram tmavého (vlevo) a světlého (vpravo) obrazu [30].

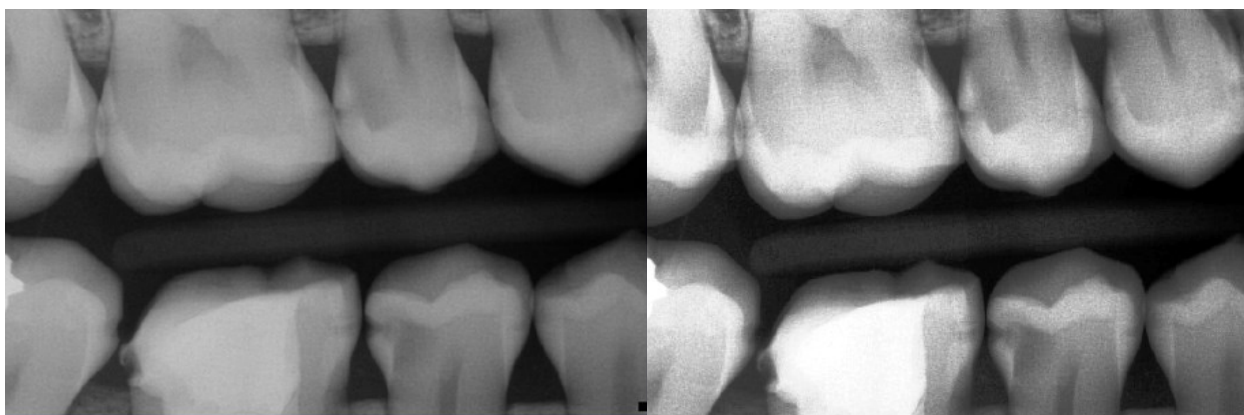


Obrázek 7.18: Histogram obrazu s nízkým (vlevo) a vysokým (vpravo) kontrastem [30].



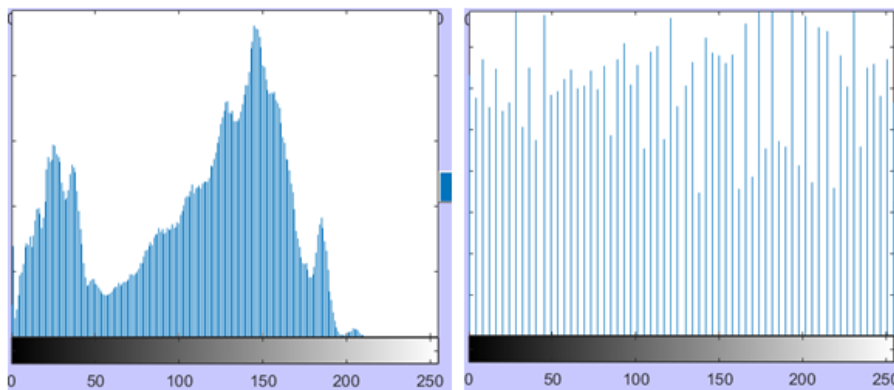
**Obrázek 7.19:** Bimodální typ histogramu je jedním ze základních nástrojů pro tzv. optimální prahování (dvojúrovňového obrazu). Mezi vrcholy histogramu zvolíme prahovou hodnotu, která má zásadní význam při aplikaci funkce (např. hodnota 255 pro pozadí, 0 pro objekty v obraze) [30].

*Ekvalizace histogramu* je metoda upravující kontrast rastrového obrazu s využitím jeho histogramu. Ekvalizací se zvýší lokální kontrast rastrového obrazu a díky této úpravě intenzity mohou být jednotlivé jasové hodnoty v histogramu lépe rozloženy. Ekvalizace histogramu může vést ke zřetelnějšímu znázornění struktur u rentgenových snímků (kostí, zubů – viz Obrázek 7.20) a ke zvýraznění detailů na podexponovaných nebo přexponovaných fotografiích. Známe-li funkci ekvalizace histogramu, pak lze obnovit původní obraz. Histogram před a po ekvalizaci je znázorněn na Obrázek 7.21.

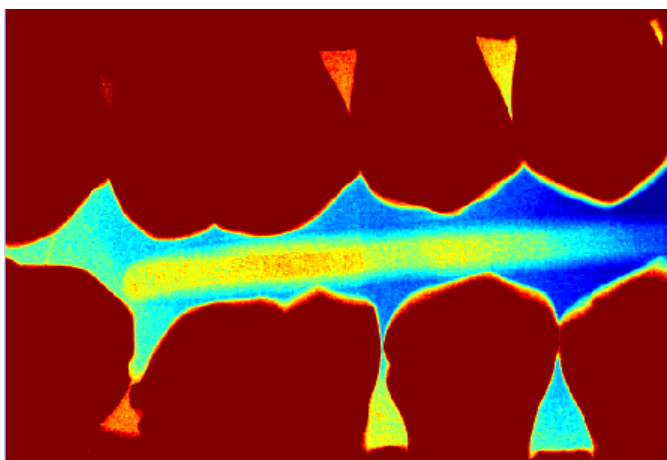


**Obrázek 7.20:** Vlevo – originální intraorální radiografický snímek<sup>54</sup> (bitewing technika); vpravo – tentýž snímek po ekvalizaci. Ekvalizace využívá jasové transformace. V tomto případě byla ekvalizace využita pro zvýraznění detailů s nižším kontrastem (zubní kaz), ale za současného vzniku nežádoucího šumu.

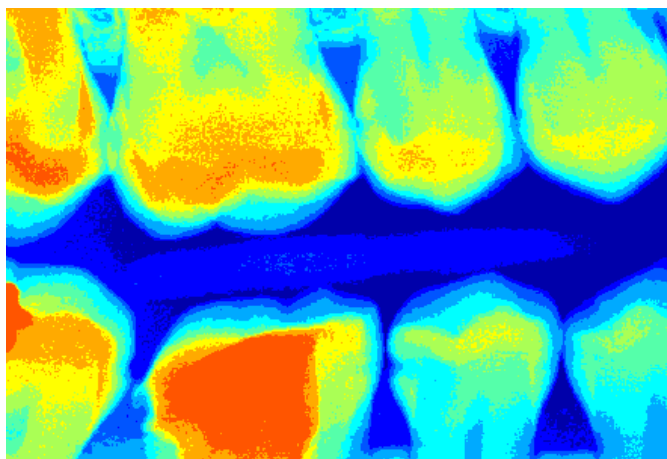
<sup>54</sup> Intraorální proximální snímek (bitewing) pořízený při hodnotách: 2–8 mA, 60–70 kV; 0,001–0,008 mS.



