

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Branišovská 31, 370 05 České Budějovice
Zdravotně sociální fakulta
Katedra radiologie a toxikologie
Obor radiologický asistent - kombinované studium

Úloha radiologického asistenta při embolizacích

Bakalářská práce

15. 5. 2007

autor: Pavlína Křížová, DiS.

vedoucí práce: Bc. Zuzana Freitinger Skalická



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 STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

15. 5. 2007

.....

podpis



Děkuji Bc. Zuzaně Freitinger Skalické, vedoucí mé bakalářské práce, za cenné rady a připomínky a Doc. Petru Krupovi, CSc. za odborné rady z praxe, které mi v průběhu psaní poskytl.



Abstrakt

Za radiologického asistenta je považován vzdělaný zdravotnický pracovník připravený k vykonávání náročných prací ve zdravotnických oborech. Jedním z nich je radiodiagnostika a její významný obor intervenční radiologie, kde vykonává velmi odpovědnou práci. Komunikuje s pacienty, spolupracuje s lékařským personálem a ovládá složité angiografické zařízení. Proto je důležité, aby měl speciální odbornou přípravu a požadované vlastnosti. Radiologickým asistentem se stane člověk po absolvování specializovaného vzdělávacího programu, který se v současnosti studuje na vysoké škole a je ukončený titulem Bc., psaným před jménem. Při studiu získává znalosti a schopnosti z oblasti radiodiagnostiky potřebné pro praxi na pracovištích intervenční radiologie. Při teoretické i praktické výuce si osvojuje znalosti i dovednosti v oblasti přístrojové techniky (angiografické přístroje), potřebných IT technologií (NIS, PACS), získává anatomickou orientaci ve vyšetřované oblasti, učí se od lékařského personálu nejnovější postupy při embolizační technice, orientuje se v instrumentáriu, zná používané kontrastní látky a nežádoucí reakce na ně a umí při nich podat první neodkladnou pomoc. Nelékařský pracovník, který spolupracuje při provádění embolizací, by měl mít i následující schopnosti: komunikační dovednosti - spolupráce s lékařským personálem a pacienty, empatie - informovanost pacienta, zvládání stresových situací. Práce s nemocným člověkem vyžaduje psychologický správný individuální přístup a striktní dodržování zásad zdravotnické etiky.

Embolizace je způsob uzavření jedné nebo více cév, které způsobují více škody nežli užitku. Lze použít různých materiálů / látek, podle toho, zda má být cévní okluze dočasná nebo trvalá, nebo jestli jde o léčení malých nebo větších cév. Látka je zaváděna katetrem, jehož konec je v nebo u cévy, jež má být uzavřena. Tento přístup může být využit jak pro kontrolu nebo prevenci abnormálního krvácení, tak pro uzavření cév zásobujících rostoucí nádor (tumor). Terapeutická embolizace může také sloužit k eliminování (odstranění) arteriovenózní malformace (AVM), abnormálního propojení tepny a žíly. Termín "embolizace" je odvozen od embolu, což může být objekt, který cirkuluje v krvi, dokud se neusadí v cévě - v tomto případě syntetická látka nebo medikace speciálně vytvořená k uzavření cév.

**Abstrakt - English**

As a radiographer can be regarded an educated health worker who is prepared to perform demanding work in medical branches. One of them is radiology and its important subspecialty, interventional radiology, where they perform a very responsible work. They communicate with patients, cooperate with medical personnel and operate a complex angiographic apparatus. Therefore it is essential for them to have finished a professional training and to possess the required qualities. A person becomes a radiographer after they have completed a specialised educational programme, which can nowadays be studied at a college and it is completed by achieving a title Bc. (written before the name). During the studies they acquire proficiency and competence in the field of radiology which is needed for the experience in the interventional radiology working place. During both theoretical and practical education skills in the field of technical equipment (angiography equipment) and required IT technologies (HIS, PACS) are mastered, as well as the anatomic orientation in examined area. They learn the latest procedure in the embolization techniques from the medical personnel, orientate themselves in the instrumentarium. Moreover, they are accustomed to the contrasting materials and their undesirable reactions to them. If needed, they are fully able to give the first aid. In addition to that, a non-medical personell who participate in carrying out the embolizations should possess following qualities: communication skills - proficient cooperation with the medical personnel and the patients, empathy - patient awareness, ability to handle stressful situations. Working with an ill person demands a psochologically accurate individual approach and strict following of the medical ethic principles.

Embolization is a way of occluding (closing) one or more blood vessels that are doing more harm than good. Various materials may be used, depending on whether vessel occlusion is to be temporary or permanent, or whether large or small vessels are being treated. The material is passed through a catheter with its tip lying in or near the vessel to be closed. This approach can be used to control or prevent abnormal bleeding as well as shut down the vessels that support a growing tumor. Therapeutic embolization may also serve to eliminate an arteriovenous malformation (AVM), an abnormal connection between an artery and a vein. The term "embolization" derives from embo-



lus, which can be any object that circulates in the bloodstream until it lodges in a blood vessel - in this case, a synthetic material or medication specially designed to occlude the blood vessels.

**Obsah**

<i>Abstrakt</i>	4
<i>Obsah</i>	3
<i>Úvod</i>	10
<i>Současný stav</i>	11
<i>Cíl práce a hypotézy</i>	11
<i>Metodika</i>	11
<i>Výsledky</i>	12
<i>Radiologický asistent</i>	12
<i>Stacionární RTG přístroje pro angiografii</i>	15
<i>Windowing /Fensterung/</i>	16
<i>Technika „LUT“ - /Look-up-Table/</i>	16
<i>Filtrace obrazového signálu</i>	16
<i>Potlačení šumu v obraze</i>	17
<i>Digitální subtrakční angiografie</i>	18
<i>Zvýraznění katétru v kontrastní náplni</i>	19
<i>RTG zařízení pro všeobecnou angiografii s DSA</i>	19
<i>Specifikace zařízení</i>	21
<i>Základní zásady radiační ochrany na angiorafických pracovištích</i>	23
<i>Pracovní ochranné pomůcky</i>	23
<i>Redukce záření pomocí pulzní skiaskopie</i>	24
<i>Filtrace RTG záření</i>	25
<i>Primární clona s „pamětí“</i>	25
<i>Software vybavení pracoviště</i>	25
<i>NIS</i>	25
<i>PACS</i>	27
<i>Anatomie</i>	32
<i>Dokumentace</i>	32
<i>Informovaný souhlas</i>	30



<i>Negativní reverz.</i>	33
<i>Příprava nemocného</i>	34
<i>dbornost lékaře</i>	36
<i>Embolizace: všeobecné rozdělení technik</i>	37
<i>Definice embolizace</i>	38
<i>Indikace k embolizaci.</i>	39
<i>Akutní hemostatické výkony.</i>	39
<i>Elektivní embolizační výkony</i>	40
<i>Instrumentarium</i>	41
<i>Embolizační materiál</i>	41
<i>Dočasné embolizační materiály.</i>	42
<i>Permanentní embolizační materiály.</i>	42
<i>Embolizační materiál pro mikrokaterizační techniku.</i>	43
<i>Technika embolizace</i>	44
<i>Distální embolizace</i>	45
<i>Proximální embolizace</i>	46
<i>Selektivní embolizace aneurysma</i>	46
<i>Selektivní uzávěr velkých AV zkratů</i>	46
<i>Komplikace embolizace.</i>	47
<i>Příčiny selhání embolizace</i>	48
<i>Instrumentarium</i>	49
<i>Jehly</i>	49
<i>Punkční jehly</i>	49
<i>Vodiče</i>	52
<i>Dilatátory</i>	55
<i>Zavaděcí pouzdra (Sheath)</i>	56
<i>Angiografické katetry</i>	57
<i>Automatická tlaková stříkačka</i>	61
<i>Kontrastní látky v intervenční radiologii</i>	63
<i>Jodové kontrastní látky</i>	63
<i>Zásady použití</i>	63



<i>Ionální versus neionální kontrastní látky</i>	65
<i>Gadoliniové kontrastní látky</i>	69
<i>Oxid uhličitý</i>	69
<i>Diskuse</i>	74
<i>Závěr</i>	78
<i>Seznam použité literatury</i>	80
<i>Klíčová slova</i>	81
<i>Přílohy</i>	82



Úvod

Při praxi na angiografickém pracovišti jsem si uvědomila, že dosud nejsou zpracovány obecné postupy, které popisují práci radiologického asistenta při embolizacích. Proto jsem se rozhodla zpracovat návod přístupu radiologického asistenta při superspecializované intervenční metodě. Důležitá je příprava pacienta k výkonu podáním dostatečných informací. Dále přichystání správného instrumentária, nastavení angiografického přístroje a spolupráce s odborníkem, jenž provádí výkon.

Práce pojednává o potřebných pracovních schopnostech radiologického asistenta při specializovaném radiodiagnostickém intervenčním výkonu, kterým je embolizace. Měla by poskytnout informace o této intervenční metodě začínajícímu radiologickému asistentovi.

Vzdělání a určitá míra praxe jsou jedny z nejdůležitějších vlivů působících na začínajícího radiologického asistenta. Je podstatné, kde je po studiu zaměstnán, především pak pro intervenční radiologii. Pravděpodobně se po absolvování školy nedostane hned k intervenční radiologii, ale postupem času a někdy i výběrem lékařského personálu se mu to podaří.

Proto je důležité, aby měl příslušné znalosti a schopnosti v oblasti intervenční radiologie.

Angiografie je považována za důležitou součást vyšetřovacího a léčebného postupu při různých onemocnění cév. Prestiž angiografického pracoviště leží mezi třemi póly. Na jednom jsou indikující lékaři se svými schopnostmi vyšetřovat, léčit a umět se kvalifikovaně rozhodnout k diagnostickému postupu. Na druhém pólu jsou diagnostické a léčebné možnosti daného zdravotnického zařízení. V podstatě jde o to, jakou má indikující lékař vůbec možnost volit a jaká je kvalita ostatních metod. A konečně na třetím pólu je angiografické pracoviště se svým vybavením, schopnostmi, vztrácností, erudicí a kvalifikací personálu. Nezbytnou součástí angiografického týmu je radiologický asistent, který zajišťuje správný chod pracoviště, stará se o přístroje i o pacienty, komunikuje s angiografickými lékaři, ale i lékaři z jiných klinik a mnohdy i jiných pracovišť mimo nemocnici.



1. Současný stav

Embolizaci můžeme zjednodušeně definovat jako léčebné zavedení specifických látek do krevního oběhu. Má tři léčebné cíle.

1. Podpůrný: například jako příprava k chemoterapii nebo radioterapii
2. Kurativní: léčba aneurysmat a AV Malformací
3. Paliativní: zmírnění symptomů, například u velkých AVM

Provádí je radiodiagnostici, kteří jsou odborně zaměřeni na intervenční radiologii a mají dostatečné zkušenosti. Je to výkon, který je speciální jak pro odborný personál, tak i pro spolupracovníky. V literatuře se dočteme jak má postupovat odborník, ale chybí tam, jak se má chovat nelékařský personál (radiologický asistent).

2. Cíl práce a hypotézy

Cíl práce

Zpracovat návod přístupu radiologického asistenta při superspecializované intervenční metodě. Důležitá je příprava pacienta k výkonu podáním dostatečných informací. Dále přichystání správného instrumentária, nastavení angiografického přístroje a spolupráce s odborníkem, jenž provádí výkon.

Hypotéza

Radiologičtí asistenti mají špatný přístup při provádění embolizací, neboť nemají dostatečné informace.

3. Metodika

Sběr informací jednak z literatury a jednak z praxe.



4. Výsledky

Radiologický asistent

Charakteristika

Za radiologického asistenta je považován vzdělaný zdravotnický pracovník, připravený k vykonávání náročných prací ve zdravotnických oborech (12). Jedním z nich je radiodiagnostika a její významný obor intervenční radiologie, kde vykonává velmi odpovědnou práci.

Činnost tohoto oboru je založena na velmi složité a drahé přístrojové technice, se kterou pracuje radiologický asistent samostatně nebo společně s lékařem či dalšími vysokoškolsky kvalifikovanými odborníky. Práce s přístrojem je těžištěm jeho pracovní náplně. Vyžaduje přesnost a individualizovaný přístup, založený na teoretických znalostech podstaty prováděných výkonů (14). Komunikuje s pacienty, s lékařským personálem a ovládá složité angiografické zařízení. Práce s nemocným člověkem vyžaduje psychologický správný individuální přístup a striktní dodržování zásad zdravotnické etiky (14). Proto je důležité, aby měl speciální odbornou přípravu a požadované vlastnosti.

Odborná příprava

Podle zákona č. 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních se radiologickým asistentem stane člověk po absolvování příslušného vzdělávacího programu. Naše legislativa umožňuje v dnešní době práci v oboru několika absolventům různých stupňů vzdělávání.

Jsou to absolventi dvouletého nádstavbového studia radiologický laborant zakončeného maturitní zkouškou. Většina si během praxe dostudovala atestaci v oboru.

Dále jsou to absolventi vyšších odborných škol. Vzdělání trvá tři roky a je ukončeno absolutoriem. Student získává titul za jménem DiS. (diplomovaný specialista).

Poslední možností je tříletý bakalářský studijní program na vysoké škole. Studium je ukončeno státní zkouškou a absolvent získá titul Bc. (bakalář), psaný před jménem.

*System celoživotního vzdělávání v oboru radiologický asistent*

V roce 2004 nabyt platnost zákon č. 96/2004 Sb. o nelékařských zdravotnických povoláních a o výkonu povolání bez odborného dohledu, podle kterého by všichni pracovníci ve zdravotnictví by měli získat odbornou způsobilost k výkonu zdravotnického povolání.

§ 8 tohoto zákona upravuje odbornou způsobilost k výkonu povolání radiologického asistenta.

Získává se absolvováním:

- a) akreditovaného zdravotnického bakalářského studijního oboru pro přípravu radiologických asistentů,
- b) tříletého studia v oboru diplomovaný radiologický asistent na vyšších zdravotnických školách, pokud bylo studium prvního ročníku zahájeno nejpozději ve školním roce 2004/2005, nebo
- c) střední zdravotnické školy v oboru radiologický laborant, pokud bylo studium prvního ročníku zahájeno nejpozději ve školním roce 1996/1997.

Radiologický asistent, který získal odbornou způsobilost podle odstavce, může vykonávat své povolání bez odborného dohledu až po 3 letech výkonu povolání radiologického asistenta a získání specializované způsobilosti. Do té doby musí vykonávat své povolání pouze pod odborným dohledem. (9)

Za výkon povolání radiologického asistenta se považuje činnost v rámci ošetrovatelské péče v souvislosti s aplikací lékařského ozáření na úsecích radiodiagnostiky, radioterapie a nukleární medicíny, případně na dalších pracovištích, kde se provádějí radiologické výkony. Dále se radiologický asistent ve spolupráci s lékařem podílí na diagnostické a léčebné péči a činnostech souvisejících s radiační ochranou podle zvláštního právního předpisu; pokud radiologický asistent vykonává určené činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, musí splňovat zvláštní požadavky stanovené zvláštním právním předpisem. (9)

Zákon dále stanovuje pravidla pro získávání tzv. odborné způsobilosti k výkonu zdravotnického povolání bez odborného dohledu.

***Praktické dovednosti***

Vzdělání a určitá míra praxe jsou jedny z nejdůležitějších vlivů působících na začínajícího radiologického asistenta. Je podstatné, kde je po studiu zaměstnán, především pak pro intervenční radiologii. Pravděpodobně se po absolvování školy nedostane hned k intervenční radiologii, ale postupem času a někdy i výběrem lékařského personálu se mu to podaří.

Proto je důležité, aby měl příslušné znalosti a schopnosti v oblasti intervenční radiologie.

Znalosti:

- přístrojová technika
- zásady radiační ochrany na angiografických pracovištích
- IT dovednosti - znalost softwarového vybavení pracoviště
- anatomická orientace ve vyšetřované oblasti
- dokumentace - informovaný souhlas pacienta
- příprava pacienta k vyšetření
- znalost embolizační techniky
- orientace v instrumentariu
- obsluha tlakové automatické stříkačky, kontrastní látky, nežádoucí reakce a první pomoc

Schopnosti:

- komunikační dovednosti - spolupráce s lékařským personálem a pacienty
- empatie - informovanost pacienta
- schopnost týmové práce
- zvládání stresových situací



Stacionární RTG přístroje pro angiografii

Tyto přístroje se dělí do dvou základních skupin:

- *angiografická zařízení pro všeobecnou angiografii (vasografii)*, vybavená digitální subtrakční obrazovou technikou - tzv. DSA /digital subtraction angiography/
- *angiografická zařízení koronární*, cíleně konstruovaná zařízení pro zobrazování cév srdečního svalu /myokardu/ a jeho dutin

Vedle toho existuje řada jednoduchých provedení s pojízdným C-ramenem, nebo skiografické či skiaskopické zařízení vybavené krokovým stolem a obvody DSA. V každém případě vždy pro diagnostiku v různých směrech omezené. Normální angiografická zařízení vyžadují projektovou přípravu, stavební úpravy a většinou změnu el. instalace a zavedení klimatizace.

Vedle své základní funkce jsou angiografická zařízení vybavena obvody pro základní manipulaci digitalizovaného obrazu. Jsou to tyto techniky:

- tzv. Windowing
- tzv. Look-up-Table
- filtrace obrazu
- potlačení šumu
- digitální subtrakční obrazová technika
- tzv. Road-Mapping

Vedle těchto technik pro obrazovou manipulaci jsou nutnou součástí každého přístroje metody pro snižování dávek záření. Existuje také celá řada dalších specialit, které se neustále rozvíjí. (5)

Windowing /Fensterung/

Je to technika prohlížení obrazu podél škály denzit, tzv. „oknem“. Rozlišení v šedé stupnici je v mezích 8, 10 nebo 12 bit. Znamená to rozlišení 512 až 4096 stupňů obrazové šedi. Lidské oko rozliší sotva 35 stupňů šedi, zcela výjimečně (rentgenolog) až 100.



Prohlížení digitalizovaného obrazu v určitém rozmezí škály denzit umožňuje právě obrazové „okno“, které lze nejen posouvat, ale i rozšiřovat nebo zužovat podle potřeby. Lékař se pak při prohlížení obrazu může zaměřit na tu část, která je diagnosticky významná. Na obr. 1 je znázorněn princip „okna“. (5)

Technika „LUT“ - /Look-up-Table/

Je to úprava modulační charakteristiky obrazového (video) signálu podle předem určené „tabulky“, např. korekce y křivky nebo jiných nelinearit.

Tato úprava (korekce) je vždy zařazena za A/D převodníkem v obrazovém řetězci. Technicky se realizuje za pomoci pamětí ROM nebo RAM. Blokové schéma viz obr. 3.

funkce U_A / L_E

je analogový vztah mezi napětím obrazového elementu a jemu odpovídající stupěň šedi.

funkce L_A / U_E

je již upravený videosignál dle „tabulky“ zbavený všech nelinearit. Je to opět vztah mezi stupněm šedi a tomu odpovídající napětí příslušného obrazového elementu. Při pozorování obrazu na monitoru lze v reálném čase obraz upravovat dle předem připravených korekcí zafixovaných v „tabulce“. Tabulka je sofistiky sestavována dle potřeb výsledného obrazu např. u CT, angiografií a pod.

Filtrace obrazového signálu pomocí dolno a hornopropustných filtrů /tzv. Faltungssystem, Ortsfrequenzfilterung /

Při zobrazení obrazového elementu dochází podél obrazové cesty k jeho zkreslení, a tím ke snížení (nebo znehodnocení) rozlišovací schopnosti na vysokém kontrastu.

U analogových systémů je to otázka šíře frekvenčního pásma přenosového kanálu (tj. od detekce až po obrazovku monitoru). To znamená, že bezztrátový přenos signálu obrazového elementu vyžaduje nekonečnou šíři frekvenčního pásma celého přenosového kanálu. Toho ovšem nelze docílit.



U číslicových systémů lze docílit snížení zkreslení vhodnou filtrací (nebo transformací) nežádoucích harmonických složek v obrazovém signálu. Za tím účelem nabízí matematika řadu metod.

Nejvíce používanou metodou je konvoluce (skládačka) pomocí Laplace-filtrů. Je to „prostorová“ filtrace pomocí dolno a hornopropustných číslicových filtrů a zároveň zohledňující okolí obrazového elementu - jádro ("hnízdo") obrazových signálů, nazývané „kernel“.

Samozřejmě zde hraje důležitou roli přenosová kvalita A/D převodníku, tj. jeho vzorkovací frekvence.

Manipulací algoritmů dolno a hornopropustných filtrů lze docílit zeslabení velkoplošných částí obrazu a na druhé straně lze zvýraznit jemné struktury obrazu.

Tato filtrační funkce je využívána zejména u systémů s DSA a u počítačových tomografií. Obecně lze použít tuto metodu u jakýchkoliv zobrazovacích systémů.

Tato filtrace je náročná jak na softwarové, tak i hardwarové řešení. Např. obraz na matici 1024^2 tj. 1024^2 obrazových elementů a s jádrem (kernelem) - plochou obrazových elementů $15 \cdot 15$ je třeba $1024^2 \cdot 15^2 \cdot 2 = 4,7 \cdot 10^8$ aritmetických operací pro 1 obraz. A další závisí na počtu obrazů za vteřinu. (5)

Potlačení šumu v obraze

Šum jako nežádoucí prvek v obraze u RTG zařízení je složen zejména ze dvou částí, z kvantového šumu a ze šumu z prvků elektronických obvodů. Šum je nahodilá funkce, má statistický charakter, a proto nejjednodušší metodou potlačení šumu je časové skládání více obrazů na sebe. Obecně tedy platí, že obrazový signál se sčítá, šum jen s druhou odmocninou počtu obrazů. Tedy

$$\sigma_x = \frac{\sigma_i}{\sqrt{n}} \quad \text{kde } n - \text{počet „naskládaných“ obrazů na sebe}$$

σ_x - výsledná úroveň šumu

σ_i - úroveň šumu jednoho obrazu

Na obr. 6 je analytické schéma uvedené funkce.

Pro toto schéma platí věta:

$$Y(t) = 1/k * [x_{t+k-1} * Y_{t-1}]$$



a kde výrazem $[Y_{t-1}/... Y_{t-n}]$ je vyjádřen počet nasčítaných obrazů
Koeficient k mimo jiné kompenzuje pohybové jevy scény v obraze během načítání jednotlivých obrazů. (5)

Digitální subtrakční angiografie /DSA - Digital Subtraction Angiography/

DSA je rentgenový způsob zobrazení cévních systémů za použití kontrastní látky a současného potlačení zobrazení okolních tkáňových struktur.

Nejdříve se provede v žádané oblasti nativní skiagrafický snímek - tzv. „maska“ a vzápětí se provede nástřik cév kontrastní látkou a ihned se provede další snímek. Oba snímky se pak elektronickou cestou od sebe odečtou. Výsledný obraz je obrazem pouze cévního řečiště naplněného kontrastní látkou. Ostatní struktury jsou potlačeny. Na obr. 7 je znázorněn časový sled jednotlivých kroků.

Technická realizace:

Z TV kamery je videosignál zpracován logaritmickým zesilovačem. Hlavní podmínkou pro DSA je, aby kontrastní signál získaný prostřednictvím subtrakce, byl v lineární závislosti na koncentraci kontrastní látky. Při tom při subtrakci jsou všechny okolní struktury potlačeny mimo cév. Tudíž je žádoucí videosignál logaritmovat, tj. slabé signály jsou více zesíleny, silné signály potlačeny - viz obr. 8. Snižuje to potřebu koncentrace kontrastní látky, což je z hlediska pacienta žádoucí.

Pro monochromatické RTG záření platí pro „masku“ (obraz):

$$I_M = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad \text{kde } I_M \text{ je intenzita za objektem bez kontrastní látky}$$

I_0 je intenzita před objektem
 μ je koeficient zeslabení tkáně
 d je tloušťka tkáně

Při naplnění cévy kontrastní látkou, např. jodem, bude odpovídající intenzita za cévou:

$$I_F = I_0 \cdot e^{-[\mu^d - \Delta + \mu_j \Delta]} \quad \text{kde } \Delta \text{ je tloušťka cévy}$$

μ_j je koeficient zeslabení cévy

Logaritmováním intenzity signálu před subtrakci, získáme rozdíl

$$\log I_F - \log I_M, \text{ po úpravě bude rozdíl přibližně } = \Delta \mu_j .$$



Pokud není mezi maskou a plněným obrazem změna, je subtrakční výsledek nezávislý na vstupní intenzitě. Neboje prakticky nezávislý na obrazu tkáně, která je v pozadí cévy. Zde platí, že $\mu_j \gg \mu$. Na obr. 9 je pak blokové schéma DSA systému. (5)

Zvýraznění katétru v kontrastní náplni /tzv. Road-Mapping, Pfadfinder technik/

Tato technika umožňuje při subtrakci zviditelnit zavedený katétr v cévě, jinak by v kontrastní náplni nebyl zřetelný. Princip spočívá v další subtrakci. Do zájmové oblasti cév se injektuje malé množství kontrastní látky. Při maximu tohoto plnění se obraz převede do paměti, a pak slouží při katetrizaci jako maska. Při další skiaskopii se tato maska odstraňuje s obrazem cévy s katétre. Tím vznikne obraz cévy (tzv. Pfad, nebo Road-Mapping) spolu s obrazem katétru, který je pak v kontrastní náplni zřetelně viditelný viz obr. 10. (5)

RTG zařízení pro všeobecnou angiografii s DSA

Slouží k zobrazování cév (arterií, vén a lymfatických cest) celého těla - kromě srdce. Zařízení umožňuje jak diagnostiku stavu cév, tak i intervenční léčebné zákroky v cévním systému (řečišti), zejména likvidaci stenóz a trombů. Vznikl nový léčebný obor - „léčba katétre“. Využití této myšlenky je rozsáhlé a stále se rozšiřuje. Část chirurgických výkonů je tedy nahrazována touto metodou.

