

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

HISTORICKÝ VÝVOJ A PŘÍNOS CT JAKO  
VYŠETŘOVACÍ METODY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor : Ivana Melicharová

Vedoucí práce : Prof. MUDr. Josef Bruna, DrSc.

Březen 2009

## **PROHLÁŠENÍ**

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

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

V Praze dne

.....

podpis autora

## **PODĚKOVÁNÍ**

Chtěla bych tímto poděkovat vedoucímu mé práce Prof. MUDr. Josefu Brunovi, DrSc. za cenné rady, připomínky a trpělivost při zpracování mé bakalářské práce.

Ivana Melicharová

## **ABSTRAKT**

### ***Historical development and contribution of CT as investigative method***

My baccalaureate work is divided into several parts. At the beginning I deal with the history of computed tomography, where I mention the names of physicists to whom the discovery of tomography is attributed. Further, I describe the structure of the computed tomograph, which is almost the same for all apparatuses, only improving towards perfection. It is perceptible in the separate generations of CT apparatuses, step by step, the number of detectors and the investigation time for patients become more convenient and thrifty in terms of radiation dose. In the investigation of computed tomography, I describe the necessary application of contrast media, their forms, types, and functions. The work concludes with a summary of the radiation dose for patients, the scope of employment for radiological assistants in the workplace of computed tomography, and a brief characterization of computed tomography with dual energy radiation.

## **OBSAH**

<b>1</b>	<b>ÚVOD.....</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>HISTORIE VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE.....</b>	<b>8</b>
<b>3</b>	<b>PRINCIP VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE.....</b>	<b>10</b>
<b>4</b>	<b>SOUČÁSTI CT ZAŘÍZENÍ .....</b>	<b>12</b>
	4.1. Zdroj záření.....	12
	4.2. Detektory záření .....	13
	4.2.1 Plynové detektory.....	14
	4.2.2. Scintilační polovodičové detektory .....	14
	4.3. Gantry, vyšetřovací stůl .....	15
	4.4. Řídící a zobrazovací počítače .....	15
	4.5. Ovládací pult, záznamová zařízení .....	15
<b>5</b>	<b>VZNIKA A REKONSTRUKCE OBRAZU .....</b>	<b>16</b>
	5.1. Stupnice denzity .....	16
	5.2. Artefakty CT obrazu .....	18
<b>6</b>	<b>GENERACE JEDNOTLIVÝCH VÝPOČETNÍCH TOMOGRAFŮ .....</b>	<b>19</b>
	6.1. Výpočetní tomograf první generace .....	19
	6.3. Výpočetní tomograf třetí generace .....	20
	6.4. Výpočetní tomograf čtvrté generace.....	21
	6.5. Helikální (spirální ) CT.....	22
	6.6. Multisllice CT .....	23
<b>7</b>	<b>PŘÍPRAVA NEMOCNÝCH K VYŠETŘENÍ.....</b>	<b>25</b>
<b>8</b>	<b>UŽITÍ KONTRASTNÍCH LÁTEK.....</b>	<b>26</b>
	8.1. Perorální podání kontrastní látky.....	26
	8.1.1. Izodenzní kontrastní látky .....	26
	8.1.2 Hypodenzní kontrastní látky .....	27
	8.1.3. Hyperdenzní kontrastní látky .....	27

8.2. Intravenózní podání kontrastní látky .....	28
<b>9 INDIKACE K CT VYŠETŘENÍ .....</b>	<b>29</b>
<b>10 RADIAČNÍ ZÁTĚŽ .....</b>	<b>29</b>
10.1. Běžné dávky záření .....	29
<b>11 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA PŘI VYŠETŘENÍ CT .....</b>	<b>30</b>
<b>12 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE DNES .....</b>	<b>31</b>
12.1. Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií .....	31
<b>13 ZÁVĚR.....</b>	<b>32</b>
<b>14 POUŽITÉ ZDROJE.....</b>	<b>33</b>
<b>15 KLÍČOVÁ SLOVA.....</b>	<b>35</b>
<b>16 SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>36</b>
<b>17 SEZNAM OBRÁZKŮ.....</b>	<b>37</b>
<b>18 SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>38</b>
<b>19 SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>39</b>

## 1 ÚVOD

Objev výpočetní tomografie znamenal obrovský pokrok ve zdravotnictví. Přinesl nové možnosti zobrazování lidského těla a postupně se stal standardním vyšetřovacím postupem, jež je pro pacienty dostupný po celé České republice. Poprvé v historii jsme mohli zobrazit parenchym a strukturu orgánů a svalů, poprvé bylo možné rozlišit cystu od maligního nádoru nebo bílou hmotu mozkovou od šedé. Kromě prostorového tomografického zobrazení je hlavní předností CT v porovnání s konvenčním rentgenovým zobrazením podstatně vyšší rozlišení stupně absorpce rtg záření. Je schopno rozpoznat a zobrazit i nepatrné rozdíly v lineárních součinitelích zeslabení X – záření, které proniká vyšetřovanou tkání. Je to dáno principem zobrazení transverzálního řezu pomocí úzkého paprsku bez ovlivnění sousedními vrstvami a elektronickou detekcí X– záření, která je schopna zachytit jemnější rozdíly a širší rozsah dynamiky, než klasický rtg film. K výbornému denzitnímu rozlišení přispívají i metody počítačové rekonstrukce a filtrace obrazu, jakož i možnosti flexibilního nastavení optimální modulace obrazu (jas, kontrast) a vyšetřovacího okna.

## 2 HISTORIE VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Objev výpočetní tomografie (computed tomography, CT) bývá vzhledem k medicínskému významu často srovnáván s významem samotného objevu „paprsků X“<sup>(10)</sup>. Teorii snímkování vrstev a analytické rekonstrukce rentgenového obrazu vypracoval v roce 1963 *Allan Mac Leod Cormack*<sup>(4)</sup>. Na tuto Cormackovu teorii navázal anglický fyzik *Godfrey Newbold Hounsfield* a v roce 1972 zkonstruoval první, klinicky použitelný, výpočetní tomograf. Zatím produkoval pouze zobrazení s malou rozlišovací schopností s maticí 80 x 80 bodů, jedno zobrazení se ještě provádělo v řádech jednotek minut, ale zanedlouho se stal jednou z nejužívanějších zobrazovacích metod. V roce 1979 byla po zásluze oběma mužům udělena Nobelova cena za převratný objev<sup>(3)</sup>.



**Obr. 1** Godfrey Hounsfield<sup>(11)</sup>



Charakteristickým rysem této nové modality byla a je skutečnost, že ve srovnání s konvenčním rtg zobrazením se dosahovalo a stále dosahuje podstatně vyšší nízkokontrastní rozlišení. Vysoké nízkokontrastní rozlišení umožňuje následně identifikovat v obrazu i velmi jemné kolísání denzity zobrazované tkáně. S cílem využít této základní vlastnosti a dosáhnout zobrazení nejen transverzální roviny ale i celého snímaného objemu byly původní jednovrstvé sekvenční systémy postupně vytlačeny systémy s helikální (spirální) akvizicí. Konstrukce helikálních systémů byla podmíněna využitím „slip- ring“ technologie gantry. Další zvyšování požadavků na co nejefektivnější sběr obrazových dat (cíl : v co nejkratším čase sejmout co největší objem) vedlo k vícevrstvé akvizici a konstrukci „multi – slice“ CT. Původní, prosté znásobení jedné řady detektorů na řady dvě (1992), bylo nahrazeno mozaikovým charakterem matice detektorů pevné fáze. Postupně byly od roku 1998 komerčně dostupné 2, 4, 6 a 8-mi vrstvé systémy, od roku 2002 pak 16-ti vrstvé a od roku 2003 mají lékaři možnost pracovat s 64 vrstevnými CT. Současně se zvětšováním počtu simultánně snímaných vrstev se zkracovala akviziční doba až na cca 0,3 s/ 360°. Moderní CT se tak stávají modalitami zobrazující objem (3D), hovoří se o tzv. „volume CT“ (VCT). Vyrůstá význam 3D a MPR (multiplanární) rekonstrukce obrazu a tím i požadavek na snímání co nejtenčích tomografických vrstev <sup>(5)</sup>.