**Obrázek 7.21:** Histogram intraorálního radiografického snímku před (vlevo) a po (vpravo) ekvalizaci.



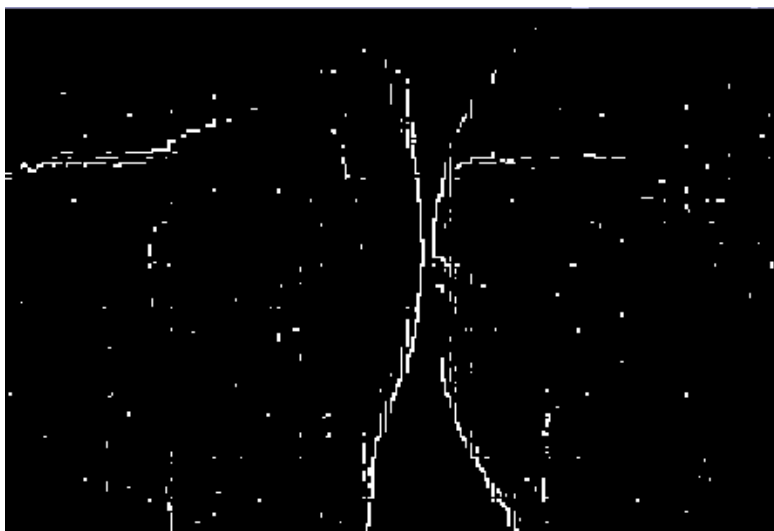
**Obrázek 7.22:** Další možnosti postprocesingu obrazu; převedení snímků do umělých barev (RGB). Zde se funkce Colormap použila pro zvýraznění mezizubního kazu vlevo nahoře. Funkce Colormap definují barevná schémata pro mnoho typů vizualizací.



**Obrázek 7.23:** Aplikace funkce na principu Otsuovy metody. Rozdílným strukturám na intraorálním snímku se přiřadí jednotlivé barvy. Dutiny a mezery jsou zde determinovány modrou barvou; výplňové amalgámové materiály červenou (čím větší vrstva, tím více intenzivnější červená).

### 7.3. Segmentace obrazu

Segmentací obrazu se rozumí vyčlenění oblastí zájmů (ROI – Region of Interest) v obraze. Segmentace zahrnuje určité postupy (např. prahování, detekce bodu, detekce přímek, detekce hran), které zajistí analýzu obrazu pouze v jeho jedné vybrané části.



**Obrázek 7.24:** Detekce hran metodou aproximace maxim prvních derivací – Robertsonův operátor.



**Obrázek 7.25:** Další ukázka detekce hran s využitím Robertsonova operátoru.

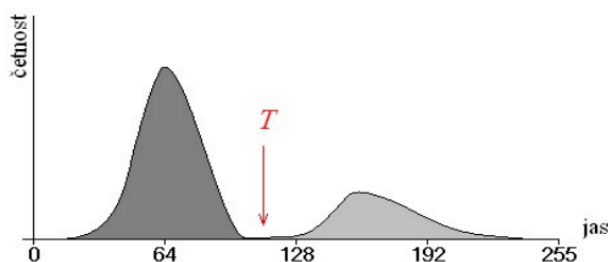
*Detekce hran* K detekci hran se využívají gradientní operátory, které jsou definovány jako vektory. Hrana je definována jako místo v obraze, které má vysokou prostorovou frekvenci.

Hrany vznikají díky obrazovým nespojitostem. Detektory hran se dělí do třech hlavních kategorií:

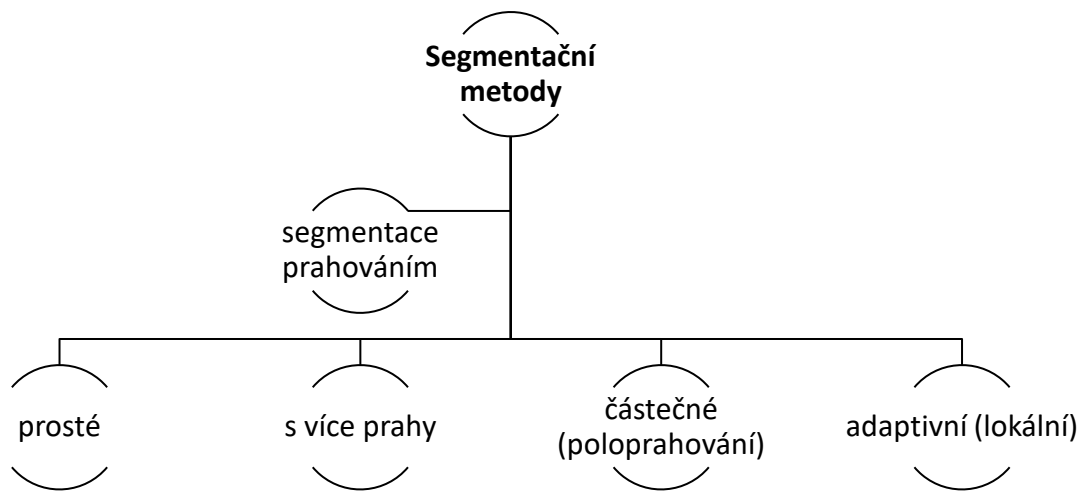
- Aproximace maxim prvních derivací (Roberts, Prewittová, Sobel, Canny, ad.).
- Hledání průchodů druhých derivací nulou (Marr-Hildreth).
- Lokální aproximace obrazové funkce parametrickým modelem (např. polynomem dvou proměnných).

Obrazový výstup detekce hran s využitím aproximace maxim prvních derivací podle Robertse je znázorněn na intraorálním radiografickém snímku (Obrázek 7.24, Obrázek 7.25).

