

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH  
Zdravotně sociální fakulta

**Požadavky na radiologického asistenta při trojrozměrném zobrazování**

Bakalářská práce

Svatopluk Čech

Vedoucí práce: prof. MUDr. Stanislav Tůma, CSc.

9. května 2008

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Požadavky na radiologického asistenta při trojrozměrném zobrazování vypracoval samostatně, pouze s použitím pramenů a literatury uvedené v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47 b zákona č. 11/1998 Sb. v platném znění, souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě, elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 9. května 2008

.....  
podpis studenta

## **Poděkování**

Děkuji panu prof. MUDr. Stanislavu Tůmovi, CSc. za cenné rady, podněty a připomínky při zpracování mé bakalářské práce.

Dále bych chtěl poděkovat Radiodiagnostické klinice Fakultní nemocnice Bulovka za poskytnutí obrazové dokumentace.

## **Abstract**

### **Demands on radiology assistants at three-dimension visualization**

Fast development of three-dimension visualization in radiology relates to more sophisticated diagnostic machines, with the development of computer technology and digitizing. Increasing demands on radiology assistants in operating programs of reconstruction images increase the importance of their position at modern radiology workplace.

Three-dimension images offer exact and undistorted images of patient's anatomy, they give better diagnostic information for physicians – radiologists and more objective imagination for physicians – clinicians. They find the application in a number of examinations in skiagraphy, angiography, computer tomography, magnetic resonance and ultrasonography. We can say that three-dimension visualization substitutes other examinations which are invasive and represent certain complications for a patient. The question is whether some three-dimension examination can reduce radiation load of a patient.

We can suppose that digital imaging methods will be part of near future and three-dimension visualization and further development of computer technique will acquire still more impact in diagnostic of many diseases.

## Obsah

Úvod.....	6
<b>1. Současný stav.....</b>	<b>7</b>
1.1 Fyziologie trojrozměrného vidění.....	7
1.1.1 Prostorové vidění.....	7
1.1.2 Binokulární vidění.....	7
1.2 Obecné používání trojrozměrného vidění.....	8
1.2.1 3D stereoskopie.....	8
1.3 Využití trojrozměrného zobrazování v diagnostickém zobrazování.....	10
1.3.1 Skiografie.....	10
1.3.2 Výpočetní tomografie.....	13
1.3.3 Magnetická rezonance.....	16
1.3.4 Ultrasonografie.....	17
<b>2. Cíl práce a hypotéza.....</b>	<b>20</b>
<b>3. Metodika.....</b>	<b>21</b>
<b>4. Výsledky.....</b>	<b>22</b>
4.1 Skiografie.....	22
4.1.1 Perkutánní vertebroplastika.....	23
4.2. Výpočetní tomografie.....	23
4.2.1 Virtuální endoskopie.....	24
4.2.2 HRCT plic.....	26
4.2.3 CT angiografie.....	27
4.2.4 Využití CT v ortodontii.....	28
4.3 Magnetická rezonance.....	29
4.3.1 MR cholangiopankreatografie (MRCP).....	29
4.3.2 MR angiografie.....	30
4.4 Ultrasonografie.....	32
<b>5. Diskuse.....</b>	<b>33</b>
<b>6. Závěr.....</b>	<b>35</b>
<b>7. Literatura.....</b>	<b>36</b>
<b>8. Klíčová slova.....</b>	<b>39</b>
<b>9. Přílohy.....</b>	<b>40</b>

## Úvod

Radiologický asistent se jako člen profesního týmu na radiodiagnostickém pracovišti podílí na jednotlivých vyšetřeních a mnohá z nich provádí samostatně. Vzhledem k tomu, že jsou stále vyvíjena dokonalejší přístrojová vybavení v oblasti radiologie, jsou stále kladeny větší požadavky na radiologické asistenty, aby tyto přístroje uměli ovládat a samostatně s nimi pracovat.

Také při vyšetřeních, spojených s trojrozměrnými rekonstrukcemi, narůstá význam samostatné činnosti radiologického asistenta a jeho postavení v týmu tím, že se na těchto rekonstrukcích podílí a některé z nich v rámci postprocessingu provádí. Do jaké míry bude rekonstrukce trojrozměrných obrazů samostatně provádět a usnadní tím práci lékaři, který se bude moci soustředit na svou vlastní činnost v diagnostickém rozhodování, je podstatou předložené práce.

## 1. Současný stav

Trojrozměrné zobrazování v současné době nabývá prudkého rozvoje, který souvisí s dokonalejšími diagnostickými přístroji, s rozvojem výpočetní techniky a s digitalizací. V diagnostickém zobrazování je využíváno u řady vyšetření ve skiografii (ortopantomografii, angiografii), výpočetní tomografii, magnetické rezonanci a ultrasonografii.

Výhoda trojrozměrného zobrazování spočívá proti dvourozměrnému zobrazování v tom, že zobrazí anatomii pacienta velmi přesně a nezkresleně, přičemž výběr oblasti zájmu není třeba volit před expozicí jako u standardního zobrazování, ale zcela libovolně až po expozici, během stanovení diagnózy.<sup>(9)</sup>

### *1.1 Fyziologie trojrozměrného vidění*

Trojrozměrné vidění je nám vrozené. Rozlišování blízkých a vzdálených předmětů pro nás nepředstavuje žádný problém. Jakmile však pozorujeme dvojrozměrný obraz nebo fotografii, musíme se této dovednosti zpravidla vzdát – na obrazech je všechno ploché.<sup>(17)</sup>

#### *1.1.1 Prostorové vidění*

Vidění oběma očima a následné zpracování podnětů v mozku od obou očí umožňuje prostorové (stereoskopické) vidění. Dva obrazy na sítnici očí jsou nepatrně odlišné, což je fyzikální podmínkou prostorového vnímání předmětů do vzdálenosti asi 450 m.<sup>(17)</sup>

Kromě trojrozměrného vnímání prostoru existují i možnosti rozeznání prostoru monokulárně. Mnohé tyto mechanismy jsou zapříčiněny zrakovou zkušeností, např. relativní velikost předmětů (strom a tužka).<sup>(18)</sup>

#### *1.1.2 Binokulární vidění*

Okohybné svaly obou očí fungují společně jako jediná jednotka. Schematicky se funkce očí vyjadřuje pomocí kyklopského oka, které je uprostřed mezi oběma očima a

na které je možné promítnout projekci obrázků předmětů na sítnicích obou očí (fúze splynutí obrázků obou očí v jeden prostorový). Fixujeme-li předmět a vyskytuje-li se jiný předmět blíže, vidíme jej zkříženě a dvojitě (heteronymní diplopie). Je-li tento předmět dál než fixační předmět, vzniká homonymní diplopie. Za normálních okolností toto dvojitě vidění nevnímáme.<sup>(18)</sup>

## ***1.2 Obecné používání trojrozměrného zobrazování***

Pod obecným označením 3D se neskryvá konkrétní technologie, termín pouze napovídá, že konkrétní problematika se řeší nikoliv v rámci dvou rozměrů (tedy s výškou a šířkou) – např. u klasických filmů, ale navíc i s třetím rozměrem – hloubkou.<sup>(8)</sup> Trojrozměrné zobrazování lze obecně využít ve fotografii, ve filmu, v tisku, v projekci na monitor nebo plátno atd.

### ***1.2.1 3D stereoskopie***

Stereoskopie je technologie, která umožňuje prostorový vjem vyvolaný dvou-rozměrnou předlohou. Pro správné vnímání efektu lidským okem je potřeba jej oklamat a pro každé oko dodat poněkud odlišný obraz. Toho lze docílit několika metodami pomocí stereoskopické vizualizace.<sup>(6)</sup>

*Pasivní stereoskopie* (pasivní 3D stereoskopická projekce) je založena na brýlích, které mají v očnicích polarizační filtry. Jedna očnice má polarizační filtr orientovaný tak, že propouští pouze světlo kmitající v horizontální rovině. Druhá očnice obsahuje stejný o devadesát stupňů otočený filtr, tedy takový, že propouští pouze světlo kmitající ve vertikální rovině. Dva obrazy se promítají na jednu projekční plochu, přičemž před každým projektorem je upevněn taktéž polarizační filtr. Nastavení filtrů koresponduje s nastavením filtrů na brýlích. Dvojice obrazů (pro pravé a levé oko) se následně promítá na jednu projekční plochu, která je vyrobena ze speciálního materiálu a opatřena povrchem, který zachová polarizaci dopadajícího světla. Odražené obrazy od projekční plochy se dostávají k divákovi, nicméně do každého oka pronikne (díky polarizačním filtrům v očnicích) pouze příslušný obraz.<sup>(8)</sup>



*Aktivní stereoskopie* (aktivní 3D stereoskopická projekce) je projekce, při které diváci sledují obraz, který se promítá na plátno (monitor, televizor) s dvojnásobnou snímkovací frekvencí, přičemž na filmovém pásu jsou střídavě proloženy obrazy pro levé a pravé oko. Výsledkem je, že každý lichý snímek vidí divák jedním okem a každý sudý okem druhým. Tímto systémem se sice snížila frekvence promítaných obrazů na každé oko na polovinu, nicméně každé oko diváka dostává pouze správně předurčený obraz. Z dvojice oddělených snímků mozek následně skládá skutečnou trojrozměrnou scénu. Výhodou je, že k této projekci není potřeba žádného speciálního projekčního plátna nebo monitoru.<sup>(8)</sup>

*Anaglyf* (barevné 3D brýle) jsou brýle vybavené jednou červenou a jednou modrou (zelenou) očními (filtrem). Nepsaným pravidlem je, že levé oko je vždy zabarveno červeným filtrem. Pravá oční je vybavena zeleným nebo častěji modrým filtrem. Sledovaná 3D scéna je vyrobena tak, že obsahuje smíchané oba stereoobrazy v sobě, pouze základní dvojice barev (červená a modrá nebo červená a zelená) slouží pro oddělení dvou obrazů. Pokud divák sleduje scénu s 3D brýlemi, do každého oka více či méně dostává (díky příslušným barevným filtrům) separátní obraz. Mozek ve výsledku vygeneruje z těchto obrazů 3D scénu. Nevýhodou je, že je scéna barevně deformovaná.<sup>(8)</sup>

*Autostereoskopický monitor* je monitor (většinou LCD), před kterým je umístěna speciální fólie, jejímž úkolem je lámat různé svislé pixelové sloupce vedle sebe vždy trochu jiným směrem. Některé monitory nabízejí dva směry. Tudíž každý lichý pixelový sloupec je zlomen směrem jedním a každý sudý svislý sloupec pixelů směrem druhým. V tomto případě dostává divák do každého oka svůj oddělený obraz a mozek skládá 3D scénu správně. Směr vysílání obrazu je možné modifikovat na principu sledování pozice uživatele, pak jsou monitory aktivní (vybavené sledovacím systémem), jinak jsou pasivní – bez možnosti měnit scénu podle pozice diváka. Výhodou autostereoskopického monitoru je, že nejsou třeba žádné brýle a obraz je plnobarevný.<sup>(8)</sup>

### **1.3 Využití trojrozměrného zobrazování v diagnostických zobrazovacích metodách**

Trojrozměrné obrazy v diagnostickém zobrazování lze využít ve skiografii (angiografii, ortopantomografii), výpočetní tomografii, magnetické rezonanci a ultrasonografii.