### 3 PRINCIP VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Název tomografie pochází z řeckého „*tomeo*“ - řezat. Při klasické tomografii pořizujeme vrstevné snímky – tomogramy. Na tvorbě tomogramu se zde podílí rentgenka, kazeta s filmem a vyšetřovaný objekt. Rentgenka a kazeta s filmem vykonávají během expozice sdružený protichůdný pohyb kolem osy otáčení, která leží v námi zvolené zobrazované vrstvě. U klasické analogové tomografie šířku (tloušťku vrstvy) určuje délka dráhy pohybu rentgenky při expozici; čím je dráha delší, tím je vrstva tenčí. U jednoduchých tomografií se pohybuje rentgenka po přímce a šířku vrstvy určuje úhel kyvu. U speciálních tomografií vykonává rentgenka složitější pohyb, tedy kruh, elipsu nebo hypocykloid či spirálu. Tento pohyb se může dít při malém nebo velkém úhlu sklonu rentgenky. Bude – li se např. rentgenka pohybovat po hypocykloidu, bude dráha rentgenky větší při sklonu rentgenky  $40^\circ$  než při sklonu  $20^\circ$ . S dráhou rentgenky při expozici souvisí i „rozmazávání“ všech bodů, které jsou mimo zvolenou vrstvu ( úmyslná pohybová neostrost). Body mimo vyšetřovanou vrstvu se zobrazí na různých místech filmu („rozmažou se“). Body z roviny proložené osou otáčení se promítají do stále stejného místa pohybujícího se filmu. Tento efekt je tím dokonalejší, čím je dráha pohybu rentgenky složitější a čím jsou body vzdálenější od roviny proložené bodem otáčení <sup>(10)</sup>.

Rentgenové záření nedopadá na rentgenový film, jak je tomu při klasické tomografii, ale na čidla – detektory. Nejčastěji se jako čidla používají polovodičové prvky a ionizační xenonové komory. V počátcích výpočetní tomografie se používaly scintilační detektory tvořené kombinací scintilačních krystalů a fotonásobičů. Čidla měří intenzitu prošlého rentgenového záření ve vyšetřované vrstvě z různých úhlů a zároveň řada referenčních čidel měří intenzitu vyslaného záření, které neprošlo objektem. Údaje z čidel jsou zesíleny a v číslicové podobě zpracovány počítačem<sup>(1)</sup>. Po zpracování celé řady získaných sumárních číselných údajů se rekonstruuje číselná síť (matice). Číselné údaje jednotlivých bodů matice odpovídají prošlému záření zachyceného detektory. Nazýváme je Hounsfieldovým absorpčním koeficientem, který je srovnatelný s absorpčním koeficientem klasickým. Jednotlivým absolutním

hodnotám je ve dvourozměrném obraze přiřazen různý stupeň šedi. Absorbující materiály tvoří v CT obraze světlé, až bílé plošky, málo absorbující části těla vidíme jako tmavá políčka <sup>(10)</sup>.

Rozlišovací schopnost výpočetní tomografie (0,5 – 1 pár čar na milimetr) je v porovnání s analogovým obrazem (5 – 8 párů čar na milimetr) omezená. Je určena velikostí zobrazovaného pole (*field of view*, FOV) a maticí. Těžiště CT ale není v rozlišení geometrickém, nýbrž v rozlišení kontrastů. Díky možnosti přesného stanovení denzity tkání (absorpce) má v tomto ohledu CT před analogovým zobrazováním významnou převahu. Denzita tkání je měřena v jednotlivých objemech (voxel) a tyto objemy jsou stavebními kameny následné rekonstrukce. Je třeba zdůraznit, že údajů o maximálním prostorovém a denzitním rozlišení uváděných u jednotlivých CT přístrojů nelze nikdy dosáhnout současně. Při maximálním prostorovém rozlišení se výrazně zhorší rozlišení denzitní a naopak <sup>(10)</sup>.

## 4 SOUČÁSTI CT ZAŘÍZENÍ

CT přístroje mají mnoho konstrukčních rozdílů, základní prvky jsou však shodné pro všechny CT zařízení. Je to:

1. vyšetřovací stěna – gantry, obsahující snímací systém detektorů, rtg zářič, pohonná a řídicí ústrojí, kolimační systémy, u některých přístrojů i generátor rtg zařízení
2. polohovací lůžko pacienta
3. řídicí a zobrazovací počítač
4. obslužný pult s monitory
5. generátor vysokého napětí
6. dokumentační zařízení (nejčastěji multiformátová nebo laserová kamera) <sup>(10)</sup>

### 4.1. Zdroj záření

Principálně je výpočetní tomografie založena na měření absolutních hodnot absorpce záření, prošlého lidským tělem. Výpočetní tomografie tedy proměřuje absorpci rtg záření ve tkáních a tím stanoví jejich přesnou hustotu čili denzitu. Absorpce primárního paprsku není závislá pouze na absorpčním koeficientu tkání (tedy na jejich hustotě apod.), ale i na energii primárního záření. Protože ve tkáních se různě absorbují rentgenové paprsky s krátkou a dlouhou vlnovou délkou (měkké a tvrdé záření), je žádoucí pro přesnost měření používat jako primární záření monochromatický svazek.

Rentgenka produkuje záření o různých vlnových délkách. Teoreticky by bylo ideální pro výpočetní tomografii používat záření radionuklidu. Jelikož ale žádný známý radionuklid neemituje záření v potřebných vlnových délkách, musíme použít záření emitované rentgenkou. Je ale nutno ze svazku záření maximálně odfiltrovat méně energetické složky s velkou vlnovou délkou. Při filtraci primárního svazku není

oslabována jenom část spektra s dlouhou vlnovou délkou, ale i paprsky o žádoucí vlnové délce. Proto je při každém zvýšení filtrace nutno zvýšit i celkové množství emitovaných paprsků. K omezení vlastního vzniku máloenergetického záření rentgenka pracuje většinou s tvrdým zářením o napětí 120 – 140 kV. Pro omezení negativního působení značného množství vzniklého tepla se rentgenka pro výpočetní tomograf obsluhuje pulzně a využívá dokonalý systém chlazení <sup>(10)</sup>.

#### **4.2. Detektory záření**

Vlastnosti detektorů používaných v CT přístrojích k převedení intenzity toku dopadajících rentgenových paprsků na elektrický signál jsou velmi důležité a ovlivňují výslednou kvalitu obrazu. Z tohoto důvodu jsou na kvalitu a vlastnosti detektorů a k nim připojené elektroniky kladeny vysoké nároky. Mezi tyto požadavky patří široký, dynamický rozsah použití, vysoká kvantová detekční účinnost, vysoká luminiscenční účinnost, vysoká geometrická účinnost a rychlá časová odezva detektorů spojená s krátkou dobou trvání signálu. Důležité jsou také dobré šumové vlastnosti elektroniky. Z mechanického a chemického hlediska by měl být materiál detektorů mechanicky dobře a přesně opracovatelný, s malou tepelnou roztažností, netoxický nebo málo toxický a odolný vůči vlhkosti <sup>(7)</sup>.