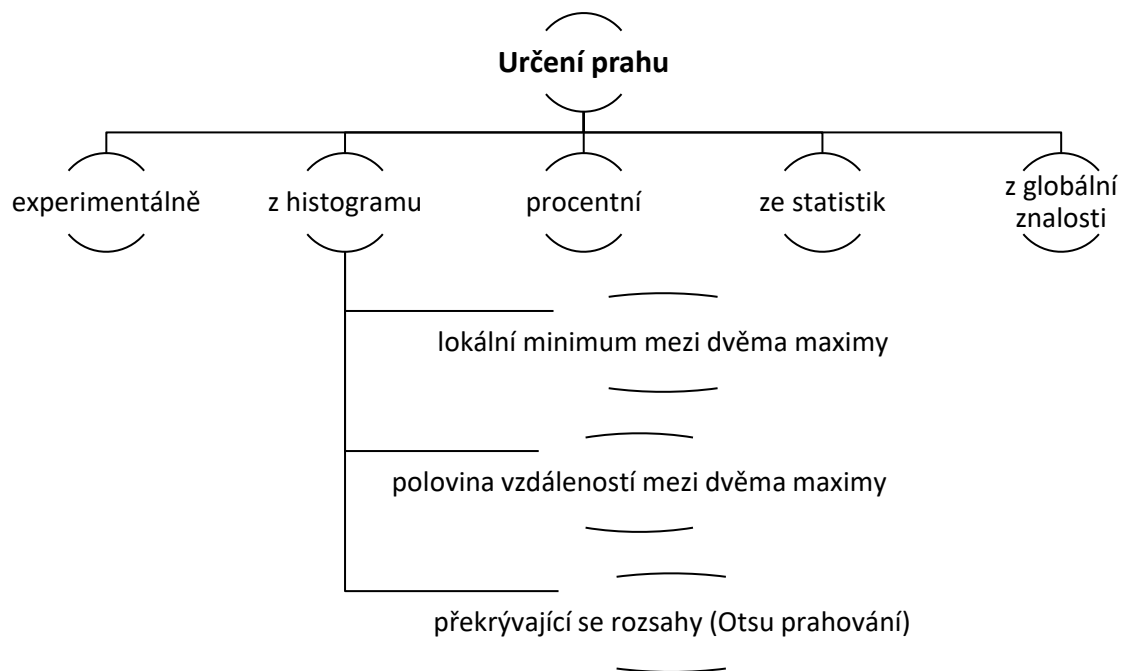
*Prahování* je nejjednodušší, nejstarší, nejrychlejší (lze provádět v reálném čase) a nejčastěji používaná metoda segmentace. Prahování může být prosté, s více prahy, částečné – poloprahování, adaptivní – lokální prahování nebo prahování s hysterezí. Mezi negativa prahování patří volba prahu, kterou lze pouze velmi obtížně určit automaticky. Volbu prahu lze určit experimentálně nebo některými z automatických metod. Lze použít např. bimodální histogram (graf četností výskytu jednotlivých jasových úrovní v obrazu – viz Obrázek 7.26) se dvěma dobře separovatelnými maximy, ze kterého určíme prahovou hodnotu (lokální maximum) jako hodnotu mezi dvěma maximy. Mezi automatické metody hledání prahu patří Otsuova metoda (Nobuyuki Otsu), fungující na principu diskriminace dvou tříd (překrývající se vrcholy maxim). Algoritmus hledá optimální hodnotu prahu, nalezne takový práh, který minimalizuje vážený rozptyl dvou tříd jasů pozadí a popředí (Obrázek 7.23). Další metodou určení prahu je procentní prahování vyplývající ze znalosti procentuálního pokrytí plochy obrazu jednotlivými objekty (např. průměrné pokrytí plochy stránky textem je přibližně 5 %, práh tedy nastavíme tak, aby právě 5 % obrazových bodů mělo barvu objektů a zbytek barvu pozadí). Adaptivní prahování (z globální znalosti) se využívá, pokud jedna globální hodnota prahu není vhodná pro určité případy (obraz může mít různé světelné podmínky v různých místech). Adaptivní prahování vypočítává práh pro malé regiony obrazu (posuvné okno) [44].



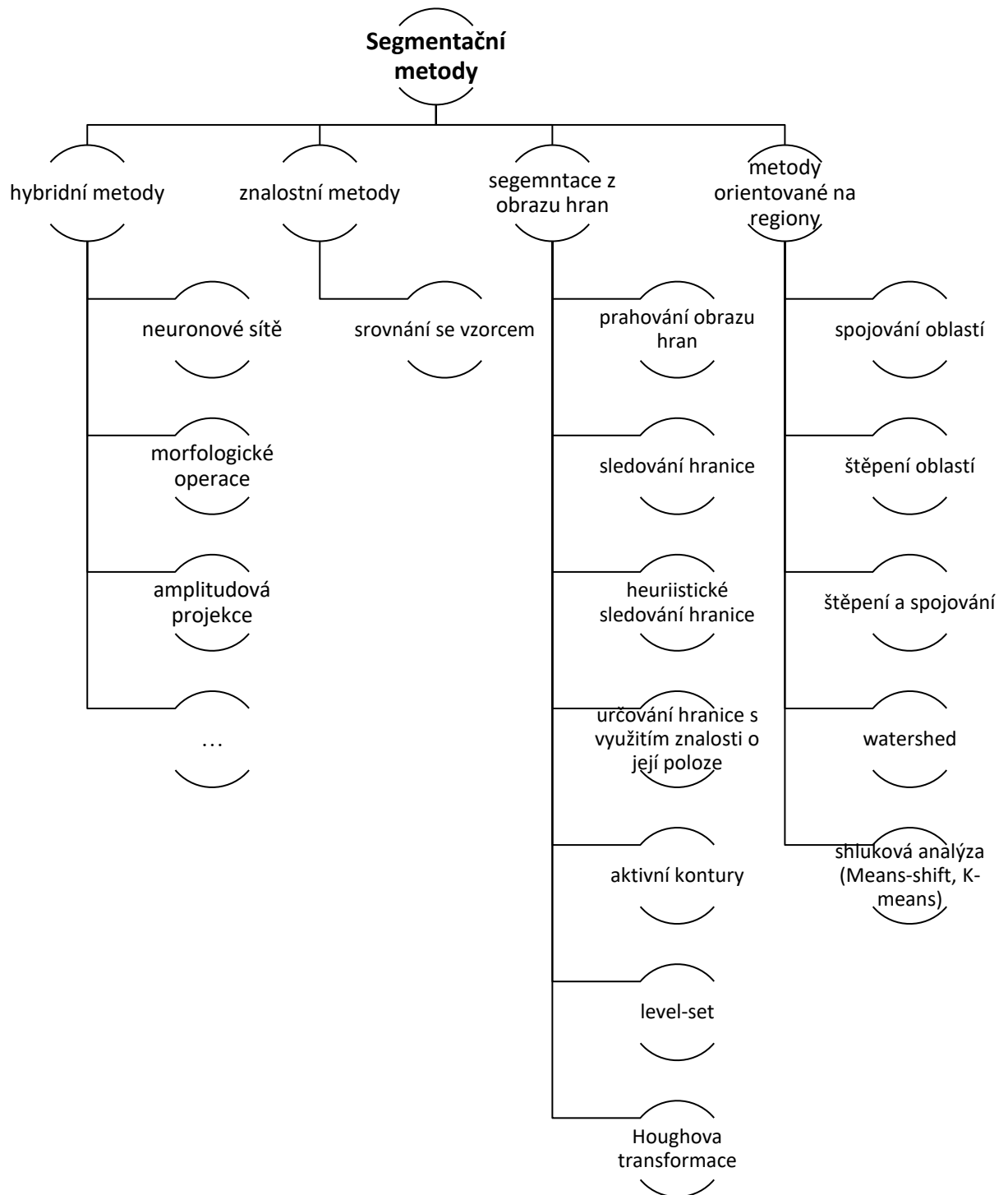
**Obrázek 7.26:** Graf četností výskytu jednotlivých jasových úrovní v obrazu [31].