#### **1.3.1 Skiografie**

Nejjednodušší metodou k získání prostorového vjemu je *stereorentgenografie*. V současné době se tato metoda rutinně neprovádí, její uplatnění např. ve válečné medicíně je stále aktuální. Při stereorentgenografii se zhotovují dva snímky. Na obou snímcích jsou objekt a film v nezměněné poloze. Ohniska při prvním a druhém snímku jsou od sebe posunuta o 7 cm laterálně, což je průměrná vzdálenost obou zornic člověka.

Snímky se zhotoví buď dvojicí rentgenek, jejichž ohniska jsou od sebe vzdálena o 7 cm, anebo je možné použít jen jednu rentgenku. První snímek se pořídí s rentgenkou vysunutou o 3,5 cm doprava, druhý snímek s rentgenkou vysunutou o 3,5 cm doleva ze střední polohy. Třetí cesta je, že při prvním snímku otočíme rentgenku o 6 stupňů doprava a při druhém o 6 stupňů doleva při stále stejné ohniskové vzdálenosti, tj. 100 cm. Další možností je použít plovoucí desky u vyšetřovacího stolu, tj. ponechat rentgenku a film ve stejné poloze a při prvním snímku posunout úložnou desku o 3,5 cm doprava a při druhém snímku o 3,5 cm doleva.

Při zhotovení snímků je nutné správně snímky označit. Na snímcích musí být stranové označení, kterou stranou byl proveden pohyb. Na snímku tedy musí být PP nebo PL. Oba stereorentgenogramy musí být stejné kvality (stejná kazeta, film, fólie). K analýze potřebujeme prohlížečí zařízení – stereoskopický binokl (stereoskopické kukátko). Na negatoskop se upevní oba snímky vedle sebe tak, že stereorentgenogram pořízený při posunutí doprava pozoruje pravé oko a druhý stereorentgenogram levé oko. Při pozorování binoklem obrazy splynou v jeden. Na něm je pak vidět co je k pozorovateli konvexní a co konkávní.<sup>(10)</sup>

*Stereografická rentgenkinematografie* založená na stejném principu sledovala pohybové děje. Užívala se při vyšetření koronárních tepen a srdce. Dávka ionizujícího

záření se snížila používáním nepřímé kinematografie, u níž je obraz, přijatý a zesílený zesilovačem, snímán speciální minikamerou. Kamera byla nasazena na dělič světla.

V současné době nachází uplatnění ve 3D skiografii *3D panoramatický rentgen*. Jako příklad lze uvést 3D panoramatický rentgen ProMax 3D od firmy Planmeca vycházející z digitální radiografie. Je to přístroj, na kterém lze provádět jak trojrozměrné snímky maxilofaciální oblasti, tak i digitální panoramatické snímky, digitální tomografii, či digitální cefalometrické snímky.

Princip volumetrické tomografie kuželovitým svazkem (CBVT, Cone Beam Volumetric Tomography), na kterém je přístroj Planmeca ProMax 3D založen, spočívá v otáčení rentgenky a detektoru signálu během expozice okolo hlavy pacienta. V krátkém sledu přístroj získá množství snímků hlavy pod různými úhly. Počítač pomocí vhodného algoritmu ukládá získané údaje do objemových pixelů (voxelů) a vytváří 3D model objektu, který lze potom prohlížet na monitoru jako trojrozměrný z libovolného úhlu. K získání potřebných diagnostických informací lze rovněž zvolit libovolný počet dvourozměrných řezů ve všech třech rovinách pod libovolnými úhly.

Součástí přístroje je výkonný počítač, sloužící pouze k rekonstrukci 3D obrazu. Ten musí vyhodnotit signál z více než 120 milionu objemových pixelů (voxelů). Rekonstrukce obrazu netrvá déle než 3 minuty.

Planmeca Romexis 3D Explorer je software umožňující prohlížet snímky ve třech na sebe kolmých projekcích nebo jako trojrozměrný pohled pod různým úhlem. Umožňuje přesné měření vzdáleností a úhlů. Studie každého pacienta může být zaznamenána na CD. Prohlížeč software Planmeca Romexis 3D Viewer je DICOM kompatibilní.<sup>(9)</sup>

K trojrozměrnému zobrazení cév se používá metoda *rotační angiografie*. Využívá se především pro zobrazení krčních a mozkových tepen. Provádí se po nástřiku kontrastní látky do tepny.

Trojrozměrný obraz získávaný pomocí pracovní stanice INTEGRIS 3D-RA na přístroji BV 5000 Allura firmy Philips je rekonstrukcí série rentgenových snímků získá-

vaných při rotaci C ramena. Pracovní stanice INTEGRIS 3D-RA vytváří z dvourozměrných obrazů trojrozměrného objektu automaticky iniciální trojrozměrný obraz, který dále umožní zpracovávat a snímky rekonstruovat ve volumetrickém zobrazení. Výsledek je možné exportovat a archivovat v DICOM kompatibilních pracovních stanicích.

Motorický pohyb stativu C-ramena INTEGRIS Allura C s 38 cm zesilovačem obrazu připojeným L-ramenem ve stropním závěsu zajišťuje stálost průběhu rentgenového záření kolmo na vstupní rovinu zesilovače. Snímkovací řetězec s CCD kamerou s digitálním výstupem přizpůsobuje digitální skenování v různé poloze C-ramena stále poloze na obrazovce. Rozsah pohybu umožní zobrazit celé tělo při požadovaných vaskulárních a neurologických aplikacích.

Při rotační angiografii se stativ pohybuje v rozsahu 180 stupňů od levé bočné do pravé bočné projekce rychlostí 30 stupňů za sekundu. V průběhu rotace je izocentrum automaticky zajištěno a umístěno v izocentrické pozici tak, aby oblast zájmu (ROI) byla vždy vycentrována. Izocentrická poloha v oblasti zájmu v průběhu rotace je zajištěna automaticky.

Rovněž expoziční parametry jsou zajištěny automaticky tak, aby zatížení rentgenky bylo optimální. Digitální příjem obrazů má kromě 3D-RA programu další možnosti volby i dalších snímkovacích algoritmů. Při 50 Hz a 10 bitech/pixel má ukládání při matici 1024 kapacitu až 28 800 snímků. Při digitálně vaskulárním programu postaruje používaná pracovní frekvence tvorby snímků 12,5. Z nabízených technických možností stanice jsou výhodně využívány možnosti zpětného filtrování snižujícího šum, úpravy kontur s velkým zrnem a doladění obrazu harmonizací.

Radiační dávka je ve vyšetřované oblasti měřena a zobrazena na displeji. Zpráva o dávce z vyšetření může být samostatně vytištěna. Kromě dat o vyšetření udává celkovou dobu skiaskopie a celkovou dávku ze skiaskopie, celkovou dávku při expozici, celkovou dávku při celém vyšetření a celkový počet sérií s časem zahájení, kV, mA, mAs, ms. K dalším uvedeným informacím patří počet snímků a technické parametry nastavené technikem včetně průměru vstupní obrazovky zesilovače, rychlost série, rozsah an-

gulace vzhledem k rotaci a vzdálenost zesilovače od ohniska (SID – source-intensifier-distance).

Zobrazení průtoku kontrastní látky a prohlížení má vyřešen problém trhavých pohybů a plynulosti toku jak v subtrahovaném tak nesubtrahovaném režimu. Maska se vytváří po sérii s kontrastní látkou. K subtrakci dochází v průběhu prohlížení.

Allura 3D-RA pokročilá technologie obsahuje:

- kompletní cévní pokrytí v 3D
- techniku rekonstrukčního zoomu s ostrými obrazy s větším rozlišením
- klinickou funkci s CalciView pro prohlížení hyperdenzních plátů ve vztahu k lumen cévy
- SpineView – speciální akviziční protokol 3D zobrazení páteře, zvláště vhodný pro vertebroplastiku
- automatickou změnu voxelu – automatickou kompenzaci pohybu pro subtrahované nebo superponované objemy
- virtuální stentování umožňující virtuální umístění endovaskulárních stentů a stentgraftů na uživatelsky definovaných cévních segmentech před endovaskulárním výkonem

K výhodám 3D rotační angiografie náleží i:

- možnost výběru nejlepšího plánu pro léčbu
- kontrola léčby v 3D, která zviditelní stenty, svorky, spirály a ostatní embolizační materiál
- snížení rizika výkonu
- redukci času, dávky záření a kontrastní látky eliminací několikanásobných expozičních potřebných při DSA
- zlepšení výsledků simulačními stenty pro odhad velikosti vhodného stentu, analyzováním aneurysmat a simulací tvaru katérů <sup>(7)</sup>

### ***1.3.2 Výpočetní tomografie***

Softwarové vybavení CT přístroje umožňuje provedení řady postprocessingových operací, které mohou posloužit k upřesnění diagnostické informace. Provádí se buď přímo na monitoru řídicí konzoly nebo po přenosu obrazových dat na pracovní

stanici. Vždy se jedná o následné operace. Rozhodující pro kvalitu rozlišení mají především správně zvolené parametry skenovací a obrazové, prováděné zpracováním hrubých dat (raw data).

Kvalitu obrazů lze ovlivnit volbou vhodné filtrace. Dále jde o možnosti zvětšení obrazu (magnifikace), měření vzdáleností a měření denzity buď v jediném pixelu nebo ve zvolené větší ploše (region of interest, ROI).