Detektory zachycují absolutní množství rentgenového záření prošlého pacientem. Intenzita záření je po průchodu pacientem oslabena <sup>(10)</sup>. Toto oslabení je závislé na atomovém čísle prvků v tkáni a na anatomické struktuře tkání. Dopadající intenzitu záření detektory přeměňují na elektrický analogový signál, úměrný velikosti dopadajícího záření. Po přeměně analogové hodnoty do digitální (číselné) podoby (analogově – digitální převodník) se informace ve formě tzv. hrubých (surových) dat (*raw data*) předává dále ke zpracování obrazovému počítači. Tyto číselné údaje jsou základními stavebními kameny budoucího obrazu <sup>(10)</sup>.

Pro detekci fotonů při výpočetní tomografii se používají plynové nebo pevné scintilační detektory. V současné době nejlepších výsledků dosahují detektory keramické, které jsou zatím výrobně nejnáročnější, tudíž i nejdražší <sup>(10)</sup>.

#### 4.2.1 Plynové detektory

Plynové detektory jsou vysokotlaké nádoby, naplněné pod tlakem  $10\text{--}20 \times 10^5$  Pa xenonem. Pracují na principu ionizačních komůrek; dopadající fotony rentgenového záření v nich vyvolávají přiměřenou ionizaci, jejíž intenzita se dá změřit. Pro správný provoz potřebují stálý tlak plynu, tedy i ohřev na stálou teplotu, za provozního napětí  $500\text{--}1000$  V <sup>(4)</sup>. Konstrukčně je plynový detektor tvořen jednou nádobou s neúplnými přepážkami. Přepážky vytváří funkční samostatné komůrky. Jejich neúplnost zajišťuje naprostou rovnoměrnost tlaku plynu ve všech komůrkách. Velkou výhodou plynových detektorů je, že nemají tendence k „dozařování“ (tj. ovlivnění naměřených hodnot předchozím kvantem fotonů). Proto se hodí i pro velmi krátké expozice. Nevykazují také tepelnou závislost. Oproti scintilačním detektorům je nevýhodou jejich nižší kvantová účinnost <sup>(10)</sup>.

#### 4.2.2. Scintilační polovodičové detektory

Scintilační detektory jsou tvořeny samostatnými krystaly na bázi polovodičů <sup>(10)</sup>. Jsou to asi 5mm široké krystaly vizmutgermaniové ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ), cesiumjodidové (CSJ) apod. Krystal reaguje na dopad fotonu rentgenového záření zábleskem, který převádí na velmi slabý elektrický proud (řádově jen kolem  $10^{-13}$  A pro jeden foton). Vzniklý nepatrný elektrický impuls se zesílí a slouží jako číselný údaj pro další zpracování <sup>(4)</sup>.

Vlastní scintilační krystal je buď přímo spojen s fotonásobičem nebo světlocitlivým polovodičem. Rozdílem také je, že oproti plynovým detektorům, které je nutno zahřívat na určitou stálou teplotu, scintilační krystaly musíme chladit. Intenzita jejich signálu je závislá na jejich teplotě <sup>(10)</sup>. Dají se však lépe vyclonit než plynové detektory a mají větší kvantovou účinnost <sup>(4)</sup>.

Obecně mají scintilační krystaly poněkud vyšší nežádoucí „dozařování“ po dopadu fotonu. Toto dozařování se musí vhodně tlumit. Provozně jsou scintilační

detektory méně citlivé na otřesy, což je při jejich rotacích za provozu CT velmi vítané<sup>(4)</sup>.

#### **4.3. Gantry, vyšetřovací stůl**

Nedílnými součástmi CT přístroje je vyšetřovací tunel (gantry) a úložný stůl. Gantry je vertikální část stativu, která je v základní poloze kolmá k úložné desce stolu, přičemž je možno ji u většiny přístrojů v omezeném úhlu (max. +/- 30°) sklápět podél horizontální osy. V gantry je uložena rentgenka s krytem a chladícím systémem, soubor detektorů a zařízení pro pohyb rentgenky a detektorů během expozice. Ve středu gantry je kruhový otvor o průměru 50 – 70 cm, do něhož se zasouvá úložná deska stolu. Po celém obvodu otvoru gantry je úzká štěrbina pro průchod záření. Vyšetřovaná vrstva se musí ocitnout v úrovni této štěrbině. Většina CT přístrojů má optický kříž pro nastavení linie štěrbině. Nemocný leží vodorovně na vyšetřovacím stole s motoricky pohyblivou úložnou deskou, která se pohybuje ve dvou směrech <sup>(10)</sup>.

#### **4.4. Řídící a zobrazovací počítače**

Moderní CT přístroje pracují s vysoce výkonnými počítači. Řídící počítač synchronizuje a koordinuje soubor funkcí celého zařízení. Do zobrazovacího zařízení přicházejí údaje v číslcové podobě a prodělávají v něm potřebná matematická zpracování a korekce <sup>(10)</sup>.

#### **4.5. Ovládací pult, záznamová zařízení**

Ovládací pult CT přístroje je rozhodující obslužnou a komunikační složkou CT zařízení, pomocí které se zadávají základní podmínky vyšetření. Dialog s počítačem, který nabízí možnosti dalšího postupu, sledujeme na obrazovce monitoru. Důležitá je i možnost komunikace s vyšetřovnou rozhlasem, průmyslovou televizí apod <sup>(10)</sup>.

## 5 VZNIKA A REKONSTRUKCE OBRAZU

Základním principem, na němž je založeno zobrazení výpočetní tomografií, je princip denzitometrický – pomocí detekčního systému je změřen úbytek záření, pohlcený prostředím, mezi rentgenkou a detektorem. Z mnohonásobné projekce jsou získána data o pohlcení záření v tkáni. Matematicky se vytvoří matice bodů, jež se nazývají obrazové body – pixely (picture element). Ve skutečnosti odpovídají hranolům, jejichž výška je dána kolimací, tj. tloušťkou vyšetřované vrstvy - tyto hranoly nazýváme voxely (volume element). Celé zobrazení v jednom řezu je dáno tedy čtyřrozměrnou maticí – první rozměr je poloha v ose X, druhý rozměr je poloha v ose Y, třetí Z-rozměr je šířka kolimace a čtvrtým rozměrem je míra zeslabení záření v daném bodě prostoru – tzv. denzita.

Nejmodernější multidetektorové přístroje již pracují s izotropním polem dat. Znamená to, že Z-rozměr voxelu se blíží rozměrům příčným a že z tohoto pole dat je možno rekonstruovat obraz v libovolné rovině bez ztráty informace<sup>(3)</sup>.

### 5.1. Stupnice denzity

Denzita v prostoru je definována pomocí stupnice, nazvané podle konstruktéra prvního výpočetního tomografu – Hounsfieldova stupnice, jednotku nazýváme Hounsfieldova jednotka – HU (podle angl. Hounsfield unit). Jde o úsečku, která je rozdělena na 4096 stupňů. Ve stupnici jsou definovány dva základní body -1000 HU pro hodnotu denzity vzduchu a numerický střed 0 HU pro denzitu vody. Hodnoty 3096 dosahují kovy a neředěná kontrastní látka. Denzity jednotlivých kání leží v rozpětí intervalu -1000 až +3096 HU<sup>(3)</sup>.