Z důvodu optimálního využití musí být angiografické pracoviště situováno do místa s blízkou návazností na související medicínské obory - interní, chirurgické, onkologické a další.

Vlastní zařízení se skládá z vyšetřovacího stolu, RTG C-ramene a monitorů, umístěných ve vyšetřovně. V ovladovně jsou další monitory, ovládací prvky a většinou i řídicí počítač /host computer/. Někde v blízkosti je umístěn generátor (zdroj VN), chlazení rentgenky a síťová část s ochrannými a bezpečnostními prvky (rozvaděč sítě 50 Hz).

Součástí zařízení je tlaková stříkačka (obr. 11) s kontrastní náplní pro nástřik cév, dále laser kamera nebo jiný typ pro zhotovování požadovaných snímků (obrazové dokumentace), potřebné ochranné pomůcky proti ionizujícímu záření, defibrilátor, pulsní oxymetr, záznam EKG, případně EEG a krevních tlaků. Důležitý je kontrolní video-



rekordér s nekonečnou asi 10 min. smyčkou pro případ jakékoliv havárie zařízení (např. náhlý výpadek 50 Hz sítě).

Na obr. 12 a 13 jsou základní bloková schémata jednotlivých činností. Navíc jsou zde interface pro vstup záznamů EKG, EEG a krevních tlaků. Důležitá je také možnost synchronizace startu vstříku kontrastní látky s EKG QRS vlnou. Významná je také kontrolní činnost dávky záření a zhotovení reportu o dávce záření pro jednotlivá vyšetření pacienta. Velmi sofistikovaná je činnost automatiky expozice, tj. neustálé udržování kvalitního zobrazení během změn jednotlivých funkcí přístroje a za současného hlídání minimální možné dávky záření. (5)

Obr. 13: Základní blokové schéma angiosystému a na obr. 12 je funkční schéma systému ovládání expoziční automatiky. Po volbě obrazové dávky a obrazové frekvence prostřednictvím obsluhy, vyhodnotí systém z vložených údajů optimální parametry snímkování a automaticky nastaví parametry generátoru a výsledné údaje se zobrazí na monitoru.

Na obr. 14 až 16 jsou zobrazeny některé typy angiozařízení. Obr. 17 ukazuje tzv. „bi-plane“ systém, tj. možnost současného zobrazení cév v rovinách na sobě kolmých, nebo v jiném úhlu. Takto složitě zařízení, které má dvě C-ramena, se používá hlavně u zobrazení cév mozku (hlavy) a u srdečních vyšetření malých dětí. Získá se tím úspora času a kontrastní látky. Běžně se však používá angiozařízení s jedním C-ramenem. Je také možné řešení s jedním C-ramenem a se dvěma vyšetřovacími stoly. Při tom C-rameno pracuje s prvním vyšetřovacím stolem a na druhém stole se připravuje další pacient. Po ukončení práce na prvním stole se C-rameno otočí ke druhému vyšetřovacímu stole a lékař se sestrou může ihned pokračovat ve vyšetřování dalšího pacienta. Výhodou tohoto řešení je racionální využití času kvalifikovaného zdravotnického personálu.

Mechanická konstrukce nabízí řadu řešení. Montáž C-ramene a stolu na podlaze (obr. 14), uchycení stolu na stropě, řešení C-ramene na vedeních na podlaze a současně na stropě, nebo jen na stropě. Každá tato konstrukce má své výhody a nevýhody. Uchycení monitorů ve vyšetřovně je zpravidla vždy na stropě, s možností poježdění dle potřeby. (5)



Velmi důležitá je volnost pohybů C-ramene a vyšetřovacího stolu vůči sobě navzájem a vůči obsluze pacienta - názorně viz obr. 18. Důležitý je také moment pro případnou resuscitaci pacienta - tj. mechanická pevnost vysunuté desky stolu a přístup k pacientovi z obou stran.

Na obr. 16 je vidět ochrana vyšetřujícího lékaře před ionizujícím zářením - průhledná ochranná deska (štít) zavěšená na stropě - materiál Pb/PMMA a textilní Pb závesy upevněné na vyšetřovacím stole, chránící dolní část trupu lékaře. Celkové uspořádání angiografického (vasografického) pracoviště ukazuje obr. 18. (5)

Specifikace zařízení

- Izocentrické RTG C-rameno se zářičem, primární clonou, RTG zesilovačem, snímacím TV zařízením. Vyšetřovací stůl s plovoucí deskou a ovládáním. Výrobce musí uvést všechny lineární a rotační pohyby, kolizní ochrany, parkovací polohu a paměti základních poloh pro různé projekce. Proti standardu je výhodné, aby deska vyšetřovacího stolu se spolu s ukurtovaným pacientem dala otáčet kolem podélné osy aspoň +/- 30° - jako kolébka.

- Generátor a zářič s rentgenkou - výkon min. 80kW, vf. provedení min. 40 kHz, výkonná rentgenka aspoň s tepelnou zátěží 1,5 mil.HU, s ohnisky 0,3 - 0,6 - 1mm, trvale chlazená, vodou.

- Výměnné dodatečné filtry pro filtraci svazku RTG záření. Rentgenka s řídicí mřížkou.

- Pulsní skiaskopie a digitální radiografie / skiografie /

- Zobrazovací systém min. na úrovni matrice 1024² RTG zesilovač Φ 40 cm- TV kamera typu CCD, počet stupňů šedi 10 bit, tj. 1024 úrovní. Šířka pásma videokanálu asi 50 MHz.

- Rychlost akvizice obrazových dat 2 - 4 - 6 - 8 obr./s. Rozlišení 5 LP/mm při 10% modulaci MTF.

- DSA v reálném čase, Road-Mapping, Windowing, LÍH, primární clona s pamětí, zoom, manipulace obrazu filtrací a další.

- Monitory, neblíkající, o úhlopříčce 43 nebo 51 cm.

- Paměti - pracovní pro 5 scén po 10 s a 8 obr./s /frame/ pro jednoho pac.



- archivní totéž ale min. pro 10 pacientů.
 - Výstup dat ze systému do sítě DICOM, pro obrazové záznamové zařízení /laser kamera/, na CD-RW /DVD/, pro videorekordér.
 - Spolupráce systému s daty EKG, EEG a naměřených krevních tlaků.
 - Vyhotovení reportu o celkové radiační zátěži / dávce / pacienta.
- Certifikát výrobce, dodavatele a servisu na normy řady ISO 9000.

Poznámka:

Důležité jsou energetické podmínky, tj. tepelná disipace jednotlivých částí zařízení a následná klimatizační opatření. Spotřeba el. energie tj. klidová /stanby/ a špičková tj. při sérii snímků skiagrafických (např. 20 kWA pro skia, 160 kWA pro skiagrafii). Z tohoto tituluje důležitý vnitřní odbor sítě, který musí být na úrovni asi 0,1 Ω a menší. (5)

RTG angiozařízení pro vyšetřování srdeční činnosti, tj. koronárních cév a myokardu

Je to tzv. koronární RTG angiografické zařízení s vyhodnocovací jednotkou fyziologických funkcí srdeční činnosti. Jako celek se nazývá tento soubor „katetrizační laboratoří“.

Vlastní RTG angiozařízení pro srdeční vyšetřování se liší od standardní angio-techniky v těchto parametrech:

- Φ RTG zesilovače je 24 nebo 27 cm, větší není potřeba
- nemá obvody DSA
- akvizice obrazových dat na stejné úrovni 1024² matrice, ale rychlostí min. 25 lépe 30 až 50 obr./s. Pro vyšetřování srdeční činnosti malých dětí až 200obr./s
- Délka scény min. 10 s, lépe 15 s a do pracovní paměti min. 4 scény pro 1 pac.
- předem v paměti nastavené polohy C-ramene pro standardní projekce koronárních cév a dutin (komor)

Tato katetrizační laboratoř se tedy skládá ze 2 částí - z vlastního RTG zařízení s ovladnou a z pracoviště pro vyhodnocování fyziologických funkcí srdeční činnosti.

Na obr. 19 je příklad pracoviště vyhodnocovacího zařízení fyziologických funkcí a na obr. 14 a 17 jsou pracoviště s RTG C-ramenem a vyšetřovacím stolem.



Vyhodnocovací zařízení je přímo propojeno s RTG pracovištěm jak elektricky, tak softwarově a provádí výpočty on-line během katetrizace v reálném čase podle zjištěných a naměřených hemodynamických dat, a to paralelně s probíhajícími a zároveň vyhodnocenými RTG obrazy.

Digitalizace obrazu umožňuje kvantitativní vyhodnocování obrazové informace, včetně informace dané stupnicí šedi. Software umožňuje počítat délky, plochy, pohybové parametry, rychlost toku krve, objemy komor, erekční frakci, měří stenózy a všechny další parametry související s měřením výkonu srdečního svalu jako pumpy. Některé systémy jsou také vybaveny SW pro snímání dilučních křivek.

Tento úsek činnosti má své teoretické zázemí, stále se zdokonaluje a vede k vysoké přesnosti údajů o výkonu srdce. Spolu s obrazovou informací o stavu cév a chlopní vede k objektivnímu rozhodování o následné (cílené a přesné) léčbě. Koronární katetrizační laboratoř se stává stanicí první pomoci při srdečním selhání (infarktech) a je jako součást systému lékařské nouze /emergency/.

Vedle toho je systém schopen registrovat ekonomické údaje vyšetření - spotřebu materiálu, cenu vyšetření, ale také skladové hospodářství laboratoře.(5)

Základní zásady radiční ochrany na angiorafických pracovištích

Pracovní ochranné pomůcky

U angiografických zařízení je ochrana vyšetřujícího zdravotnického personálu velmi důležitá. Zejména lékař a asistující sestra při katetrizacích musí být chráněni Pb plexi (materiál PMMA) štítem zavěšeným na stropě a dále nutno chránit dolní část trupu pracovníků Pb závěsy namontované na vyšetřovacím stole - pod stolem je zářič s rentgenkou a primární clonou .

Metody snižování dávky záření při skiaskopii /týká se jak pacienta, tak i zdravotnického personálu/

Jsou to tyto základní metody:

- pulsní skiaskopie
- filtrace RTG záření



- primární clona s „pamětí“
- pracovní ochranné pomůcky

Redukce záření pomocí pulzní skiaskopie.

Princip ukazuje obr.20. Např. 25 obr./s znamená $1/25 = 0,04 \text{ s} = 40 \text{ ms}$, tj. doba trvání jednoho snímku. Při tom však nemusí probíhat záření po celou dobu trvání snímku, ale např. jen $0,01 \text{ s} = 10 \text{ ms}$. Kamera scénu přijme, obraz předá operační paměti a po dobu „klidu“ - tj. kdy se nezáří, lze z operační paměti několikrát obraz opakovat na monitoru. Tímto „trikem“ lze získat optimum jak z hlediska dávky záření, tak i z hlediska potřeb pozorovatele. Nejlépe to vystihuje schéma na obr.21. Je to systémové schéma pro optimalizaci tohoto procesu.(5)

Základem bude vždy nutná skiaskopická dávka pro daný objekt určená citlivostí detekce ať už RTG zesilovače nebo polovodičových obrazových struktur. Na vstupu musí být vždy plnohodnotný obraz. Na druhé straně je určitá volnost volby délky radiačního impulsu a intenzity dávky (kV, mAs). Je to tedy systém pracující se zpětnou vazbou a vloženými parametry. Tímto způsobem lze zredukovat dávku záření oproti tradiční kontinuální skiaskopii až o 40 %. Čím nižší počet snímků/s, tím je možná menší dávka záření. Zároveň lze touto metodou snadno získat více „falešných“ obrázků/s a tím omezit blikání obrazu na monitoru. Toto „blikání“ je nepříjemné pro pozorovatele při ostrých přechodech větších ploch černá/bílá v obraze, což při RTG projekcích je dost často.

Podle příkladu na obr. 20, je radiační impuls 10 ms. Průběh impulsu musí být téměř pravouhlý. Ten lze snadno získat s rentgenkou, která je klíčována mřížkou, která stojí v cestě elektronového svazku při konstantním žhavení. Současně s tím musí generátor (zdroj VN) dodat vysoké napětí časově téže délky (10 ms). To lze docílit jedině generátorem s vf. buzením, tedy aspoň 20 kHz, lépe 100 kHz. Pak dostaneme přesný radiační impuls.

Filtrace RTG záření

Každý RTG systém musí mít základní filtraci. Přesto lze získat dodatečnou - vypočítanou - filtrací úpravu frekvenční charakteristiky (fotonovou) záření ve smyslu sní-



žení dávky na pacienta (i na ruku katetrizujícího lékaře). Příklad viz obr. 22 -dodatečný filtr Cu síly 0,1 mm, vložený do cesty svazku RTG záření před primární clonou. Filtrů může být několik druhů, automaticky přepínaných a ovládaných podle principu na schématu - obr.21. Z grafu je zřejmé, že zařazením filtru 0,1 mm Cu dochází k odfiltrování části měkké složky spektra. Tato část nemá podstatný vliv na obraz (spíše ho zhoršuje), ale zatěžuje pacienta nežádoucím zářením. Snížení dávky je úměrné rozdílu obou ploch charakteristik na obr. 22. (5)

Primární clona s „pamětí“

Princip spočívá nastavení clony podle posledního skiaskopického obrazu tzv. LIH /Last Image Hold/, tj. bez přítomnosti záření. Při následné skiaskopii pak zůstávají clony nastavené podle obrazu LIH.(5)

Software vybavení pracoviště

V dnešní IT době se bez počítačů neobejdeme téměř v žádné profesi, proto je pro radiologického asistenta nutnost znát obsluhu PC. Zvláště důležitá je znalost informačního systému dané nemocnice a s ním souvisejícího PACS systému.

NIS

Nemocniční Informační Systém je obsáhlý, snadno ovladatelný, ekonomicky a klinicky řízený systém zdravotní péče. Vyznačuje se efektivním zpracováním pacientské dokumentace s využitím podpory pro všechny potřebné činnosti spojené s výkonem lékařské praxe. (11)

Základní vlastnosti:

- Komplexní přístup k řešení zdravotnické informatiky.
- Respektování pracovních návyků z lékařské praxe.
- Minimální zátěž uživatele administrativními a jinými vedlejšími činnostmi.



- Flexibilita systému v měnících se podmínkách lékařské praxe, legislativy včetně harmonizace s normami EU.
- Respektování standardů MZ ČR, VZP.
- Ergonomické ovládání (snadná ovladatelnost i pro "nepočítačovou" obsluhu).
- Snadná orientace v prostředí systému (jednotný vzhled uživatelských obrazovek, obdobný způsob ovládání ve všech modulech).
- Odolnost vůči neodborným uživatelským zásahům.
- Rozsáhlá parametrizovatelnost.
- Modularita umožňující postupnou implementaci.
- Snadná administrace.
- Otevřenost k jiným programovým produktům.
- Bezpečnost datové základny (selektivní přístup k vybraným úlohám a datům).
- Víceúrovňový způsob zálohování.
- Nezávislost na HW a SW platformě.
- Využití širokého spektra výpočetní techniky včetně možnosti plnohodnotného využití i nejstarší provozně spolehlivé techniky (PC již od třídy 286 a vyšší).
- Možnost spojení částí sítí na velké vzdálenosti.
- Možnost připojení vzdálených pracovišť pomocí modemu a telefonní sítě.
- Garance údržby systému.
- Vysoký výkon za velmi přijatelné cenové relace. (10)

PACS

Zkratka PACS byla poprvé použita v roce 1982 Dr. Andrem Duerinckxem, vedoucím radiologem na VA North Texas Healthcare University, který organizoval první PACS konferenci jako "First International Workshop and Conference on Picture Archiving and Communications Systems (PACS) and Medical Applications."



PACS (Picture Archiving and Communications Systems) - je počítačový systém zajišťující akvizici, archivaci a distribuci obrazové informace /snímků/ v rámci celé sítě, jejich získávání a zpracování pro účely diagnostiky. (10)

PASC přináší:

- snížení nákladů na RTG materiál
- vymizení filmového archívu/jsou již nemocnice ve světě
- rozvoj IT pak komplexně řeší vše, co souvisí s obrazovou informací

V péči o pacienty umožňuje:

- včasné a přesné diagnózy
- možnost konzultace s odborníky ze špičkových pracovišť
- snížení radiační zátěže pacienta
- zvýšení komfortu pacienta

PACS je v současné době produktem velkých firem zabývajících se IT v medicíně, které vyvíjí a vyrábí jak hardwarovou, tak softwarovou část. (10)

AURA PACS s technologií MARIE PACS

Zde uvádím příklad možného řešení softwarového vybavení.

Představení PACS

MARIE je zkratkou obsáhlejšího a výstižnějšího názvu Medical Archiving and Retrieval of Images Electronically = MARIE. Patří do rodiny produktů, které jsou obecně označovány jako Picture Archiving and Communication Systems = PACS.

Představíme-li si jednotlivé modality (digitální lékařské přístroje schopné předávat data ve formátu DICOM), jako zdroje dat, která je třeba po převzetí někde uložit a následně vyzvedávat, blížíme se k popisu toho, co vlastně AURA PACS vykonává. Práce tohoto systému spočívá v nepřetržitém hlídání zdrojů dat, které má v sobě definovány. Tato data jsou pak přesunuta na paměťová média, na nichž jsou vždy k dispozici.



Z praktického hlediska to znamená, že specialista může mít k dispozici obrazovou informaci o stavu pacienta bezprostředně po ukončení jeho snímkování. Navíc je možné tyto informace sdílet i do více pracovišť současně (možnost konzultací po telefonu). Po určité době jsou takto uložená data přesunuta do dlouhodobého archivu. Toto je základní činnost systému MARIE.

Základním požadavkem kladeným na systém AURA PACS je spolehlivost a bezpečnost. Ta je dána důsledným používáním otevřených technologií a standardů v kombinaci s přísnými provozními pravidly vedoucími k minimalizaci náhodné ztráty dat.

Velikou výhodou AURA PACS je možnost růstu s nároky na ni kladenými. Provoz může běžet současně na více strojích. Takovéto řešení vede k odlehčení provozu na síti a hlavně nenutí uživatele k časté výměně hardware. V případě potřeby napojení nových přístrojů, postačuje přidat k nim další server se systémem PACS Marie a navzájem je propojit. (6)

Popis řešení

AURA PACS je modulární systém umožňující pružný růst dle aktuální potřeby konkrétního zákazníka. Pokrývá tak požadavky jednoduchého bez-filmového pracoviště (i s jedinou modalitou), komplexního PACS systému s napojením na informační systém nemocnice (NIS/RIS), ale i regionálního PACS řešení s možností napojení na různé zdroje dat a různé subjekty (libovolné PACS systémy). Systém tvoří moduly:

- MARIE Server
- MARIE Klient
- MARIE Deposit
- MARIE NIS Konektor
- MARIE Konvertor
- MARIE Mirror
- MARIE Cluster
- MARIE Enterprise



MARIE Server

Podsystem MARIE Server je základním stavebním modulem řešení MARIE PACS. Zajišťuje komunikaci s modalitami a distribuci informací směrem ke klientům, do dalších serverů MARIE PACS, případně do PACS řešení třetích stran. Současně udržuje databázi informací o umístění dat.

MARIE Klient

Základními vlastnostmi klienta jsou výběr, třídění a prohlížení uložených dat s možností jejich elektronického opracování. Zdrojem dat je přitom MARIE Server. Standardně jsou dostupné 3 způsoby prohlížení:

- webový klient
- java klient
- DICOM prohlížeč xVision

MARIE Deposit

Tento subsystém zajišťuje ukládání dat a obousměrnou komunikaci s úložným velkokapacitním zařízením pro dlouhodobou archivaci dat. Udržuje v sobě databázi informací o uložených datech (on-line, off-line), a současně udržuje ve vyrovnávací paměti nearchivovaná data. Délku archivace dat lze nastavit libovolně dle požadavků zákazníka. MARIE Deposit umožňuje automatizaci mazání expirovaných dat.

MARIE NIS Konektor

MARIE NIS Konektor představuje základní rozhraní pro komunikaci s informačním systémem nemocnice. Jeho rozhraní lze přizpůsobit ke komunikaci s libovolným NIS. Standardně jsou pro komunikaci s NIS/RIS využívány např. protokoly DS2 nebo HL7.



MARIE Konvertor

MARIE Konvertor slouží k převodu obrazových dat z digitálních fotoaparátů, scannerů, apod. do standardu DICOM. Ke své činnosti využívá MARIE NIS Konektor, respektive jeho integrální část Modality Work List (MWL). MWL podporuje funkce sloužící k popisu snímků.

MARIE Mirror

Tento modul zvyšuje spolehlivost a dostupnost hlavního serveru. Jeho funkčnost spočívá v tom, že monitoruje děje MARIE Server tak, aby v případě havárie plně převzal jeho funkčnost.

MARIE Cluster

Slouží pro rozdělení zátěže při velkém objemu vstupujících a zpracovávaných dat. Navenek se pak řešení chová jako jeden server. Výhodou je, že jednotlivé "boxy" pak mohou být z hlediska hardware poměrně jednoduché počítače, které pak nahrazují víceprocesorové stroje. Řešení se pak z hlediska hardware podstatně zlevní.

MARIE Enterprise

Umožňuje propojení více oddělených jednotlivých serverů tak, že zpřístupní data pořízená na jednotlivých serverech. Využití hlavně pro sdílení dat pořízených na různých místech.

Datová komunikace

Systém AURA PACS je založen na Internetových a Intranetových technologiích. Komunikace s jednotlivými modalitami tedy probíhá převážně elektronickou cestou tzv. "po síti". AURA PACS však umožňuje uživatelsky jednoduchým způsobem přenést potřebná data na CD a distribuovat je do kterékoliv pracovní stanice i mimo nemocnici. Společně s informacemi o vyšetření se na CD automaticky přenesou i všechny programy potřebné k samočinnému spuštění prohlížeče. (6)



Technologie

System AURA PACS je založen na standardních technologiích. Jako operační systém je na straně serveru použit Linux a na straně klienta není použití operačního systému limitováno. V případě použití DICOM prohlížečů od jiných výrobců je z hlediska doporučených technologií třeba ctít požadavky dodavatelů. Jako logická databáze je využívána MySQL. V této databázi jsou uloženy logické odkazy na jednotlivým snímkům uloženým v adresářových strukturách, což představuje malé objemy dat a tedy naprostou výkonovou dostatečnost použité databáze. Výhodou tohoto uspořádání je značná rychlost při práci s databází a snadnější údržba a zálohování a tím i vyšší bezpečnost dat. Ke komunikaci uživatelů jsou použity standardní bezpečnostní protokoly https (webový klient) a SSL (JavaPix) a pro dálkovou správu je použito VPN. (6)

Nepřetržitý monitoring systému

System AURA PACS Marie má přímo v sobě implementovanou unikátní technologii trvalého dohledu. AURA PACS Marie monitoruje nejen fungování veškerých SW modulů, ale zároveň vyhodnocuje stav HW (teplotní čidla, otáčky ventilátorů, napájecí napětí, S.M.A.R.T. technologie a další). Tyto údaje jsou průběžně v nastaveném časovém intervalu (minuty) zasílány do dohledového centra společnosti OR-CZ. To umožňuje nejen velice rychle a operativně řešit případné technické závady, ale dokonce jim předcházet včasnou diagnostikou potenciálních problémů. Z dohledového centra je dále možné provádět vzdáleně i požadované změny konfigurace či update SW. (6)

Anatomie

Je zpracována jako obrazová příloha.



Dokumentace

Všechny intervenční výkony vyžadují souhlas a spolupráci nemocného či jeho zákonného zástupce. Získat písemný souhlas s výkonem je odpovědnost lékaře, který výkon provede a písemný souhlas je součástí zdravotní dokumentace. Slouží k informování a rozhodování nemocného o možnostech léčby, ale na druhou stranu i k obraně lékaře, pokud vznikne stížnost na špatnou informovanost o léčbě (nikoliv na nesprávný postup léčby).

V praxi informovaný souhlas má velmi příznivý vliv na spolupráci nemocného s lékařem a jeho týmem, který tvoří radiologický asistent a někdy i sestra. Nemocný se cítí bezpečněji, vidí-li známou tvář v prostředí katetrizačního sálu a často je méně nervózní, což se může projevit potenciálně snížením rizika, např. vagové reakce (bradykardie s hypotenzí, což léčíme podáním 1 mg atropinu i.v.) nebo tzv. hysterické hyperventilace (brnění okolo úst, brnění symetricky obou končetin), kterou zmírníme vyzváním nemocného, aby zadržel dech. (4)

Informovaný souhlas

U výkonů, nesoucích závažná rizika, je nutno nemocného navštívit den před výkonem, v den výkonu je možno s nemocným souhlas sepsat, pokud již nebyla podána sedativní premedikace. Doporučujeme s nemocným mluvit až po důkladném prostudování chorobopisu, nemocnému se řádně představit. Je třeba si uvědomit, že získat důvěru nemocného je zásadní pro dobrý průběh výkonu a že někteří nemocní mohou být citliví na různé detaily a pokud je navštíví neoholený lékař bez jmenovky a se špinavým pláštěm, který si navíc plete stranu nemocné končetiny, může v nich vyvolat pochybnosti o úrovni a kvalitě diskutovaného výkonu.

K vysvětlení výkonu je nutné použít srozumitelné výrazy tak, aby nemocný pochopil smysl a postup léčby, je možno použít schématu či dokonce snímky ze zobrazovacích vyšetření pro vyšší názornost. U některých častějších výkonů jsou dostupné na části oddělení informační brožury či videokazety pro pacienty.