Obrazová data můžeme použít ke zhotovení dvourozměrných (2D) nebo trojrozměrných (3D) rekonstrukcí (formátování). Kvalita rekonstrukcí závisí na velikosti voxelu. Ta je kromě velikosti FOV (stanovení velikosti zobrazovaného pole) v případě konvenčního skenování ovlivněna především nastavením úzké kolimace a vzdáleností jednotlivých vrstev. U spirálního skenování sehraává hlavní roli nastavení kolimace, hodnoty pitch a volba rekonstrukčního intervalu mezi vrstvami.

Nejčastější 2D rekonstrukční technikou je provádění *multiplanárních rekonstrukcí* (multiplanární reformátování, MPR). Ze zdrojových dat lze získat obraz v libovolné rovině a případně posuzovat na monitoru obrazy v několika rovinách současně. Je to zobrazení vypočtené přístrojem pomocí denzity jednotlivých axiálních řezů počítačem. Kvalita závisí na šíři kolimace a na míře překrývání axiálních zdrojových řezů – na inkrementu. Čím je překrývání výraznější, tím plynulejší rekonstrukce je. Optimální je překrývání o 50 %.<sup>(19)</sup>

Na rozdíl od dvourozměrných rekonstrukcí simulují 3D rekonstrukční techniky modelování skutečně trojrozměrných objektů. Podávají tak plastické zobrazení objektu, např. antropologický profil hlavy, kloubu aj. Umožňují také opticky vydělit některé části objemu, např. hlavicí femuru z jamky acetabula, mozek z nitrolebního prostoru aj.<sup>(19)</sup> Hlavními indikacemi pro zhotovení trojrozměrné rekonstrukce je vyšetření skeletu, zejména páteře a pánve včetně kyčelních kloubů. Trojrozměrné rekonstrukce používané k zobrazení cévního systému (CT angiografie) pomocí obrazů se podobají klasické arteriografii. Důvodem je jednak nutnost přehledného zobrazení anatomického uspořádání vyšetřovaného řečiště, jeho odchylného utváření a průběhu, ale také demonstrace výsledků vyšetření.<sup>(4)</sup>

Typy 3D rekonstrukcí:

*Povrchové rekonstrukce – SSD (shaded surface display), VE (virtuální endoskopie)*

Prostorové zobrazení se stínováním povrchu připomíná fotografii. Tyto rekonstrukce zobrazují ve zvoleném objemu a rovině voxely s hodnotou vyšší než určený práh. Pixely s nižší, podprahovou hodnotou jsou posuzovány jakoby se naměřená hodnota rovnala nule. První voxel definované tkáně virtuálně odrazí dopadající světlo na svém povrchu, pomocí stínování vzniká prostorový obraz.<sup>(19)</sup> Definice objektu je v základě dána intervalem denzit. Pro zobrazení zevního povrchu je zobrazení nazýváno SSD (shaded surface display), zobrazení vnitřního povrchu dutého orgánu se využívá pro virtuální endoskopii – VE.<sup>(4)</sup>

*Rekonstrukce MIP (maximum intensity projection), MinIP (minimum intensity projection)*

Základní, zatím nenahraditelnou, trojrozměrnou rekonstrukcí cévního systému je projekce nejvyšších denzit – MIP. Jejím principem je zobrazení podobné rentgenogramu. Pomocí algoritmu MIP se zobrazují jen nejdenznější struktury objemového objektu ve směru virtuální projekce. Pro odstranění rušivé superprojekce je nutné pomocí softwaru subtrahovat kostní či jiné denzní struktury. Odstranění kalcifikací není žádoucí - hodnocení stenóz je prováděno na zdrojových řezech. Definování struktur určených k odstranění z obrazu MIP se děje stejným procesem jako definování tkání pro SSD trojrozměrnou rekonstrukci. Opakem MIP je MinIP, kdy je jako nosná denzita zvolena denzita nejnižší, využitelná např. při zobrazení tracheobronchiálního stromu. Jinak se v podstatě nepoužívá.<sup>(4)</sup>

*Objemové rekonstrukce – VRT (volume rendering technique)*

V současné době se stále více prosazuje volumové zobrazení. Jde vlastně o hybridní rekonstrukci MIP a SSD. Jednotlivé tkáně se nadefinují intervalově jako SSD a přiřadí se jim v určité barvě zobrazení typu MIP, přičemž intenzita barvy odpovídá denzitě zobrazovaného objektu.<sup>(4)</sup> Hlavní využití VRT rekonstrukcí je při CT angiografii (vyšetření je kratší než u klasické angiografie, neinvazivní, ale na rozdíl od klasické

angiografie delší na postprocessing), dále u traumat skeletu (především u tříštivých fraktur).

### ***1.3.3 Magnetická rezonance***

Data pro rekonstrukci obrazu jsou získávána nikoliv z jednotlivých řezů o předem stanovené tloušťce (jako je tomu v případě klasického tomografického 2D zobrazení), nýbrž z celého vyšetřovaného objemu tkáně o tvaru kvádrů nebo krychle. V praxi lze toho docílit tak, že se jednotlivé gradienty, které určují rovinu nahradí další nezávislou sadou fází určujících gradientů.

Po provedení jediné vyšetřovací sekvence se získají komplexní obrazová data, ze kterých lze již bez potřeby dalšího vyšetřování pacienta a ve zcela srovnatelné kvalitě obdržet tkáňové řezy v libovolných rovinách, a to pouhou matematickou transformací již získaných obrazových dat. Například z původních axiálních 3D řezů lze tímto způsobem okamžitě obdržet i řezy sagitální, frontální nebo šikmé – tzv. multiplanar reformatting. Obrazová informace totiž není vázána pouze na jednotlivé roviny řezu s předem stanovenou orientací, polohou a tloušťkou, ale na celý vyšetřovaný objem tkáně. Jistou analogii najdeme například při srovnání klasické a spirální techniky získávání obrazu při CT. Máme-li např. sadu standardních axiálních CT řezů bederní páteří, ze kterých chceme provést sagitální rekonstrukci pro lepší demonstraci průběhu páteřního kanálu, bude výsledný obraz v sagitální rovině vykazovat značně redukovanou rozlišovací schopnost, a to tím výrazněji, čím byly originální axiální vrstvy silnější a vzdálenější mezi sebou. Naopak při použití spirální CT techniky s dostatečně silnou „hustou“ spirálou, pokrývají obrazová data rovnoměrně celý objem vyšetřované tkáně obdobně jako při použití 3D sekvence. Podstatně zlepšují rozlišovací schopnost obrazů rekonstruovaných v jiné než axiální rovině.

Další výhodou, kterou nabízejí 3D sekvence, je možnost zobrazování i velmi tenkých tkáňových vrstev o tloušťce menší než 1 mm. Poměr signál/šum je u 3D sekvencí díky excitaci velkého objemu tkáně s následným emitováním silného úhrnného signálu z tohoto objemu větší než při použití 2D sekvencí, u kterých začíná při volbě



řezů slabších než cca 3 mm výrazně klesat hodnota poměru signál/šum a tím i kvalita obrazu.

Hlavní nevýhodou 3D zobrazení je jeho značná časová náročnost. Rovněž technické nároky kladené na celé MR zařízení jsou značné především na rychlost procesorů určených ke zpracování obrazu a na kapacitu pamětí, neboť množství obrazů získaných z jediné sekvence se běžně pohybují mezi 64 až 128. Moderní MR zařízení však při použití rychlých sekvencí tyto nedostatky v dostatečné míře eliminují. Doba trvání řezu sekvence totiž přímo úměrně závisí na počtu použitých fází určujících gradientů a na času TR. Aby doba trvání 3D vyšetřovací sekvence nepřekročila únosnou míru, je nutno při nárůstu počtu fází určujících gradientů, se kterým je použití těchto sekvencí spojeno, kompenzačně redukovat hodnoty časů TR. A právě krátké opakovací časy TR jsou pro sekvence typu gradient-echo charakteristické.<sup>(20)</sup>

Také u magnetické rezonance jsou využívány tak jako u výpočetní tomografie tyto 3D rekonstrukční techniky – SSD (shaded surface display), MIP (minimum intensity projection), VRT (volume rendering technique).

### ***1.3.4 Ultrasonografie***

Ultrasonografie je zobrazovací metoda využívající odrazů ultrazvuku od tkání s různou akustickou impedancí. Ultrazvuk je vlnění mechanické povahy, přenášené jako vibrace částic prostředí. Při průchodu hmotou se v ní ultrazvuk absorbuje, rozptyluje a odráží. V diagnostice využíváme odrazů, ke kterým dochází na rozhraní různých prostředí – tkání s různou akustickou impedancí, přičemž intenzita odrazu je tím větší, čím větší je rozdíl v hustotě těchto prostředí. V diagnostice se používají frekvence 2-15 MHz, které se nejlépe šíří v kapalinách, zatímco v pevných látkách a plynech jsou výrazně tlumeny.

Zdrojem ultrazvuku je piezoelektrický krystal, který působením střídavého proudu deformuje svůj tvar. Opačný princip je využíván k zachycení odrazů – ech, přičemž intenzita odrazu nás informuje o velikosti rozdílu rozhraní tkání, čas od vyslání k návratu o vzdálenosti rozhraní od zdroje.

Při většině aplikací ultrazvuku stejný krystal vysílá (asi 0,5 % provozní doby) i přijímá odrazy (99,5 % provozní doby). Krystal nebo krystaly jsou uloženy v sondě, která může být různé konstrukce. Nejčastější jsou sondy sektorové, lineární a konvexní. Sondy se liší také vysílanou frekvencí. Pro zobrazení hlubších struktur se používají frekvence 2-5 MHz, při studiu povrchněji uložených struktur 5-15 MHz, které mají lepší rozlišovací schopnost, ale menší dosah.