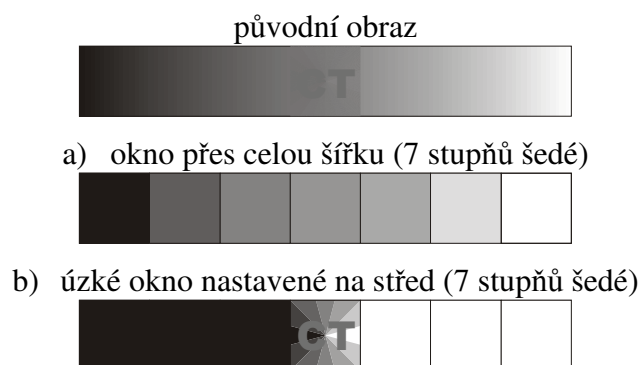
Běžné denzity tkání, orgánů a patologických ložisek jsou seřazeny v následující tabulce:



Objekt		denzita HU		
vzduch	-	1000		
tuk	-	40	až -	120
voda		0		
cysta	+	0	až +	15
žluč	+	5	až +	10
mozkomíšní mok	+	3	až +	14
otok mozku	+	18	až +	26
nekrózy	+	19	až +	25
metastázy	+	25	až +	50
nádory	+	30	až +	50
ledviny	+	30	až +	37
játra	+	40	až +	68
slezina	+	45	až +	55
kompaktní kost	+	1000	a více	

**Tab. 1** Denzity tkání, orgánů a patologických ložisek <sup>(10)</sup>

Rozdíly v denzitě jednotlivých bodů zobrazení se vizualizují pomocí stupňů šedi <sup>(3)</sup>. Rozsah snímání absorpčních koeficientů a jejich převod na stupně šedi se nastavuje „okénkem“ (window). Podle tkání, které se mají zobrazit, se nastavuje „úroveň okénka“ (window level), synonymem je „střed okénka“ (window center). Nad touto úrovní a pod ní se ještě nastaví šíře (window width) denzitního záběru struktur, které mají být zobrazeny v jednotlivých odstínech šedé škály. Struktury s denzitou nad horní hranicí okénka se zobrazí bíle, pod dolní hranicí černě. V praxi musíme úroveň a šíři okénka měnit podle předmětu zájmu. Střed okénka volíme tak, aby odpovídal denzitě tkáně či orgánu, který je středem zájmu našeho vyšetření. Šíři okénka nastavujeme podle předpokládané maximální a minimální denzity tkání ve vyšetřované oblasti. Chceme-li získat kontrastnější obraz, okénko zúžíme a naopak. Čím užší okénko volíme, tím jemnější rozdíl v denzitě tkání můžeme zobrazit. Zúžením okénka ale též snížíme informační hodnotu o strukturách s denzitou mimo oblast okénka a obraz je zrnitější <sup>(10)</sup>.



**Obr. 2** Obrázek demonstruje důležitost nastavení správného okna pro hodnocení. V prvním případě (a) detail úplně zaniká, ale získáváme správný dojem o celku. V druhém případě (b) vidíme kontrastně detail, ale celková představa se vytrácí <sup>(9)</sup>

## 5.2. Artefakty CT obrazu

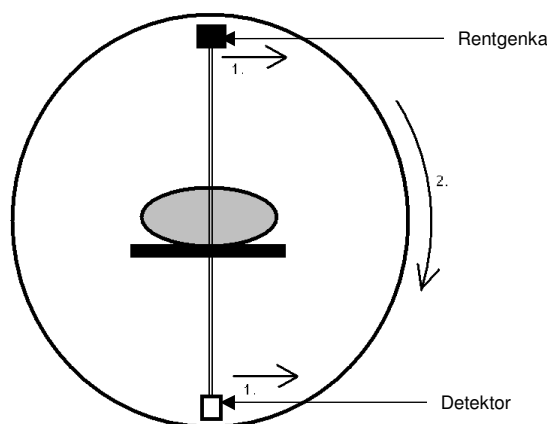
Kvalitu výpočetního tomogramu může snížit řada negativních vlivů.

*Pohybové artefakty* vedou při náročném a přesném kalkulačním a rekonstrukčním procesu k ještě vážnějšímu zkreslení obrazu, než v analogovém rentgenovém obraze <sup>(4)</sup>. Některým takovým artefaktům se nelze vyhnout (pulzace srdce a větších cév). Většina je však podmíněna nespoluprací nemocného (neklid, artefakty z pohybu bránice při neschopnosti zadržet dech). I přesto, že jsou přístroje vybaveny softwarovými programy, majícími za úlohu potlačení pohybových artefaktů, musíme vždy sami dbát o jejich účinnou redukci <sup>(10)</sup>.

## 6 GENERACE JEDNOTLIVÝCH VÝPOČETNÍCH TOMOGRAFŮ

### 6.1. Výpočetní tomograf první generace

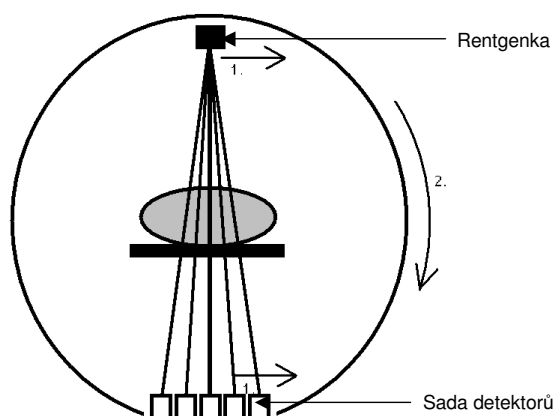
U systému první generace je rentgenka pevně spojena s jedním nebo dvěma detektory ionizujícího záření a během snímkování vykonává systém rentgenka-detektor dvojí pohyb, a to posun (translaci) a otáčení (rotaci). Systém se proto nazývá translačně rotační. Vyšetřovaný je postupně prozařován úzkým „tužkovým“ svazkem rentgenových paprsků z jedné strany na druhou. Tím se získá jedna řada hodnot. Potom se systém rentgenka-detektor pootočí o konstantní úhel a prozáření se opakuje při postupu v opačném směru. Celý děj se opakuje, až se systém rentgenka-detektor otočí o  $180^\circ$ . Nevýhodou tohoto systému je, že doba snímkování nutná pro získání údajů dostačujících pro vytvoření obrazu jednoho skenu je příliš dlouhá, několikaminutová <sup>(1)</sup>.



**Obr. 3** U CT 1. generace vykonává rentgenka pevně spojená s detektorem nejprve posuvný (1.) pohyb, pak následuje rotace (2.) celého systému <sup>(11)</sup>

## 6.2. Výpočetní tomograf druhé generace

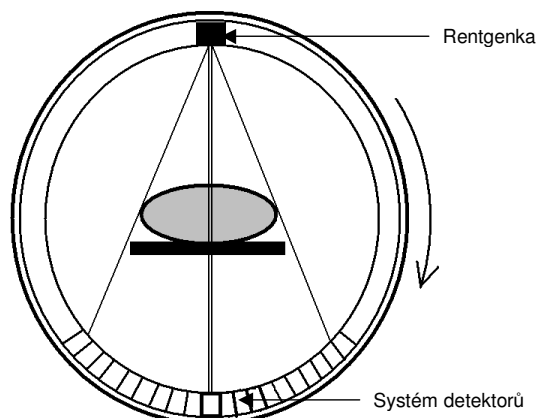
Druhá generace CT přístrojů zachovala translačně rotační systém pohybů. Měření se prováděla po otočení o menší úhel, za použití širšího svazku záření. Počet detektorů byl větší a byly upevněny na sektorové matici. Expoziční časy klesly na 50 – 10 s <sup>(10)</sup>.



**Obr. 4** CT 2. generace: rentgenka je pevně spojena s několika detektory <sup>(11)</sup>

## 6.3. Výpočetní tomograf třetí generace

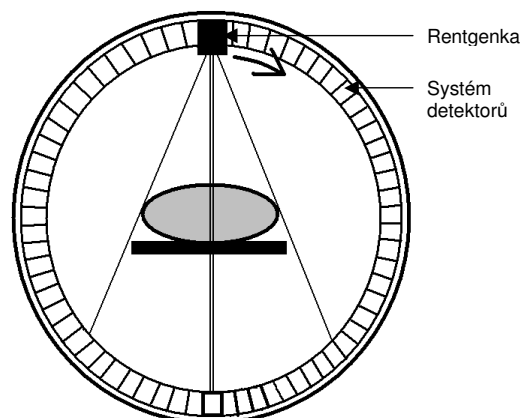
K dalšímu zkrácení vyšetření došlo po zavedení třetí generace CT přístrojů. Ty již pracovaly s vějířovitým svazkem, který byl schopen obsáhnout celý průřez vyšetřovaného objemu, čímž odpadla nutnost translačního pohybu detektorů. Naproti rentgence byla na společné rotační ose soustava detektorů uspořádaná do oblouku. Během vyšetření celý systém rentgenka-detektory rotoval okolo pacienta a jednotlivé projekce byly získávány buď pulsací rentgenového svazku nebo velmi rychlým vzorkováním signálu detektorů. Doba potřebná k získání projekcí v rozsahu 0° až 360° se zkracovala <sup>(7)</sup>.