S nemocným by měly být probrány tyto body (bez přítomnosti dalších nezúčastněných osob - např. dalších pacientů, ale nejlépe za přítomnosti svědka - radiologický asistent, sestra):

- Onemocnění a jeho prognóza.
- Možnosti léčby včetně alternativních způsobů s uvedením výhod a vzniku komplikací a návrh léčby se zdůvodněním.
- Vysvětlit detailně postup včetně úrovně tlumení bolesti, způsobu anestézie, další péče po výkonu a odhadu doby hospitalizace.
- Popsat možné komplikace s rizikem trvalých následků a srovnat je s jinými způsoby léčby či možným průběhem celého onemocnění.
- Jméno lékaře, který má odpovědnost za nemocného a který výkon provede.
- Zodpovědět dotazy a nemocný by si měl být vědom, že může svoje rozhodnutí o léčbě změnit.

Informovaný souhlas podepsaný pacientem, lékařem (doporučujeme i svědkem) je zaznamenán do dekurzu, či na samostatný formulář a je o něm zmínka i v závěrečné zprávě o výkonu.

Pokud nemocný není schopen se vlastnoručně podepsat, je nutno informovaný souhlas probrat za přítomnosti nejlépe 2 svědků (může se jednat o zdravotní personál či rodinné příslušníky), kteří potvrdí nemocného souhlas a jeho náležité poučení.

Tento souhlas musí vždy sepsat lékař, nikoliv sestra. (4)

Negativní reverz

Pokud nemocný odmítá doporučenou péči, musí lékař od něho vyžádat písemný negativní reverz. Obvyklý postup je, že před svědkem jsou nemocnému zcela otevřeně vysvětleny možné důsledky jeho rozhodnutí. Negativní reverz je součástí zdravotnické dokumentace. Pokud nemocný doporučenou péči odmítá a odmítá i podpis, podepíše se „svědek náležitého poučení a negativního stanoviska pacienta“ a namísto podpisu nemocného se napíše: „pacient se odmítá podepsat“.

V případě, že je nemocnému nabídnuto druhé nejlepší řešení, se kterým souhlasí, je třeba tuto skutečnost zaznamenat do negativního reverzu. To neplatí, pokud jsou řešení zcela rovnocenná. Negativní reverz obsahuje:



1. Kdo, kdy, kde, komu a jaký výkon odmítl.
2. Jakého náležitého poučení se mu dostalo, zejména na jaká rizika pro své zdraví a případně i život byl upozorněn a zda poučení rozumí.
3. Prohlášení, že přes poučení výkon nadále výslovně odmítá.
4. Datum a podpis pacienta, podpis lékaře, který poučení provedl, popřípadě podpis přítomných osob - svědků. (4)

Příprava nemocného

Dnešní trend vysoce regulovaného, ekonomii řízeného zdravotnictví vede k přijímání nemocných v týž den (což je u části nemocných vítáno). U těchto nemocných jsou plánovány intervenční výkony zhruba po 4 hodinách lačnění. Musí mít však všechnu přípravu splněnou jako nemocní přijatí den a více před výkonem. Totéž doporučujeme u akutních či urgentních výkonů. Je nutno zkontrolovat vždy laboratorní výsledky a mít možnost prohlédnout všechna zobrazovací vyšetření. (4)

Úkolem přípravy nemocného ze strany sester je optimalizovat stav nemocného před výkonem. Tato příprava zahrnuje:

1. Kontrolu hemokoagulačních hodnot (krevní obraz, trombocyty, PT [INR], APTT).
2. Kontrolu ledvinných funkcí (kreatinin, urea).
3. EKG u všech nemocných s anamnézou srdečního onemocnění.
4. Medikamenty
 - vysazení Warfarinu (aspoň 3 dny před výkonem – nebo dle aktuálního INR),
 - vysazení nízkomolekulárního heparinu (24 hodin),
 - vysazení acetylsalicylové kyseliny a dalších nesteroidních protizánětlivých léků 5 dní u nemocných se zhoršenou funkcí ledvin,
 - vysazení perorálních antidiabetik metforminového typu u diabetiků se zhoršenou funkcí ledvin – možno opět nasadit po 72 hodinách po kontrole kreatininu, ostatní antidiabetika možno je podat ráno den výkonu,



- podat pravidelně léky na léčbu astmatu (kdo užívá inhalátory, je třeba je vzít s sebou),
 - podat pravidelnou medikaci pro onemocnění srdce (kardiotonika) a hypertenze,
 - u diabetiků na inzulínu výkon naplánovat na dopoledne bez snídaně nebo se snídaní po 4 hodinách lačnění (např. před obědem), při příchodu na oddělení zkontrolovat hladinu glukózy glukometrem,
 - podat běžnou medikaci při onemocnění štítné žlázy.
5. Alergická anamnéza: v případě přítomnosti závažné alergie začít podávat kortikosteroidy 12-24 hodin (dle závažnosti) před výkonem.
6. Příjem potravy. Většina nemocných obdrží instrukce nejíst, nepít od půlnoci a nesnídat. Větší večeře či druhá večeře pomůže snížit hlad nemocných, kteří čekají na výkon bez snídaně.
7. Poučit nemocného, že je nutno oznámit, pokud se u něj objeví příznaky náhlého nachlazení či chřipky. Během výkonu sestra zajistí sledování vitálních funkcí, ale i takzvanou fyzickou a psychickou podporu nemocných:
1. Sledování nemocného (záznam o stavu nemocného je zaznamenán sestrou v průběhu výkonu do dekurzu). Je pravidelně sledováno měření tlaku krve, tepové frekvence, saturace krve, EKG, měření teploty jen při podezření na její zvýšení, dále je kontrolována hydratace (vlhkost rtů a dutiny ústní), protože často slycháváme od nemocného: „Od včera jsem nejedl a nepil.“
 2. Fyzická pohoda nemocných spočívá v pohodlném uložení na angiografický stůl ve spolupráci s rentgenovým laborantem. Řada nemocných má bolesti v zádech, bolesti v končetinách a vhodným podložením hlavy či nohou je možné nalézt úlevovou polohu. Důležitá je i tepelná pohoda. Na některých sálech je klimatizace nastavena spíše na zaměstnance, kteří jsou v zástěrách a pláštích, než-li na nemocného, který je pod jednou vrstvou často vlhké roušky.
- Bezprostředně po výkonu, po souhlasu lékaře, je vhodné nemocnému dát co nejvíce napít, zvláště v letních měsících a u starších pacientů.



3. Psychická podpora ze strany sestry je důležitá a neměla by spočívat v často užívaném „musíte to vydržet“. Říká se, že nejlepší sedativum je doktor. Nemocný, kterému dopředu vysvětlíme každý krok během výkonu, reaguje na bolest potenciálně méně a lépe i spolupracuje. Nemocní různě citlivě reagují i na komunikaci mezi lékařem a sestrou či mezi lékaři. Vždy je třeba brát v úvahu (a to i někdy po mnoha letech praxe lékařů a sester), že nemocný je vnímavá lidská bytost a některé profesionální poznámky vnímá ze svého pohledu odlišně, než může očekávat lékař, který provádí mnoho výkonů denně.

V neposlední řadě je nutno dodržovat úroveň hluku na sále a v přilehlých místnostech na minimální úrovni. Na některých odděleních může hrát rádio či hudba a tvořit tak příjemnou zvukovou kulisu odvádějící pozornost nemocného. Výbuchy smíchu v denních místnostech v přítomnosti čekajících pacientů nesvědčí většinou pro velký soucit s nemocným.

Sestra a radiologický asistent rovněž dbá na soukromí a respektuje přání a zvyky nemocného (zvláště pak u příslušníků některých náboženství).

Anxiózně reagující nemocné zklidňujeme kombinací benzodiazepinů a analgetik morfinového typu (midazolam, fentanyl). Asistující sestra sama vyhodnocuje reakci nemocného a navrhuje lékaři podání této medikace. (4)

Intervenční výkony u dětí do 15 let jsou prováděny jen na pracovištích, kde je příslušné vybavení, následná péče anestézie a lékaři a sestry jsou náležitě zacvičeni a oprávněni tyto výkony provádět. U dětí nad 10 let je velký rozdíl v možné spolupráci a strachu z výkonu. Přístup volíme individuálně. Ve většině případů je u dětí do 15 let u intervenčních výkonů podávána analgo-sedace anesteziologem. Souhlas s výkonem může dát u nemocných do věku 18 let pouze zákonný zástupce. (4)

Odbornost lékaře

Intervenční radiologie má své kořeny v diagnostické radiologii. Při diagnostickém zobrazování jsou nálezy spíše diskutovány s ordinujícím lékařem než přímo s nemocnými. U intervenčních výkonů je vysvětlení nemocným nevyhnutelné. Metody in-



tervenční radiologie dnes představují velkou část léčebných výkonů. A lékaři provádějící tuto léčbu s dalšími specialisty v týmové spolupráci, vstupují často do rozhodující role v tomto týmu a přebírají odpovědnost za konečný výsledek léčby.

V tomto ohledu lze připomenout výrok jednoho z pionýrů intervenční radiologie Charlese T. Dottera ze 60. let 20. století: „Pokud mí kolegové z angiografického oddělení nebudou ochotni či budou neschopni přijmout a uchovat klinickou zodpovědnost za své pacienty, vyplývající z transluminálních angioplastik, stanou se vysoce ceněnými instalatéry, kteří ztratí teritoriální právo, založené na zobrazovacích přístrojích, a tyto převezmou jiní, kteří se dovednostem mohou doučit“.

Vzhledem k tomu, že intervenční radiologie je dnes oborem založeným na mezioborové spolupráci, nároky na klinické znalosti jsou velmi široké od neurologie až po angiologii. Podobně jako v jiných zemích, tak i v České republice vznikla snaha složitější a dražší výkony centralizovat, provádět pravidelnou kontrolu výsledků (mortality a morbidity), což logicky vede ke kontrole dalších podmínek, jako je technické a instrumentální vybavení, celodenní dostupnost lékařů, kvalita a kvantita jejich praxe a postgraduální vzdělání.

Mezi hlavní odborné společnosti sdružující lékaře provádějící intervenční výkony patří České sdružení intervenčních radiologů (www.csir.cz) při České radiologické společnosti založené v roce 1996. Toto sdružení vydává po splnění podmínek o počtu výkonů za dané období a složení plné atestace z radiologie osvědčení zvlášť pro provádění vaskulárních a nevasculárních intervenčních výkonů.

Při neuroradiologické společnosti vznikla roku 2003 Pracovní skupina neurointervenční radiologie (www.intervencineurodiologie.cz) sdružující pracoviště provádějící neurointervenční výkony a splňují technické, odborné a organizační podmínky pro provádění těchto výkonů (2 plně atestovaní lékaři, neurochirurgické oddělení zabývající se cévní problematikou, dostupnost neurointervenčních radiologů 24 hodin denně)..

V rámci České kardiologické společnosti jsou vydávána osvědčení pro provádění výkonů invazivní kardiologie, založená na minimálním počtu výkonů za rok, specializační atestaci a dostupnosti lékařů.



Cílem těchto snah je standardizovat minimální praxi, vzdělání, technické podmínky, návaznost na další léčbu a dostupnost akutních vyšetření. V rámci těchto odborných společností, vedle registru počtu vybraných výkonů, se provádí i srovnání výsledků. Lékaři provádějící tyto výkony by měli být organizováni a začleněni do těchto registrů.

Vedle nemocnic a pojišťoven lékaři vstupují do jednání s prodejci či výrobci. Intervenční radiologie je obor založený na použití techniky (zobrazovacích jednotek, katétrů, stentů, embolizačních spirál) kontrastních látek a léčiv. Kontakt lékaře a výrobce v rámci vývoje a zlepšení instrumentária, léčiv či rentgenových zařízení je zcela zásadní a tento vztah stál u zrodu tohoto oboru a do budoucna je rozvoj oboru bez tohoto vztahu nemyslitelný. Nicméně z finančního aspektu může nastat konflikt zájmu. Za žádných podmínek však lékař nesmí nadřadit své finanční zájmy nejkratší a nejefektivnější léčbě pacienta. Pokud vznikne konflikt zájmu mezi finančními zájmy lékaře (nebo zdravotního zařízení) a zodpovědnosti lékaře i radiologického asistenta vůči pacientům, musí rozhodnout ve prospěch pacienta. (4)

Embolizace: všeobecné rozdělení technik

Terapeutickou embolizaci provádíme v tepnách s cílem zastavit či předejít krvácení nebo léčit patologickou funkci části nebo celých orgánů a tkání. Embolizací dále uzavíráme lumen tepny nebo patologii (AV zkrat či aneuryzma) ve stěně tepny se zachováním její průchodnosti. Při endovaskulárním uzávěru žil bráníme žilnímu městnání (durální AV zkraty, varikokéla nebo AV zkraty uzavíráme ze žilní strany retrográdně zavedeným katétrem). Při indikaci k embolizaci je vždy nutné zvažovat terapeutický přínos výkonu a rizika poškození necílových orgánů a tkání. (4)

Definice embolizace

Embolizace je léčebný uzávěr cévy nebo více cév (tepen a žil), ke kterému dochází na základě jejich mechanické či chemicky indukované okluze doprovázené aktivací přirozených intravaskulárních hemostatických mechanismů. Zástavou toku v cévě, porušením funkce endotelu jsou splněny 2 ze 3 podmínek tzv. Virchowovy triády vzni-



ku cévní trombózy. Kontrolovaným vstřikem trombinu do krevního proudu lze navodit vytvoření krevní sraženiny, která uzavře nejčastěji aneuryzmata či pseudoaneuryzmata. Lze takto ovlivnit i krevní srážlivost - třetí podmínku Virchowovy triády. Cizorodý embolizační materiál je do cílové oblasti aplikován buď katetrizačně nebo přímou punkcí příslušné cévy. Již z vlastního principu embolizace pak vyplývá, že poruchy krevní srážlivosti jako např. hypoalbuminémie či diseminovaná intravaskulární koagulace, trombocytopenie a další koagulopatie mohou vést k neúčinnosti embolizace. Po uzávěru cévy, ať zablokované cizorodým materiálem nebo iniciací kaskády trombózy, může zůstat céva trvale uzavřena a dojde k její fibrotizaci nebo může rekanalizovat někdy i s úplnou remodelací. (4)

Indikace k embolizaci

Z indikačního hlediska se embolizační výkony obecně provádějí buď jako výkony akutní tj. jako hemostatické intervence, nebo jako výkony elektivní řešící chronické posttraumatické komplikace (např. AV zkraty, pseudoaneuryzmata), nebo chronické patologické stavy jak cévního řečiště, tak tkání a orgánů (netraumatické AV zkraty, aneuryzmata, hypervaskularizované nádory, endokrinně aktivní metastázy, varikokéla, syndrom pánevní kongesce u žen). (4)

Akutní hemostatické výkony

Akutní hemostatické výkony se provádějí u krvácení traumatického původu či jako urgentní hemostáza u akutně probíhajícího krvácení z netraumatických příčin (např. u jinými metodami nezastavitelného krvácení z bronchů, do gastrointestinálního traktu, poporodní krvácení, krvácení u maligních tumorů gynekologických či pooperačních stavů). Urgentní perkutánní intervence jsou tedy dnes vedle chirurgie jedním ze základních podmínek dosažení hemostázy v traumatologii a urgentní medicíně. Metodou první volby je embolizace bezpochyby u retroperitoneálního krvácení a tepenného krvácení při poranění pánve, v místech chirurgicky špatně dostupných a méně přehledných, v určitých případech i u abdominálního viscerálního krvácení. Výkon navazuje velmi těsně na vyšetření CT, které prokáže aktivní krvácení především do retroperitonea, do oblasti pánve a v oblasti viscerální. Multidetektorové CT je schopné odhalit



krvácení jako extravazaci jódové kontrastní látky při menší intenzitě krvácení než angiografie. Podle CT lze tedy dopředu dobře odhadnout, u kterých poranění bude nutná hemostatická arteriální embolizace. Obecně platí, že se jedná o lokalizace, kde je při vyšetření viditelná extravazace. Angiografie se tedy stala již pouze terapeutickou metodou a embolizace se provádí u 90 % všech angiografovaných (Kurdziel 1987). Bez možnosti navázat v tomtéž sezení urgentní intervencí nemá být angiografie jako diagnostická metoda vůbec indikována. (4)

Elektivní embolizační výkony

Mezi akutní a elektivní embolizací jsou ještě další stupně urgentnosti, kdy stavíme krvácení intermitentní nebo chronické z maligních tumorů, vedoucí spíše k anemizaci, než ke známkám hemoragického šoku.

Elektivní embolizační výkony řešící posttraumatické komplikace nebo chronické patologické stavy cévního řečiště, tkání a orgánů a slouží obecně k zastavení chronického krvácení (např. krvácení do vývodného močového systému u maligních nádorů ledvin), navození ischemie (např. ke zvýšení účinku cytostatik při tzv. chemoembolizaci), zpomalení růstu nádoru, dočasné zmenšení nádoru, předoperační devaskularizace či úplné eliminaci patologické cévní struktury (např. AV píštěle, AVM či pseudoaneuryzmatu). Tyto výkony mohou být prováděny jako výkony předoperační, definitivní nebo paliativní. Výkony předoperační usnadňují operační výkon a zvyšují jeho bezpečnost či rozsah (např. předoperační embolizace hypervaskularizovaných tumorů). Definitivní embolizace odstraňují patologický stav (např. embolizace AV píštěle, embolizace traumatické ruptury tepny). Paliativní embolizace zmírňují či odstraňují komplikace patologického stavu bez možnosti jeho konečného vyřešení (např. terapeutická embolizace krvácení inoperabilních tumorů).

Poměrně vzácnou indikací je i embolizační „ablace“ funkce orgánu – např. embolizace sleziny při hypersplenismu, či embolizace afunkčních ledvin při masivní proteinurii nebo nezvládnutelné hypertenzi. (4)



Instrumentarium

Embolizační materiál

Faktory, které ovlivňují výběr embolizačního materiálu, jsou: cévní architektura léze, její lokalizace a hemodynamika, cíle a účel embolizace, eventuální lokální a celkový efekt embolizace, možné komplikace, cena a v neposlední řadě i osobní zkušenost operátora.

Neexistuje jeden druh embolizačního materiálu pro všechny anatomické i klinické situace. Ideální embolizační materiál je ten, který způsobí okluzi jak primárních, tak kolaterálních cév, je netoxický, bez vedlejších reakcí okolních tkání, bez bolestně aplikovatelný, bezpečný, s nízkou pravděpodobností selhání a malým procentem rekanalizací, jednoduše a univerzálně aplikovatelný a v neposlední řadě levný.

Materiál používaný k terapeutické embolizaci lze rozdělit podle jeho fyzikálních a chemických vlastností na: pevný embolizační materiál v těle resorbovatelný (želatinová pěna, krevní sraženina) a neresorbovatelný (polyvinylalkohol, kovové spirály a mikrospirály, odpoutatelné balóčky) a tekutiny buď po aplikaci do cévy tuhnoucí (n-butyl-2-kyanoakrylát), nebo působící takové poškození endotelu, že má za následek trombózu (96% etanol, horká jódová kontrastní látka). Biologická odpověď na přítomnost embolizačního materiálu může hrát podstatnou úlohu v trvání uzávěru. Časně resorbovatelné embolizační materiály (hlavně želatinová pěna), kde se na uzávěru cévy podílí i nasedlý trombus, jsou používány k embolizacím s krátkodobým efektem (před operací, při stavění traumatického krvácení). Zcela inertní materiály vedou častěji k rekanalizacím např. platinové spirály při selektivní embolizaci aneurysmat, tekutý etylévinylalkohol (Onyx, EV3) v téže indikaci. Naproti tomu embolizační materiály iniciují zánětlivou reakci (n-butyl-2-kyanoakrylát) nebo nekrózu zasahující hluboko do stěny cév (etanol) vedou k uzávěrům, které jsou dlouhodobé. Některé embolizační materiály původně považované za biologicky inertní se v organismu resorbují, např. latex (latexové odpoutatelné balóčky) nebo wolframové embolizační spirály (MDS, Balt). Používání latexových implantátů není v např. v USA povoleno a výroba wolframových spirál byla zastavena. (4)



Embolizační materiál pro 4 - 6 F katétrů (konvenční technika)

Konvenční technika zahrnuje embolizace katétrů standardních rozměrů, tedy katétrů o zevním průměru 4 až 6 F zaváděnými po vodičích 0,035- 0,038 palce.

Dočasné embolizační materiály

a) želatinová pěna (Gelaspon, Chauvin Ankerpharm, Berlin) – aktivuje agregaci destiček a koagulační kaskádu a indikuje zánětlivou reakci cévní stěny. Délka trvání embolizačního efektu se počítá na dny až týdny. Aplikuje se ve formě tzv. torpéd nebo ve formě mixtury. Mixtura se zhotoví nastříháním pěny na drobné kousky o velikosti 1-2 mm a spolu s kontrastní látkou se rozmixuje přes trojcestný kohout ve dvou injekčních stříkačkách,

b) z jiných dočasných embolizačních materiálů se používají méně často deriváty bovinních kolagenových vláken (Angiostat, Avitene). (4)

Permanentní embolizační materiály

a) polyvinylalkoholové částice (PVA, Contour, Boston Scientific; PVA, Cook) - jsou k dispozici ve velikostech 45 -1500 μm . Způsobují mechanickou okluzi, aktivují trombin a indukují vrůstání fibroblastů. Způsobují relativně permanentní okluzi. Aplikují se jako suspenze v kontrastní látce. Obecně platí, že čím ředěnější suspenze a menší velikost částic se použije, tím k distálnější embolizaci dochází. Je třeba mít na zřeteli, že agregace těchto částic může způsobit proximální embolizaci.

b) Trisacryl polymerové částice (Embosféry, Biosphere Medical) - jsou kompresibilní, mají hydrofilní povrch, menší náchylnost k agregaci a větší distální penetraci. Aplikují se rovněž jako suspenze s kontrastní látkou. Hydrofilní povrch způsobuje větší náchylnost k reflexu do necílové oblasti.

c) Kovové spirály (MR eye Coils, Nester Coils, Cook; Vortex-35, Fibered platinum coil, Boston Scientific) - vyvolávají mechanickou okluzi, jejich trombogenicitu zvyšují polyesterová vlákna na jejich povrchu (Gianturco 1975, Castañeda-Zuñiga 1980). Pro jejich dobrou funkci platí, že musí být aplikované v přiměřeném množství tak, aby vytvořily dostatečně kompaktní masu (Butto 1986). Při nedostatečné kompaktnosti mají tendenci k rekanalizaci. Tento nedostatek částečně eliminují spirály mající



tvár kužele nebo větene, takže se lépe přizpůsobí průměru cévy (Tornado, Nester, Cook). Aplikace spirál se provádí vytlačáním vodičem či krátkými vstříky kontrastní látky či fyziologického roztoku (Makita 1991). Spirály mohou být i odpoutatelné (Jackson detachable embolization coils, Cook). Volba správné velikosti spirály je rozhodující, průměr spirály musí odpovídat průměru uzavírané cévy. Pro cévy velkých průměrů lze k zabránění proniknutí spirál do necílové oblasti použít protektivní zařízení – Amplat-zův okluder. Byla popsána i další embolizační zařízení (Tomes 1978, Moss 1994, Schmitz-Rode 1993, Wilson 2000). Embolizační spirály jsou relativně snadno zachytitelné a extrahovatelné pokud se dislokují (Chuang 1979, 1981, Vujic 1986).

d) Tkáňové lepidlo n-butyl-2-kyanoakrylát – enbukrylát (Histoacryl, Braun) – tkáňové lepidlo je monomer, který polymerizuje při kontaktu s iontovým prostředím (Vinters 1985). Samotné tkáňové lepidlo je nekontrastní. Z toho důvodu se aplikuje smíchané s olejovou kontrastní látkou (Lipiodol Ultrafluide, Guerbert) v poměru 1: 1,5 - 1 : 5. Katétr musí být před vstříkem akrylátu naplněn 5% glukózou a rovněž po vstříku lepidla je možno průchodnost katétru obnovit proplachem 5% glukózou, tzv. glukózová sendvičová metoda. Poměr akrylátu k Lipiodolu ovlivňuje rychlost polymerizace. Čím koncentrovanější je mixtura, tím rychleji dochází k polymerizaci. Při vysokých koncentracích je třeba myslet na možné přilepení katétru v místě aplikace tkáňového lepidla ke stěně cévy.

e) Sklerotizační materiály (96% etanol, sodiumtetradecylsulfát, horká jódová kontrastní látka) - způsobují poškození endotelu s následnou trombózou a fibrózou. Mají nízkou viskozitu, což umožňuje distální uzávěr. Při aplikaci do oblasti s rychlým tokem je vhodné zpomalení či zastavení toku v trombotizované oblasti navodit dočasným uzávěrem řečiště okluzivními balónky. K opacifikaci nekontrastních sklerotizačních materiálů se používá tantalový prášek nebo olejová kontrastní látka. (4)

Embolizační materiál pro mikrokaterizační techniku

Mikrokaterizační technika používá mikrokaterie rezistentní na zalomení s hydrofilním povrchem zevního průměru 1,7- 3 F zaváděné po ocelových nebo nitinolových vodičích o průměru 0,010 – 0,018 palce nebo krevním tokem řízené katetry pro velmi vinuté řečiště (např. mozkové AV zkraty). Posledně jmenované katetry jsou určeny vý-



hradně pouze pro tkáňové lepidlo, tzv. tekuté spirály (Berenstein 10 liquid metal coil, Boston Scientific) a malé částice. Krevním tokem řízené katétry není možné použít pro aplikaci standardních mikrospirál nebo velkých částic.

a) Tkáňové lepidlo n-butyl-2-kyanoakrylát – enbukrylát (Histoacryl) – při jeho použití platí stejné zásady jak pro použití při standardní katetrizační technice.

b) PVA částice a další mikročástice (Bead Block, Terumo; Embosphere, Biosphere Medical; Contour SE, Boston Scientific) – jejich použití je limitováno vnitřním průměrem mikrokatétru. Je možné je použít do velikosti 500 μm . Pro jejich bezpečné použití je nutné vždy větší ředění suspenze (k prevenci shlukování). Pro embolizační léčbu neresekabilních metastáz kolorektálního karcinomu je možno použít radioaktivní mikročástice obsahující radioaktivní nuklid yttria-90 (SIR-Spheres, Sirtex Medical), (Hazel 2004).

c) Volné mikrospirály - jsou dostupné jako přímá embolizační tělíska nebo mohou mít klasický tvar spirály. Jsou dostupné i jako spirály kuželovitého tvaru (Vortex, Tornado, Nester). Aplikace volných mikrospirál se provádí prostým vytlačáním vodičem či krátkými vstřiky 1 ml injekční stříkačkou (Makita 1991). Rovněž pro mikrospirály platí, že musí být aplikované v přiměřeném množství tak, aby vytvořily dostatečně kompaktní masu, která nebude mít tendenci k rekanalizaci.

d) Odpoutatelné mikrospirály - jsou spojeny s vodičem a až do momentu uvolnění je lze z cévního řečiště opět odstranit. Mikrospirály mohou být uvolňovány elektricky na principu odporového můstku, mechanicky či hydraulicky. Odpoutatelné mikrospirály zvyšují bezpečnost výkonu snížením rizika necílové embolizace (Lund 1985). Mohou mít tvar prosté spirály nebo komplexní tvar (2D, 3D).