**Graf 7.5:** Segmentační metody. Upraveno podle [31].



**Graf 7.6:** Metody určení prahu. Upraveno podle [31].



Graf 7.7: Segmentační metody. Upraveno podle [31].

#### **7.4. Popis objektu**

Popis nalezených objektů zájmu v obraze (ROI) z předchozího kroku – segmentace. Existují dva způsoby popisu objektu – *kvalitativní* a *kvantitativní*. *Kvalitativní* popis bere v úvahu různé tvarové charakteristiky objektů. *Kvantitativní* popis je založen na popisu objektu pomocí souboru číselných charakteristik (např. velikost objektu, kompaktnost, ad.). Výstupem kvantitativního popisu je např. tabulka detekovaných objektů s numerickými hodnotami. Způsob popisu je volen dle toho, k čemu bude dále využit [29, 30].

#### **7.5. Interpretace výsledků**

Interpretace výsledků (klasifikace), neboli porozumění – rozpoznání obrazu je postup, jak objekty klasifikovat (roztřídit do skupin dle společných příznaků). Metody klasifikace objektů jsou *příznakové* rozpoznávání a *strukturální* rozpoznávání. *Příznakové metody* jsou založeny na principu využití příznaků – skupina číselných charakteristik objektu. *Strukturální metody* využívají kvalitativní popis objektu, objekty jsou popsány primitivy, je definována abeceda, jazyk popisu a gramatiky jednotlivých tříd. Vlastní rozpoznávání je založeno na rozboru slova a kontroly správnosti syntaxe pro všechny třídy. K třídění se používají často metody umělé inteligence (neuronové sítě, fuzzy), statistické metody, odhady fraktální dimenze, aj. Výstupem je opět tabulka s roztříděním objektů náležejících do jednotlivých skupin [29, 30].

## Obsah

Úvod.....	2
1. Medicínská data.....	4
1.1. Typy dat, škály.....	4
1.2. Formát medicínských obrazových dat.....	10
1.2.1. DICOM.....	10
1.2.2. PACS.....	11
2. Biologické signály.....	14
2.1. Klasifikace biologických signálů.....	14
2.1.1. Biosignály podle matematických vlastností signálů.....	14
2.1.2. Biosignály podle dimenzionality signálu.....	16
2.1.3. Biosignály podle oboru lékařských aplikací.....	16
2.1.4. Biosignály podle zdroje nebo fyzikální podstaty signálu.....	16
3. Medicínská obrazová data generovaná lékařským ultrazvukem.....	24
3.1. Lékařská ultrasonografie.....	24
3.1.1. Fyzikální principy ultrazvuku.....	25
3.1.2. Interakce ultrazvukového vlnění s tkáněmi.....	27
3.1.3. Generování ultrazvuku.....	30
3.1.4. Typy ultrazvukových sond.....	31
3.1.1. Typy ultrazvukového zobrazení.....	32
3.1.2. Typy oblastí ultrazvukového obrazu.....	35
3.2. Dopplerovská ultrasonografie.....	35
3.2.1. Hlavní typy dopplerovských měničů.....	36
3.2.2. Dopplerovské metody.....	38
3.2.3. Barevné dopplerovské zobrazení – základní principy.....	39
3.2.4. Duplexní a triplexní metoda.....	40
3.3. Zpracování ultrazvukového obrazu.....	41
4. Medicínská obrazová data generovaná digitální rentgenovou technikou.....	43
4.1. Úvod.....	43
4.2. Zdroj rentgenového záření.....	45
4.3. Konstrukční prvky rentgenky.....	46
4.4. Brzdné a charakteristické záření.....	48
4.5. Typy rentgenek.....	50
4.5.1. Rentgenka s rotační anodou – evakuovaná baňka je stacionární.....	50

4.5.2.	Rentgenky s rotační krytem.....	51
4.6.	Konstrukční prvky rentgenové apertury .....	54
4.7.	Nejdůležitější parametry rentgenových přístrojů .....	55
5.	Tomografické zobrazovací systémy v medicíně .....	57
5.1.	Výpočetní tomografie.....	57
5.1.1.	Historie výpočetní tomografie.....	58
5.1.2.	Princip výpočetní tomografie .....	60
5.1.3.	Vznik obrazu .....	60
5.1.4.	Fyzikální principy výpočetní tomografie .....	61
5.1.5.	Matematické principy výpočetní tomografie – rekonstrukční algoritmy .....	62
5.1.6.	Rekonstrukce CT obrazu .....	66
5.1.7.	Konstrukční prvky CT skeneru .....	67
6.	Metody a principy vybraných zobrazovacích metod nukleární medicíny.....	71
6.1.	Radionuklidová scintigrafie.....	74
6.1.1.	Planární scintigrafie.....	76
6.1.2.	Tomografická scintigrafie .....	82
7.	Metody zpracování lékařských obrazových dat .....	89
7.1.	Snímání a digitalizace obrazu.....	89
7.2.	Předzpracování obrazu .....	96
7.3.	Segmentace obrazu.....	106
7.4.	Popis objektu .....	110
7.5.	Interpretace výsledků .....	110
	Literární zdroje.....	118