**Obr. 5** CT 3. generace: systém detektorů, pohybující se společně s rentgenkou, umožňuje prozářit najednou celou tomografickou vrstvu <sup>(11)</sup>

#### **6.4. Výpočetní tomograf čtvrté generace**

Téměř současně s třetí generací spatřila světlo světa generace čtvrtá. Rovněž zde byla eliminována nutnost používat translaci detektorů. Základem této generace přístrojů byla rotující rentgenka a stabilní prstenec detektorů po celém obvodu dráhy rotace rentgenky. V době svého vzniku byly časy potřebné k získání projekcí v rozsahu  $0^\circ$  až  $360^\circ$  obdobné jako u generace třetí. Nevýhodou čtvrté generace však bylo to, že větší část detektorů byla v každém okamžiku mimo rentgenový svazek, problémy rovněž způsobovalo i složitější mechanické vyvážení rotující části systému. Tato vývojová větev CT systémů se ukázala jako slepá a v současné době není v prodeji žádný CT systém čtvrté generace <sup>(6)</sup>.



**Obr. 6** CT 4. generace: pohyb vykonává pouze rentgenka <sup>(11)</sup>

### 6.5. Helikální (spirální) CT

Z třetí generace CT přístrojů se v devadesátých letech 20. století vyvinula nová kategorie CT přístrojů – tzv. helikální nebo též spirální CT. Tento název přístroje získaly díky tvaru trajektorie vyšetřované vrstvy. Během vyšetření rentgenka kontinuálně rotuje kolem své osy a zároveň dochází k posouvání stolu s pacientem, dráha rentgenky se tedy jeví jako spirála <sup>(7)</sup>.

Rekonstrukce obrazu se provádí zpětně, po získání všech dat <sup>(11)</sup>.

U helikálních CT se objevuje další parametr pro skenování a tím je *pitch*. Jedná se o bezrozměrné číslo, které vyjadřuje poměr mezi posunem stolu za jednu rotaci ku kolimaci vrstvy. Pro 3D rekonstrukce je vhodnější větší hodnota *pitch*, která zajistí lepší podélnou prostorovou rozlišovací schopnost. Toho se dá dosáhnout zúžením kolimace vrstvy, což však vyžaduje větší radiační zátěž pro pacienta, proto je nutno vždy přínos tohoto postupu zvážit <sup>(1)</sup>.

Vývoj helikálních CT přístrojů začal u jednovrstvého (single-slice) helikálního CT a v současné době pokračuje vývojem stále výkonnějších vícevrstvých (multi-slice) helikálních CT <sup>(7)</sup>.

Výhody spirálních systémů dané zkrácením času vyšetření:

- získání objemových dat během jednoho nádechu
- zvýšení pohodlí pacienta
- možnost použití v kritických případech a v pediatrii
- zvýšení počtu vyšetření a tím ekonomizace provozu pracoviště

Výhody spirálních systémů dané kontinuální akvizicí objemových dat:

- obraz lze rekonstruovat v libovolné pozici na ose z (libovolné transversální rovině)
- zlepšení diagnostiky malých lézí
- zlepšení kvality multiplanární rekonstrukce
- odstranění nutnosti opakovat vyšetření <sup>(11)</sup>

## **6.6. Multislice CT**

Svým nástupem do klinické praxe počátkem 90. let minulého století způsobila technologie multislice CT (MSCT) revoluci v CT diagnostice. Výrazně vyšší rychlost skenování oproti single- slice spirálním CT (SSCT) přináší jednak větší průchodnost pacientů, ale také možnost vyšetřovat rychle se pohybující orgány jako je například srdce. Nárůst rychlosti skenování s MSCT je umožněn díky zvýšené rychlosti rotace rentgenky (současné MSCT dosahují běžně doby rotace 0,5 s) a většímu množství najednou pořizovaných řezů. Rychlost skenování 16-slice CT s dobou rotace 0,5 s je 32 krát vyšší než u SSCT s dobou rotace 1 s (stejná tloušťka řezu a pitch faktor). Multislice technologie umožňuje díky pořízení většího množství tenkých řezů v krátkém čase

běžně provádět tzv. izotropické zobrazování. To znamená, že prostorové rozlišení pořízeného skenu je shodné ve všech třech směrech <sup>(7)</sup>.

Tato moderní technologie však nepřináší pouze výhody. Objevují se specifické artefakty způsobené jak větším množstvím najednou snímaných řezů, tak také axiální šířkou svazku, který již není tím tenkým vějířem jako u SSCT, ale stává se spíše kuželovitým svazkem. Nevýhodou je také často vyšší radiační zátěž pacienta, způsobená nutností pořídit několik řezů před a za skenovaným objemem těla, aby byl obraz správně zrekonstruován <sup>(7)</sup>.



## 7 PŘÍPRAVA NEMOCNÝCH K VYŠETŘENÍ

V zásadě je příprava nemocných k vyšetření výpočetní tomografií poměrně jednoduchá a nevyžaduje žádnou zvláštní přípravu. Pouze při vyšetření břicha je nezbytné, aby nebyly ve střevě zbytky síranu barnatého, vyvolávajícího výrazné artefakty, které znehodnocují obraz. Je důležité, aby se celé vyšetření provedlo bez rušivých pohybů. Při vyšetření trávicí trubice je dobré omezit peristaltiku střev podáním 2 – 3 ml Buscopanu, který je aplikován krátce před samotným výkonem. U neklidných pacientů nebo u malých dětí, s kterými není možná spolupráce, je nutné přistoupit k celkové narkóze nebo alespoň ke zklidnění sedativy.

Vzhledem k tomu, že se většina vyšetření výpočetní tomografií provádí jak v nativním obraze, tak i po intravenózním podání kontrastní látky, doporučuje se, aby nemocní alespoň tři hodiny před vyšetřením nejedli. Lačnost před vyšetřením je také vyžadována u těch dětí, u kterých přichází v úvahu celkové znecitlivění <sup>(1)</sup>.

## 8 UŽITÍ KONTRASTNÍCH LÁTEK

Velmi brzy po zavedení CT do běžné praxe se poznalo, že se ani tato metoda neobejde bez aplikace kontrastních látek, a to jak perorálně, tak i intravenózně<sup>(3)</sup>. Největší podíl v rutinním použití KL mají intravenózně podané nefrotropní jodové kontrasty<sup>(10)</sup>.