Povrch odpoutatelných mikrospirál může být změněn různými látkami, které iniciují vyšší fibrotizaci uvnitř výplně aneuryzmatu.

e) Etylenvinylalkohol (Onyx, EV3) je tekutá embolizační látka, která při kontaktu s krví precipituje na povrchu a uvnitř zůstává tekutá. Proto je ji možno postupně přidávat, pokud se šíří distálně po krevním proudu. Jakmile dojde k refluxu, je třeba vyčkat a pak pokračovat v přidávání. Při několikamilimetrovém reflexu hrozí přilepení mikrokatétru k odlitku embolizační látky. Vstřík embolizační látky tak trvá řádově 5 až 60 minut. Tato látka vyžaduje speciální mikrokatétry, které musí být před vstříkem naplně-



ny dimetylsulfoxidem (DMSO), aby nedošlo k předčasnému ztuhnutí etylenvinylalkoholu v mikrokatétru. Před použitím je nutno ampulky etylenvinylalkoholu proklepat ve speciálním mixéru. Tato látka je používána k embolizaci piálních AV zkratů a k uzávěru velkých aneuryzmat s protekcí mateřské tepny speciálními balónky (Molyneux 2004). (4)

Technika embolizace

K zobrazení extravazátu je vhodné vyšetření multidetektorovým CT nativně a s podáním kontrastní látky. Angiografie je pak cílena dle zobrazeného hematomu či extravazace. K zobrazení extravazátu arteriální katetrizací pod úrovní bránice je možné použít CO₂. Plyn pro svojí nízkou viskozitu proniká snáze defekty ve stěně tepen a mimo arteriální tlak se rozpíná, takže je dobře patrný na DSA (Hashimoto 1997, Hawkins 1997). Při polytraumatech může však zobrazit vícečetná místa krvácení, která není nutno embolizovat. Falešně pozitivně může zobrazit i AV zkrat (např. arterioportální zkraty, lacerace jater jsme pozorovali i u intaktních jater). Při angiografii je nutno vždy provést přehledné zobrazení celé oblasti, aby extravazát neunikl pozornosti, pokud by byl na okraji snímkaného pole. Důležité jsou i šikmé projekce, které mohou odstranit překrytí extravazátu artefakty ze střevní peristaltiky. (4)

Distální embolizace

Je používána pro embolizaci myomů dělohy, tumorů v orofaciální oblasti, periferních AVM, k paliativní embolizaci maligních tumorů ledvin a v dalších indikacích. Jejím cílem je uzavřít celé selektivně katetrizované řečiště až na kapilární úroveň. Používají se mikročástice, n-butyl-2-kyanoakrylát s velkým podílem objemu kontrastní látky tak, aby doba tuhnutí lepidla byla co nejdelší, a 96% etanol. U zásobení hypervaskularizované léze mnohočetnými tepnami je postupná embolizace jednotlivých drobných přítoků technicky a časově náročná, je možno použít přímý nápich vaskularizovaného tumoru tenkou jehlou a uzávěr tepen provést n-butyl-2-kyanoakrylátem s dlouhou dobou tuhnutí (Abud 2004). (4)



Proximální embolizace

Jde o endovaskulární „podvaz“ či přerušení cévy s účelem uchránit periferní řečiště, které je ihned dostatečně zásobeno kolaterálními tepnami. Proximální embolizace se používá jako tzv. Hunterův podvaz, kdy uzávěr tepny je proveden před aneuryzmatem (např. a. carotis interna, a. vertebralis, a. lienalis) či při „převádění“ arteriálního zásobení jater na 1 tepnu při intraarteriální chemoterapii u nemocných s vícečetnými jaterními tepnami. Endovaskulární podvaz používáme i u tzv. protektivní embolizace, kdy nelze nesondovat tepnu, kterou chceme embolizovat selektivně, proto větve, které nechceme embolizovat, „ochráníme“ proximální embolizací mikrospirálami. U AV zkratu, nebo pokud je možno mikrokatétrem proniknout distálně za lézi, provedeme uzávěr před a za lézí (tzv. trapping). Vyloučíme tak možnost pokračujícího plnění zkratu přes distální kolaterální řečiště. (4)

Selektivní embolizace aneurysma

Spočívá v selektivní katetrizaci dutiny výdutě a jejím postupným vyplnění kovovými spirálami či tuhnoucí hmotou. Mateřská tepna musí zůstat zachována, protože bývá životně důležitá nebo není dostatečný kolaterální oběh. K obdobné remodelaci lze použít zavedení stentgraftu (aneurysma aorty, aneurysma mozkových tepen či aneurysma proximální a. mesenterica superior). (4)

Selektivní uzávěr velkých AV zkratů

Při embolizaci velkých AV zkratů může dojít k úniku embolizačního materiálu na žilní stranu a k jeho vmetení do plic. Embolizační spirály nebo n-butyl-2-kyanoakrylát se mohou zachytit na žilní straně, což zvláště při embolizaci mozkových zkratů může vést k omezení žilní drenáže a ke zvýšení tlaku na žilní straně v konečném důsledku ke krvácení z AV zkratu. Akrylát či spirály mohou uniknout až do plic. Tuto komplikaci jsme pozorovali i při embolizaci žilních gastroezofageálních varixů v povodí v. gastrica sinistra a vv. Gastricae breves.

Specifickou anatomickou situací jsou velké AV zkraty v plicích, kde únik embolizačních spirál znamená embolizaci do velkého oběhu.



Při embolizaci vysokoprůtokových AV zkratů musíme použít takovou techniku, aby embolizací byl vytvořen uzávěr v místě zkratu. Je proto třeba volit embolizační spirály přiměřené velikosti a tuhosti tak, aby se zachytily v místě zkratu či těsně před AV zkratem. Při použití n-butyl-2-kyanoakrylátu se doporučuje použít akrylát s vysokou koncentrací případně ve 100% koncentraci a opacifikovaný tantalovým práškem tak, aby se neprodloužila doba jeho tuhnutí. Dále hrot mikrokatétru při embolizaci akrylátem by měl být opřen o stěnu přívodné tepny. Jednak proto, aby první kapka lepidla se přilepila ke stěně a také proto, že krevní tok je teoreticky při stěně nejpomalejší. Dále se doporučuje zavést nejprve mikrospirálu, která se zachytí v blízkosti zkratu či před ním a pak teprve vstříknout lepidlo. Doporučuje se snížit krevní tlak, popřípadě použít balónkový katétr, kterým zpomalíme selektivně tok v embolizovaném AV zkratu. (4)

Komplikace embolizace

Ischémie okolní či vzdálené tkáně - neselektivní embolizace:

- reflux embolizačního činidla do okolních cév (zhoršené hojení operační rány nebo nekróza),
- únik embolizačního činidla přes AV zkrat do plic (Brown 2004) (při embolizaci plicní AVM do velkého oběhu),
- dislokace (ztráta) embolizačních tělísek.

Postembolizační syndrom: vznik na podkladě resorbce nekrotické tkáně (např. tumoru nebo okolní zdravé tkáně) většího rozsahu (horečky, bolesti ischemizované oblasti, leukocytóza).

Specifická ischémie: neurologický deficit

- obrna nervů - ischémie vasa vasorum,
- slepota - ischémie a. centralis retina,
- nekróza stěny střeva.

Infekce nekrózy: vznik abscesu (slezina).

Hemolýza: popsána při embolizaci spirálami (Duszak 1996), či při použití etanolu (Yakes 1997).

Akutní plicní hypertenze: při použití etanolu. (4)



Příčiny selhání embolizace

Akutní zástava krvácení

I přes angiograficky nepřítomný extravazát po embolizaci vyčkáváme aspoň 10 min a angiografii opakujeme, zda se extravazace neobjeví z původního řečiště nebo přes kolaterální řečiště.

Příčinou pokračujícího krvácení může být i koagulopatie rozvíjející se při vysokých krevních ztrátách a nebo další zdroj krvácení (např. u traumatu pánve). Čím dříve po vzniku jinak nekontrolovatelného krvácení je embolizační zástava provedena, tím vyšší naděje na úspěch (např. poporodní krvácení), protože jsou uchráněny koagulační vlastnosti krve. (4)

Elektivní embolizace

Cílem elektivní embolizace je např. předoperační ischemizace hypervaskularizovaných nádorů nebo snaha o jejich zmenšení či zástavu růstu, či snížení patologicky zvýšené funkce orgánů (hypersplenismus) či nádoru (endokrinně aktivní). Účel této embolizace nemusí být vždy dosažen. Důvody jsou jednak mnohočetné malé přívodné tepny, jejichž postupná katetrizace by byla zdlouhavá a technicky náročná. Zde se může uplatnit přímá punkce hypervaskularizovaného nádoru s výše zmíněným vstříkem embolizačního agens tenkou jehlou.

Dalším důvodem selhání je časná rekanalizace embolizovaných tepen nebo embolizace pouze přívodných tepen s ponecháním volně průchodné vaskularizace samotného nádoru. Ačkoliv se na konci embolizace hypervaskularizovaný tumor angiograficky nebarví i po uzávěru pouze přívodných tepen, k významnější ischemii tumoru větší nedojde. Použití spirál či mikrospirál k embolizaci tumoru či spontánních AV zkratů je proto kontraindikováno. V dlouhodobém sledování je neúspěch v zástavě růstu jak maligních, tak i benigních nádorů podmíněn přetrváváním jejich růstové aktivity, která nemůže být zcela potlačena pouhou ischemizací. (4)



Instrumentarium

Jehly

Jehly můžeme rozdělit podle určení a tvaru na punkční a bioptické, podle průměru na klasické (do 19G) a Chiba jehly (tenké či ultratenké od 20G). Délka jehly je udávána v centimetrech, většinou ale v násobku pěti. Průměr jehly je udáván v jednotce zvané Gage, zkratka G. Průměr jehly v některých případech snadno poznáme podle barevného označení její plastové části, nicméně takovéto barevné označení není pravidlem u všech firem a není nijak závazné. (1)

Zevní průměr	* Barva jehly	Nejširší použitelný vodič
15 G		
16 G	bílá	
17 G		
18 G	růžová	0,038 inch
19 G	běžová	0,035 inch
20 G	žlutá	0,021 inch
21 G	zelená	0,018 inch
22 G	černá	0,018 inch
23 G	modrá	0,016 inch

Tab. 1

* poznámka - barevné označení používají jen některé firmy

Tab. 1: Příklady jehel a jejich velikosti.

Punkční jehly

Punkční jehly, mezi něž vlastně patří i původní jehla Seldingerova, jsou určeny pro punkce vaskulární - arteriální (femorální, axilární, brachiální, radiální translumbární), žilní (femorální, jugulární) -či nevaskulární (PTC, nefrostomie, drenáž abscesů). Slouží k punkci dutých orgánů, cév, žlučvodů, abscesů, cyst atd. (1)



Jehlou bud můžeme aspirovat obsah nebo skrze jehlu či kanylu, která je její součástí, zavádíme vodič (tak jak známe ze standardní Seldingerovy techniky). Punkční jehly můžeme rozdělit podle několika kritérií:

a) podle hrotu: buď s „klasickým - zkoseným" ukončením nebo s trokarovým hrotem

b) podle počtu dílů:

- jednodílná (do této skupiny patří např. i infúzní jehla) se zatím prosazuje především při angiografiích, kde při jejím použití předpokládáme, že dojde pouze k punkci přední stěny.

- dvoudílná jehla se skládá z kovového či umělohmotného krytu (kanyly) a mandrénu s klasickým nebo trokarovým hrotem. Kryt slouží jako zaváděcí kanál pro vodič, výjimečně jako tenká drenážní kanyla. Tento systém se již podobá trokarovému drénu.

- Seldingerova jehla, tak jak byla v dřívějších dobách navržena a používána, má tři části - zevní tupou kanylu, střední, distálně konický náboj a vnitřní stylet tvaru seříznutého diamantu či tužky („trokar" či „pencil point")

c) podle průměru můžeme punkční jehly rozdělit na ultratenkou a klasickou jehlu. Ultratenká, atraumatická jehla, u které se podle místa vzniku v Japonsku vžil název „Chiba", má průměr od 20 do 23G. Výhodou této jehly je minimální riziko komplikací (jak při PTC, tak při punkci tepny) a možnost opakovaných pokusů o punkci. Nevýhodou je úzké lumen, které znesnadňuje aplikaci např. kontrastní látky a ještě donedávna neumožňovalo zavedení vodiče. V současnosti, ve spojení s různými typy ultratenkých vodičů (0.018 či 0.016 inch) a systémů koaxiálních dilatátorů, lze využívat tuto jehlu při „Seldingerově technice mikroinstrumentáři". Určitou nevýhodou velmi tenkých Chiba jehel je jejich nadměrná ohebnost a pružnost. Proto někdy nedrží osu vpichu a hrot uhýbá do stran. Kompromisem, který tento problém řeší, je trokarová, 21G (zelená) Chiba jehla. Jehla stejného průměru (21G) je používána se zkoseným hrotem i v tzv. „mikropunkčních setech" pro vaskulární použití. Klasická (standardní) punkční jehla má rozměr 19 - 15G (nejčastější se používá 18G jehla). Obecně jsou nyní



používány tři základní druhy jehel, vycházející z původní Seldingerovy jehly, a to jehlu, která má:

- ostrou, zkosenou zevní kanylu a stylet.
- tupou, zužující se kanylu a ostrým mandrenem s koncem tvaru diamantu či tužky („trokar" či „pencil point")
- pouze ostrou, zkosenou kanylu bez mandrénu (1)

Zvláštní typy punkčních jehel:

- a)** Jehly s hemostatickou chlopní a postranní kanylou. Je možné i aplikovat medikamenty kontrastní látku do cévního systému.
- b)** Flexiia („Angiocath"). Je možné zavést koaxiálně po jehle hluboko do cévního lumen bez vodiče, pouzdrem jehly velikosti 16G můžeme zavést 0.035 inch vodiče.
- c)** Jehly s „křídélkem" („Butterfly needle") jsou jehly s ostrým, zkoseným koncem hrotu, vhodné pro punkci malých a středních žil. Jsou rovněž k dispozici ve velikostech od 19G do 23G. Křídélka slouží k fixaci zavedené jehly.
- d)** Jehla k translumbální punkci aorty je nejčastěji 20 cm dlouhá, složená ze tří, méně často ze dvou dílů. Třídílné jehly pro translumbální punkci se skládají ze zevního, flexibilního teflonového pouzdra, na konci tupé kanyly a vnitřního, ostřejšího styletu (vlastně trokarový katétr).
- e)** Punkční jehly pro transjugulární přístup do portální žíly a žlučových cest.
 - TIPSS 100 a 200 - speciální sety určené pro provedení TIPS (Transjugulární Intrahepatické Portovenózní Spojky)
 - Ringrův set využívá modifikovanou Rossovu jehlu (kovová, zahnutá jehla s ostrým, zkoseným hrotem), která slouží pro diagnostické a intervenční výkony v oblasti jater transjugulárním přístupem.
- f)** Bernardiho jehla slouží k alkoholizaci do např. hepatomů a metastáz v játrech. Skládá se z mandrénu a zevní jehly, zaostřené do špičky jako tužka bez otvoru na konci pouze s postranními otvory. (1)



Vodiče

Vodiče užíváme k zavádění cévních katétrů, drenážních katétrů, balónkových cévek i ostatního instrumentária. Různé typy vodičů slouží k selektivní a super selektivní katétrizaci, k výměně katétrů, k překonávání vinutých, stenotických či uzavřených tepen. Výběr vodiče závisí na užití, ale ve velké míře i na oblibě vyšetřujícího.

Vodiče můžeme rozdělit podle:

- a) délky (60, 80, 120, 145 - 400 cm) - vodič musí být dostatečně dlouhý, většinou dvakrát tak dlouhý jako nejdelší instrumentarium, použité při výkonu
- b) materiálu (nitinolové vodiče, klasické nemonofilní „spring-coil“ vodiče, ocelové vodiče, ocelové „tenké“ vodiče s platinovým měkkým koncem, speciální vodiče s hydrofilním povrchem)
- c) průměru (0.010 do 0.052 inch), nepoužívanější vodiče mohou být podobně jako jehly barevně rozlišeny podle průměru a to na spojkách ochranného pouzdra vodiče

Průměr vodiče	* Barva
0,018 inch	zelená
0,025 inch	modrá
0,032 inch	oranžová
0,035 meh	fialová
0,038 inch	červená

Tab. 2

* poznámka - barevné označení používají jen některé firmy

Tab. 2: Příklady vodičů a jejich průměr.

d) charakteru jádra a délky měkkého konce - na délce jádra závisí délka distálního flexibilního konce vodiče, jádro je většinou konické. LT - long tapered - se označují vodiče, u kterých se průměr jádra zužuje v průběhu distálních 10 cm, u vodičů označovaných LLT v průběhu distálních 15 cm. Vnitřní zpevňovací jádro („cord“) může být fixní. Některé vodiče mají jádro pohyblivé („movable core“), jehož vysunutím je možné prodlužovat měkký konec vodiče podle potřeby.



- e) tuhosti (standard, Heavy Duty, Amplatz Stiff, Amplatz Extra Stiff, Amplatz Ultra Stiff)
- f) povrchové úpravy (ocelové, teflonové, hydrofilní = „slizáky“)
- g) zakončení - s přímým koncem, se zahnutým koncem ve tvaru „hokejky“ a s koncem tvaru J různého poloměru zakřivení. Poloměry zakřivení jsou ustálené a mají 1.5, 3, 7.5, 10 a 15 mm (tzv. rádius zakřivení). (1)

Vedle běžných vodičů různých tvarů byla postupem doby vyvinuta celá škála speciálních vodičů:

- a) „slizké“ vodiče mají obdobný typ zakončení jako ostatní - tedy rovné, zahnuté („angled“) a „J“. Jsou však potaženy hydrofilní vrstvou (např. glidex), která při styku s fyziologickým roztokem či krví zvyšuje jejich kluzkost. Tím se výrazně snižuje jejich tření a to, spolu s možností říditelnosti, jsou jejich hlavní výhody, které je předurčují k použití např. při vinutí cévy, při těžkém arteriosklerotickém postižení a při přítomnosti stenotických úseků nebo při cíleném sondování. První „slizák“ vyvinula firma Terumo (Japonsko). Šlo o vodič, který měl plastový, hydrofilně potažený obal kovového jádra.
- b) tuhé a velmi tuhé vodiče („stiff, „ultra stiff“, „heavy duty“) mají ocelové jádro a různou povrchovou úpravu. Tyto vodiče jsou výhodné např. při zavádění balónkového katétru, stentu nebo drénu přes některé typy stenóz a při překonávání jizev v podkoží místa vpichu po předchozí operaci či u obézních pacientů. Především je ale používáme při zavádění relativně tuhého instrumentária (např. filtry dolní duté žíly, drenážních katétry) nebo při výměnách instrumentária z tenčího (např. flexibilní katétr) na rigidnější (např. balónkový katétr) ať již do cév, žlučových cest, močového ústrojí či abscesů. Jejich tuhost je dána tuhostí ocelového jádra uvnitř vodiče. Nejznámější jsou Amplatz Extra Stiff, Amplatz Super Stiff, Back-up Meier, Lunderquist Exchange Wire (nevaskulární použití) a Amplatz Ultra Stiff Wire Guide.
- c) konvenční „spring coil“ vodiče - ocelová spirála, která tvoří vlastní vnější plášť vodiče je zpevněna vnitřním jádrem a její oba konce jsou propojeny monofilamentem proti utržení či rozpletení. Dnes se používají v cévním systému vý-



hradně teflonem potažené - s teflonovou povrchovou úpravou. Mohou být i heparinizované - impregnované Heparinem pro snížení trombogenicity. Zvláštním typem „spring coil“ vodičů je Bentsonův vodič který má fixní jádro a nad ním 15 cm dlouhý, měkký konec. V případě Bentsonova vodiče se mluví o atraumatickém vodiči. Tento vodič lze dobře použít v reverzně tvarovaných cévkách, neboť průchodem vodiče distálním úsekem cévky nedochází ke změně jejího tvaru (Simons, Sos Omni). I Bentsonův vodič je v konfiguraci přímé a tvaru písmene „J“.

d) říditelné vodiče (steerable, torque control) se používají při katétrizaci cév s nepravidelným hřmen, ve stenotických a ateromatosně postižených tepnách. Princip těchto vodičů tkví v tom, že rotace na zevním konci (tedy mimo tělo pacienta) se přenáší na distální konec (např. uvnitř cévy) v poměru 1:1. Mezi říditelné vodiče patří i Glidewire. Monofilamentum, tvořící základ Glidewire, je kryto wolframem impregnovaným polyurethanem a vodič je navíc celý pokrytý hydrofilním polymerem. Po zvlhčení má nízké tření. Pro manipulace s ním je nutné vodič v místě, kde jej držíme, vysušit nebo užít speciální instrumentárium (držák vodiče = točítka = rotátor). Tento vodič je však méně stabilní u superselektivních katétrizací. S výhodou ho lze využít pro nevaskulární indikace, zvláště pro překonávání těsných stenóz či úplných obstrukcí. Určitou nevýhodou je zvýšené riziko subintimálního zavedení tohoto typu vodiče.

e) TAD vodič má proximální 0.038 inch, distálně se postupně vodič zužuje na 0.018 inch, konec je platinový. Je relativně atraumatický a dobře viditelný, jeho konec může být tvarován podle potřeby.

f) koronární vodiče jsou monofilamenta s platinovým koncem, speciálně vyvinuty pro manipulace v koronárním řečišti. Dnes je tento typ vodičů používán často i v jiných oblastech, jako koaxiální katétrizace intracerebrálních tepen systémem mikrokatétru a mikrovodiče (používané průměry vodičů jsou od 0.010 do 0.016 inch, používané typy např. „seeker“ a „descher“), katétrizace a především intervence v oblasti bérceových tepen a superselektivní katétrizace jater. Mikrovodiče se používají i v oblasti nevaskulárních intervencí, např. při jedнокrokové biliární drenáži (použití tzv. mikroin-strumentária).



g) vodiče s říditelně flexibilním koncem jsou používány v kombinaci s vícekrát použitelnou rukojetí, která umožňuje flektovat vodič v předem daném rozsahu poloměru 5 nebo 10 mm. Tento vodič využíváme při odstraňování cizích těles z cévního řečiště. Patří k nim i Lunderquistův říditelný vodič.

h) vodiče s otevřeným koncem mají průměr 0.035 a 0.038 inch a normální nebo LT konec a mají odstranitelné jádro. Na konec vodiče lze nasadit adapter s kónusem Luer tak, aby bylo možné vodičem aplikovat buď kontrastní látku či terapeutické agens. Lze je využít i k měření tlakových gradientů. (1)

Dilatátory

Po punkci např. cévního řečiště Seldingerovou jehlou a zavedení vodiče přes jehlu je nutné po odstranění jehly, před zavedením silnějšího katétru, koaxiální dilatace podkoží a místa vpichu (u PTC/PTD kanálu). Je to úkon zcela nezbytný pro bezpečné zavedení katétru především do cévního řečiště. Punkční otvor se tímto způsobem již pouze dilatuje a při odstranění instrumentária se elasticky stahuje na velikost původního vpichu - to znamená na velikost průměru punkční jehly.

Dilatátor je tlustostěnná plastická trubice s konickým vrcholem a lumenem, odpovídajícím danému vodiči. Při specifikaci se označuje celková délka dilatátorů, jeho zevní průměr ve F (French) a vnitřní průměr vyjadřující průměr vhodného vodiče.

Vaskulární dilatátory mají na konci šroubení Luer tak, aby bylo možné připojit je ke stříkačce či katétru a provést testovací injekci kontrastní látky či přímo diagnostický nástřik. Při dilataci se používá dilatátor stejné šíře či lehce užší, než je průměr použitého diagnostického katétru. U jizevnatě změněných punkčních míst po předchozích katétrizacích, intervencích či chirurgických výkonech či při punkci by-passu je někdy nutné předilátovat, stejně tak jako u dilataci parenchymových orgánů např. jater při drenáži žlučových cest t. j. použít dilatátor nejméně o 1F širší než je zamýšlené instrumentarium (katétr, drén atd.).