## Seznam obrázků

Obrázek 1.1: MRI obraz krční páteře s artefaktem od arteficiální meziobratlové ploténky. ....	7
Obrázek 1.2: Typická EKG křivka .....	8
Obrázek 1.3: EEG záznam .....	8
Obrázek 1.4: Elektronický stetoskop LITTMANN® 3200.....	9
Obrázek 1.5: Typický kardiografický grafický záznam zvukových dat.....	9
Obrázek 2.1: Amplitudové spektrum původního pilovitěho signálu.....	15
Obrázek 2.2: Slizniční změny na spodině pravého maxilárního sinu.....	21
Obrázek 2.3: Ortopantomografický snímek zubů horní a dolní čelisti (panoramatický snímek).....	22
Obrázek 3.1: Echolokační princip ultrazvukové sonografie.. ..	27
Obrázek 3.2: Ultrazvukový obraz s typickým <i>speckle</i> artefaktem. ....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 3.3: Odraz ultrazvuku.....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 3.4: Deformovaný element generuje odpovídající elektrické napětí (vlevo); elektrické napětí způsobí zkrácení nebo prodloužení elementu (vpravo).....	30
Obrázek 3.5: Typy ultrazvukových sond s jejich typickou geometrií obrazu. ....	31
Obrázek 3.6: Typický záznam A módu ultrazvukového zobrazení.....	32
Obrázek 3.7: Schéma konstrukce ultrazvukové sondy .....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 3.8: Systém s CW nemodulovanou nosnou vlnou. ....	36
Obrázek 3.9: PW – pulzně modulovaná nosná vlna.....	37
Obrázek 3.10: Vzorkovací objem (gate) .....	38
Obrázek 3.11: Velký vzorkovací objem, záznam všech rychlostí – křivka je vyplněná celá.....	39
Obrázek 3.12: Pravidlo BART – tok k sondě je kódován červenou barvou, od sondy modrou.....	39
Obrázek 3.13: Duplexní metoda – tkáňové B zobrazení s impulzním Dopplerem. ....	40
Obrázek 3.14: Triplexní metoda – B zobrazení s barevným a spektrálním Dopplerem.....	40
Obrázek 4.1: Elektromagnetické spektrum. ....	43
Obrázek 4.2: Skiografický snímek krční páteře.....	44
Obrázek 4.3: Skiaskopické vyšetření GIT – irrigografie.....	44
Obrázek 4.4: Vznik rentgenového záření. ....	45
Obrázek 4.5: K optickému ohnisku. ....	46
Obrázek 4.6: Konstrukce rentgenky.. ..	47
Obrázek 4.7: K brzděnému záření.....	48
Obrázek 4.8: K charakteristickému záření. ....	49
Obrázek 4.9: Rentgenová spektra wolframu a molybdenu při urychlujícím napětí 35 kV. ....	49
Obrázek 4.10: Charakteristika rentgenového záření.....	50
Obrázek 4.12: Rentgenka s rotační anodou. ....	51
Obrázek 4.13: Rentgenka s dvojitou ohniskovou rotací.....	51
Obrázek 4.14: Schéma rentgenky s rotující anodou. ....	51
Obrázek 4.15: Rentgenkou s rotační evakuovanou baňkou STRATON.....	52
Obrázek 4.16: Schéma rotační rentgenky.....	52
Obrázek 5.1: Konvenční rentgenová diagnostika.....	58
Obrázek 5.2: První klinicky použitelný CT skener. ....	59
Obrázek 5.3: První klinický CT sken: Atkinson Morley Hospital, Londýn, říjen 1971.....	59
Obrázek 5.4: Schématické znázornění principu výpočetní tomografie. ....	60
Obrázek 5.5: Ilustrace k vzniku obrazu tomografických transverzálních řezů. ....	61

Obrázek 5.6: Princip radonové transformace. ....	62
Obrázek 5.7: Vlevo: originální obraz; uprostřed: jednoduchá zpětná projekce; vpravo: filtrovaná zpětná projekce. ....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 5.8: Schématické znázornění jednoduché zpětné projekce. ....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 5.9: K principu rekonstrukční metody FBP. ....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 5.10: Princip iterativní rekonstrukce. ....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 5.11: Iterativní rekonstrukce. ....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obrázek 5.12: K základnímu principu sběru obrazových dat výpočetní tomografie. ....	67
Obrázek 5.13: Toshiba Aquilion 16. ....	68
Obrázek 5.14: Konstrukce CT skeneru ....	68
Obrázek 5.15: Rentgenka Philips Briliance 64 Advanced Solution. ....	69
Obrázek 6.1: Obraz PET/CT. Vlevo PET 100 %, CT 0 %. Vpravo PET 80 %, CT 20 %. ....	72
Obrázek 6.2: Obraz PET/CT. Vlevo PET 60 %, CT 40 %. Vpravo PET 40 %, CT 60 %. ....	72
Obrázek 6.3: Obraz PET/CT. Vlevo PET 20 %, CT 80 %. Vpravo PET 0 %, CT 100 %. ....	73
Obrázek 6.4: Výsledný obraz PET s FDG (fluorodeoxyglukoza). ....	73
Obrázek 6.5: Masivní meta postižení skeletu. ....	74
Obrázek 6.6: Anihilace elektronu a pozitronu. ....	76
Obrázek 6.7: Ukázka konvergentníhokolimátoru pro vysoké energie. ....	77
Obrázek 6.8: Kolimátor typu fan beam. ....	77
Obrázek 6.9: Schéma digitální scintilační kamery. ....	78
Obrázek 6.10: Schéma procesu scintigrafického vyšetření. ....	79
Obrázek 6.11: Princip multidetektorové kamery. ....	80
Obrázek 6.12: Princip Comtonovy kamery. ....	81
Obrázek 6.13: Akvizice SPECT. ....	82
Obrázek 6.14: Schéma PET. ....	84
Obrázek 6.15: Siemens Symbia <sup>TM</sup> T SPECT/CT (diagnostické CT 2, 6, nebo 16 řezů). ....	87
Obrázek 6.16: Siemens Symbia <sup>TM</sup> Evo Excel SPECT gama kamera. ....	87
Obrázek 6.17: Biograph Vision <sup>TM1</sup> – další generace PET/CT skenerů firmy Siemens. ....	88
Obrázek 6.18: Biograph mMR – MR/PET hybridní systém. ....	88
Obrázek 7.1: K principu expozice obrazu u CCD snímače. ....	90
Obrázek 7.2: K principu snímání obrazu. [Převzato z 38]. ....	91
Obrázek 7.3 Použití správné vzorkovací frekvence (vlevo) a aliasing efekt (vpravo). ....	92
Obrázek 7.4 Aliasing artefakt u MRI obrazu způsobující falešnou cerebelární lézi. ....	92
Obrázek 7.5: Maticová (čtvercová) a hexagonální vzorkovací mřížka. ....	93
Obrázek 7.6: Čtyři a osm sousedství ve čtvercové vzorkovací mřížce. ....	94
Obrázek 7.7: Vzorkování určuje prostorové rozlišení. ....	94
Obrázek 7.8: Kvantování – bitová hloubka obrazu. ....	95
Obrázek 7.9: Bitová hloubka určuje rozlišení kontrastu. ....	95
Obrázek 7.10: Pixel. ....	96
Obrázek 7.11: Kategorie operací aplikovaných na digitální obraz. ....	97
Obrázek 7.12: Intraorální radiografický snímek po binarizaci s menší intenzitou prahu. ....	98
Obrázek 7.13: Intraorální radiografický snímek po binarizaci s větší intenzitou prahu. ....	99
Obrázek 7.14: Ukázka jasové transformace. ....	99
Obrázek 7.15: Ukázka jasové transformace. ....	100
Obrázek 7.16: Reálný optimální histogram. ....	103