### 8.1. Perorální podání kontrastní látky

Náplň trávicí trubice pomocí KL je významnou součástí vyšetřovacího postupu při CT vyšetření břicha, případně hrudníku (jícen). Původně měla perorálně podaná KL naplnit kličky tenkého i tlustého střeva tak, abychom je mohli odlišit od ostatních orgánů. V nativním CT obraze má stěna trávicí trubice podobnou denzitu jako svalovina, uzliny a parenchymatózní orgány dutiny břišní. Navíc obsah tenkého i tlustého střeva tyto denzity ještě více modifikuje. Rozvoj kvality přístrojů dnes ale jednoznačně dospěl do fáze, kdy je trávicí trubice při CT vyšetření plnohodnotným orgánem a ne rušivým zdrojem artefaktů. Naopak, řádným naplněním jícnu, žaludku, dvanáctníku, tenkého a tlustého střeva kontrastní látkou se snažíme dosáhnout optimální distenze těchto orgánů. Dnes používané kontrastní látky dělíme na :

1. izodenzní (voda, metylcelulóza)
2. hypotenzní – negativní (tukové kontrastní látky, vzduch)
3. hypertenzní – pozitivní (jodové či baryové)<sup>(10)</sup>

#### 8.1.1. Izodenzní kontrastní látky

Izodenzní tekutiny neobsahují bubliny oxidu uhličitého, proto jsou vhodné při vyšetření trávicí trubice dětí i dospělých. Výhodou je nízká cena a možnost použití i při podezření na krvácení do dutiny břišní či trávicí trubice (denzita vody nepřekryje denzitu krve).

Nevýhodou je mnohdy právě nízká denzita a také to, že voda se postupně v trávici trubici vstřebává a naplnění kliček jejunu a ilea je pak velmi nepatrné <sup>(10)</sup>.

### 8.1.2 Hypodenzní kontrastní látky

Tukové roztoky používané jako perorální KL jsou husté suspenze, které se zatím využívají zejména experimentálně. Náplň trávici trubice má negativní denzitu okolo -100 HU. Zřetelné odlišení trávici trubice a stabilita v celém rozsahu tenkého i tlustého střeva jsou hlavní výhody těchto kontrastních látek.

Nevýhodou, vedle jejich vysoké ceny a nedostupnosti, je hlavně špatná tolerance pacienty (po padání se objevují průjmy) a v některých případech je jejich podání dokonce kontraindikované <sup>(10)</sup>.

### 8.1.3 Hyperdenzní kontrastní látky

Pozitivní kontrastní látky používáme při CT vyšetření relativně nejčastěji <sup>(10)</sup>. K perorální aplikaci užíváme vodní roztoky jodu typu Verografinu. Protože by však jeho koncentrace (60%, případně 76%) působila četné artefakty pro příliš velké rozdíly denzit, je nutno ho ředit vodou v poměru 1 : 30. Obvykle podáváme 10 ml Verografinu ve 300 ml vody <sup>(3)</sup>.

Jodové kontrastní látky mají však některé zásadní nevýhody. Například velmi nízká koncentrace podávaných roztoků. Pak i malá chyba v ředění vede k výrazné změně denzity roztoku a tím k ovlivnění kvality vyšetření.

Jako mnohem výhodnější se jeví baryové kontrastní látky. Dají se snadno a přesně ředit a pacienty jsou velmi dobře snášeny. Jsou však finančně nákladnější <sup>(10)</sup>.

## **8.2. Intravenózní podání kontrastní látky**

K intravenózní aplikaci užíváme rovněž Verografin 60% nebo 76%. Vyšetření provádíme nejdříve nativně a znovu po nitrožilní aplikaci Verografinu v množství 40 - 80 ml <sup>(3)</sup>. Dvojí vyšetření se provádí z toho důvodu, že některá patologická ložiska jsou izodenzní, to znamená, že jejich denzita je stejná jako okolní zdravá tkáň orgánu a v nativním obraze nejsou viditelná.

Intravenózní aplikace kontrastní látky se také využívá pro odlišení cév od okolních struktur, zobrazení aorty, ale také srdečních oddílů <sup>(1, 11)</sup>.

## 9 INDIKACE K CT VYŠETŘENÍ

Maximum indikací k akutnímu vyšetření výpočetní tomografií představují náhlá onemocnění, úrazy páteře, mozku a míchy, tupá poranění břicha s podezřením na krvácení do břišní dutiny, sleziny nebo ledviny, podezření na pooperační komplikace, infarkty ve slezině a ledvinách <sup>(3)</sup>.

## 10 RADIAČNÍ ZÁTĚŽ

Stinnou stránkou používání CT je, stejně jako u standardního rentgenu, ozáření radioaktivním zářením. Dávka radiace, kterou pacient dostane při vyšetření, závisí na několika faktorech: objem zkoumané oblasti, fyzické vlastnosti pacienta, počet a typ skenování, a požadovaná přesnost a kvalita zobrazení <sup>(6)</sup>.

### 10.1. Běžné dávky záření <sup>(6)</sup>

Vyšetření	Běžná efektivní dávka (mSv)
Rentgen hrudi	0.02
CT hlavy	1.5
Břicho	5.3
Hrudník	5.8
Hrudník, břicho a pánev	9.9
CT vyšetření tlustého střeva	3.6 - 8.8

**Tab. 2** Běžné dávky záření

## 11 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA PŘI VYŠETŘENÍ CT

Úloha radiologického laboranta je pro správný průběh a výsledek CT vyšetření velmi významná. Náležitě teoreticky a prakticky erudovaný laborant je schopen zabezpečit bezprostřední přípravu nemocného před vyšetřením ( podání KL per os), zjistit splnění podmínek dovolujících podání KL i. v. (alergická anamnéza, dostatečně dlouhé lačnění – 6 hodin) a spolupracovat při jejím podání. Dále správně instruovat a celkově působit na nemocného, aby zamezil vzniku subjektivně ovlivnitelných pohybových artefaktů při skenování. Pečlivé zadání osobních dat nemocného, jeho polohování, nastavení oblasti zájmu, vyšetřovací roviny a volba skenovacích a obrazových parametrů jsou dalšími významnými úkoly laboranta. Stejně důležitou úlohou je však i provádění následné manipulace s obrazy včetně rutinně používaných obrazových rekonstrukcí, archivování obrazů a zhotovování obrazové dokumentace ve správně zvoleném nastavení okna<sup>(10)</sup>.

## 12 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE DNES

### *12.1. Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií záření*

Zavedením CT se dvěma zdroji záření bylo nejprve užito v zobrazování srdce, obě rentgenky používají při tomto typu zobrazení stejné napětí. Pokud zdroje záření využívají rozdílné voltáže - 80 a 140 kV - je umožněna diferenciací látek podle rozdílné absorpce záření X o dvou odlišných energiích. Fyzikálně-chemická analýza látky pomocí CT s duální energií (dual-energy CT - DECT) může být využita v detekci a kvantifikaci obsahu chemických prvků v tkáních. V současnosti je nejpokročilejší aplikací DECT analýza vápníku a jódu. Díky zvláštnímu chování jódu dovoluje DECT analýza určit obsah jódu v tkáni. Při vyhodnocení dat duální energie může být denzita tkáně rozložena na složku příslušnou (virtuální nativní) tkáni a obsahu jódu. Analýza denzity tkáně (také nazývaná tkáňová dekompozice) umožňuje hodnocení vaskularizace tkání nebo perfuze parenchymu plic <sup>(2)</sup>.

## 13 ZÁVĚR

Výpočetní tomografie zaznamenala obrovský rozmach v polovině 70. let minulého století. Zpočátku bylo hlavním cílem především dosažení vyššího prostorového rozlišení a také rychlejšího skenování. Mezi nejčastěji užívané přístroje dnes patří helikální (spirální) přístroje. Metoda spirálního CT umožnila lepší vytváření 3D rekonstrukcí a také urychlila celou proceduru získávání snímků. V současné době však dochází k vývoji takových systémů, které by umožnily v co nejkratším čase sejmout co největší objem a v co nejtenčích tomografických řezech. K takovým systémům patří multi-slice CT, které umožňují získávání více řezů v jednom okamžiku, čímž urychlují celý proces a kladou menší nároky na spolupráci pacienta. Cílem práce bylo popsat první, historické CT přístroje a jejich porovnání s dnešními, multidetektorovými přístroji.