Dilatátory lze rozdělit na klasické (stejně jako angiografické či uroradiologické) a na mikrodilatátory. Ty jsou buď koaxiální nebo s dvěma otvory (koncovým pro vodič 0.018 inch a bočním pro J vodič 0.038 inch). Tento typ mikrodilatátoru se dnes používá velmi zřídka.



Koaxiální mikrodilatátor má vnitřní, tenký kryt který je zasunutý do zevního, širšího krytu. Zevní kryt má průměr nejčastěji 4.0 - 6.3F a lze jím zavést vodič až 0.038 inch, u některých typů mikrodilatátoru lze přitom ponechat 0.018 inch vodič na místě. Oba dilatátory mohou být uzavřeny zámkem.

Vnitřní dilatátor je o několik mm delší než zevní dilatátor a jeho hrot postupně přechází v širší, zevní. U starších typů koaxiálních dilatátorů lze zevní posouvat volně po dlouhém, tenkém, vnitřním dilatátoru a tyto dilatátory nelze uzavřít zámkem. Koaxiální mikrodilatátory bývají doplněny vnitřní kovovou vyztužovací kanylou. Tyto mikrodilatátory se používají jak u vaskulárních, tak nevaskulárních intervencí při iniciální punkci.

Použití tohoto instrumentária poněkud modifikuje techniku výkonu. Po zavedení 0.018 inch vodiče skrze Chiba jehlu do punktované struktury (céva, žlučové cesty) zavedeme po tomto vodiči oba do sebe zasunuté kryty vyztužené kanylou. Vyztužovací kanyla pouze usnadňuje zavádění měkkého, umělohmotového krytu např. skrze tuhá játra. Vnitřní, tenký kryt a vyztužovací kanylu vytáhneme. Zevním krytem zavedeme podél 0.018 inch vodiče 0.035 nebo 0,038 inch vodič. Poté odstraníme zevní kryt a 0.018 inch vodič. Dále postupujeme standardní Seldingerovou technikou po 0.035 nebo 0.038 inch vodiči. (1)

Zaváděcí pouzdra (Sheath)

Zaváděcí pouzdra slouží k vytvoření opakovatelně použitelného, pevného kanálu, který tvoří přístup do cévního řečiště, do žlučovodů nebo do ledvinné pánvičky. Přitom opakovanými manipulacemi nepoškodujeme stěnu cévy či orgánů, kterými vpich prochází. Kryty se liší šířkou, délkou, složením (boční proplach, hemostatické chlopeň, kryty typu peel-away sheath) a materiálem (některé kryty mají ve stěně ocelovou spirálu, která brání jejich zalomení). Kryt zavádíme po vodiči po iniciální punkci Seldingerovou technikou.

Zaváděcí pouzdra se skládají ze dvou částí - z teflonové trubičky, většinou vybavené hemostatickou chlopní na jejím zevním konci a bočním ramenem s kohoutem a z konického dilatátoru. Přes hemostatickou chlopeň, která zabraňuje krvácení nebo odtoku žluči či moče, je možné opakovaně vyměňovat vodiče a cévky při složitějších ka-



tétrizací či jiných intervečních výkonech. Bočné rameno s kohoutem slouží k proplachování pouzdra, přímému měření krevního tlaku, podávání kontrastních látek a medikamentů.

Variantou zaváděcího pouzdra je „peel-away sheath“ (pouzdro typu „banánové slupky“). Vlastní plastové pouzdro krytu je pouze najedno použito a v závěru výkonu je podélně roztrhneme na dvě poloviny. Tento kryt se používá především u nevaskulárních intervencí (např. při nefrostomiích nebo drenáži žlučových cest). Na závěr intervenčního výkonu zavedeme pouzdrem drén a roztržením můžeme pouzdro odstranit. Běžné pouzdro takto odstranit nelze.

Pouzdra jsou obdobně jako dilatátory a ostatní materiál označována. Šíře ve F označuje vnitřní průměr - max. šíři katétru, který lze pouzdrem zavést. Zevní průměr pouzdra je přibližně o 2F větší. Pro lepší orientaci někteří výrobci označují pouzdra barevně.

Průměr	* Barva
4 F	purpurová
5 F	šedá
6 F	zelená
7 F	oranžová
8 F	modrá
9 F	černá
10 F	bílá

Tab. 3

* poznámka - barevné označení používají jen některé firmy

Tab. 3 : Příklady sheatů a jejich velikostí. (1)

Angiografické katetry

Jsou vyrobeny z celé řady materiálů (polyetylén, polyuretan, teflon, nylon a jejich deriváty či kombinace). Jednotlivé katetry lze obecně rozdělit podle materiálu, průměru, délky, rozložení a počtu postranních otvorů, určení a tvaru. Pro lepší viditel-



nost jsou katétry či lépe materiály pro výrobu katétru impregnovány baryem, bismutem ev. solemi olova.

Zevní průměr cévky se udává ve F (French), vnitřní průměr v inch (palec). Při výběru průměru cévky bereme v úvahu požadavek na rychlost aplikace KL, průměr vyšetřované (katétrizované cévy) a velikosti jejího povodí. Velikost cévky je vždy vyznačena na jejím kónusu na zevním konci katétru. Přitom platí, že katétry se stejným zevním průměrem se mohou lišit vnitřním průměrem.

Vhodná délka cévky je dána vzdáleností cílové tepny od místa vpichu. Vždy je nutné volit vhodnou délku, neboť délka katétru převyšující výrazně vzdálenost mezi místem vpichu a cílovou oblastí znesnadňuje manipulaci a katétrizaci. Délka katétru se udává v centimetrech a je rovněž uvedena kromě originálního obalu na kónusu cévky.

Postranní otvory snižují odpor, kladený průtoku kontrastní látky a tím zvyšují maximální množství kontrastní látky aplikovatelné cévkou za jednotku času (udává se v ml/s). Dále zmenšují riziko pohybů cévky při aplikaci kontrastní látky, které jsou způsobeny tzv. „jet efektem“ - reaktivním pohybem při průtoku KL distálním otvorem cévky jako tryskou. Rovněž zlepšují distribuci kontrastní látky především ve velkých cévách - aorta, a. pulmonalis, dolní a horní dutá žíla. U katétru pro odebrání vzorků krve působí postranní otvor jako prevence proti „přisávání“. Všechny katétry mohou být rovněž dodávány v provedení se speciálním hydrofilním povrchem, který vykazuje po zvlhčení velmi nízké tření.

Distální konec katétru musí být vždy zúžený a je adaptován na vodič na který je katétr určen (pro angiografické cévky téměř vždy 0.035 či 0.038 palce).

Katétry určené k selektivním katétrizacím, které vyžadují rotační kontrolu (torque control) 1:1 (to znamená, že rotujeme-li proximální konec například o 180°, rotuje se distální konec o stejných 180°) mají obvykle kovový výplet, který vyztužuje jejich stěnu.

Katétry lze rozdělit na tři skupiny dle určení:

1. Katétry na přehlednou angiografii
2. Katétry na selektivní angiografii
3. Katétry ke speciálním účelům (1)



Katétry pro přehlednou angiografii

Jsou určeny pro aplikaci většího množství kontrastní látky v krátké době (obvykle pomocí vysokotlaké angiografické stříkačky) do aorty (event. jiné velké tepny). Mají vždy kromě koncového otvoru bočné otvory (4 - 12), které jsou spirálovitě umístěné na jejich distálním konci. Aby bylo možno aplikovat velká množství kontrastní látky vysokým průtokem (20 - 30 ml/sec) musí mít co nejširší vnitřní průměr a vydržet co nejvyšší tlak (až 84 atm = 1200 PSI).

Tyto katétry jde rozdělit do dvou skupin:

a) rovné

b) se svinutým koncem - katétry typu „pig-tail“ (= prasečí ocásek), tenisová raketa či katétr typu „Sos Omni flush“. Účelem „svinutého“ konce cévky je „vy-středění“ katétru doprostřed aorty, což zlepšuje stejnoměrnou distribuci kontrastní látky bočnými otvory do celého vyšetřovaného úseku. Současně zabraňují vzdálením bočných otvorů od cévní stěny poranění cévy proudem kontrastní látky vycházejícím z otvorů cévky. (1)

Katétry pro selektivní angiografii

a) Katétry pro antegrádní sondování jsou cévky s různým úhlem zakřivení. Nejčastěji užívanými typy jsou Cobra, „hokejka“, „renální konfigurace“, Headhunter, „háček“. Pro katétrizaci viscerálních tepen se používají délky 50 - 60 cm, pro katétrizaci větví oblouku aorty cévky 90 - 110 cm dlouhé. Cévky pro selektivní katétrizaci musí mít dobrou rotační kontrolu, většinou už ale není třeba aplikovat kontrastní látku vysokým průtokem, takže vnitřní lumen nemusí být tak široké jako u cévek pro přehlednou angiografii. Cévkou může mít pouze koncový otvor, obvykle jsou ale užívány cévky s 1 - 2 bočnými otvory těsně před otvorem koncovým. Bočný otvor (otvory) zlepšuje distribuci kontrastní látky a zabraňuje poranění tepny výstřikem pouze z koncového otvoru proti stěně katétrizované tepny.

b) Cévky pro retrográdní katétrizaci - Sidewinder (Simmons), Sos Omni jsou katétry, které je nutno v aortě (obvykle v oblasti oblouku aorty) zformovat do protisměru, tepny se katétrizují vytahováním cévky zpět z aorty. Užívají se zejména



odstupuje-li tepna z aorty pod ostrým úhlem nebo je-li cévní řečiště příliš vinuté. I tyto cévky mohou mít kromě koncového 1-2 bočné otvory.

c) Zvláštní skupinu tvoří katétrý (ať již pro antegrádní nebo retrográdní katétrizaci), u nichž je pre-formovaný konec cévky měkčí než u běžných diagnostických cévek (např. Hoogewoudova cévka). Tyto katétrý jsou vhodné pro superselektivní katétrizaci u diagnostických a terapeutických výkonů (např. pro embolizace). (1)

Katétrý ke speciálním účelům

a) Vodící (Guiding) cévky jsou preformované (tvary bývají obdobné jako cévek diagnostických) tenkos-těnné cévky, které nejsou na konci zúžené. Zavádějí se buď krytem nebo s využitím speciálního dlouhého dilatátoru a slouží jako pracovní kanál pro koaxiální zavedení dalšího katétru (obvykle balónkového katétru pro PTA) či pro zavedení stentu.

b) Cévky pro (super) selektivní katétrizaci jsou cévky velmi poddajné, obvykle s hydrofilním („sliz-ským“) povrchem, které po vodiči zavádíme do periferních tepen tam, kam už není možno zavést běžné angiografické cévky (Tracker). Mohou být 5 - 6F silné (pro vodič 0.035 - 0.038 inch) či 2,5 - 3F silné (pro vodič 0.014 - 0.018 inch), tyto jsou pak užívány k superselektivní katétrizaci koaxiální technikou (angiografickou či vodičí cévkou se nasonduje odstup tepny a touto cévkou se pak prostrká „koaxiálně“ další 2,5 - 3F cévka, která se zavádí distálně do tepenného řečiště). Tyto cévky se užívají nejčastěji k (super) selektivní katétrizaci u embolizace či aplikace chemoterapie.

c) Koaxiální mikrokatétrý - příkladem jsou katétrý Tracker se používají ke koaxiálnímu super selektivnímu katétrizacím např. mozkových tepen. Jedná se o postupně se zužující katétrý např. Tracker 18 -proximální konec 3F, distální 2.2F s platinovými značkami na konci. Mikrokatétrý bývají dodávány často spolu se speciálními vodiči (0.014 inch) a jsou zaváděny buď cestou běžných diagnostických katétru s vnitřním průměrem 0.038, či cestou speciálních zaváděcích katétru.



d) Katétry určené pro trombolýzu mají v distální části tzv. pracovní úsek, který je označený rentgen-kontrastními značkami a je tvořený množstvím drobných otvorů po obvodu celého katétru (tvary otvorů se liší dle výrobce). (1)

Automatická tlaková stříkačka

Nezbytnou součástí angiografického pracoviště je i automatická tlaková stříkačka, kterou obsluhuje sestra, ale i radiologický asistent, proto by měl znát postup obsluhy. Stříkačka umožňuje jednoduché, rychlé a pohodlné založení injekčních stříkaček s KL a její přesné dávkování během vyšetření.

Na trhu je velké množství těchto stříkaček, proto bych zde chtěla uvést příklad automatické tlakové stříkačky od firmy AVM technics.

Přístroj slouží pro přesné podávání KL pomocí jednorázových injekčních stříkaček o velikosti 10, 20, 30 a 50ml.

- První injekční pumpa s vestavěným monitorovacím a informačním systémem
- Jednoduchá intuitivní obsluha s dynamickou nápovědou
- Maximální uživatelský komfort
- Reálný čas
- Podpora USB 1.1/kompatibilní s 2.0
- Irda pro bezdrátový tisk
- Grafický LCD displej
- Podpora pro rychlý výpočet rychlosti dávkování podle zadaných parametrů (podle koncentrace nebo podle objemu za čas)
- Anti-bolusový systém pro elimici podání bolusu při okluzi
- Dynamický tlakový systém pro rychlou indikaci rozpojení infuzního setu
- Programové nebo manuální podávání bolusu
- Historie dávkování
- Archiv dávkování uchovávající všechny uskutečněné dávky po dobu 2 let, vyhledávání probíhá ručně nebo podle datumu



- Databáze medikamentů včetně vlastní aktualizace s možností nastavení mezních (profilových) hodnot dávkování pro zvolený medikament, počet položek 1000
- Psaní na klávesnici ve stylu jako na mobilním telefonu
- Speciální polohovací svěrka umožňuje rychlou záměnu či výměnu přístroj bez zbytečného šroubování apod.

Možnost bezdrátového tisku dat o podávané infúzi přes IrDa na nejmenší přenosnou kapesní tiskárnu. Konstrukční prvky palce umožňují jednoduché, rychlé a pohodlné založení injekčních stříkaček. Podpora pro snadný výpočet rychlosti dávkování z objemu, času, koncentrace, váhy. Dynamický tlakový systém, je-li aktivován, předchází okluzi nebo indikuje rozpojení setu. V případě, že není aktivován dynamický tlakový systém, antibolusový systém sníží automaticky přetlak při okluzi na max. 10 kPa. Propracovaná dvoukanálová dvouprocesorová technologie založená na bázi nejmodernějšího 32-bitového procesoru Motorola/Freescale a 16-bitového mikrokontroleru Texas Instruments zajišťuje vysokou přesnost a bezpečnost podávané infúze. Operační systém s 32 MB paměti RAM a 256 MB Flash Disc paměti zajišťuje vysoký uživatelský komfort včetně monitorování průběhu infúze a možnost okamžitého zobrazení této informace na grafickém displeji. Rozsáhlá knihovna léků s možností vlastní aktualizace včetně vytváření mezních hodnot dávkování pro jednotlivé léky (maximální rychlost a objem dávkování, maximální rychlost a objem bolusu, atd.) podporuje maximální bezpečnost podávání infúze. Reálný čas s vlastním nezávislým zdrojem umožňuje vést detailní záznamy o všech stavech injekční pumpy včetně ukládání detailních informací, a to od nastavení parametrů infúze přes průběh dávky, a jejich ukládání do vnitřní paměti. Grafický LCD displej s vysokou rozlišovací schopností umožňuje podávání jasných, srozumitelných a plnohodnotných informací o činnosti pumpy. Možnost síťového připojení přístrojů přes USB 1.1 na počítačově řízený monitoring. Přístroj používá k upevnění a štosování speciální polohovací svěrku, od které se dá velmi rychle pomocí mechanismu v madle odpojit. Tím je zajištěna modularita a rychlá záměna či výměna přístroje. (7)



Kontrastní látky v intervenční radiologii

Kontrastní látky slouží v intervenční radiologii ke zvýšení rozlišení jednotlivých anatomických struktur. Jsou nejčastěji vstříkovány do krevního proudu k rentgenovému zobrazení cév, jejich hemodynamiky, k zobrazení orgánů lidského těla a jejich mikrocirkulace, lumina a vnitřního povrchu dutých orgánů. Někdy jsou vstříkovány přímo do tkáně. V současnosti používáme pozitivní kontrastní látky obsahující jód či velmi vzácně gadolinium a negativní kontrastní látku, kterou je oxid uhličitý (CO₂). (4)

Jodové kontrastní látky

Počátek JKL, které používáme dodnes, je možné zařadit do roku 1950, kdy Wallingford použil nejprve aminohippuronovou kyselinu, o které věděl, že je v těle velmi dobře tolerována a k aromatickému jádru této karboxylové kyseliny připojil 1 atom jódu. Krátce na to se mu podařilo syntetizovat sloučeninu s benzenovým jádrem a 3 atomy jódu, čili vytvořil základ pro dnešní JKL a tím byla acetrizoová kyselina (obr. 25). Její benzenové jádro se 3 atomy jódu se nachází jako stavební kámen ve všech dalších JKL.

Zásady použití

Nemocnému musí být odebrána alergická anamnéza s dotazem na toleranci případného předchozího podání JKL. Dále musí mít vyšetřen kreatinin v séru. Kontrastní látka je podávána při dobrém zajištění žilního přístupu na pracovišti, které je zabezpečeno léčebnými prostředky pro léčbu nežádoucích reakcí a pro kardiopulmonální resuscitaci. Lékař, který JKL podává, musí být vyškolen v léčbě nežádoucích reakcí a kardiopulmonální resuscitaci. (4)

generický název	obchodní název	obsah jódu [mg/ml]	osmolalita mOsm/kg.H ₂ O	Viskozita při 37 °C [mPa.s, cP]
ioxaglat	Hexabrix 320	320	600	7,5
ioxitalamat	Telebrix 300	300	1860	7,5
iohexolum	Omnipaque 180	180	360	2,0
	240	240	510	3,3



	300	300	640	6,1
	350	350	780	10,6
iodixanolum	Visipaque 270	270	290	6,3
	320	320	290	12,7
iopromidum	Ultravist 240	240	480	2,8
	300	300	590	4,7
	370	370	770	10,0
iopamidolum	Iopamiro 300	300	616	4,7
	370	370	796	9,4
ioversolum	Optiray 320	320	700	6,1

Tab. 4

Tab. 4 : Příklady JKL a jejich vlastnosti. Vztah koncentrace jódu, osmolality a viskozity u některých jódových kontrastních látek. (4)

Negativní vlastnosti jódových kontrastních látek

Chemotoxicita kontrastních látek vyvolává nežádoucí účinky, které se zvyšují s množstvím a koncentrací podané látky. Jsou to jednak muzea a zvracení, jednak (u ionálních látek) inhibice srážení krve.

Indiosynkratická (pseudoalergická) reakce. Vzniká nezávisle na dávce podané látky a její přesná příčina není známa. Mechanismus tkví v uvolnění histaminu. Nízkoosmolální a neionální kontrastní látky způsobují těchto reakcí méně.

Osmotoxicita. Kontrastní látky jsou soli organických sloučenin obsahujících jód. Ionální kontrastní látky disociují ve vodném roztoku na dvě částice: Anionty jsou buď jednoduchá benzenová jádra u monomerních kontrastních látek (diatrizoáty, metrizoáty a iothalamáty), nebo to jsou dvě benzenová jádra u dimerních kontrastních látek (ioxagláty, iocarmáty). Kationty jsou buď kovy (Na, Ca, Mg), nebo organické kationty jako megluminy. Ionální monomerní kontrastní látky (disociující na kationty a anionty) mají relativně vysokou osmolalitu (7x vyšší než krev při používané maximální koncentraci). Ionální dimerní látky mají nižší os-



molalitu (mají 6 atomů jódu v poměru ke dvěma disociovaným částicím, ioxaglát). Nazývají se nízkoosmolární ionální kontrastní látky.

Nedisociující kontrastní látky, netonální monomerti (iohexol, iopamidol), mají osmolalitu 2,5 až 3x vyšší než krev a 3 atomy jódu na jednu molekulu.

Netonální dimery, např. iodixanol, jsou izotonické s krví a jejich osmotocita je velmi nízká. Obsahují 6 atomů jódu v jedné molekule.

Pocit tepla až bolesti při vstříku kontrastní látky je podmíněn vyšší osmolalitou použité kontrastní látky. Je podstatně redukován při použití netonálních kontrastních látek.

Neurotoxicita znamená nežádoucí účinky kontrastních látek na nervový systém. Zvláště důležité je zabránit neurotoxicitě za stavu, kdy je porušena mozková hematoencefalická bariéra. Právě za těchto situací by měly být nízkoosmolární kontrastní látky zcela preferovány před tonálními. Doporučují se pro angiografii mozku a míchy všeobecně.

Nefrotoxicita znamená nepříznivé účinky kontrastních látek na ledvinné funkce. Ionální kontrastní látky mohou snížit glomerulární filtraci a tubulární funkce. Dochází k tomu po použití vyšších dávek, po opakovaném vyšetření s krátkým časovým odstupem a u nemocných, kteří již mají poškozené ledvinné funkce.

Kardiotoxicita. Při vstříku do levé komory nebo do věnčitých tepen mohou tonální kontrastní látky projevit negativní inotropní efekt. To znamená: snížit srdeční kontraktilitu, snížit systolický tlak a zvýšit tlak v levé komoře na konci diastoly. Tento vliv lze zmírnit přidáním dalších kationtů do Ionální kontrastní látky. Nízkoosmolární tonální kontrastní látky mají negativní inotropní efekt menší. Netonální kontrastní látky neovlivňují kontraktilitu srdečního svalu. Při použití tonálních kontrastních látek při koronarografii je vznik arytmií (síňové a komorové extrasystoly a fibrilace) relativně častý. Při použití nízkoosmolálních tonálních kontrastních látek a netonálních kontrastních látek k tomu dochází méně často. (4)

Ionální versus neionální kontrastní látky

Z výše uvedených nepříznivých účinků tonálních látek vyvstává otázka, proč nepoužívat pouze netonální kontrastní látky. Jsou přeci ve všech směrech lépe tolero-



vány. Jediná jejich nevýhoda je snad vyšší viskozita ve srovnání s tonálními kontrastními látkami. Tu lze zčásti eliminovat zahřátím na tělesnou teplotu před vstříkem. Jako prevence vzniku krevní sraženiny při kontaktu krve a netonální kontrastní látky u výkonů trvajících nad 20 minut se doporučuje podat heparin.

Odpověď je třeba hledat v mimomedicínských (ale s medicínou těsně spojených) ekonomických aspektech. Cena neionálních kontrastních látek je podstatně vyšší.

Ekonomické aspekty. V roce 1990 bylo vydáno na celém světě z celkového množství finančních prostředků pro kontrastní látky 85 % prostředků na netonální kontrastní látky a za tuto částku bylo nakoupeno pouze 33 % všech spotřebovaných kontrastních látek.

Diagnostická výtěžnost. Kvalita zobrazení je srovnatelná u obou typů kontrastních látek.

Zvýšený komfort nemocného. Použitím netonální kontrastní látky se snížil výskyt nauzey z 4,6 % na 1 % a zvracení z 1,8 % na 0,4 %. Nutno však uvést, že 90 % všech nemocných, kteří dostanou intravenózně ionální kontrastní látku, nauseu nemají a nezvracejí.

Bolest lze při použití Tonální kontrastní látky minimalizovat při vyšetření na DSA jejím naředěním. Pouze pro angiografie dolních končetin lze kontrastní látku smíchat s anestetiky. Proto se neionální kontrastní látky všeobecně používají u angiografiích horních končetin a u angiografiích karotických tepen. Pocit tepla či bolesti je zcela eliminován u izosmolálních kontrastních látek (neionální dimery), což se může uplatnit, dle našich zkušeností, při angiografiích na DSA, když nemocný nedokáže nepohnout končetinou během vstříku. Při podání této kontrastní látky nemocní nedávají žádné zvláštní pocity.

Zvýšená bezpečnost. Závažné a velmi závažné reakce na kontrastní látky lze snížit až 5x při použití nízkoosmolálních kontrastních látek místo tonálních (údaje platí pro intravenózní podání). U nemocných s vyšším rizikem (polyvalentní alergie, astma, porušené renální funkce, srdeční selhávání, diabetes mellitus a předchozí reakce na kontrastní látku) je faktor snížení reakcí až 22. U nemocných bez rizik má



tento faktor hodnotu 4,4. Z tohoto aspektu vychází zásada podávat neionální kontrastní látky všem rizikovým nemocným.

Mortalita. Překvapivě neexistují důkazy, že používání neionálních kontrastních látek snížilo celkovou mortalitu po kontrastních látkách. (3)

Patogeneze nežádoucích reakcí na intravasculárně podanou jódovou kontrastní látku

Patogeneze nežádoucích reakcí na JKL je komplexní jev známý jen zčásti. Dělení těchto reakcí jsou různá. Nejčastěji se používá dělení na reakce vysvětlitelné chemickými vlastnostmi JKL (chemotoxické reakce), dále fyzikálními vlastnostmi (převážně vyšší osmolalitou JKL – osmotoxicity). Obojí tyto reakce jsou závislé na dávce JKL, tj. čím vyšší je množství podané JKL tím významnější je odezva. Projeví se u každého a záleží jak dotyčný jedinec je schopen kompenzovat tento vliv.

Posledním typem nežádoucích reakcí jsou reakce, které vznikají jako biologická odpověď jen u některých hypersenzitivních jedinců a bez ohledu na množství podané JKL. Tyto reakce mohou být nepředvídatelné – tj. mohou vzniknout u nemocného bez rizika (viz dále) anebo až při několikatém podání JKL, když ta předchozí byla bez komplikací. Vzhledem k tomu, že se při těchto reakcích neznámým mechanismem aktivují mediátory jako při alergických reakcích, jsou tyto reakce označovány jako pseudoalergické či alergoidní, tj. alergickým reakcím podobné. Klinické příznaky, průběh i léčba jsou stejné jako při alergických reakcích. Alergoidní reakce vznikají nejčastěji do 20 minut po podání JKL (Cohan 1996).