Nejčastějším používaným typem ultrazvukového záznamu je dynamický B-mode (brightness mode). Při něm obraz vzniká zachycením velkého množství vedle sebe umístěných odrazů, kterým je v závislosti na intenzitě odrazu přiřazen na monitoru příslušný stupeň šedi. Při popisu těchto obrazů používáme termíny hyperechogenní (s vyšší echogenitou – na obraze světlejší – tkáň s více rozhraními), izoechogenní (se stejnou echogenitou), hypoechogenní (s nižší echogenitou – na obraze tmavší - homogenní), anechogenní (bez vnitřních ech – na obraze černý, resp. výrazně tmavý - tekutiny). Výrazně echogenní linie (silné echo) doprovázené směrem od sondy akustickým stínem (oblast kam neprošlo žádné vlnění) znamená přítomnost kosti, kamene, kalcifikace nebo plynu. Obrazy lze získat v různých rovinách. Při jejich snímkování se dodržuje zásada, že na obrazech v transverzální rovině je levá strana pacienta po pravé ruce vyšetřujícího (podobně jako na rentgenových snímcích), na obrazech v sagitální nebo koronární rovině je kranální směr vlevo. Při vyšetření získáváme obraz v reálném čase, což nám umožňuje zvolit nejvýhodnější rovinu zobrazení a také sledovat i pohyb (např. pulsaci cév, srdce).

Ultrasonografická vyšetření s dopplerovskou technikou využívají změny frekvence mechanického vlnění při odrazu od pohybujícího se objektu. Ze změny frekvence vlnění lze určit rychlost a směr pohybu objektu. V diagnostice jsou zkoumaným objektem nejčastěji erythrocyty v cévách. Výsledkem dopplerovského záznamu je buď křivka udávající v čase rozepsané naměřené rychlosti nebo barevný záznam pohybujících se objektů v obraze B-modu. Při dopplerovských vyšetřeních se dnes nejčastěji používají duplexní sondy, které dovolují současně zobrazení B-modem i záznam dopplerovských signálů (duplexní sonografie).<sup>(16)</sup>

Trojrozměrné zobrazení v ultrasonografii přinesl výrazný rozmach počítačové techniky, stejně jako v ostatních zobrazovacích metodách. UZ obrazy totiž mohou být zdrojem prostorové rekonstrukce stejně jako obrazy CT či MR vyšetření.<sup>(13)</sup>

K vlastnímu vyšetření se používá běžný ultrazvukový přístroj. K získání trojrozměrného obrazu je třeba přístroj doplnit jednak mechanismem, který zaznamenává pohyb sondy během vyšetření a zejména vysoce výkonným počítačem se speciálním softwarem, který slouží ke zpracování, vybavení a uchování nasnímaných dat.

Zabudovaný software umožňuje simultánní zobrazení ve třech na sebe kolmých rovinách a zobrazení tzv. povrchovým renderingem, což je spojení oblastí stejné echogenity a rekonstrukce povrchu orgánu. Tato technika se velmi využívá například v porodnictví k odhalení prenatálních obličejových vad plodu.

Je-li sonda vybavena dopplerovským zobrazením, můžeme velmi přesně rekonstruovat prostorové cévní zásobení vyšetřovaného orgánu. Další pomocnou technikou je v tomto případě tzv. prostorový rendering, který nám umožní odhalit místa patologické vaskularizace podstatně lépe, než to dokáže běžné dvojdimenzionální powerdopplerovské vyšetření.

Trojdimenzionální ultrasonografií s jejími doplňkovými technickými prostředky je tak možno velmi detailně prostudovat všechny patologické nálezy a postupně si zdokumentovat ty nejtypičtější. Kompletní vyšetření můžeme v plném rozsahu uložit jako soubor buď na pevný disk počítače nebo „vypálit“ na CD a pak si je při opakovaném vyšetření téhož nemocného vybavit a porovnat s eventuálním vývojem ultrasonografického nálezu.<sup>(21)</sup>

Prakticky se tohoto typu zobrazení používá především v prenatální diagnostice, kde umožní lepší orientaci a posouzení jednotlivých částí plodu v děloze. Nejnovější variantou, je tzv. 4D zobrazení, což je 3D v reálném čase. Prostorová orientace těmito modalitami je užitečná i při intervencích naváděných pomocí UZ.<sup>(13)</sup> Další využití 3D-ultrasonografie kromě gynekologie a porodnictví je v kardiologii, oftalmologii, chirurgii a urologii.

## **2. Cíl práce a hypotéza**

Cílem práce je podat základní přehled, shrnout problematiku trojrozměrného zobrazování a objasnit obecné základy metodických principů trojrozměrného zobrazování s aplikací na praktickou činnost radiologického asistenta při rekonstrukci trojrozměrných obrazů v radiologii ve vztahu k postavení radiologického asistenta na moderním radiologickém pracovišti. Práce by měla posloužit jako zdroj informací radiologickým asistentům, kteří budou provádět trojrozměrné rekonstrukce.

Úloha radiologického asistenta při trojrozměrném zobrazování je obrazem stoupajícího významu jeho postavení v systému týmové spolupráce moderního radiologického pracoviště.

### 3. Metodika

Při zpracování bakalářské práce jsem použil sběr literárních dat z odborných knih, časopisů a internetových databází. Z těchto literárních zdrojů jsem sesbíral a uvedl základní poznatky o fyziologii trojrozměrného vidění, možnosti využití trojrozměrných obrazů obecně a v diagnostickém zobrazování ve skiografii, výpočetní tomografii, magnetické rezonanci a ultrasonografii. Současně jsem popsal technické principy přístrojů, které umožňují provádět trojrozměrné rekonstrukce. Dále jsem zpracoval využití trojrozměrného zobrazování v jednotlivých zobrazovacích metodách včetně jeho výhod a srovnání s ostatními metodami a popsal úlohu radiologického asistenta při provádění vyšetření spojených s trojrozměrnými rekonstrukcemi. Pro názornost a pro představu trojrozměrných obrazů jsem uvedl příklady obrazové dokumentace z některých vyšetření, při kterých byly provedeny trojrozměrné obrazy v rámci postprocessingu.

## 4. Výsledky

Trojrozměrné obrazy v radiodiagnostice přinesly nové možnosti v diagnostickém zobrazování. Nachází uplatnění u řady vyšetření a napomáhají tak k lepšímu objasnění a upřesnění diagnostické informace. Některá vyšetření s použitím trojrozměrných obrazů umožňují nahradit jiná invazivní vyšetření, která jsou pro pacienta více zatěžující a v některých případech představující určitá rizika a komplikace. Trojrozměrné rekonstrukce lze vytvářet po skončení vyšetření bez účasti pacienta, proto není pacient vystaven další radiační zátěži.

Vzhledem k narůstajícímu vývoji moderních radiologických přístrojů a výpočetní techniky, digitalizace a dalších nových metod v oblasti diagnostického zobrazování, je úloha radiologického asistenta při provádění trojrozměrných rekonstrukcí důležitá. Moderní technologie zvyšují nároky na znalosti, schopnosti a profesionalitu obsluhujícího personálu. Stoupající požadavky na radiologického asistenta zvyšují jeho postavení v profesním týmu na moderním radiologickém pracovišti.

Radiologický asistent se podílí na vyšetřeních spojených s trojrozměrnými rekonstrukcemi, některá provádí samostatně, jiná společně s lékařem. Jeho úlohou je znát průběh jednotlivých vyšetření a výkonů, znát algoritmus vyšetření, postupovat podle standardů a dbát pokynů lékaře. Je důležité, aby radiologický asistent uměl co nejlépe ovládat a obsluhovat přístroje a jejich součásti a dokázal zpracovávat a upravovat obrazy v rámci postprocessingu. Nezbytnou a důležitou úlohou radiologického asistenta je citlivý přístup k pacientům, dodržování zásad radiační ochrany, ale i hygienických předpisů.

### 4.1. Skiografie

Úlohou radiologického asistenta při trojrozměrném zobrazování ve skiografii (3D panoramatický rentgen, rotační angiografie) je umět dobře ovládat přístroje a jejich součásti, ovládat program pro rekonstrukci obrazů. Radiologický asistent zajišťuje přípravu pacienta, zadává vstupní údaje o pacientovi, podílí se na tvorbě a rekonstrukci obrazových dat a jejich archivaci.

#### ***4.1.1 Perkutánní vertebroplastika***

Metoda rotační angiografie je určena především k 3D zobrazení cév, další klinické využití nachází při vertebroplastice. Důležitým předpokladem perkutánní vertebroplastiky je kvalitní zobrazení postiženého obratle, zaváděné jehly a distribuce injikovaného cementu. To vyžaduje kvalitní skiaskopickou jednotku umožňující rychlé změny dvojprůmětového zobrazení. Zde ukazujeme nové možnosti rotační skiografie, která při provádění perkutánní vertebroplastiky akrylátovým cementem nabízí pohotovou 3D rekonstrukci dat získaných na přístroji Philips Allura..

Angiopřístroj Allura firmy Philips umožňuje snadné a rychlé 3D zobrazení obratlového těla tím, že při rotaci C ramene v rozsahu 180 stupňů nasbírá v průběhu 8 vteřin sekvenci 200 projekcí. Po odeslání této sekvence do pracovní stanice nastává proces automatické 3D rekonstrukce, kterou můžeme prezentovat různým způsobem, např. jako multiplanární rekonstrukci (MPR) obratlového těla v sagitální, laterální a axiální projekci. Kvalitu zobrazení ovlivňuje velikost matrice a podobně jako u CT vyšetření nastavení šíře a úrovně okna. Vzniklý obraz je v průběhu asi 2 minut vrácen na monitor ve vyšetřovně. Svou kvalitou se blíží MPR zobrazení při CT vyšetření, postrádá však prozatím ostrost zobrazení struktur obratlového těla. Na rozdíl od CT vyšetření jsou při 3D rekonstrukci jen minimální artefakty z kovových materiálů, což zlepšuje možnosti hodnocení kostních změn v jejich těsném okolí.