## 14 POUŽITÉ ZDROJE

- 1 BRUNA, Josef, SEHR, Alois. *Celotělová výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1988. 392 s. ISBN 08-033-88.
- 2 FERDA, Jiří, FLOHR, Thomas, KREUZBERG, Boris. *Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií záření - první zkušenosti z klinického využití* [online]. 2008 , 2008 [cit. 2009-03-05]. Dostupný z WWW: <<http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=152>>. ISSN 1210-7883.
- 3 FERDA, Jiří, NOVÁK, Milan, KREUZBERG, Boris. *Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha : Galén, Karolinum, 2002. 663 s.
- 4 KOLÁŘ, Jaromír, AXMANN, Karel, NEUWIRTH, Jiří. *Radiodiagnostické metody s využitím počítačů*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1991. 160 s. ISBN 08-011-91.
- 5 Minulost, současnost a budoucnost CT zobrazovacích systémů firmy Toshiba. *Praktická radiologie*. 2004, č. 4, s. 14-15.
- 6 *Počítačová tomografie* [online]. 2001 , 16.1.2009 [cit. 2009-03-05]. Český. Dostupný z WWW: <[http://cs.wikipedia.org/wiki/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1\\_tomografie](http://cs.wikipedia.org/wiki/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1_tomografie)> .
- 7 PTÁČEK, Jaroslav. Multislice CT. *Praktická radiologie*. 2007, č. 7, s. 8-14.
- 8 *Radiodiagnostika : Počítačová tomografie* [online]. 2009 [cit. 2009-03-16]. Dostupný z WWW: <<http://www.multiscan.cz/radiodiagnostika>>.

- 9 STROJIL, Jan. *CT - výpočetní tomografie* [online]. 2001 [cit. 2009-03-10]. Dostupný z WWW: <<http://seminarky.cz/CT-Vypocetni-tomografie-1169>>.
- 10 VÁLEK, Vlastimil, et al. *Moderní diagnostické metody : Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Brno : IDV PZ, 1998. 84 s. ISBN 80-7013-294-9
- 11 VALENTA, Jiří, DVOŘÁK, Pavel. *Počítačová tomografie (CT)* [online]. 2007,17.5.2007 [cit. 2009-02-28]. Dostupný z WWW: <<http://www.gypy.sk/740819/WWW%20Full%20version%2027/pok1/symularor1.htm>>.

## 15 KLÍČOVÁ SLOVA

Výpočetní tomografie, rentgenka, detektory, Hounsfieldova jednotka, generace CT přístrojů, kontrastní látky, radiační zátěž, radiologický asistent

## 16 SEZNAM ZKRATEK

CT	computed tomography
DECT	dual – energy CT
FOV	field of view
HU	Hounsfield unit
MPR	multiplanární rekonstrukce obrazu
MSCT	multislice CT
SSCT	single - slice CT
VCT	volume CT

## 17 SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1</b> Godfrey Hounsfield .....	8
<b>Obr. 2</b> Obrázek demonstruje důležitost nastavení správného okna pro hodnocení .....	18
<b>Obr. 3</b> CT 1. generace .....	19
<b>Obr. 4</b> CT 2. generace .....	20
<b>Obr. 5</b> CT 3. generace .....	21
<b>Obr. 6</b> CT 4. generace .....	22