Je třeba dodat, že nežádoucí reakce na JKL jsou komplexní a až na výjimky je lze těžko vysvětlit jen jedním mechanismem a často se tedy uplatňuje několik mechanismů současně.

Ideální JKL by měly být v organismu zcela inertní. Zhruba během 5 minut 70 % intravasculárně podané JKL difunduje z krve do intersticiálního prostoru s ustavením rovnováhy za 2 hodiny. Z 99 % je JKL za normálních okolností vyloučena ledvinami glomerulární filtrací s poločasem 2 hodiny. Část JKL se váže na proteiny v plazmě a na proteiny buněčných membrán, čímž může blokovat jejich funkci (např. může být blokována funkce přirozeného fibrinogenu). (4)

*Akutní reakce na jódové kontrastní látky*

Náhle vzniklé reakce po podání JKL se liší intenzitou příznaků (nauzea, zvracení, pocit horka) a subjektivním vnímáním těchto příznaků nemocným. Pokud jsou příznaky klinicky málo významné, vyžadují pouze zvýšený dohled lékaře. Jestliže jsou ihned klinicky významné či nabývají na intenzitě, je nutná okamžitá léčebná intervence podle závažnosti stavu až kardiopulmonální resuscitace. Znalost léčebných postupů, nitrožilní přístup, připravené léky a resuscitační pomůcky (tab. 5) a telefonická dostupnost lékaře anesteziologicko-resuscitačního oddělení (ARO) jsou základní podmínkou úspěšné léčby těchto reakcí. (4)

Doporučené vybavení pracoviště
- kyslík
- adrenalin 1:1000
- kortikosteroidy
- inhalační β -mimetika
- náhradní roztoky (kristaloidy a koloidy)
- atropin
- tonometr
- antihistaminika
- antiemetika
- efedrin
- antikonvulziva (např. diazepam)
- pulzní oximetr
- ruční kříšící přístroj (ambuvak)
- laryngoskop
- tracheální rourka

Tab. 5

Tab. 5 : Doporučené vybavení pracoviště pro poskytnutí první pomoci při nežádoucí reakci na kontrastní látku. (4)



Gadoliniové kontrastní látky

Tyto kontrastní látky jsou určeny pro vyšetřování pomocí MR a obsahují vzácnou zeminu gadolinium. Tento prvek absorbuje rentgenové záření. Osmolalita současných gadoliniových kontrastních látek je 3 až 7× vyšší než krevní plazmy. Použití této kontrastní látky jako intraarteriální kontrastní látky není oficiálně schváleno, ale četné studie i kazuistiky svědčí pro bezpečné použití i v angiografii či jako kontrastní látky pro CT (Spinosa 2002).

Při použití k angiografii je kvalita zobrazení nižší než při použití JKL. Při DSA je nutno zvýšit napětí na rentgence ze 70 na 110 kV.

Incidence alergoidní reakce na tyto kontrastní látky je 1 : 105 - 505, častěji u nemocných s alergií, či předchozí reakcí na JKL.

U nemocných s ledvinným onemocněním jsou malé dávky dobře tolerovány (Nyman 2002). Experimentální práce však prokazují, že gadoliniové kontrastní látky jsou v dávkách potřebných k zobrazení cév, které by zhruba odpovídalo kvalitou zobrazení pomocí JKL, více nefrotoxické než JKL (Nyman 2002). Jsou popsány kazuistiky, že mohou způsobit i v malých dávkách trvalé poškození ledvinných funkcí (Thomsen 2004). Není proto doporučováno použití gadoliniové kontrastní látky u nemocných s rizikem vzniku KN.

V neposlední řadě množství gadoliniové kontrastní látky vyžadované pro angiografii značně zvyšuje cenu vyšetření. (4)

Oxid uhličitý

První použití tohoto plynu jako kontrastní látky v rentgenologii je datováno do roku 1914, kdy byl použit k ozřejmení orgánů dutiny břišní. Oxid uhličitý byl později používán k zobrazování retroperitonea, jaterních žil a perikardiálního výpotku, kdy bylo využíváno tendence plynu se shromažďovat v prostorách nad tekutinou v kombinaci se změnou polohy nemocného.

Širšího použití CO₂ jako kontrastní látky pro angiografie bylo dosaženo až se zavedením digitální subtrakce, kdy byla snížena nevýhoda nízkého kontrastu této negativní kontrastní látky. Rutinně však začala být CO₂ DSA používána až koncem 80. let 20. století.(4)



Biofyzikální vlastnosti CO₂ jako kontrastní

Oxid uhličitý je rychle rozpustný v krvi a je vydycháván plícemi. V krvi se rozpouští tak rychle, že při vstříku do břišní aorty je značná část plynu již rozpuštěna při jeho dotečení do úrovně bérkových tepen.

Jako plyn je stlačitelný, což je nevýhoda při jeho aplikaci. Stlačením vzroste tlak a při převýšení tlaku v tepně pak dojde k explozivnímu vstříku. Je proto nutné diagnostický katétr naplnit nejprve CO₂, abychom se explozivnímu vstříku při diagnostické angiografii vyhnuli.

Oxid uhličitý je bezbarvý, takže nerozlišíme kontaminaci se vzduchem. Všechny vyvinuté systémy aplikace CO₂ se snaží eliminovat riziko nechtěné kontaminace vzduchem. A to jednak několikerým propláchnutím či profouknutím systému spojovacích hadiček, ale i eliminací jakékoliv aspirace vzduchu při netěsnosti systému. Oxid uhličitý je těžší než vzduch a proto při napojování stříkaček naplněných CO₂ držíme stříkačku výpusť nahoru a při vstříku pak výpusť dolů.

Oxid uhličitý dává nižší kontrast než JKL, proto je nutná DSA ke zvýšení kontrastu. Nemísí se s krví jako JKL, ale vytlačuje ji v cévách. Při pomalejším nástřiku může dojít k přerušení náplně a k tvorbě bublin. Je proto nutné použít vyšší frekvenci snímků (min. 3 snímky/s) a digitální snímky na sebe nasčítat, čímž se vyrovnají úseky tepen na některých snímcích naplněných a na jiných zase ne.

Oxid uhličitý má tendenci plavat na krvi a proto plní přednostně prostory stoupající vzhůru na rozdíl od JKL, která je těžší než krev a plní více cévy směřující dolů při poloze nemocného vleže. Je proto nutné využít buď sklonu stolu nebo nemocného natočit vůči zemské přitažlivosti tak, aby céva, kterou chceme zobrazit stoupala při odstupu vzhůru. Například levá ledvinná tepna se lépe zobrazí v poloze pacienta s levým bokem elevovaným.

Oxid uhličitý má 400× nižší viskozitu než JKL. Lze jej vstříkovat velmi tenkými katétry nebo katétry se zavedenými vodiči a utěsněnými Tuohy-Borst adaptéry (Liss 2005). Díky nízké viskozitě uniká snáze defekty ve stěně tepen, což se využívá k průkazu extravazace v arteriálním řečišti (Krajina 2004). CO₂ angiografie je proto s výhodou využívána k průkazu krvácení do zažívacího traktu či při traumatech orgánů břišní duti-



ny a pánve k určení místa krvácení. Díky nízké viskozitě je možné CO₂ využívat k tzv. nepřímé portografií při TIPS, kdy ze zaklíněné polohy katétru snáze proniká CO₂ retrogradně z jaterních žil přes kapiláry do v. portae v takovém množství, že zobrazí tuto žílu ve větším rozsahu než při použití viskózní JKL (Krajina 2001, Kessel 2002). Dále je CO₂ používána ke splenoportografií provedenou tenkou jehlou (Burke 2004). (4)

Indikace pro CO ₂ DSA
- intervenční a vícečetné diagnostické výkony pod úrovní bránice vyžadující vysoké dávky JKL zvláště u nemocných s kreatininem nad 150 $\mu\text{mol/l}$
- ledvinná insuficience
- arteriální krvácení (doplňůk DSA provedenou pomocí JKL)
- TIPS
- vyšetření centrálních žil
- alergie na JKL

Tab. 6

TAB. 6 : Příklady indikace pro použití CO₂ jako kontrastní látky při DSA (4)

Technika použití CO₂ při DSA

Vedle ručních vstříků byly vyvinuty i automatické injektory (Lang 1999).

Provedení ručních nástřiků nese vyšší pracnost, nutnost přítomnosti operátora během snímkování v blízkosti nemocného, což spolu s nutností použít vyšší frekvenci snímkování nese i potenciálně vyšší radiační zátěž pro personál než při použití JKL. Vedle setu Angiodynamics a Optimed, které jsou konstruovány tak, aby nedošlo k netěsnosti systému spojovacích hadiček a ani k přímému propojení vysokotlakých zásobníků s katétre umístěným v cévě nemocného, je možné používat i 20- 60 ml injekční stříkačky, které plníme přes redukční ventil sterilní spojovací hadičkou. Tlak CO₂ seřídíme ventilem tak, aby CO₂ spontánně plnil stříkačku a vytlačoval samovolně píst injekční stříkačky. Tak je zaručeno, že nedojde k aspiraci vzduchu. Po několikerém (aspoň 2×) spontánním naplnění a vyfouknutí injekční stříkačky přes trojcestný kohout



stříkačku odpojíme a její konus zavřeme prstem. Vždy stříkačku plníme těsně před diagnostickým nástřikem a ihned ji i po naplnění připojujeme ke katéttru.

Po otevření kohoutku katéttru vyvineme stříkačkou takový tlak, aby byla právě vytlačena tekutina z katéttru směrem do cévy. Toto se projeví na náhlém snížení rezistence posunu pístu. Tímto snížíme riziko vzniku explozivního vstříku a jsme připraveni spustit diagnostickou sérii DSA (aspoň 3 snímky/s). Některé DSA přístroje mají přednastavený program pro CO₂ angiografii. Po provedení nástřiku kohout uzavíráme a katétr pak proplachujeme běžným fyziologickým roztokem. Další nástřik provádíme s odstupem aspoň 2 minut a to pro vstřebání přetrvávajících bublin, které se mohou vytvořit v kranialně směřujících ohybech cév, a které by působily při dalším nástřiku artefakty. Navíc u nemocných s chronickou obstrukční plicní chorobou je sice malé, ale reálné riziko vzniku hyperkapnie při nedostatečném odventilování CO₂. (4)

Komplikace použití CO₂

Vzduchová embolie

Vzniká při kontaminaci CO₂ vzduchem z místnosti při netěsnosti systému, nechtěnou aspirací či omylem. Lze jí předejít použitím uzavřených systémů anebo zvýšením pozornosti při vyšetření.

Uzavření cévy kolekcí CO₂

Tento jev nastává v cévách s kolénkovitým ohnutím směrem nahoru, kde vzniká sifón. Anatomicky jsou k tomu předurčeny jednak kmen plicnice, popliteální tepna a aneuryzma břišní aorty. V posledně jmenované situaci může dojít k dočasné ischemii v povodí dolní mezenterální tepny projevující se průjmem, bolestí břicha, které ve všech popsaných případech spontánně ustoupily. Prevencí tohoto jevu (anglicky „vapor lock“) je oddálit jednotlivé nástřiky CO₂, změnit polohu nemocného a umožnit tak přesun kolekce plynu po krevním proudu. Pokud bublina v plicnici přetrvává více jak 30 sekund, je podezření na kontaminaci vzduchem.



Anestézie oxidem dusným je kontraindikována, protože tento plyn teoreticky difunduje do bublin CO₂ a činí tyto pomalu rozpustné, což může vést k uzavěru cév (Steffey 1980). (4)

Vstřík velkého množství CO₂

Tato potenciálně fatální komplikace může vzniknout nechtěným přímým spojením vysokotlakého zásobníku CO₂ a katétru v cévě. Byla popsána v historických počátcích provádění CO₂ angiografie. Použitím výše uvedených pravidel a setů pro CO₂ angiografii je tato komplikace minimalizována.

Reflux do tepen mozku

Může vzniknout při CO₂ angiografii při zobrazování hemodialyzačních zkratů na horních končetinách. Byla popsána neurologická komplikace vysvětlená reflexem CO₂ do vertebrální tepny. (4)



5. Diskuse

V této bakalářské práci jsem se snažila přiblížit profesi specializovaného pracovníka ve zdravotnictví, mezi které radiologický asistent nedílně patří. Přináší do zdravotnického povolání řadu moderních technologií, ať už jsou to samotné vyšetřovací přístroje, tak i nově globálně zavádějící se digitalizace a obdivuhodných vyšetřovacích postupů. S tím vším souvisí rychlý rozvoj IT technologií ve zdravotnictví, jako např. technologie PACS, telemedicína aj. možná se dočkáme i doby, kdy při speciálních vyšetřeních nebude za potřebí tolik pomocného personálu. V poslední době dochází k velkému rozmach robotizace ve zdravotnictví, což by mohlo do některých vyšetřovacích postupech usnadnit práci. Napadá mě i využití dnes velmi nadčasových nano částic.

Zde bych chtěla krátce zmínit robotizaci.

Pojem Robot (12)

- samostatně pracující stroj, vykonávající určené úkoly
- název, kterým bývají označovány stroje s činností podobnou činnosti člověka; též stroje, které nahrazují lidskou práci v podmínkách životu nebezpečných (radiace, vysoké teploty) nebo při nedostupnosti předmětu (pod vodou, v kosmickém prostoru)
- robot je automatické zařízení mající schopnost reagovat na určité podněty ze svého okolí a zároveň na toto okolí zpětně působit

Původ slova Robot

- Slovo „robot“ bylo poprvé v dějinách použito v roce 1920 ve hře českého spisovatele a dramatika Karla Čapka.
- Hra se nazývala R.U.R - Rossum's Universal Robots.

Zákony robotiky

Isaac Asimov (1920 – 1992)

Americký spisovatel a biochemik, autor tzv. *zákonů robotiky*:

- *1) Robot nesmí ublížit člověku nebo svou nečinností dopustit, aby mu bylo ublíženo.*



- 2) Robot musí poslechnout člověka, kromě případů, kdy je to v rozporu s prvním zákonem.
- 3) Robot se musí chránit před poškozením, kromě případů, kdy je to v rozporu s prvním nebo druhým zákonem.
- 0) Robot nesmí ublížit lidstvu nebo svou nečinností dopustit, aby mu bylo ublíženo.

Rozdělení světově známých robotů

Android - z latiny: umělá, strojová (případně mechanická) napodobenina člověka -> robot podobný člověku - *humanoidní typ robota*. Umělá bytost, narozdíl od robota vytvořená biologicky. Android je vždy stroj, jehož účelem je chovat se, pracovat, popřípadě myslet stejně jako člověk. Jelikož se rozlišuje pohlaví i mezi roboty, označuje tento pojem umělé lidi s mužskou vizáží.

Gynoid - opět humanoidní typ robota, tentokrátě však hovoříme v souvislosti o robotech - ženách. Příklad: robota ženského pohlaví, který se velmi podobá živému člověku, představil profesor Hiroshi Ishiguro z univerzity v Ósace. Model nazvaný *Repliee Q1* se totiž podobá dospělé ženě.

Kyborg - složenina ze slov *kybernetický organismus*. Představuje živou bytost obohacenou o mechanické či elektronické součástky. Tyto součástky jsou obvykle nesnímatelné a jejich montáž nebo demontáž se provádí formou chirurgického zákroku. „Klasičtí“ kyborgové se zatím vyskytují pouze ve sci-fi, nicméně technicky je kyborgem i člověk s endoprotézou, naslouchátkem nebo srdečním stimulátorem. Sestrojení kybernetických protéz s kvalitou srovnatelnou, nebo přesahující kvalitu nahrazovaných orgánů, je záležitostí blízké budoucnosti.

Příklad: snad nejznámější je případ britského vědce *Kevin Warwicka*, který si nechal do ruky na tři měsíce voperovat elektronický implantát. Experiment byl podle něj úspěšný, protože dokázal pohyby své ruky přimět umělou dlaň na druhé straně Atlantského oceánu sevřít předmět. (12)

Bipedální (dvounoží) humanoidní roboti:



Příklad č. 1: nejznámějším typem „člověčího“ robota je vynález japonské firmy Honda - robot *Asimo*. Tento inteligentní stroj navštívil mimo jiné i Prahu – tím chtěli Japonci vzdát hold spisovateli Karlu Čapkovi, který vůbec poprvé užil ve své hře slova robot a jeho bratru Josefu Čapkovi, jenž slovo vymyslel.

Příklad č. 2: *Asimo* od japonské Hondy sice dokáže zdolávat schody, ale žádný robot dosud neudržel rovnováhu tak, jak to umí jen člověk. *Rabbit* to ale zvládne díky speciálně upraveným končetinám. Nemá totiž „klasické“ nohy jako ostatní roboti. Namísto nich se pohybuje na jakýchsi chůdách. Pokud do *Rabbita* strčíte, udělá krok vpřed, a tím udrží balanc.

- Nanoroboti

Nanorobot - je čtyřstěn tvořený šesti nosníky, které jsou teleskopické podobně jako „zasouvací“ anténa nebo nohy stativu. Natáhnutím jednoho a zkrácením dvou dalších nosníků přesune své těžiště, překloupí se a urazí tak jeden krok. To může opakovat „donekonečna“, takže může dojít libovolně daleko a to i v terénu, který by byl pro kolová vozítka neprostupný.

Příklad č. 1: velcí pokusní nanoroboti

Příklad č. 2: vůbec nejmenší robot na světě je velký 10 nanometrů. Celého jej z DNA sestrojili vědci univerzity v New Yorku. Pohybuje se po jakési kolejničce, zhotovené také z nanomateriálu DNA.

Příklad č. 3: velmi důležité je využití nanorobotů v lékařství. Roboti o velikosti do 1000 nanometrů se injektují do lidského těla (několik miliard nanorobotů řádově odpovídá 1 cm³), kde mohou pomáhat imunitnímu systému, podílet se na procesech látkové výměny, provádět některé opravné úkony, případně se shlukovat do větších celků a vytvářet složitější a výkonnější systémy.

- Roboti schopní sebereprodukce

Roboti schopní vytvářet kopie sama sebe už nejsou jen záležitostí science fiction. Vědcům z Cornellovy univerzity ve Spojených státech se totiž podařilo vyrobit malé roboty, kteří se umí „sebeprodukovat“.



Každý robot se skládá z několika deseticentimetrových kostek, které mají identická zařízení a elektromagnety sloužící k jejich spojování a rozpojování. Je v nich také uložen program, který „replikační“ proces řídí. Roboti pak jsou schopni sbírat a přidávat další krychle, z čehož poté vznikne nový robot. (12)

Současné možnosti a využití robotů

- Medicína

Příklad č. 1: Největší „robotická nemocnice“ na světě vyrůstá v současné době v Mexiko City. Místní medikové si na 24 robotických pacientech, kteří disponují mechanickými orgány, umělou krví i automatickým dechovým systémem, budou brzy moci vyzkoušet všechny lékařské úkony od asistence při porodu až po klasické očkování či odběr krve.

Příklad č. 2: Chirurgický přístroj *AESOP 3000* patří do systému CAS (Computer Assisted Surgery) a je jediným přístrojem v České republice. Na základě hlasových povelů obsluhuje laparoskop a řídí stroj, který ukazuje operační dění.

Vyhlídky do budoucna

Kevin Warwick: Úsvit robotů-soumrak lidstva

V roce 2050

Píše se rok 2050 a my tu pořád ještě jsme. Vyhnuli jsme se nukleárnímu zničení – vždyť jsme vlastně vždycky věděli, že nikdo nebude šílený, aby opravdu zmáčk-nul knoflík. Globální oteplování se ukázalo být jen horkým vzduchem a díra v ozonu zkrátka trvá. Takže všechny naše strachy byly zbytečné? Téměř, ale ne úplně všechny. Zachovali jsme se totiž pro život v pekle.

V roce 2050 ovládají Zemi stroje - chcete-li, tedy roboty. Nejsou jako lidé - jsou to stroje různých podob, tvarů a velikostí podle toho, co který dělá. (12)



6. Závěr

Z použitých informačních zdrojů vyplynulo, že neexistuje ucelený přehled, co by měl a jak by měl dělat laborant při embolizačních vyšetření, ale jsou tam pouze útržkovité informace, které jen rámcově nastiňují daný problém.

Práce by měla poskytnout informace o embolizacích začínajícímu radiologickému asistentovi.

Důležitý pro rozvoj angiografických technik je i rozvoj organické chemie, techniky, technologií, elektroniky a komunikačních systémů.

Konečně, stejný osud mají všechny diagnostické metody v lékařství. Jsou to nejprve jen ideje, pak přichází období nemotorných improvizací, pak navázání na profesionály jiných oborů a vzájemná potenciace myšlenek a schopností, pak kolísavé období nadšení a skepsi, prudký pohyb vpřed, kdy jeden objev stíhá druhý, a pak zvolnění, precizace, exploatace nejzazších možností metody. Pak se odkudsi vynoří nová idea, nová konkurenční metoda a všemocnost původní metody pohasíná. Ale nikdy nezmizí. Něco se z ni zachová, něco se modifikuje, něco se přetaví do nových metod. Obrovská energie, která byla do metody vložena, zůstane zachována v tom těžko definovatelném pojmu, kterému se říká pokrok v lékařství. A není pochyb o tom, že embolizační technika znamená krok kupředu.

**Seznam zkratek**

a. - arteria, aa. - arteriae (plurál)

A/D -

AV - arteriovenózní

AVM - arteriovenózní malformace

ARO - anesteziologicko resuscitační oddělení

atd. - a tak dále

CT - Computer Tomography

DSA - digitální substrakční angiografie

el. - elektrické

event. - eventuálně

IT - informační technologie

JKL - jódová kontrastní látka

KL - kontrastní látka

LUT -Lut up Table

LT - long tapered

MARIE - Medical Archiving and Retrieval of Images Electronically

n. - nervus, nn. - nervi (plurál)

např. - například

NIS - nemocniční informační systém

obr. - obrázek

PACS - Picture Archiving and Communications systéme

PC - Personal Computer, počítač

r. - ramus, rr. - rami (plurál)

RA - radiologický asistent

RAM - Read Across Memory

ROM - Read Operation Memory

tj. - to jest

tzv. - takzvaný

v. - vena, vv. - venae (plurál)



7. Seznam použité literatury

Citace

1. BOUDNÝ J., KÖCHER M., PEREGRIN J., VÁLEK V., *Moderní diagnostické metody, IV. Díl, Instrumentarium k intervenčním výkonům* 1. vyd. Brno: IDVPZ, 2000
2. FERKO A., KRAJINA A., *Arterteriální aneurizmata / Základy endovaskulární a chirurgické léčby* 1. vyd. Hradec Králové: Nakladatelství a grafické studio ADT, 1999
3. KRAJINA A., HLAVA A. *Angiografie*, 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 1999
4. KRAJINA A., PEREGRIN J. H. A KOL. *Intervenční radiologie - Miniinvazivní terapie*, 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005
5. ŠMORANC P., *Rentgenová technika v lékařství* 1. vyd. Pardubice: E a J PRINT, 2004

Internet:

6. <http://www.aura-group.cz/digital-pacs.htm> - MARIE PACS
7. <http://www.amvtechnics.cz/index.php?navi=products&sel=medical&lng=cs> -
- automatická tlaková stříkačka
8. <http://classes.kumc.edu/som/radanatomy/results.asp> - angiografická anatomie
9. http://www.clk.cz/zakpred/zakon_96-2004-1.html - zákon o nelékařských zdravotních povoláních
10. <http://www.csnm.cz/pacs/> - PACS
11. <http://www.hicomp.cz/nis.htm> - nemocniční informační systém
12. <http://ucitel.spsbv.cz/zavodny/clanky/referaty2006/roboti.ppt> - robotizace
13. <http://user.shikoku.ne.jp/tobrains/exam/Angio/Angio-e.html> - angiografie mozku
14. <http://www.uzmzsf.net/index.php?nabidka=2&nabidka2=24> - radiologická asistent



8. Klíčová slova

Arterie

Angiografie

Embolizace

Instrumentárium

Lékař

Přístroj

Radiologický asistent

Véna



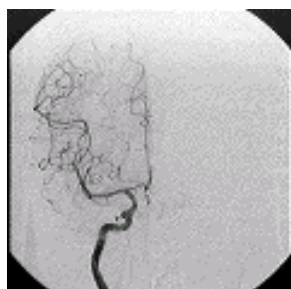
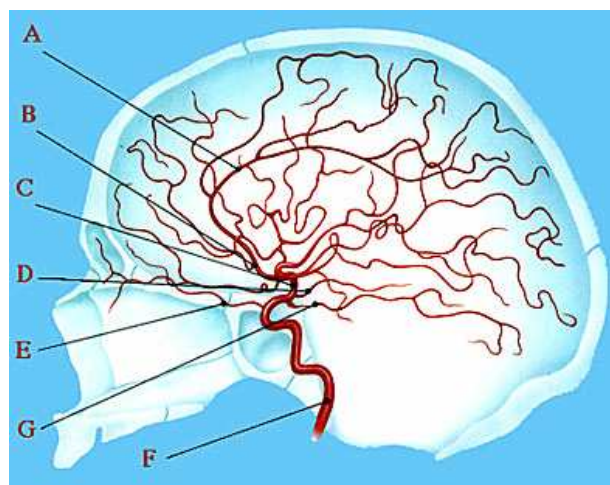
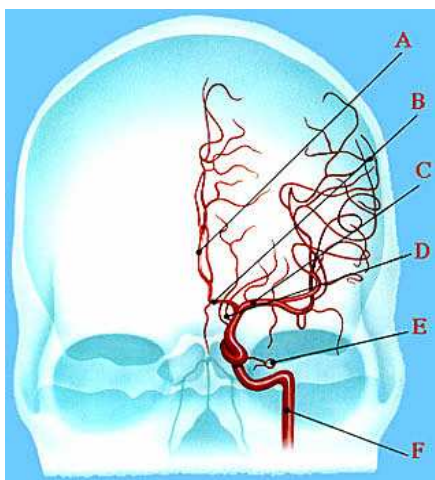
9. Přílohy