Radiační zátěž pacienta i vyšetřujícího personálu při provedení vertebroplastiky kombinovaným vyšetřením pomocí CT a mobilního CT ramene je, ve srovnání s metodou rotační seriografie s následnou 3D kontrolou, mnohonásobně vyšší. Zatímco při kontrolním zobrazení rotační seriografií vychází radiační dávka z jednotek mAs, jedná se podle kvantifikovaného odhadu při kontrolním CT vyšetření, provedeného např. 10 vrstvami použití 200 mAs, o zhruba padesátinásobek radiační dávky.<sup>(11)</sup>

#### ***4.2 Výpočetní tomografie***

Úloha radiologického asistenta při provádění trojrozměrných obrazů při CT vyšetření je velmi významná. Radiologický asistent je schopen zabezpečit přípravu nemocného před vyšetřením (podání kontrastní látky per os), zjistit splnění podmínek do-

volujících podání kontrastní látky i. v. (alergická anamnéza) a spolupracovat při jejím podání, správně instruovat a celkově působit na nemocného, aby zamezil vzniku subjektivně ovlivnitelných pohybových artefaktů při skenování. Dalšími významnými úkoly radiologického asistenta je zadání osobních dat pacienta, polohování pacienta, nastavení oblasti zájmu, vyšetřovací roviny a volba skenovacích a obrazových parametrů. Skenovací parametry musíme nastavit před zahájením vrstevového zobrazování; nelze je samozřejmě měnit po ukončení vyšetření při následném zpracování obrazových dat. Hlavními skenovacími parametry při spirálním CT jsou:

- a) hodnoty kV a mAs
- b) tloušťka vrstvy (kolimace)
- c) rychlost posunu stolu v průběhu expozice
- d) doba jedné rotace komplexu rentgenky a detektorů<sup>(19)</sup>

Obrazové parametry stanovujeme již před zahájením skenování. Na rozdíl skenovaných parametrů však máme možnost uložit hrubá data do paměti a obrazové parametry měnit i po skončení skenování. K obrazovým parametrům patří:

- a) stanovení velikosti zobrazovaného pole (FOV, field of view)
- b) volba vhodného výpočetního algoritmu (kernel)
- c) nastavení vzdálenosti mezi rekonstruovanými tomogramy<sup>(19)</sup>

Důležitou úlohou je provádění následné manipulace s obrazy včetně rutinně používaných obrazových rekonstrukcí a také archivování obrazů. Radiologický asistent provádí základní rekonstrukci sad MPR během vlastního vyšetření, aby bylo možné se soustředit na náročnější postprocessing. Lékaři radiologovi se tak dostávají již částečně zpracovaná data a může se soustředit na provádění cílených rekonstrukcí v rovině i prostoru, případně na vyšetření funkční.

#### ***4.2.1 Virtuální endoskopie***

Virtuální endoskopie (VE) je postprocessingová metoda určená k vyšetřování dutých orgánů. Poskytuje interaktivní trojrozměrné zobrazení lumen podobné endoskopickému obrazu. Má celou řadu aplikací, z nichž nejvýznamnější jsou virtuální kolonoskopie a virtuální bronchoskopie. S nástupem multidetektorových přístrojů a výkonných



pracovních stanic se VE stává snadno proveditelnou metodou, s vysokou rozlišovací schopností. Krátký čas akvizice dat výrazně snižuje vliv pohybových artefaktů.

Lumen dutých orgánů lze zobrazit technikou SSD (shaded surface display) nebo VRT (volume rendering technique). SSD rekonstrukce zobrazí neprůhledně povrch objektu, který je definován pomocí intervalů denzit. Prostorového dojmu se docílí stínováním imitujícím odraz světla. VRT umožňuje pomocí intervalů denzit definovat více tkání, jimž jsou přiřazeny různé barvy a transparence. Lze tak odlišit například kalcifikaci nebo materiál stentu od stěny tepny při virtuální angioskopii.

Základní podmínkou pro VE vyšetření je přítomnost výrazného rozhraní denzit, jakým je přechod plyn měkké tkáně nebo kontrastní látka-měkké tkáně. Při vytváření rekonstrukcí je nutné správné nastavení tohoto rozhraní, protože i relativně malé odchylky mohou být zdrojem artefaktů. Kvalita zobrazení závisí mimo to na dalších parametrech, jako jsou expozice, šíře řezu, increment a rekonstrukční algoritmus. Expoziční parametry jsou obvykle stejné jako při rutinním vyšetření. Ve vhodných indikacích (např. virtuální kolonoskopie) lze ale využít i protokoly se sníženou dávkou, které umožňují za cenu přijatelné ztráty rozlišovací schopnosti významně snížit zátěž pacienta. Šíře řezu závisí na technických možnostech přístroje a vyšetřované oblasti. Obecně jsou nejvhodnější tenké řezy o efektivní šíři do 1,5 mm. Virtuální kolonoskopii lze ale provést i řezy o šíři 3 mm. Při virtuální bronchoskopii je v perifernějších partiích tato šíře vrstvy nedostatečná. Increment volíme podle kolimace, u řezů do 1 mm postačuje překrytí o třetinu, u širších až o polovinu.

Rekonstrukce se vytvářejí pomocí uživatelského rozhraní, které zobrazuje nejen endoskopický obraz, ale také polohu virtuální kamery, což je nutné pro orientaci vyšetřujícího a přesnou korelaci nálezu s dvourozměrným obrazem. K té slouží navigační čáry nebo jiné grafické prvky (v závislosti na použitém software).

Výhodou VE je malá invazivita, možnost dodatečného vytváření rekonstrukcí bez účasti pacienta, zobrazitelnost léze z libovolného úhlu pohledu a schopnost procházet přes těsné stenózy a uzávěry. Umožňuje lepší komunikaci s neradiology, kteří jsou na endoskopické obrazy už zvyklí. Hodnocení je komplexnější než při klasické endoskopii, protože můžeme současně hodnotit i okolní struktury. Největší nevýhodou je

nemožnost odebrat biologický materiál a provádět terapeutické zákroky. Absence barevného rozlišení znemožňuje zachytit slizniční léze neprojevující se změnou šíře lumenu. Při provádění virtuálně endoskopických vyšetření musí být vyšetřující dobře obeznámen s možnými artefakty, které mohou být zdrojem mylných interpretací a tím i snížení důvěryhodnosti metody v očích kliniků.<sup>(15)</sup>

#### **4.2.2 HRCT plic**

V krátkém čase lze zachytit celý objem hrudníku tenkými řezy a tím získat obraz s vynikajícím geometrickým rozlišením při malém vlivu pohybových artefaktů a s lepším využitím bolu kontrastní látky. Izotropní nebo téměř izotropní datové pole, které takto vznikne, umožňuje provádět dvojrozměrné i trojrozměrné rekonstrukce v libovolné rovině bez viditelné ztráty rozlišovací schopnosti. Za pomoci vícenásobné rekonstrukce obrazu jsme z jediné akvizice dat schopni ve vysoké kvalitě zobrazit plicní parenchym, cévy, mediastinum, hrudní stěnu včetně skeletu i bránici. U šesti- a víceřadých přístrojů je součástí rutinního vyšetřovacího protokolu HRCT celého objemu plicní tkáně (podle technických možností vrstvy o kolimaci 0,5 – 1 mm, tj. efektivní šíři 0,5 – 1,25 mm). HRCT plic se tak stává součástí každého vyšetření hrudníku. Vzhledem k tomu, že je zachycen celý objem plicní tkáně, je kromě posuzování difúzních procesů vhodné i pro vyhledávání a detailní posuzování ostatních patologií plic a dýchacích cest. Umožňuje dobře hodnotit i jinak problematické struktury, jako jsou interlobia, bránice, nebo cévy a bronchy probíhající v rovině nepříznivé pro hodnocení z axiálních řezů.

MDCT umožňuje využití všech postprocessingových metod, které kromě jiného pohledu na patologickou lézi přinášejí i názornost. Jedním nebo několika málo obrazy lze zachytit situace, které by jinak musely být zobrazeny v mnoha vrstvách. Multiplanární rekonstrukce (MPR) v koronární a sagitální rovině jsou prováděny rutinně. Umožňují posoudit vztah patologických útvarů ke strukturám, které nelze dobře hodnotit na axiálních vrstvách, jako jsou interlobia nebo bránice, a dávají lepší představu o anatomických poměrech. Vrstvy v koronární rovině je možno dobře korelovat s prostými snímky. Další typy (MIP – maximum intensity projection, MinIP – minimum intensity projection, virtuální bronchoskopie, VRT – volume rendering technique) se

využívají výběrově. MIP rekonstrukce jsou kromě posuzování cév vhodné k detekci drobných nodulů a určení jejich vztahu k cévám. MinIP rekonstrukce slouží k přehlednému zobrazení trachey a velkých bronchů nebo dutinových lézí. Nehodí se k zobrazení dýchacích cest malého kalibru. Virtuální bronchoskopie doplňuje vyšetření o přesné posouzení lumen dýchacích cest do subsegmentální úrovně. Uplatňuje se při detekci malých endobronchiálních útvarů, krátkých stenóz nebo uzávěrů, traumat a při orientaci ve složitějších anatomických poměrech, kdy nestačí dvourozměrné zobrazení. VRT je schopna současně zobrazit různými barvami více tkání a tak poskytnout komplexní pohled na vyšetřovanou oblast.<sup>(14)</sup>

### **4.2.3 CT angiografie**

CT angiografie je rychlé skenování určité oblasti těla při i.v. aplikaci bolu kontrastní látky, kdy cévy naplněné kontrastní látkou lze hodnotit jak na jednotlivých řezech, tak po dalším počítačovém zpracování v 2D a 3D rekonstrukcích.<sup>(22)</sup>

*Multidetektorová CT angiografie věnčitých tepen* využívá synchronizace akvizice hrubých dat s EKG křivkou. K rekonstrukci obrazů se používá jen segment dat v diastolické fázi, dosahuje se tak časového rozlišení až 105 ms. Hodnotí se axiální obrazy a na pracovní stanici jsou zhotovovány trojrozměrné rekonstrukce věnčitých tepen.

Pro rekonstrukci axiálních zdrojových obrazů používáme následující rekonstrukční parametry: rekonstruovaná šíře vrstvy 1 mm, rekonstrukční increment 0,5 mm, rekonstrukční algoritmus pro měkké tkáně – kernel B30 nebo při hrubých kalcifikacích nebo implantovaných stentech B35.

Základním zobrazením pro hodnocení kvality vyšetření je objemové zobrazení pomocí VRT. Pro rekonstrukci VRT používáme základní software VRT ze základního softwarového vybavení postprocessingových pracovních stanic nebo rozšířený software pro VRT InSpace. VRT umožňuje nejen hodnotit kvalitu zobrazení ve vztahu k pohybovým artefaktům, ale také vzhledem k náplni cév kontrastní látkou. Pro hodnocení kalcifikací je nejvhodnější zobrazení, kromě axiálních obrazů, maximum intensity projection (MIP). Charakter stenózy a délková měření provádíme pomocí speciálního segmentačního softwaru VesselView.<sup>(3)</sup>

*CT angiografie plicních žil* se projevila jako velmi vhodná pro jejich zobrazení, 3D rekonstrukce se značně osvědčily pro orientaci katetrizujícího lékaře při výkonu na levé síni srdeční a plicních žilách, osvědčila se jako velmi vhodná a přesná diagnostická metoda pro zobrazení větších tepen (plicní tepny, aorta a její větve). Nástup multislice CT přístrojů možnosti CT angiografie dále výrazně zlepšuje.