Obrázek 7.17: Histogram tmavého (vlevo) a světlého (vpravo) obrazu.....	103
Obrázek 7.18: Histogram obrazu s nízkým (vlevo) a vysokým (vpravo) kontrastem. ....	103
Obrázek 7.19: Bimodální typ histogramu. ....	104
Obrázek 7.20: Intraorální radiografický snímek.....	104
Obrázek 7.21: Histogram intraorálního radiografického snímku .....	105
Obrázek 7.22: Další možnosti postprocesingu obrazu. ....	105
Obrázek 7.23: Aplikace funkce na principu Otsuovy metody.....	105
Obrázek 7.24: Detekce hran metodou aproximace maxim prvních derivací.....	106
Obrázek 7.25: Další ukázka detekce hran s využitím Robertsonova operátoru. ....	106
Obrázek 7.26: Graf četností výskytu jednotlivých jasových úrovní v obrazu.....	107

## Seznam tabulek

Tabulka 1.1: Základní části standardu DICOM .....	11
Tabulka 2.1 Přehled elektrických biosignálů, napěťových rozsahů, frekvenční rozsahy a typy snímacích elektrod.....	17
Tabulka 2.2: Přehled magnetických biosignálů.....	19
Tabulka 2.3: Principy vybraných zobrazovacích metod. ....	22
Tabulka 3.1: Šíření vln y jejich vlastnosti. ....	26
Tabulka 3.2: Rychlost šíření ultrazvuku v závislosti na prostředí.....	26
Tabulka 3.3: Stručná charakteristika ultrazvukových sond.....	33
Tabulka 3.4: Typy základních ultrazvukových zobrazení a jejich charakteristiky. ....	34
Tabulka 5.1: Typy rentgenek používaných u CT modalit. ....	70

## Seznam grafů

Graf 7.1: Posloupnost operací zpracování obrazových dat .....	89
Graf 7.2: Transformační funkce binarizace obrazu. ....	98
Graf 7.3: Metody jasové transformace. ....	101
Graf 7.4: Metody geometrické transformace.....	102
Graf 7.5: Segmentační metody.....	108
Graf 7.6: Metody určení prahu. ....	108
Graf 7.7: Segmentační metody.....	109

## Literární zdroje

[1] Vzory EKG křivek. HAMAN, Petr. *EKG - popis EKG křivky, výuka EKG, ukázky křivek, umístění elektrod, srdeční rytmus, akce, frekvence, elektrická osa, kmity, vlny, arytmie na EKG, svody I, II, III, avL, avR, avF, V1, V2, V3, V4, V5, V6* [online]. Plzeň [cit. 2019-05-22]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/vzoryekg.htm>

[2] BUŠEK, P., M. KUCHARIK a E. NEŠPOR. Status absencí u geriatrického pacienta s recentní diagnózou idiopatické generalizované epilepsie – kazuistika. *Cesk Slov Neurol N* [online]. Praha: Ambit Media, 2008, 28. 8. 2008, **71/104**(6), 722-725 [cit. 2019-05-22]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: [http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/status-absenci-u-geriatrickeho-pacienta-s-recentni-diagnozou-idiopaticke-generalizovane-epilepsie-kazuistika-49706?confirm\\_rules=1](http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/status-absenci-u-geriatrickeho-pacienta-s-recentni-diagnozou-idiopaticke-generalizovane-epilepsie-kazuistika-49706?confirm_rules=1)

[3] 3M™ Littmann® Elektronický stetoskop 3200: Mediset - Chironax s.r.o. MEDISSET - CHIRONAX S.R.O. *Mediset-Chironax: Zdravotnická technika - obchod, montáže, servis* [online]. [cit. 2019-05-22]. Dostupné z: <https://www.mediset.cz/eshop/el-stetoskop-3200/556-fonendoskop-littmann-3200bk-cerny-elektronicky-stetoskop-model-3200-doprava-v-cr-zdarma.html>

[4] Příspěvatelé WikiSkripta, *Kardiotokografie* [online], , c2019, Datum poslední revize 26. 04. 2019, 11:36 UTC, [citováno 22. 05. 2019]  
<<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Kardiotokografie&oldid=424882>>

[5] Wikipedia contributors. (2019, April 6). Cardiotocography. In *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. Retrieved 21:04, May 22, 2019, from <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Cardiotocography&oldid=891284596>

[6] KASAL, Pavel a Štěpán SVAČINA. *Lékařská informatika*. Praha: Karolinum, 1998. ISBN 8071845949.

[7] PELIKÁN, Jiří. *Základy empirického výzkumu pedagogických jevů*. Praha: Karolinum, 1998. ISBN 978-80-7184-569-0.

[8] SUCHARDA, Petr a Lukáš ZLATOHLÁVEK. *Základy klinické medicíny*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 9788024630915.

[9] PILNÝ, Milan. Systémy PACS z hlediska databázových informačních systémů. CCB spol. s r.o. *SystemOnline.cz – ekonomické a informační systémy v praxi* [online]. 2019 [cit. 2019-05-24]. Dostupné z: <https://www.systemonline.cz/it-pro-verejny-sektor-a-zdravotnictvi/systemy-pacs-z-hlediska-databazovych-systemu.html>

[10] BRYJOVÁ, Iveta. *Principy a metody moderní medicínské diagnostiky*. Opava, 2007, 255 s. Bakalářská práce. Slezská univerzita v Opavě, Filozoficko-přírodovědecká fakulta, Ústav fyziky. Vedoucí práce RNDr. Stanislav Hledík, Ph.D.