Anatomická obrazová příloha

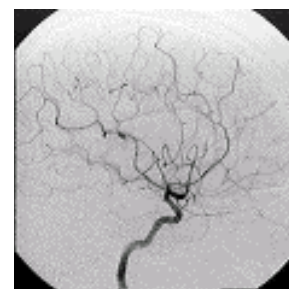
Internal Carotid Artery System

A-P projekce

Laterální projekce

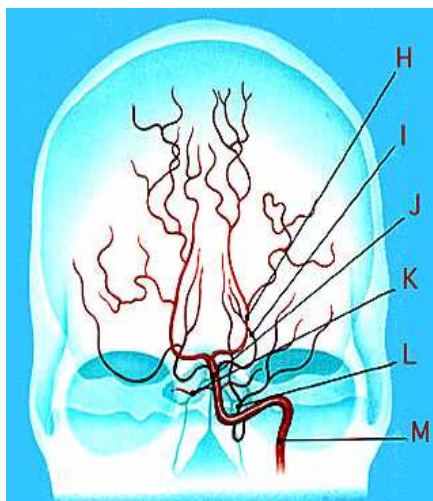


- A. Pericallosal Artery
- B. Arteria cerebri anterior
- C. Arteria cerebri media
- D. Arteria choroidea anterior
- E. Arteria ophthalmica
- F. Arteria carotis interna
- G. Arteria cerebri posterior

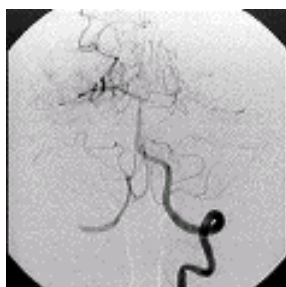
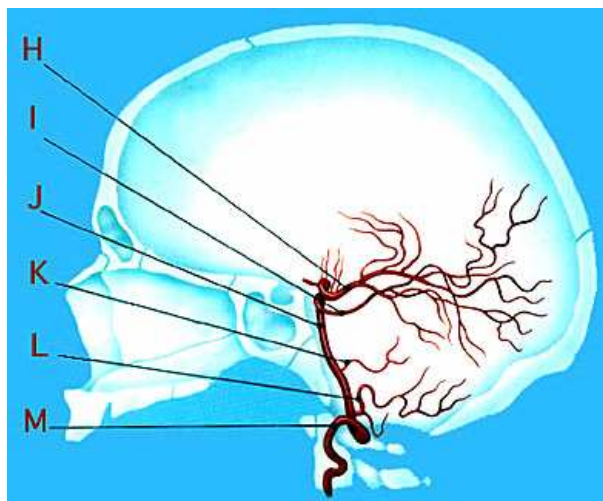


Vertebral Artery System

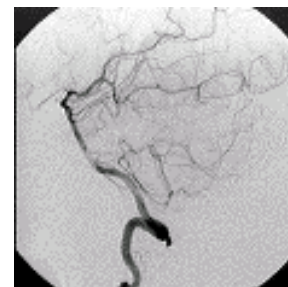
A-P projekce

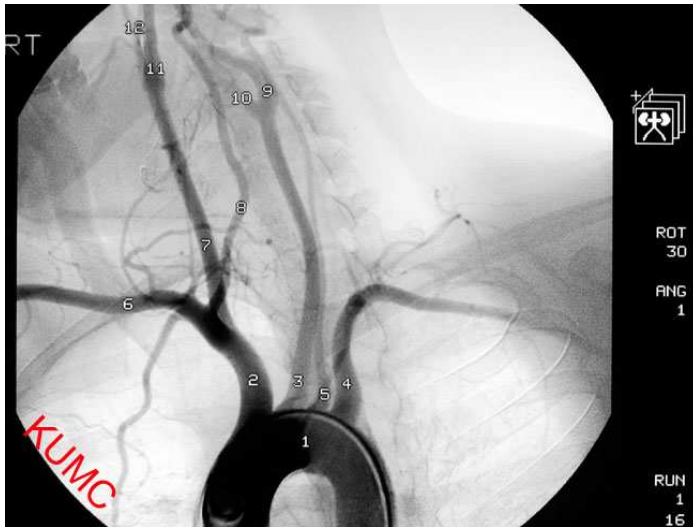


Laterální projekce



- H. Posterior Cerebral Artery
- I. Superior Cerebellar Artery
- J. Basilar Artery
- K. Antero-inferior Cerebellar Artery
- L. Postero-inferior Cerebellar Artery
- M. Vertebral Artery





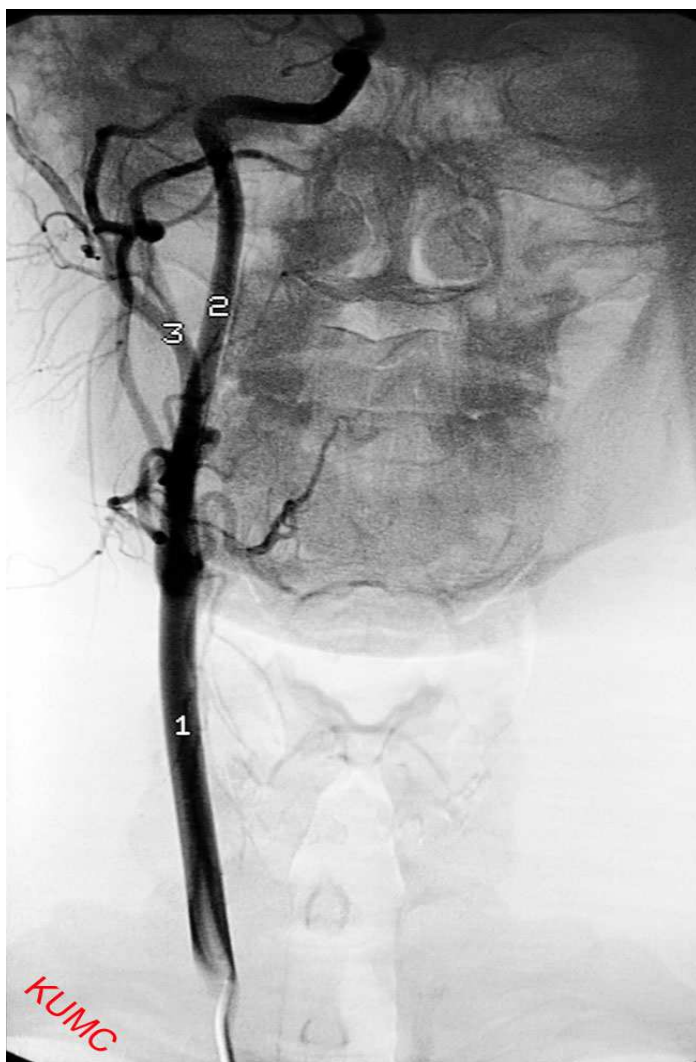
Obr. an_1: Větvení hrudní aorty

1. arcus aortae
2. truncus brachiocephalicus
3. a. carotis comunnis l. sin.
4. a. subclavia l. sin.
5. arteria vertebralis l. sin.
6. a. subclavia l. dex.
7. a. carotis comunnis l. dex.
8. a. vertebralis l. dex.
9. a. carotis interna l. sin.
10. a. carotis externa l. sin.
11. a. carotis interna l. dex.
12. a. carotis externa l. dex.



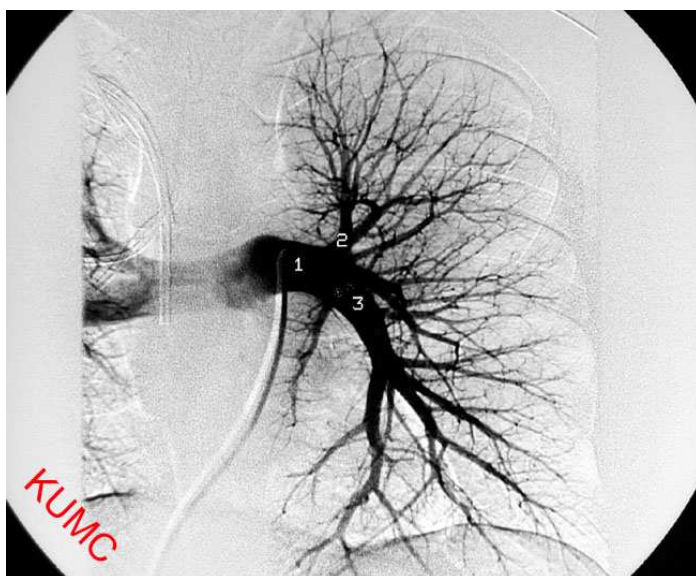
Obr. an_2 : Arcus aortae

1. arcus aortae
2. truncus brachiocephalicus
3. a. carotis comunnis l. sin.
4. a. subclavia l. sin.
5. arteria vertebralis l. sin.
6. a. subclavia l. dex.
7. a. carotis comunnis l. dex.
8. a. vertebralis l. dex.



Obr. an_3: Karotida – LL

1. a. carotis communis l. dex.
2. a. carotis interna l. dex.
3. a. carotis externa l. dex.
4. a. thyroidea superior
5. a. lingualis
6. a. facialis
7. a. occipitalis
8. a. sphenopalatina
9. a. maxilaris

Obr. an_4: a. pulmonalis - arttrteri-
ální fáze

1. Left pulmonary artery
2. Left superior lobe artery
3. Left inferior lobe artery



Obr. an_5: Karotida – RL

1. a. carotis externa l. dex.
2. a. carotis interna l. dex.
3. a. carotis externa l. dex.



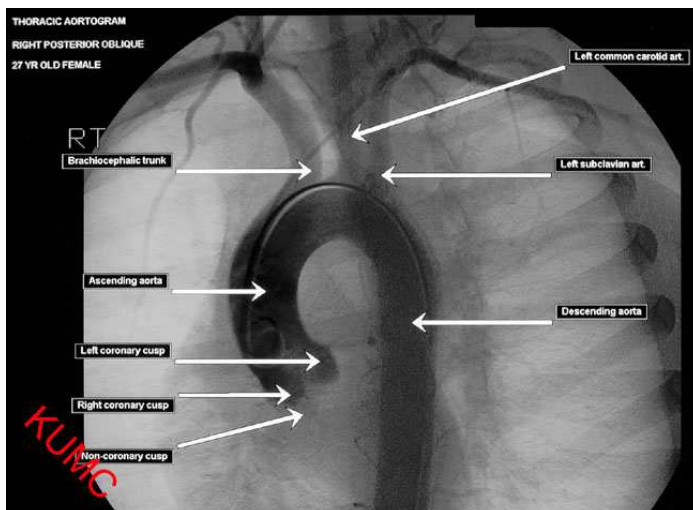
Obr. an_6: Arteria pulmonalis

1. Left pulmonary artery
2. Left superior lobe artery
3. Left inferior lobe artery



Obr. an_7: a. pulmonalis - venózní fáze

1. Left atrium
2. Left superior pulmonary vein
3. Left inferior pulmonary vein



Obr. an_8: Hrudní aorta

- a. carotis comunnis l. sin.
- trunchus brachiocephalicus
- a. subclavia l. sin.
- aorta ascendent
- aorta descendent
- l. koronální hrot
- pr. koronální hrot
- Non- coronary cusp



Obr. an_9: Aortální oblouk

1. arcus aortae
2. a. brachiocephalica
3. a. carotis comunnis l. sin.
4. a. subclavia l. sin.
5. a. subclavia l. dex.
6. a. carotis comunnis l. dex.
7. a. vertebralis l. dex.
8. a. vertebralis l. sin.



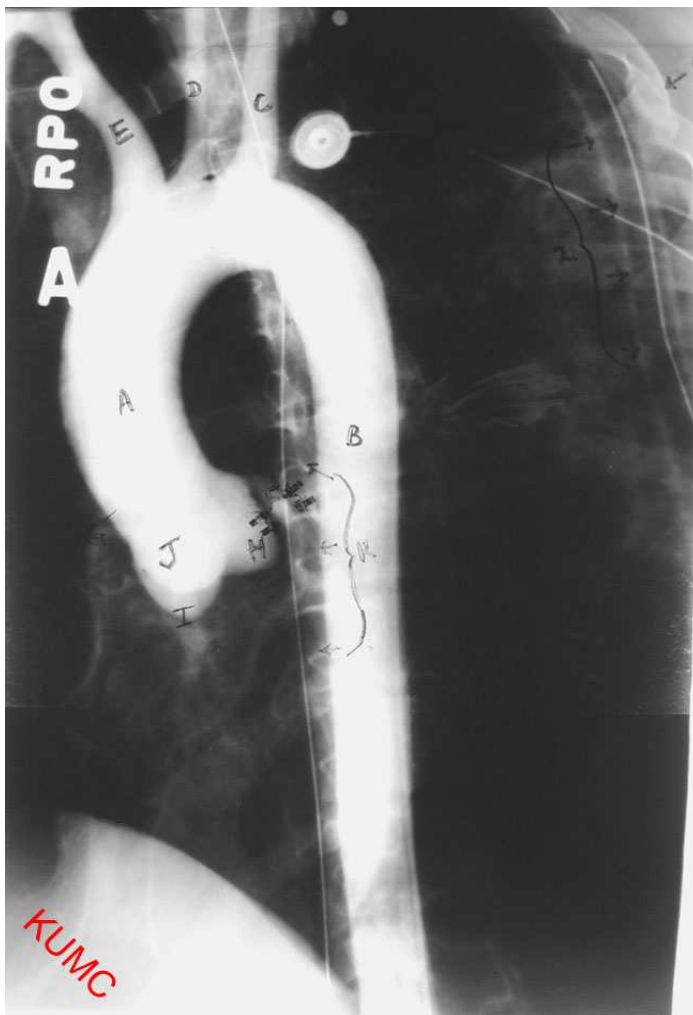
Obr. an_10: Aortální oblouk

1. arcus aortae
2. a. brachiocephalica
3. a. carotis comunnis l. sin.
4. a. subclavia l. sin.
5. a. subclavia l. dex.
6. Right internal thoracic artery (internal mammary artery)
7. Right common carotid artery
8. Right vertebral artery
9. Left vertebral artery
10. Thyrocervical trunk
11. Inferior thyroid artery
12. Suprascapular artery
13. Transverse cervical artery



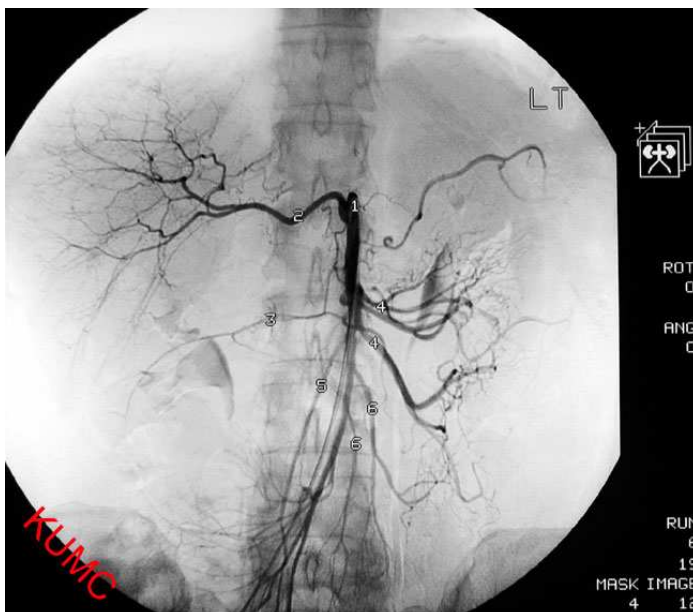
Obr. an_11: Hrudní aorta

- A. a. subclavia l. sin.
- B. a. carotis communis l. sin.
- C. a. brachiocephalica
- D. Pig tail katetr
- E. aorta descendens - katetr
- G. a. intercostalis
- H. Pseudoaneurysma



Obr. an_12: Hrudní aorta

1. fraktura žebra
2. Chest tube in left pleural space:
 - A. aorta ascendent
 - B. aorta descendent
 - C. a. subclavian l. sin.
 - D. a. carotis communis l. sin.
 - E. a. brachiocephalica
 - F. a. coronaria l. sin.
 - G. a. coronaria l. dex.
 - H. l. aortální hrot
 - I. aortální hrot - posterior
 - J. pr. aortální hrot
 - K. a. intercostalis



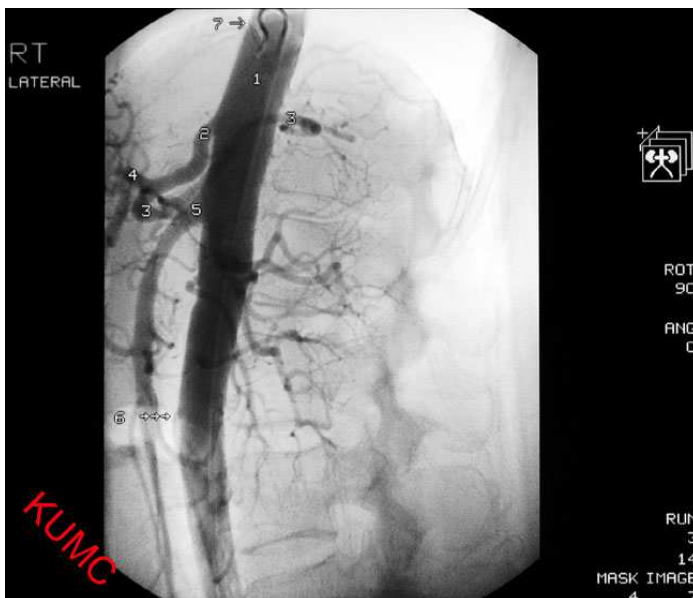
Obr. an_13: Coeliaca

1. a. mezenterica superior (SMA)
2. přemístěná a. hepatic l. dex.
3. a. colic l. dex.
4. a. jejunalis
5. ileocolic artery
6. Ileal (intestinal) arteries



Obr. an_14: Coeliaka

1. truncus coeliacus
2. a. pancreatica
3. a. hepatica communis
4. a. gastroduodenalis
5. a. gastrica l. dex.
6. a. hepatica l. sin.
7. a. pancreaticoduodenalis
8. a. gastrica l. dex.
9. a. gastroepiploica l. dex.



Obr. an_15: Abdominální aorta – LL

1. aorta abdominalis
2. truncus coeliacus
3. a. pancreatica
4. a. hepatica communis
5. a. mezenterica superior
6. a. mesenteric inferior
7. kateter v lumen aorty



Obr. an_16: Abdominální aorta – AP

1. aorta abdominalis
2. a. pancreatica
3. a. hepatica communis
4. a. renalis l. sin.
5. a. renalis l. dex.
6. přídatná a. renalis l. dex.
7. a. hepatica l. dex.
8. a. mesenterica inferior
9. a. iliaca l. sin
10. a. iliaca l. dex.
11. kateter v lumen aorty



Obr. an_17: Coeliaka

1. a. coeliaca (trunchus)
2. a. gastric l. sin.
3. a. hepatic communis
4. a. pancreatica
5. a. hepatica
6. a. hepatica l. sin.
7. a. hepatica l. dex.
8. a. gastroduodenalis
9. a. gastroepiploica l. dex.



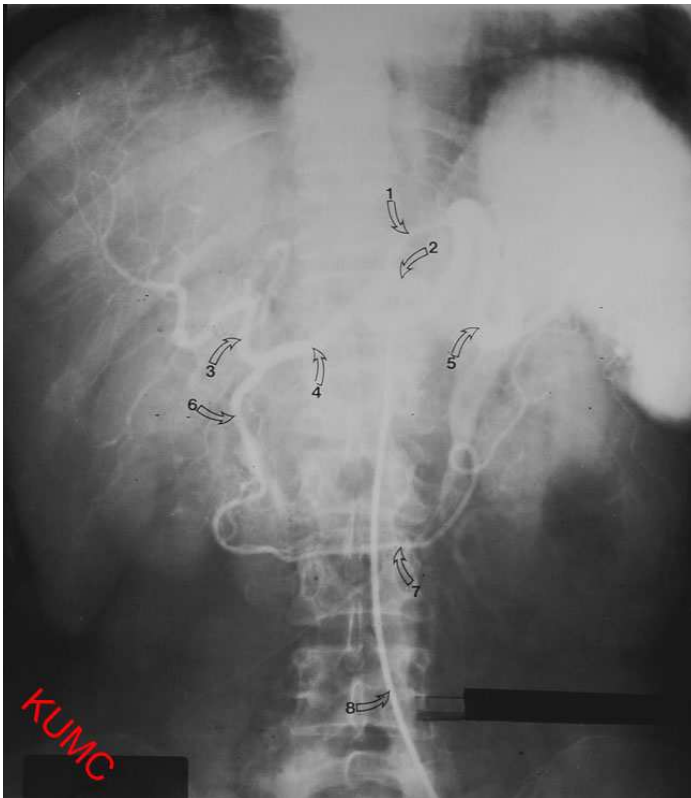
Obr. an_18: Abdiminální aorta

1. aorta abdominalis
2. a. renalis l. dex.
3. a. renalis l. sin.
4. a. lumbalis
5. kateter v lumen aorty
6. a. mesenterica inferior
7. a. iliaca communis l. dex.
8. a. iliaca communis l. sin.
9. a. sacralis medialis
10. a. iliaca externa l. dex.
11. a. iliaca interna l. dex.
12. a. iliaca interna l. sin.
13. a. iliaca externa l. sin.
14. a. rectalis superior



Obr. an_19: Abdominální aorta

1. a. renalis l. dex.
2. a. renalis l. sin.
3. aorta abdominalis
4. aa. lumbales
5. a. mezenterica inferior
6. a. iliaca commis l. dex.
7. a. iliaca communis l. sin.
8. a. iliaca externa l. dex.
9. a. iliaca interna l. dex.
10. a. iliaca interna l. sin.
11. a. iliaca externa l. sin.
12. a. rectalis superior



Obr. an_20: Coeliaka

1. a. gastrica l. sin.
2. a. celiaca
3. a. hepatica
4. a. hepatica communis
5. a. pancreatica
6. a. gastroduodenalis
7. a. gastroepiploica l. dex.
8. kateter



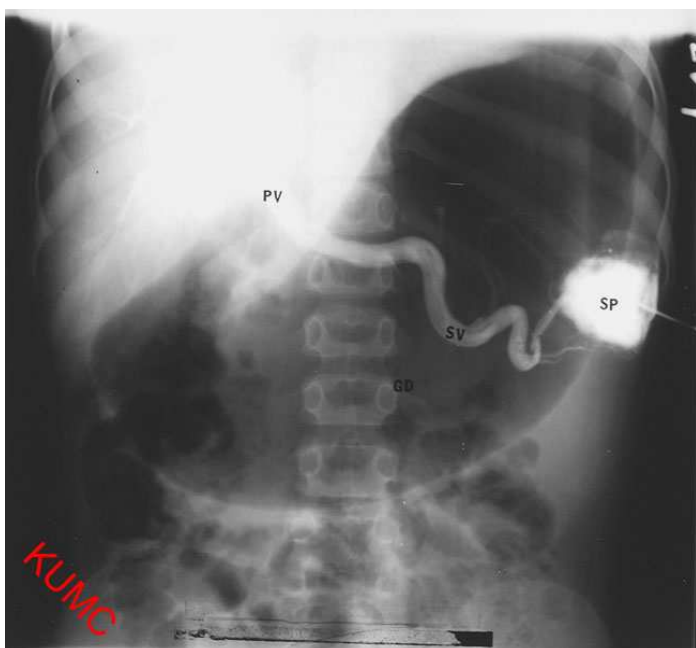
Obr. an_21: a. mezenterica superior

- A. a. collica media
- B. a. mezenterica superior (SMA)
- C. přemístěná a. hepatica l. dex.
- D. processus spinous L1
- E. a. colica l. dex.
- F. a. mezenterica superior (SMA)
- G. a. ileocolica
- H. aa. intestinales
- I. aa. intestinalis jejunalis



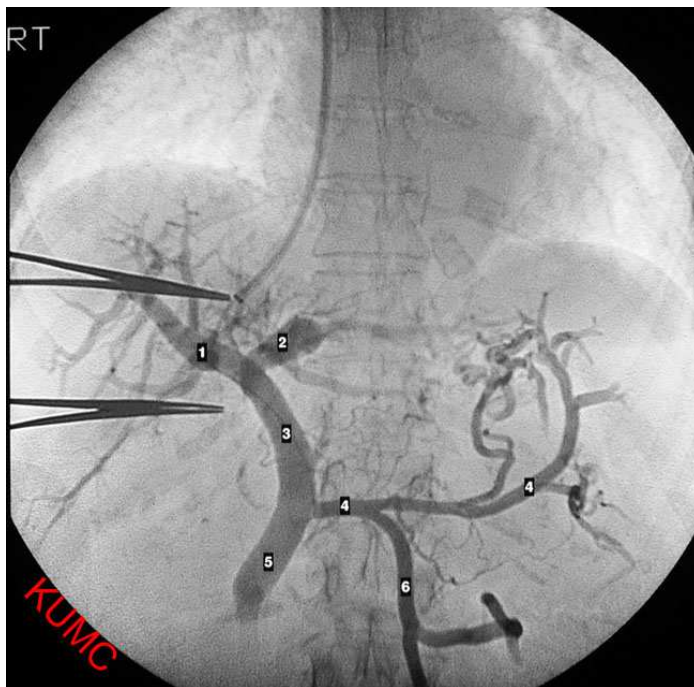
Obr. an_22: Coeliaka

1. truncus coeliacus
2. a. pancreatica
3. pancreas
4. a. gastrica l. sin.
5. a. hepatica communis
6. a. hepatica
7. a. gastroduodenalis
8. a. pancreaticoduodenalis
9. a. gastroepiploica l. dex.
10. a. gastroepiploica l. sin.
11. kateter