Vzhledem ke komplexnosti plicního cévního řečiště je možnost 3D zobrazení pomocí CT angiografie velkou výhodou.

Zobrazení plicních žil pomocí CT angiografie je neinvazivní a pacienty velmi dobře tolerovaná metoda. 3D akvizice dat umožňuje různé postprocessingové úpravy 2D i 3D rekonstrukce, což vede ke kvalitnější diagnostice a lepšímu posouzení topoanatomických poměrů ve srovnání s angiografií.<sup>(23)</sup>

#### **4.2.4 Využití CT v ortodontii**

MDCT čelistí je přesnou a efektivní metodou při rozšířené diagnostice a plánování ortodontické terapie. Zásadním přínosem jsou především 3D rekonstrukce a také přesné posouzení detailních změn v čelistech pomocí MPR.

Indikace:

a) poruchy zubní erupce

Kromě zobrazení rozsahu resorpce lze pomocí 3D rekonstrukcí zobrazit i přesnou lokalizaci poškození.

b) abnormality tvaru, počtu a umístění zubů

MDCT zejména pomocí VRT rekonstrukcí přehledně a přesně zobrazí počet, tvar a umístění případných nadpočetných zubů, které bývají často hypoplastické, deformované a ektopicky uložené.

c) čelistní afekce

Prostorová VRT rekonstrukce umožňuje přesně zobrazit odchylky tvaru a vzájemného postavení horní a dolní čelisti i při jiných ortognátních vadách, jako je např. mandibulární progenie či hypoplazie čelistí.

Výhody a limitace dentálního CT:

Velmi přínosné se ukázalo provedení 3D modelů pomocí VRT rekonstrukcí, u kterých je možno jednoduchou změnou přednastavených parametrů regulovat transparenční skeletu čelisti. Tím lze docílit téměř úplného „odstranění“ skeletu čelisti a zobrazení pouze zubních struktur, které mají výrazně vyšší denzitu než okolní skelet. Tyto rekonstrukce plně nahradily dříve často používanou SSD techniku.

Jedinou, ale zásadní limitací diagnostiky pomocí CT vyšetření čelistí je vyšší radiační zátěž ve srovnání s klasickými metodami, což dokládají zejména srovnávací studie na starších CT přístrojích.<sup>(1)</sup>

### ***4.3 Magnetická rezonance***

Úloha radiologického asistenta při vyšetření na magnetické rezonanci spojeném s trojrozměrnými obrazy je obdobná jako u výpočetní tomografie. Zahrnuje přípravu pacienta, zadání údajů o pacientovi, uložení pacienta a asistence při aplikaci kontrastní látky, přípravu vlastního vyšetření, tj. získání úvodních orientačních řezů (zpravidla tří, v každé základní rovině jeden), pomocí nichž lze naplánovat orientaci řezů jednotlivých sekvencí). K dalším úlohám radiologického asistenta patří zadávání parametrů jednotlivých sekvencí (volba sekvence typu spin-echo nebo gradient-echo a případně dalších typů, 2D nebo 3D sekvence, úpravu časů TR a TE, volba cívky, počet akvizic, velikost matrix, gating), vyhodnocování obrazu včetně dalších manipulací s obrazovými daty (postprocessing) a archivace obrazových informací.<sup>(20)</sup>

#### ***4.3.1 MR cholangiopankreatografie (MRCP)***

MR cholangiopankreatografie (MRCP) se využívá pro vyšetření žlučových cest, slinivky břišní a jejího vývodu. Vhodným nastavením zobrazovacích parametrů MR přístroje lze získat i přímé zobrazení žlučovodů a vývodu slinivky břišní.

Princip MRCP je založen na těžce T2 vážených sekvencích. Nepohyblivé se tekutina (žluč ve žlučovodech, sekret v pankreatickém vývodu, tekutina v žaludku a ve střevech, ascites) tak vykazuje vysoký signál. Parenchymové orgány mají velmi nízký signál, v sekvenci bývá aplikována i technika potlačující signál tuku. Rychle se pohybující tekutina (krev v cévách) se nezobrazí díky „flow void“ fenoménu. V současnosti je

v závislosti na hardwarovém a softwarovém vybavení MR systému k dispozici větší počet rozdílných technik a sekvencí umožňujících MRCP. Jedná se o techniky 2D, 3D, zobrazení řízené podle dechové křivky nebo zobrazení se zadržným dechem.

MRCP má vysokou senzitivitu i specifitu pro detekci konkrémentů, stenóz, dilatací a anatomických variant žlučových cest.

Byly zvoleny, optimalizovány a v praxi ověřeny dvě sekvence pro přímé zobrazení žlučového stromu a pankreatického vývodu:

1. Sekvence v modu turbo spin echo (TSE) ve 2D o šíři vrstvy 60 mm. Čas měření sekvence je 18 sekund. Měření probíhá při zadržném dechu pacienta. Výsledkem je jedno sumační zobrazení žlučového stromu a pankreatického vývodu v koronárně orientované rovině, které slouží pro rychlou orientaci o šíři žlučovodů a pro lokalizaci následného 3D zobrazení. Tato sekvence neumožňuje rekonstrukci MIP.

2. Sekvence v modu inversion recovery – turbo spin echo (IR-TSE) ve 3D o šíři vrstvy 4 mm s překryvem vrstev 2 mm. Čas měření je 150 sekund. Měření probíhá při volném dýchání pacienta, sekvence se řídí podle pacientovy dechové křivky. Zobrazeno je celkem 40 subvrstev. Tato sekvence umožňuje rekonstrukci obrazu podle MIP.

Optimální protokol MR zobrazení epigastria a MRCP:

Vyšetření je zahájeno T2 váženou sekvencí s potlačením signálů tuku v transverzální rovině. Tato sekvence umožňuje posouzení parenchymových orgánů, žaludku a střev v oblasti epigastria, patologických procesů v peritoneální dutině, retroperitoneu a v bazálních částech obou pleurálních dutin. MRCP je nejprve provedenou rychlou 2D sekvencí v koronární orientaci. Následují dvě MRCP sekvence ve 3D – v koronární a transverzální orientaci.<sup>(2)</sup>

#### **4.3.2 MR angiografie**

MR angiografie je podobně jako CT angiografie neinvazivní metoda zobrazování cévního řečiště. Její nevýhodou je vyšší cena vyšetření i některé obecně známé kontraindikace MR (kardiostimulátor, kochleární implantát atd.). Výhodou oproti CT angiografii je nepřítomnost ionizujícího záření a dále použití kontrastních látek, které mají minimum nežádoucích reakcí a jsou mnohem bezpečnější než jodové kontrastní látky

používané na CT. Výhodou je i podání řádově menšího objemu kontrastní látky oproti CTAG, což oceníme především u pacientů s velmi špatnými periferními žilami. Podobně jako u CT angiografie je pro dobré zobrazení třeba provést správné načasování vyšetření při „firstpass“ průtoku bolu i.v. aplikované kontrastní látky. Při MR angiografii používáme nyní téměř výhradně pro spuštění vyšetřovací sekvence metodu monitorace přítoku bolu kontrastní látky – bolus tracking. Pro vlastní vyšetření používáme rychlé gradientní 3D T1 vážené sekvence s co nejkratšími časy TR i TE, pokud možno s potlačením signálu tuku při zadrženém dechu pacienta. S výhodou je možné provést vyšetření se stejnými parametry nativně a s kontrastem a následně provést subtrakci obou sekvencí. Výsledkem je mnohem lepší kontrast naplněných cév, ale podmínkou je naprosto stejná poloha pacienta během snímání nativních i kontrastních sérií. Centrické plnění k-prostoru nám umožňuje prodloužit dobu trvání sekvence a tím zlepšit prostorové rozlišení i při kratších nástřicích kontrastní látky. Následně vytváříme MIP i VRT 3D rekonstrukce, na rozdíl od CTAG odpadá u MRAG nutnost editace skeletu, který zde nemá vysoký signál. Hodnocení ale vždy probíhá i ze zdrojových subvrstev. 3D gradientní sekvence s i.v. nástřikem kontrastu nám poskytují luminografický obraz podobně jako např. DSA. Proto je výhodné po jejich provedení doplnit ještě standardní 2D či 3D T1 zobrazení (např. 3D VIBE sekvence), kde dobře posoudíme i stěnu tepny a její okolí – tak jak jsme zvyklí i při CTAG.<sup>(22)</sup>

*3D kontrastní portografie* dovoluje trojdimenzionální kontrastní MR angiografii portálního řečiště. Výhodou vyšetření je malá invazivita. Tato metoda umožňuje rovněž hodnotit průchodnost portosystémové zkratky.<sup>(12)</sup>

Standardní vyšetřovací protokol zahrnuje 3D kontrastní MR angiografii v arteriální a dvou portálních fázích a v postkontrastním zobrazení abdominální oblasti ve fázi ekvilibria T1 váženou 3D GRE sekvencí se spektrální presaturací tuku (Flash-3D FS VIBE). Pro minimalizaci pohybových artefaktů způsobených střevní peristaltikou se aplikuje 20 mg Buscopanu i. v. Podmínkou kvalitního kontrastního vyšetření žil portálního systému je podání dostatečného množství paramagnetické kontrastní látky na bázi gadolinia.

Postprocessing:

Reformátování subtrahovaných 3D dat z arteriální fáze se provádí v tlustých, popř. tenkých MIP nebo VRT rekonstrukcích, data z portálních fází standardně rekonstruujeme v tenkých, překrývajících se MIP v koronární a transverzální rovině. Další roviny zobrazení doplňujeme cíleně k přesnému detailnímu zobrazení požadovaných cévních struktur. V portální fázi nepoužíváme subtrakce 3D dat, která působí arteficiální ztrátu dat a neumožňuje detailní zobrazení drobných periferních větví, k efektu potlačení tuku používáme spektrální saturaci tuku.<sup>(5)</sup>

#### ***4.4 Ultrasonografie***

Trojrozměrné zobrazování v ultrasonografii se uplatňuje především v gynekologii a porodnictví, ale další uplatnění nachází i v jiných oborech, jako např. urologie, oftalmologii a chirurgii nebo v ortopedii k zobrazování pohybového aparátu. 3D ultrasonografie se používá i k intervenčním výkonům.