[11] SEDLÁŘ, Martin. Mapování magnetického pole. In: *Lékařská fakulta Masarykovy univerzity: Biofyzikální ústav LF MU v Brně* [online]. Brno, 2013 [cit. 2019-05-25]. Dostupné z: <https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/BSPM.pdf>

[12] ULLMANN, V.: Aplikace ionizujícího záření – jaderné a radiační metody, online, URL <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>.

- [13] DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A. & JOHNSTON, R. E.: *The Physics of Diagnostic Imaging*. Hodder Arnold, 2. edition, July 2006, ISBN 0-340-80891-8, URL <http://www.hoddereducation.com/>
- [14] HOSKINS, Peter, Abigail THRUSH, Kevin MARTIN a Tony WHITTINGAM. *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*. Cambridge University Press, 2003. ISBN 9781841100425.
- [15] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 8001021521.
- [16] POWERS, J. a F. KREMKAU. Medical ultrasound systems. *Interface Focus* [online]. 2011, **1**(4), 477-489 [cit. 2019-06-16]. DOI: 10.1098/rsfs.2011.0027. ISSN 2042-8898. Dostupné z: <http://rsfs.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsfs.2011.0027>
- [17] EVANS, D. H. *Doppler ultrasound: physics, instrumentation, and clinical applications*. Wiley, 1989. ISBN 9780471914891.
- [18] BEHLING, Rolf. *Modern Diagnostic X-Ray Sources: Technology, Manufacturing, Reliability*. CRC Press, 2015. ISBN 9781482241334.
- [19] SÚKUPOVÁ, Lucie. Rentgenka – její stavba a funkce. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat* [online]. 2019 [cit. 2019-06-23]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/rentgenka-a-produkce-rentgenoveho-zareni/>
- [20] BRYJOVÁ, Iveta. *Principy a metody moderní medicínské diagnostiky*. Opava, 2007. Bakalářská práce. Slezská univerzita v Opavě, Filozoficko-přírodovědecká fakulta, Ústav fyziky. Vedoucí práce RNDr. Stanislav Hledík, Ph.D.
- [21] Skiaskopické vyšetření: Irrigografie. In: *Nemocnice Na Homolce* [online]. Praha, 2017 [cit. 2019-07-03]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-diagnosticky-program/11635-radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/11780-nase-sluzby/11782-skiaskopicke-vysetreni-travici-trubice/>
- [22] Příspěvatelé WikiSkript, *Rtg záření - mechanismus vzniku* [online], , c2018, Datum poslední revize 15. 04. 2018, 20:09 UTC, [citováno 23. 06. 2019] <[https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Rtg\\_z%C3%A1r%C5%99en%C3%AD\\_-\\_mechanismus\\_vzniku&oldid=403692](https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Rtg_z%C3%A1r%C5%99en%C3%AD_-_mechanismus_vzniku&oldid=403692)>
- [23] KRAUS, I.: Rentgenová tomografie a možnosti jejích technických aplikací. *Pokroky Mat. Fyz. Astronom.*, 42(3), str. 121–127, 1997.
- [24] OTT, Oldřich. Přednáška\_1. In: *Informační systém* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2019 [cit. 2019-06-23]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/1411/jaro2018/ARADc/um/prednaska\\_1.pdf](https://is.muni.cz/el/1411/jaro2018/ARADc/um/prednaska_1.pdf)
- [25] Rentgenové záření. *Fyzika v moderním lékařství* [online]. [cit. 2019-07-03]. Dostupné z: <http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=renzar>
- [26] Příspěvatelé Wikipedie, *Rentgenka* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2018, Datum poslední revize 24. 04. 2018, 12:36 UTC, [citováno 23. 06. 2019] <<https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Rentgenka&oldid=16038476>>
- [27] *The Radon transform: the first 100 years and beyond*. Boston, MA: De Gruyter, 2019. ISBN 9783110560855.

- [28] Příspěvatelé Wikipedie, *Výpočetní tomografie* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2018, Datum poslední revize 7. 09. 2018, 05:00 UTC, [citováno 27. 06. 2019]  
<[https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD\\_tomografie&oldid=16429646](https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie&oldid=16429646)>
- [29] FÍŘT, J., HOLOTA, L., *Digitalizace a zpracování obrazu*, článek MŠMT v rámci projektu výzkumu a vývoje LN00B084, s(5s.), 2002.
- [30] HOZMAN, J. Základní metody předzpracování obrazu. In: *Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze* [online]. Praha: ČVUT [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: [http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/Zprac\\_obr\\_prisp\\_kurz\\_UEM\\_3\\_2003.pdf](http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/Zprac_obr_prisp_kurz_UEM_3_2003.pdf)
- [31] JANÁKOVÁ, Ilona. Segmentace. In: *Multimedia Interactive Didactic System: Multimediální interaktivní didaktický systém* [online]. Computer Vision Group. Brno: Brno University of Technology [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: [http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/POV/Lectures/05\\_Segmentace.pdf](http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/POV/Lectures/05_Segmentace.pdf)
- [32] HILDRETH, Ellen C. Shadows and Anti-aliasing. In: *Computer Science: Wellesley College* [online]. © Ellen C. Hildreth. Wellesley College [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: <https://cs.wellesley.edu/~cs307/lectures/20new.html>
- [33] GONZALEZ, Rafael C. a Richard E. WOODS. *Digital Image Processing*. 3. Pearson Education, 2011, 976 s. ISBN 9780133002324.
- [34] HLAVÁČ, Václav a Milan ŠONKA. *Počítačové vidění*. Praha: Grada, 1992. ISBN 9788085424676.
- [35] FRIBERT, Miroslav. *Základy zpracování obrazu*. Vyd. 2. Pardubice: Univerzita Pardubice, 2013. ISBN 9788073955342.
- [36] MALLADI, Ravikanth. *Geometric methods in bio-medical image processing*. New York: Springer, c2002. ISBN 9783540432166.
- [37] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 10. aktualizované vydání. Praha: Maxdorf, [2015]. Jessenius. ISBN 9788073454562.
- [38] Příspěvatelé Wikipedie, *Charge-coupled device* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2019, Datum poslední revize 18. 06. 2019, 18:54 UTC, [citováno 2. 07. 2019]  
<[https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Charge-coupled\\_device&oldid=17389951](https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Charge-coupled_device&oldid=17389951)>
- [39] O'DONNELL, Chris. *From the case: Aliasing artefact causing a spurious cerebellar lesion* [online]. In: . October 24, 2016 [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/images/25767258>
- [40] ZOUL, David. Kvalita obrazu: Kontrast, rozlišení, neostrost, šum a jeho eliminace, digitalizace obrazu (kvantování a vzorkování), aliasing a antialiasing, ekvalizace. In: *SlidePlayer* [online]. 2013 [cit. 2019-07-03]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/2014160/>
- [41] *Pixels, Voxels, and Signal Intensity* [online]. In: . [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: <https://aibolita.com/cancer/49656-pixels-voxels-and-signal-intensity.html>