## 18 SEZNAM TABULEK

**Tab. 1** Density tkání, orgánů a patologických ložisek.....17

**Tab. 2** Běžné dávky záření.....29

## 19 SEZNAM PŘÍLOH

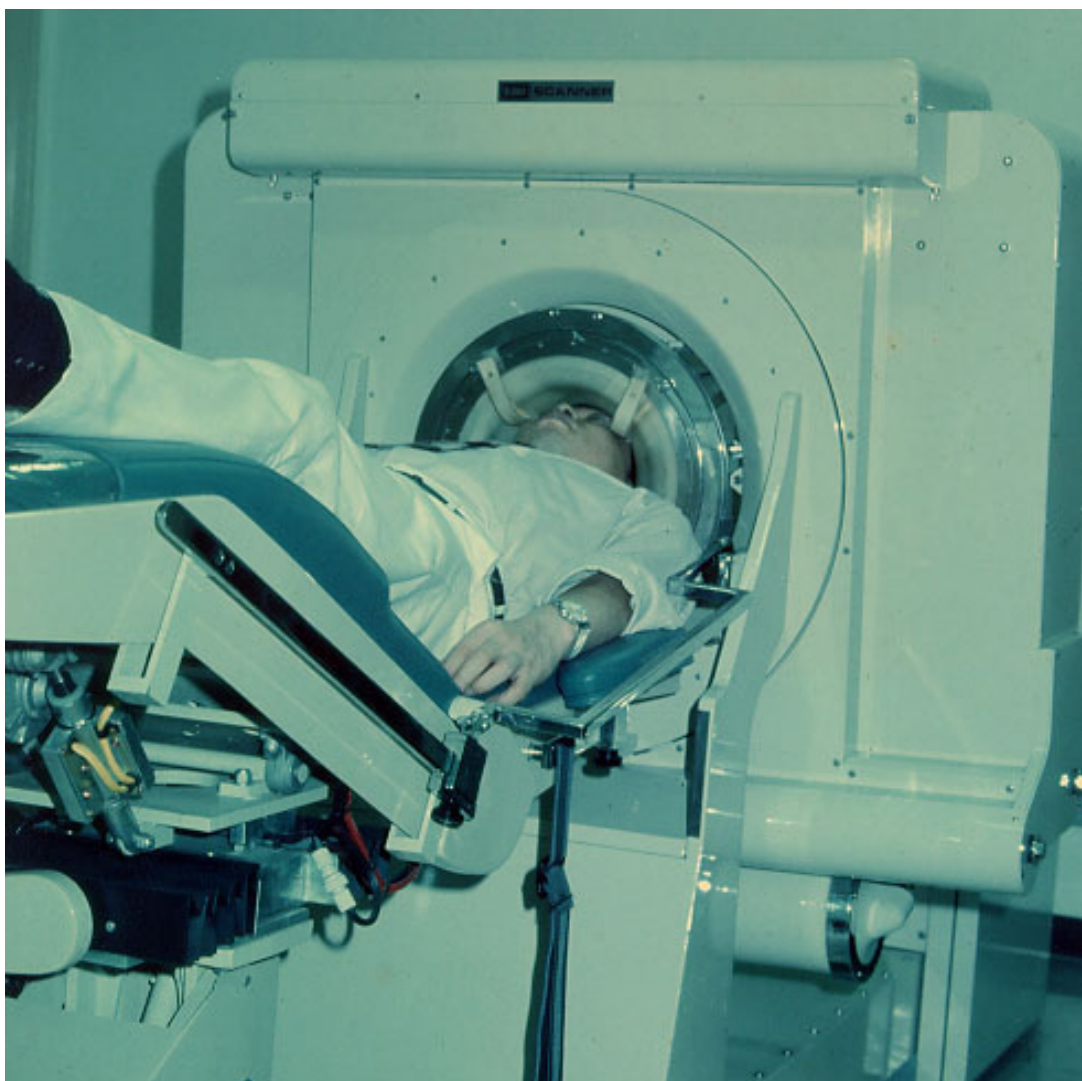
**Obr. 1** Jeden z prvních CT přístrojů

**Obr. 2** CT ovladovna

**Obr. 3** Výpočetní tomografie

**Obr. 4** Hodnocení rekonstruovaného obrazu

**Obr. 5** Hodnocení rekonstruovaného obrazu z výpočetní tomografie



**Obr. 1** Jeden z prvních CT přístrojů <sup>(11)</sup>

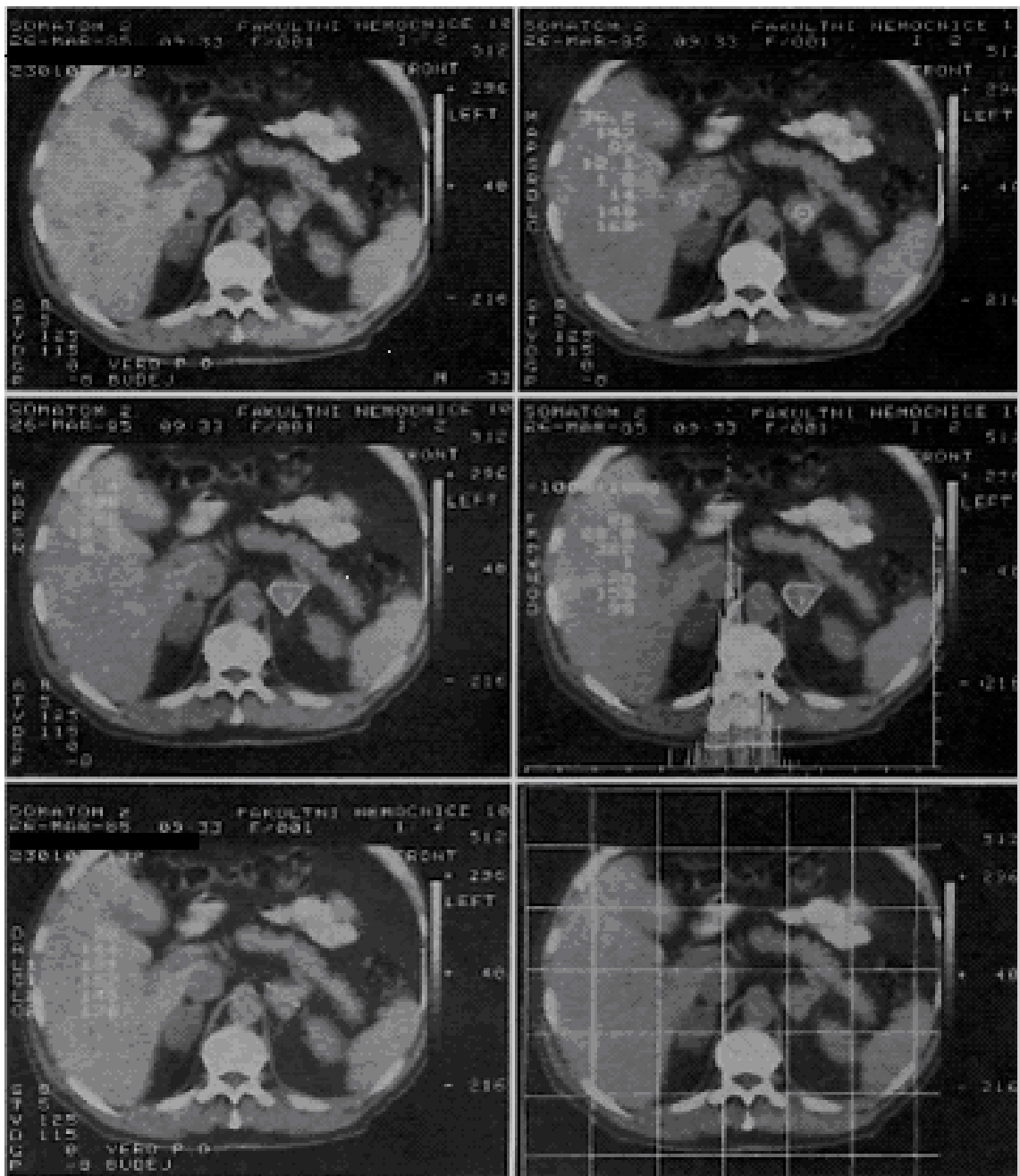




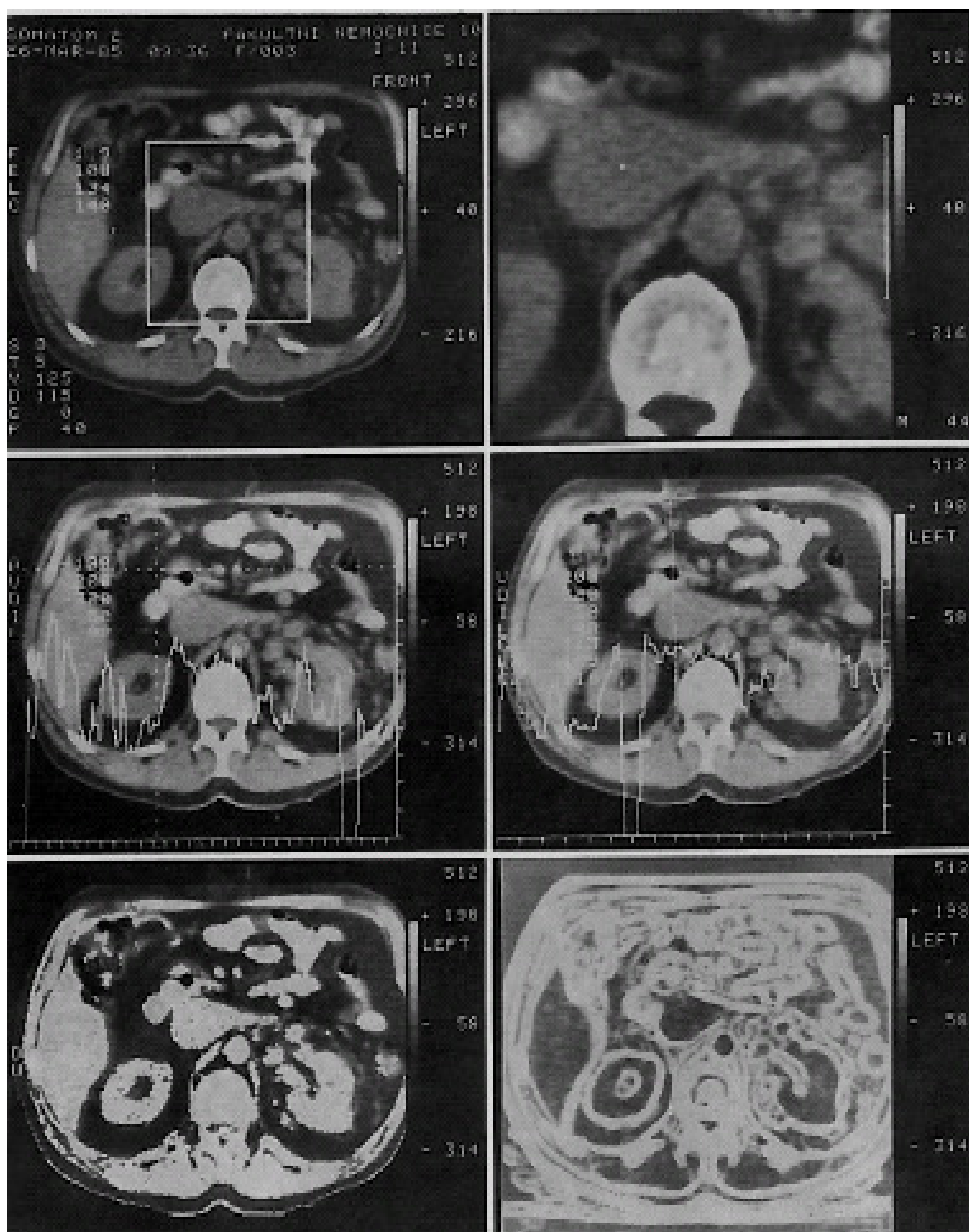
Obr. 2 CT ovladovna<sup>(8)</sup>



Obr. 3 Výpočetní tomografie<sup>(8)</sup>



Obr. 4 Hodnocení rekonstruovaného obrazu <sup>(1)</sup>



**Obr. 5** Hodnocení rekonstruovaného obrazu z výpočetní tomografie <sup>(1)</sup>