Výhoda 3D ultrasonografie proti jiným metodám spočívá v nenáročnosti vyšetření, poskytuje kvalitnější obrazový záznam než při klasickém dvojdimenzionálním zobrazení, vyšetření není invazivní a pacient není vystaven ionizujícímu záření.

Úloha radiologického asistenta při 3D ultrasonografii je zatím omezená, ve většině případů provádí tato vyšetření lékaři.



## 5. Diskuse

Používání trojrozměrného zobrazování v radiodiagnostice jistě přineslo mnoho výhod a nachází široké spektrum uplatnění v diagnostice různých onemocnění, oproti dvourozměrnému zobrazování nabízí názornější představu v zobrazování lidského těla. Lze ho v současné době využít k zobrazování ve skiografii, výpočetní tomografii, magnetické rezonanci a ultrasonografii. Postupným vývojem přístrojové a výpočetní techniky se neustále trojrozměrné zobrazování zdokonaluje a vyvíjí.

Lze říci, že trojrozměrné zobrazování má určité výhody a dokáže nahradit jiná vyšetření. Například CT angiografie využívající trojrozměrné obrazy k zobrazení cév je proti klasické angiografii metodou neinvazivní, pacient nemusí být hospitalizován, odpadá punkce tepen a případné komplikace po výkonu, vyšetření trvá kratší dobu. MR angiografie má podobné výhody jako CT angiografie, navíc pacient není vystaven ionizujícímu záření, ale naopak je kontraindikována u pacientů s kardiostimulátorem a kovovými implantáty. Zcela nové možnosti přináší metoda virtuální endoskopie, využívající VRT rekonstrukcí k zobrazení lumen dutých orgánů, nejčastěji k zobrazení tlustého střeva a bronchů. Představuje tak neinvazivní metodu proti klasické endoskopii, pacienty mnohdy obávané vyšetření pro zavádění endoskopu. MR cholangiopankreatografie (MRCP) k zobrazení žlučových cest, slinivky břišní a jejího vývodu dokáže nahradit vyšetření ERCP (endoskopická retrográdní cholangiopankreatikografie), opět jako neinvazivní metoda. Metoda rotační angiografie je kromě zobrazení cév využívána použitím speciálního akvizičního programu SpineView k zobrazení páteře, zvláště pak pro provedení perkutánní vertebroplastiky. Výhodou provedení vertebroplastiky metodou rotační angiografie je nižší radiační zátěž pro pacienta i personál oproti provedení vertebroplastiky pomocí kombinovaného vyšetření na CT a mobilním C rameni. 3D ultrasonografie má hlavní využití v prenatální diagnostice, např. k odhalování vývojových vad, ale proniká i do jiných oborů medicíny. Je to metoda neinvazivní, dostupná a rychlá.

Radiologický asistent jako člen týmu na radiologickém pracovišti provádí trojrozměrné rekonstrukce a podílí se na vyšetřeních. Kromě 3D ultrasonografie, kde se

zatím radiologický asistent na vyšetřování nepodílí, je úloha radiologického asistenta nepostradatelná při všech ostatních vyšetřeních spojených s trojrozměrnými rekonstrukcemi. Radiologický asistent ovládá přístroje, software pro rekonstrukci obrazů, stará se o pacienta během vyšetření a je zodpovědný za průběh vyšetření. Tyto požadavky zvyšují význam postavení radiologického asistenta na moderním radiologickém pracovišti.

## 6. Závěr

Trojrozměrné zobrazování v diagnostických zobrazovacích metodách zaujímá své místo a uplatnění v diagnostice různých onemocnění a přináší rovněž určité výhody. Blízká budoucnost bude patřit stále častěji digitálním zobrazovacím metodám a tak i s dalším vývojem přístrojové a výpočetní techniky bude nabývat trojrozměrné zobrazování stále většího významu.

Nezastupitelnou úlohu bude mít v profesním týmu na radiologickém pracovišti radiologický asistent, který provádí vyšetření spojená s trojrozměrnými rekonstrukcemi.

Předložená práce by měla posloužit radiologickým asistentům, kteří do budoucna budou provádět trojrozměrné rekonstrukce.

## 7. Literatura

1. BAXA, J., et al. Možnosti využití multidetektorového CT v ortodontii. *Česká radiologie*. Praha: 2007, roč. 61, č. 3, s. 321  
ISSN 1210-7883
2. BELŠAN, T., et al. Význam diagnostického zobrazení žlučových cest a pankreatu magnetickou rezonancí. *Česká radiologie*. Praha: 2003, roč. 57, č. 5, s. 276  
ISSN 1210-7883
3. FERDA, J., et al. MDCT angiografie věnčitých tepen šestnáctidetektorovým výpočetním tomografem – principy a první klinické zkušenosti. *Česká radiologie*. Praha: 2003, roč. 57, č. 6, s.312  
ISSN 1210-7883
4. FERDA, J., NOVÁK, M., KREUZBERG, B. Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galén, Karolinum, 2002. 663 s.  
ISBN 80-7262-1712-6 (Galén)  
ISBN 80-246-0567-8 (Karolinum)
5. HORÁK, D., et al. 3D kontrastní MR portografie. *Česká radiologie*. Praha: 2006, roč. 60, č. 5, s. 367  
ISSN 1210-7883
6. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Stereoskopie>, 27. 3. 2008
7. <http://medical.philips.com>, 24. 2. 2008
8. <http://www.gali-3d.com>, 28. 3. 2008
9. <http://www.vmk-rtg.cz>, 22. 3. 2008
10. CHUDÁČEK, Z. Radiodiagnostika I. část. 1. vyd. Brno: IPVZ Brno, 1995. 293 s.  
ISBN 80-7013-114-4
11. JANÍK, V., et al. Perkutánní vertebroplastika s využitím 3D rotační seriografie. *Česká radiologie*. Praha: 2005, roč. 59, č. 3, s. 171  
ISSN 1210-7883
12. KLEIN, J., et al. 3D-MR portografie v hodnocení průchodnosti portosystémové spojky. *Česká radiologie*. Praha: 2005, roč. 59, č. 2, s. 104

ISSN 1210-7883

13. MECHL, M., VÁLEK, V. Ultrazvukové vyšetření – současnost a budoucnost. *Česká radiologie*. Praha: 2004, roč. 58, č. 5, s. 338

ISSN 1210-7883

14. MÍRKA, H., FERDA, J. HRCT plic pomocí multidetektorové výpočetní tomografie. *Česká radiologie*. Praha: 2004, roč. 58, č. 5, s. 322

ISSN 1210-7883

15. MÍRKA, H., FERDA, J. MDCT virtuální endoskopie. *Česká radiologie*. Praha: 2004, roč. 58, č. 5, s. 320

ISSN 1210-7883

16. NEKULA, J., et al. Radiologie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2001. 205 s.

ISBN 80-244-0259-9

17. SVOBODA, E., et al. Přehled středoškolské fyziky. 3. vyd. Praha: Prometheus, 2005. 497 s.

ISBN 80-7196-116-7

18. SYNEK, S., SKORKOVSKÁ, Š. Fyziologie oka a vidění. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. 96 s.

ISBN 80-247-0786-1

19. VÁLEK, V., et al. Moderní diagnostické metody II. díl Výpočetní tomografie. 1. vyd. Brno: IPVZ Brno, 1998. 84 s.

ISBN 80-7013-294-9

20. VÁLEK, V., ŽIŽKA, J. Moderní diagnostické metody III. díl Magnetická rezonance. 1. vyd. Brno: IPVZ Brno, 1996. 45 s.

ISBN 80-7013-225-6

21. VERNER, P. Trojdimenzionální ultrasonografie v urologii.

<http://www.urologiepropraxi.cz>, 17. 4. 2007

22. WEICHET, J., et al. MR angiografie hrudní aorty. *Česká radiologie*. Praha: 2006, roč. 60, č. 5, s. 347

23. WEICHET, J., et al. Zobrazování plicních žil pomocí CT angiografie s trojdimenzi-  
onální rekonstrukcí dat. *Česká radiologie*. Praha: 2004, roč. 58, č. 6, s. 378  
ISSN 1210-7883

## **8. Klíčová slova**

radiologický asistent – trojrozměrný – rekonstrukce – radiodiagnostika – ultrasonografie  
– angiografie – výpočetní tomografie – magnetická rezonance