- [42] HORÁK, Karel. Jasové transformace In: *Multimedia Interactive Didactic System: Multimediální interaktivní didaktický systém* [online]. Computer Vision Group. Brno: Brno University of Technology [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: [http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Lectures/05\\_Jasove\\_transformace.pdf](http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Lectures/05_Jasove_transformace.pdf)
- [43] HORÁK, Karel. Geometrické transformace In: *Multimedia Interactive Didactic System: Multimediální interaktivní didaktický systém* [online]. Computer Vision Group. Brno: Brno University of Technology [cit. 2019-07-02]. Dostupné z: [http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/zvs\\_cz.php](http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/zvs_cz.php)
- [44] KRŇOUL, Zdeněk. Zpracování digitalizovaného obrazu (ZDO) – Segmentace: Úvod, prahování. In: *Úvodní stránka - KKY: Katedra kybernetiky ZČU* [online]. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, Katedra kybernetiky, 2019 [cit. 2019-07-03]. Dostupné z: <http://www.kky.zcu.cz/uploads/courses/zdo/prezentace/zdo-05.pdf>
- [45] KOLDA, Lukáš. *Bezkontaktní identifikační systém založený na obrazové analýze zkoumaného prvku*. Hradec Králové, 2016. Diplomová práce. Univerzita Hradec Králové, Fakulta informatiky a managementu, Katedra informačních technologií. Vedoucí práce Doc. Ing. Ondřej Krejcar, Ph.D.
- [46] HOZMAN, Jiří. Počítačové tomografie (CT): (historická fakta, principy, konstrukce CT systémů, metody rekonstrukce, zpracování signálů). In: *Center for Machine Perception @ CTU in Prague* [online]. Praha: České vysoké učení technické v Praze [cit. 2019-07-04]. Dostupné z: <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/ct-hozman-jk.pdf>. Úpravy Jan Kybic.
- [47] GREPL, Jakub, Jan ŽIŽKA, Tomáš KVASNIČKA, Jiří JANDURA, Jana ŠTĚPANOVSÁ, Zuzana POULOVÁ a Jaroslav STROM. *Iterativní rekonstrukce obrazu ve výpočetní tomografii*. Hradec Králové: Fakultní nemocnice Hradec Králové, 19 s. Prezentace.
- [48] ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?. *Ces Radiol.* 2011, **65**(3), 169-176. ISSN 1210-7883.
- [49] Wikimedia Commons contributors, "File:EM spectrum.svg," *Wikimedia Commons, the free media repository*, [https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:EM\\_spectrum.svg&oldid=179921766](https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:EM_spectrum.svg&oldid=179921766) (accessed July 4, 2019).
- [50] SLICHTER, Charles P. *Principles of Magnetic Resonance: Springer Series in Solid-State Sciences – Svazek I. 3*, ilustrované vydání. Springer Science & Business Media, 2013. ISBN 9783662094419.
- [51] BROWN, Robert W., Yu-Chung N. CHENG, E. Mark HAACKE, Michael R. THOMPSON a Ramesh VENKATESAN. *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design*. Second edition. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, [2014]. ISBN 9780471720850.
- [52] BUSHONG, Stewart C. a Geoffrey CLARKE. *Magnetic Resonance Imaging - E-Book: Physical and Biological Principles*. 4. Elsevier Health Sciences, 2013. ISBN 9780323277655.
- [53] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
- [54] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 9788024626451.

- [55] Symbia T Series. In: *Medical Solutions - Siemens Healthineers Global* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/cz/molecular-imaging/xspect/symbiatseries>
- [56] Annihilation. In: *Medical Imaging Training* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <http://mis.eng.miami.edu/pet/annihilation.html>
- [57] LANG, Otto, Otakar BĚLOHLÁVEK a Helena BALON. Radionuklidové metody v onkologii: Materiál pro studenty medicíny. In: *Představujeme Vám pohodlné a bezplatné nástroje pro publikování a sdílení informací* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/46349906-Radionuklidove-metody-v-onkologii.html>
- [58] The X-ray Tube. In: *Radiology Key: Fastest Radiology Insight Engine* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/the-x-ray-tube-2/>
- [59] General Electric RT-1-2 Rotating Anode Tube (ca. 1940s). In: *Oak Ridge Associated Universities* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://www.ornl.gov/ptp/collection/xraytubescoolidge/GERT12.htm>
- [60] RUNYON, Christine. Remembering Sir Godfrey Hounsfield, the Inventor of the CT Scanner. In: *Amber Diagnostics - MRI Machines, CT Scanners and Radiology Equipment for Sale* [online]. 2017 [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://www.amberusa.com/blog/remembering-sir-godfrey-hounsfield-inventor-ct-scanner>
- [61] MOORE, Craig. CT scanning. In: *SlidePlayer - Upload and Share your PowerPoint presentations* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://slideplayer.com/slide/2545984/>
- [62] Color Doppler Examination of the Heart: What is Color Doppler Ultrasound?. In: *Fetal Echo* [online]. [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <http://www.fetal.com/FetalEcho/05%20Color.html>
- [63] Echocardiography: Pulsed-Wave and Continuous-Wave Doppler. In: *Thoracic Key: Fastest Thoracic Insight Engine* [online]. [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <https://thoracickey.com/echocardiography/>
- [64] NÁDENÍČEK, Petr. Sonografie: Principy, indikace, kontraindikace, terminologie. In: *SlidePlayer - Nahrávejte a Sdílejte své PowerPoint prezentace* [online]. 2013 [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/5724628/>. Radiologická klinika, FN Brno.
- [65] BYSTROŇOVÁ, Alžběta. *Srovnání extraorálních a intraorálních radiografických bitewing snímků*. Ostrava, 2019. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - technická univerzita, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Iveta Bryjová.
- [66] LANKAŠOVÁ, Karolína. *Model dynamických kontrastních CT dat pro hodnocení lícovacích algoritmů*. Brno, 2013. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Ing. Petr Walek.

# **Zpracování medicínských a obrazových dat**

*Studijní text pro prezenční formu studia*

Ing. Iveta Bryjová

Slezská univerzita v Opavě

Opava, 2019