## 9. Přílohy

**Obr. 1.** Allura 3D-RA rotační angiografie

**Obr. 2.** 3D obraz z rotační angiografie (virtuální stentování)

**Obr. 3.** Virtuální kolonoskopie – VRT rekonstrukce

**Obr. 4.** CT angiografie (stenosa a. carotis sin. interna) – VRT rekonstrukce

**Obr. 5.** CT angiografie (stenosa a. carotis dx. interna) – MIP rekonstrukce

**Obr. 6.** MR angiografie – MIP rekonstrukce

**Obr. 7.** MR angiografie – VRT rekonstrukce

**Obr. 8.** 3D ultrasonografie plodu

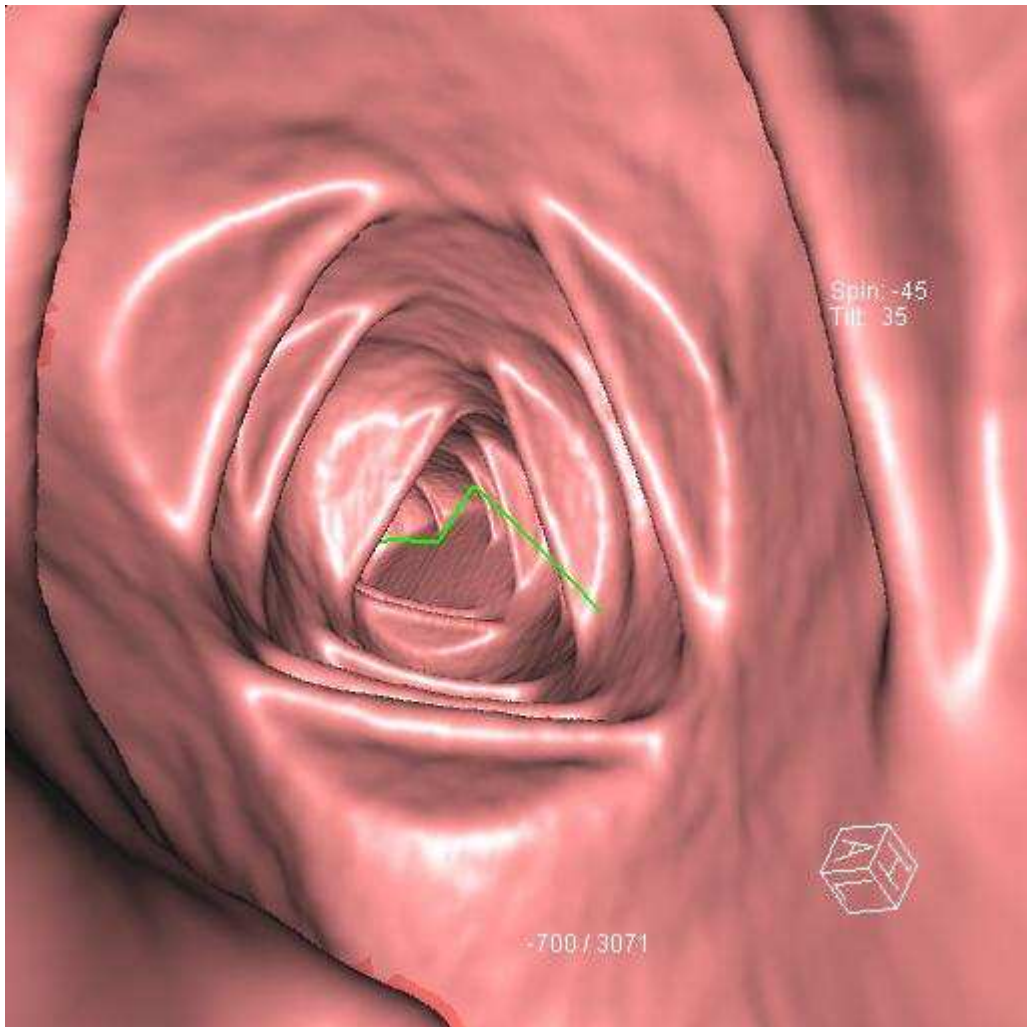




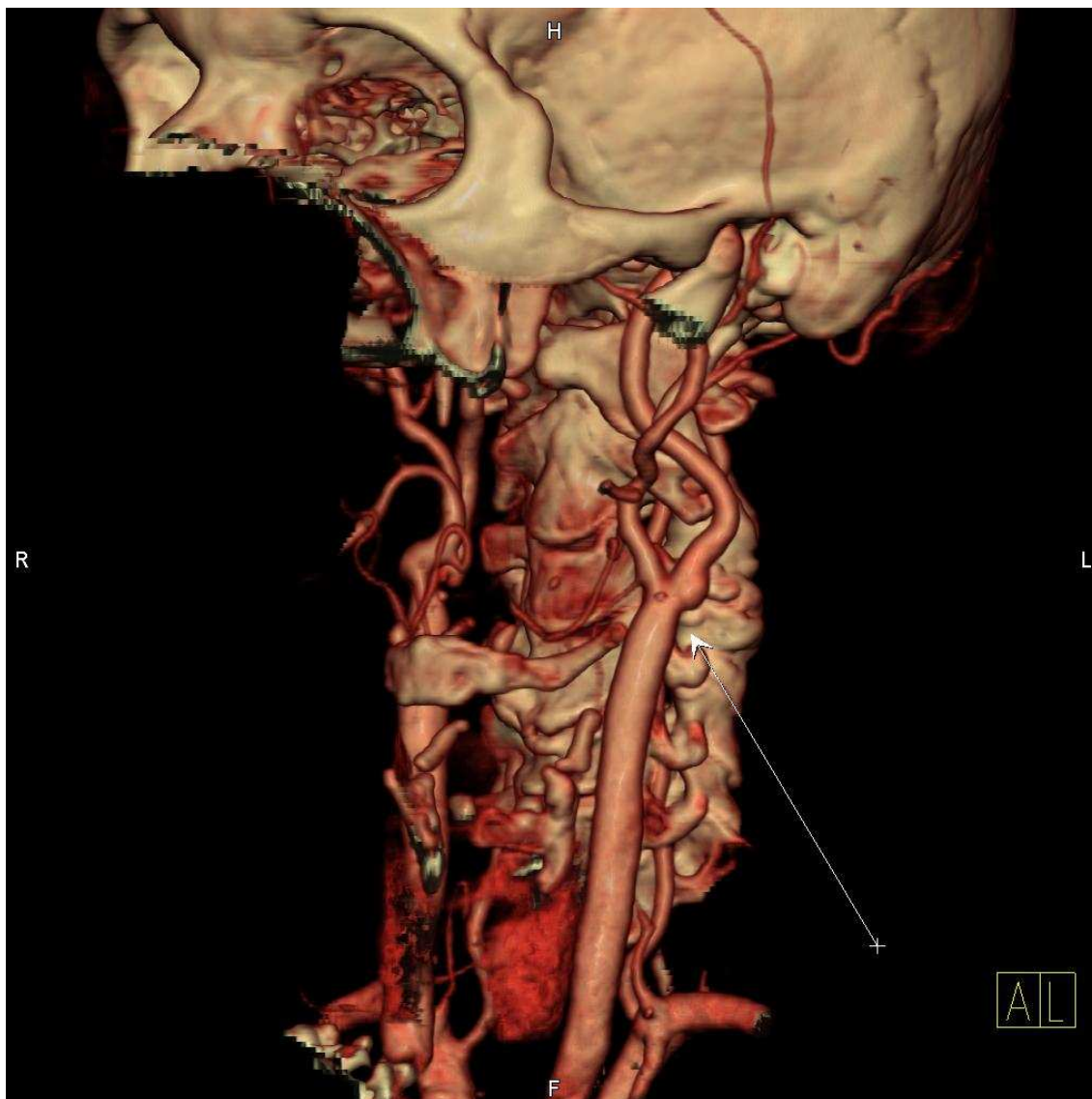
**Obr. 1.** Allura 3D-RA rotační angiografie



**Obr. 2.** 3D obraz z rotační angiografie (virtuální stentování)



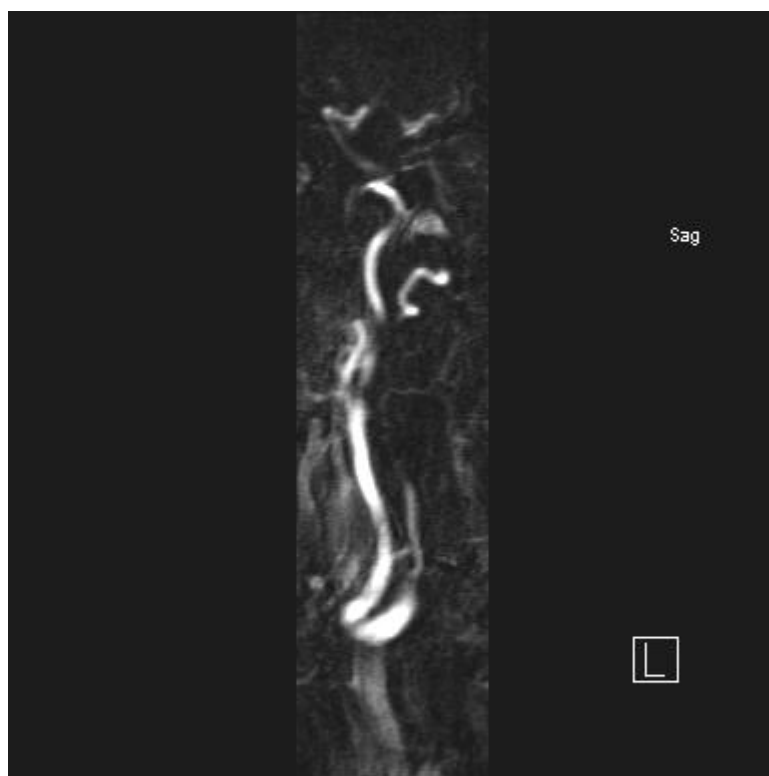
**Obr. 3.** Virtuální kolonoskopie – VRT rekonstrukce



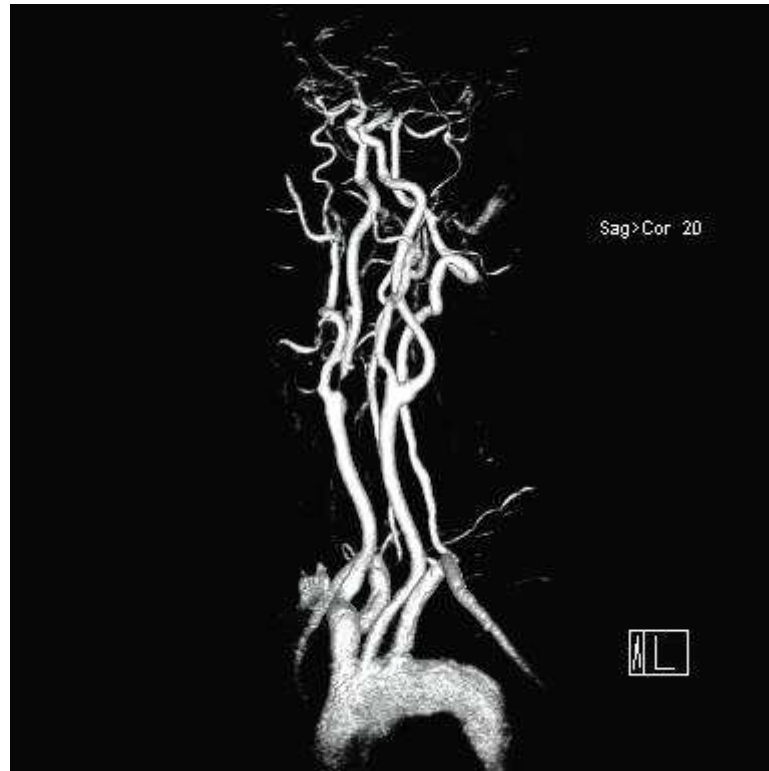
**Obr. 4.** CT angiografie (stenosa a. carotis interna sin.) – VRT rekonstrukce



**Obr. 5.** CT angiografie (stenosa a. carotis interna dx.) – MIP rekonstrukce



**Obr. 6.** MR angiografie – MIP rekonstrukce



**Obr. 7.** MR angiografie – VRT rekonstrukce



**Obr. 8.** 3D ultrasonografie plodu