Obr. an_23: Splenoportogram

- PV. v. portalis
SP. slezina
SV. v. pancreatica



Obr. an_24: Portální venogram

1. v. portae l. dex.
2. v. portae l. sin.
3. v. portae l. major
4. v. pancreatica
5. v. mezenterica superior
6. v. mezenterica inferior



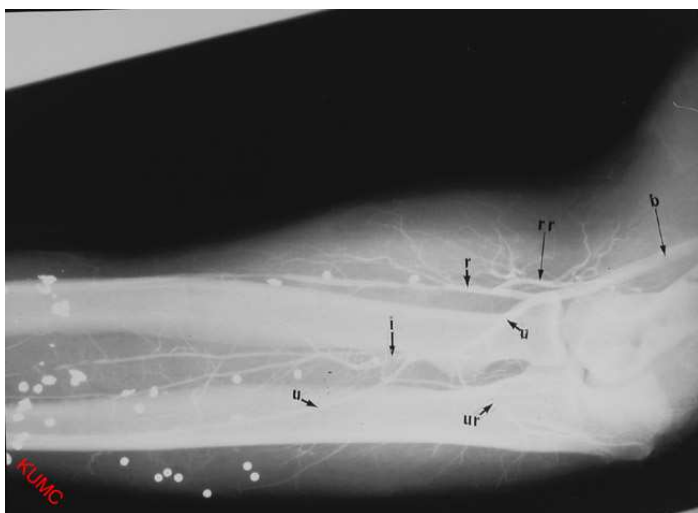
Obr. an_25:

1. a. mezenterica inferior
2. a. coeliaca medialis
3. a. coelica l. dex
4. a. jejunalis
5. a. ileocolica
6. a. marginalis
7. Colic branch of ileocolic artery
8. Ileal branch of ileocolic artery
9. Ileal arteries



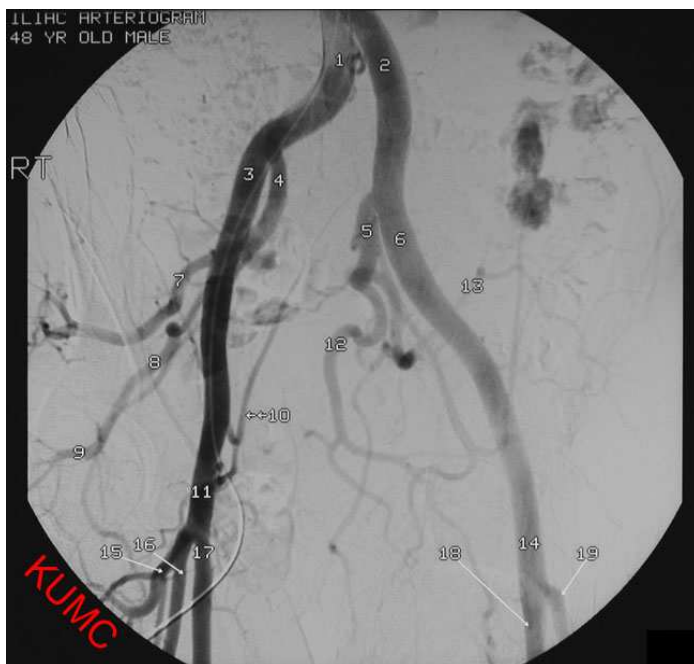
Obr. an_26: Iliaca

1. a. iliaca communis l. dex.
2. a. iliaca communis l. sin.
3. a. iliaca externa l. dex.
4. a. iliaca interna l. dex.
5. a. iliaca interna iliaca artery l. sin.
6. a. iliaca externa
7. Anterior část a. iliaca interna l. dex
8. a. glutea superior l. dex.
9. a. glutea superior l. sin.
10. a. glutea inferior l. dex.
11. Anterior část a. iliaca interna l. sin.
12. a. glutea inferior l. dex.
13. a. epigastrica inferior l. dex.
14. a. epigastrica inferior l. sin.
15. a. pudenda interna l. sin.
16. a. femoralis l. dex. (a. femoralis communis)
17. a. femoralis l. sin. (a. femoralis superficialis)
18. a. profunda femoris l. sin.
19. a. femoralis l. sin. (také známá jako a. femoralis superficialis)



Obr. an_27: Arterie HK

- b. a. brachialis
- i. a. interosseus
- r. a. radialis
- rr. přímá a radialis
- u. a. ulnaris
- ur. přímá a. ulnaris (posterior)



Obr. an_28: Iliaca

1. a. iliaca communis l. dex.
2. a. iliaca communis l. sin.
3. a. iliaca externa l. dex.
4. a. iliaca interna l. dex.
5. a. iliaca interna l. sin.
6. a. iliaca externa l. sin.
7. a. glutea superior l. dex.
8. anterior část a. iliaca interna l. dex.
9. a. a. glutea inferior l. dex.
10. a. epigastrica inferior l. dex.
11. a. femoralis (communis) l. dex.
12. anterior část a. iliaca interna l. sin.
13. a. glutea superior l. sin.
14. a. femoralis (communis) l. sin.
15. a. circumflexa femoralis lateralis l. dex.
16. a. profunda femoris l. dex.
17. a. femoralis l. dex. (také známá jako a. femoralis superficialis)
18. a. femoralis l. sin. (také známá jako a. femoralis superficialis)
19. a. profunda femoris l. sin.



Obr. an_29: Arterie PHK

1. a. axillaris
2. a. thoracoacromialis
3. pectorální větev a. thoracoacromialis
4. a. thoracica lateralis
5. a. subscapularis
6. a. circumflexa scapularis
7. a. thoracodorsalis
8. a. circumflexa humeralis
9. a. circumflexa humeralis posterior
10. a. brachialis



Obr. an_30: Arterie LHK

1. a. brachialis
2. Profunda brachii
3. muscular větve a. brachialis



Obr. an_31: Arterie PHK

1. a. axillaris
2. a. thoracoacromialis
3. Pectoral branch of thoracoacromial artery
4. a. thoracica lateralis
5. a. suprascapularis
6. a. circumflexa scapularis
7. a. thoracodorsal
8. a. circumflexa humeralis anterior
9. a. circumflex humera posterior
10. a. brachialis



Obr. an_32: Arterie DK

1. a. iliaca externa l. dex.
2. a. iliaca externa l. sin.
3. a. epigastrica inferior l. dex.
4. a. epigastrica inferior l. sin.
5. a. femoralis (communis) l. dex.
6. a. femoralis (communis) l. sin.
7. a. circumflexa femoris medialis l. sin.
8. a. circumflexa femoris lateralis l. dex.
9. ascendentní větev a. circumflexa femoris lateralis
10. transversální větev a. circumflexa femoris lateralis
11. descendentní větev a. circumflexa femoris lateralis
12. a. profunda femoris l. dex.
13. a. femoralis (superficialis) l. dex.
14. a. circumflexa femoris lateralis l. sin.
15. a. profunda femoris l. sin.
16. a. femoralis (superficialis) l. sin.



Obr. an_33: Arterie DK

1. a. poplitea
2. a. tibialis anterior
3. a. tibialis posterior
4. Peroneal artery



Obr. an_34: Arterie LDK

1. a. femoralis (communis) l. sin.
2. a. femoralis (superficialis) l. sin.
3. a. profunda femoris l. sin.
4. a. circumflex femoral lateralis l. sin.
5. ascendentní větev a. circumflex femoral lateralis l. sin.
6. descendentní větev a. circumflex femoral lateralis l. sin.
7. a. a. circumflex femoralis medialis l. sin.
8. 1. perforovaná a.

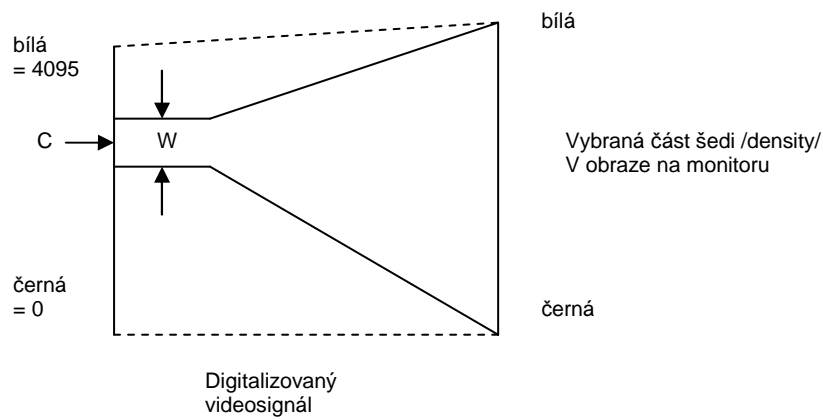


Obr. an_35: Arterie DK

1. a. poplitea
2. Muscular branches
3. a. genus lateralis superior
4. a. genus medial superior
5. a. genus lateralis medialis
6. a. genus lateralis inferior
7. aa. surales

9. Přílohy

Obrazová příloha

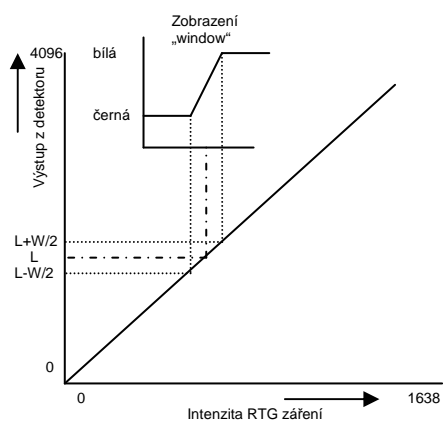


Obr. 1

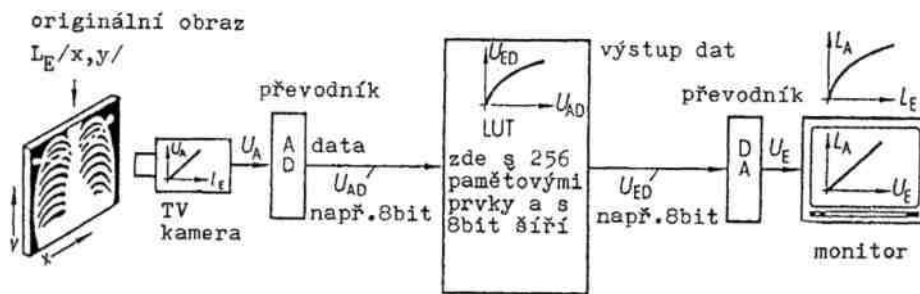
Obr. 1: Stupeň „0“ odpovídá „černé“ stupeň „4095“ odpovídá „bílé“, tím je dáno rozlišení na nízkém kontrastu podle našeho příkladu na obr. 2 je

$C + W/2$... bílá, kde C je střed okna a W šíře okna

$C - W/2$... černá

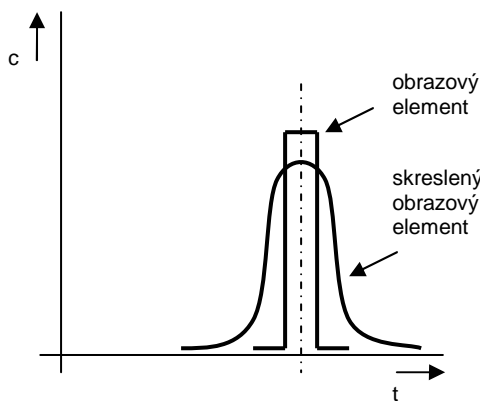


Obr. 2



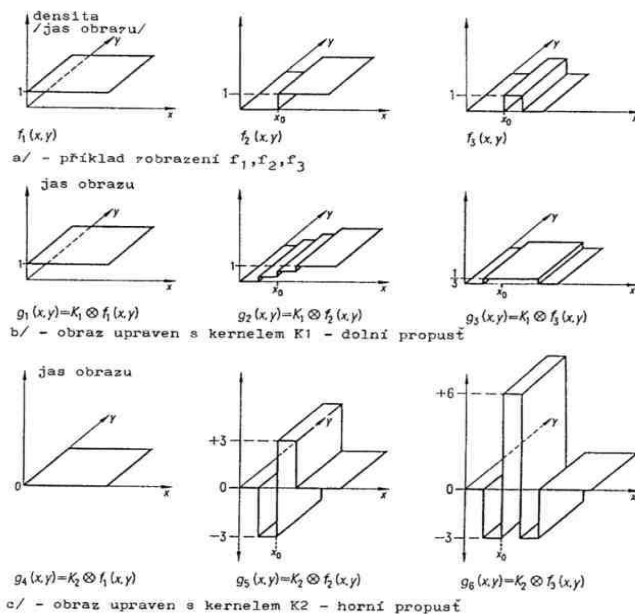
Obr. 3

Obr. 3: Ovlivnění přenosové charakteristiky prostřednictvím LUT.



Obr. 4

Obr. 4: Ukazuje na tento problém. Při zobrazení obrazového elementu dochází podél obrazové cesty k jeho zkreslení, a tím ke snížení (nebo znehodnocení) rozlišovací schopnosti na vysokém kontrastu.



Obr. 5

Na obr. 5 je schematicky znázorněno ve zjednodušené formě funkce obou číslicových filtrů.

V první řádce je příklad změny denzity v obraze.

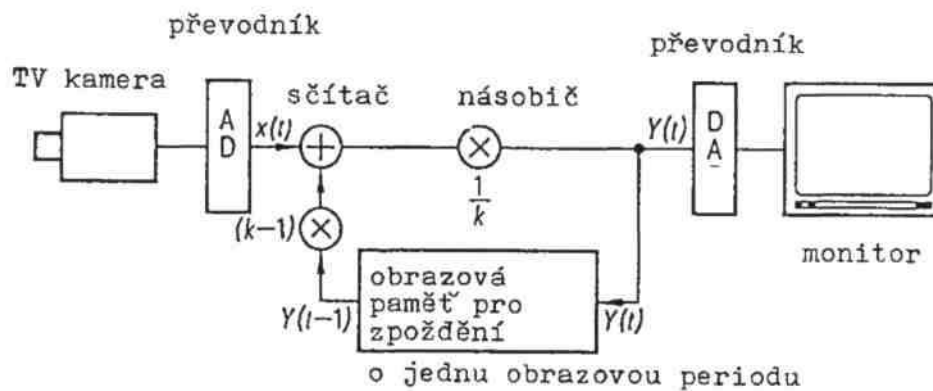
V druhé řádce je ukázka obrazu po průchodu dolnoproustným filtrem.

V třetí řádce je ukázka obrazu po průchodu hornoproustným filtrem.

V prvním sloupci je ukázka, co udělají filtry s místem v obraze, kde je konstantní šed', (denzita).

V druhém sloupci je totéž, ale s jednotkovým skokem denzity v obraze.

V třetím sloupci je zobrazen signál odpovídající obrazovému elementu.



Obr. 6

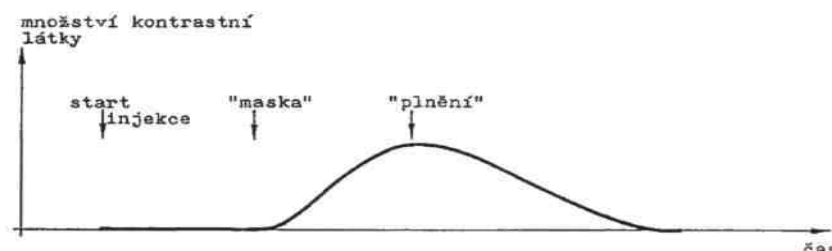
Obr. 6: Představa o rekurzivní střední obrazové hodnotě.

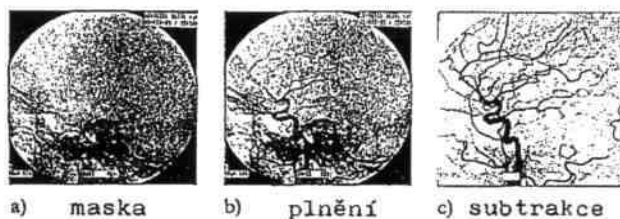
Pro toto schéma platí věta:

$$Y(t) = 1/k * [x(t) + (k-1) * Y(t-1)]$$

a kde výrazem $[Y(t-1) \dots Y(t-n)]$ je vyjádřen počet nasčítaných obrazů

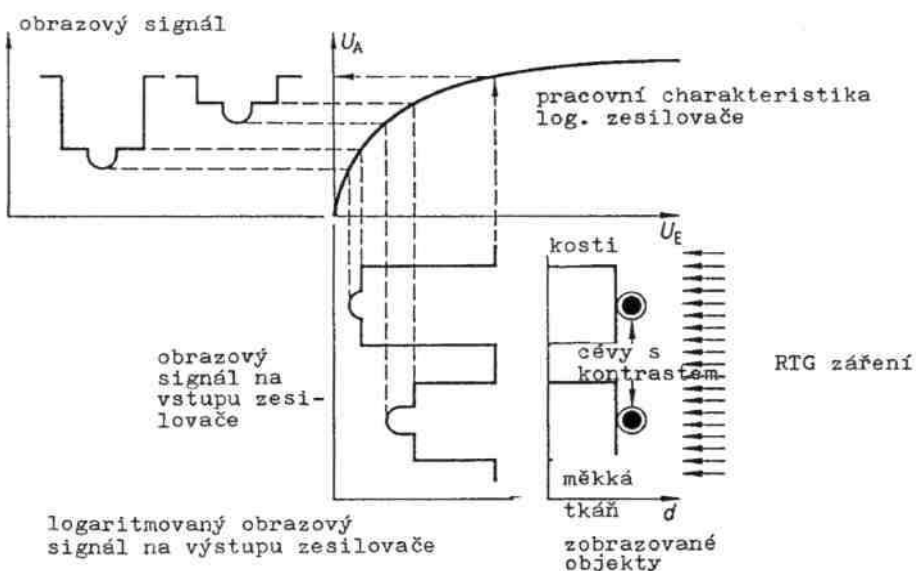
Koeficient k mimo jiné kompenzuje pohybové jevy scény v obraze během načítání jednotlivých obrazů.



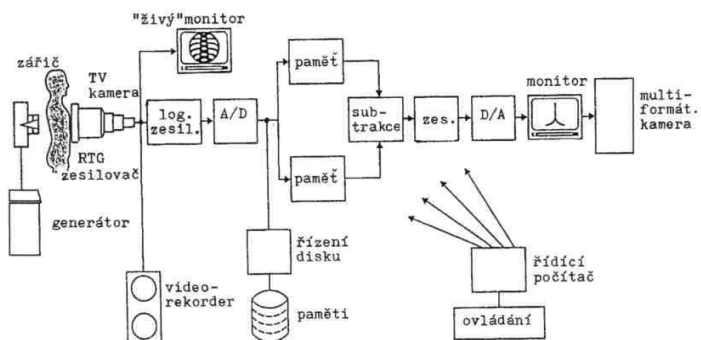


Obr. 7

Obr. 7: - časový průběh koncentrace kontrastní látky během „masky“, plnění a subtrakce.

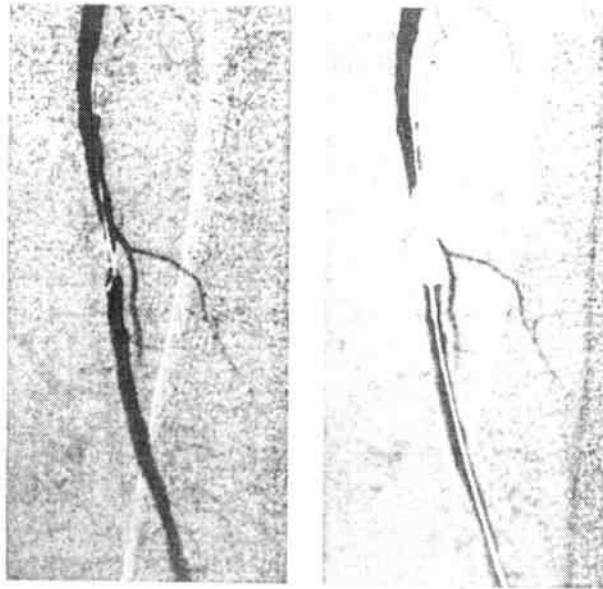


Obr. 8



Obr. 9

Obr. 9: Princip systému DSA se dvěma paměťmi.



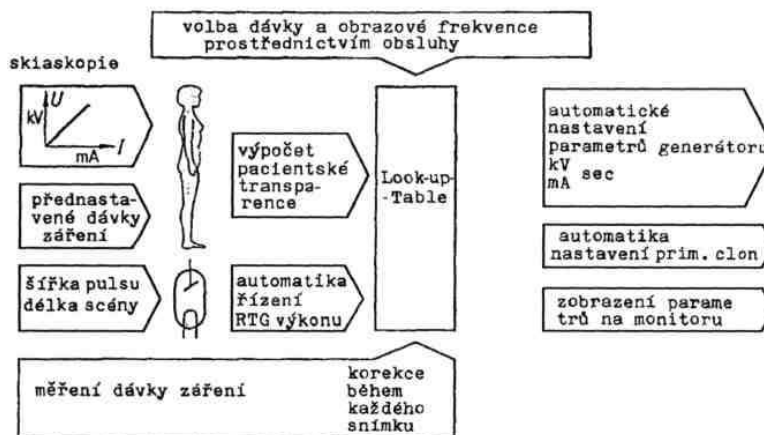
Obr. 10

Obr. 10: Road-Mapping - na pravém obrázku je katétr zřetelně vidět.



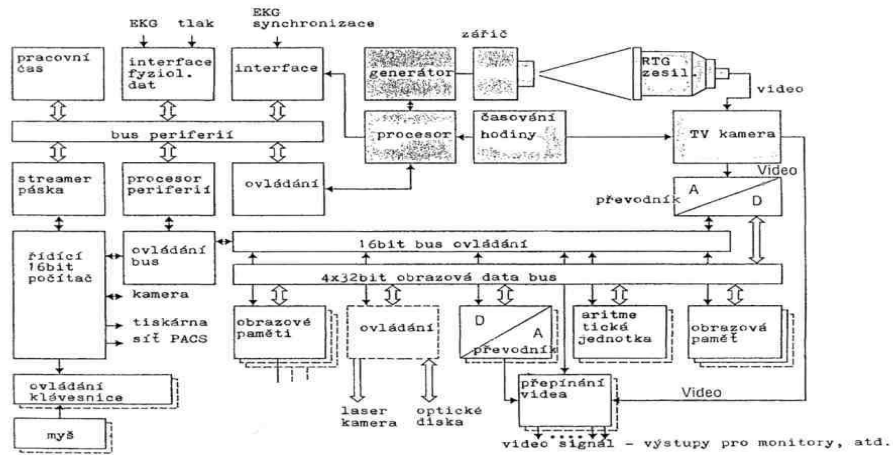
Obr. 11

Obr. 11: Tlaková stříkačka s kontrastní náplní pro nástřik cév.



Obr. 12

Obr. 12: Funkční schéma systému ovládání expoziční automatiky.



Obr.13

Obr. 13: Základní blokové schéma angiosystému



Obr. 14

Obr. 14: Typ angiozařízení. Montáž C-ramene a stolu na podlaze.

Obr. 15

Obr. 15: Typ angiozařízení



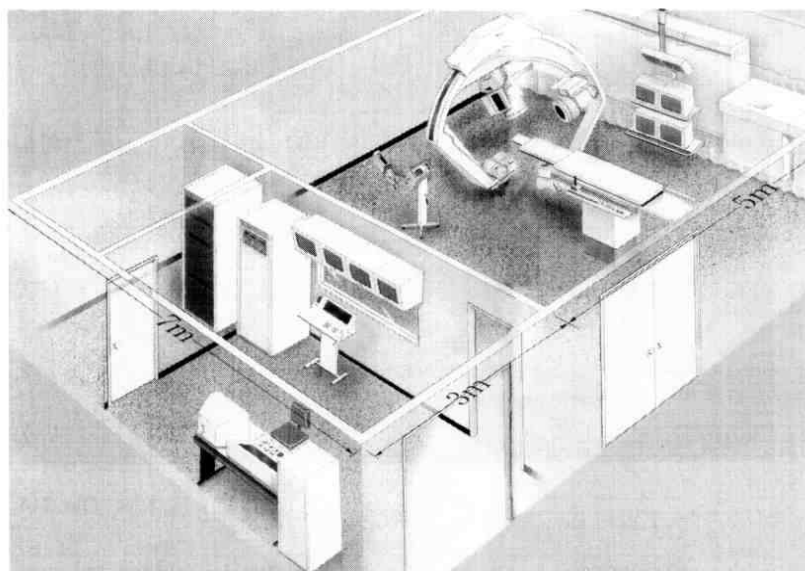
Obr. 16

Obr. 16: Typ angiozařízení



Obr. 17

Obr. 17: Ukazuje tzv. „bi-plane" systém, tj. možnost současného zobrazení cév v rovinách na sobě kolmých, nebo v jiném úhlu.

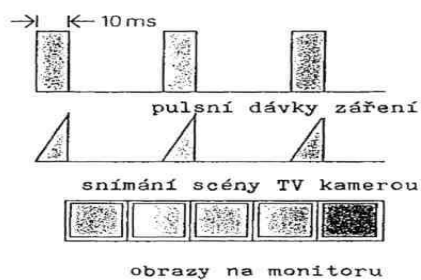


Obr. 18

Obr. 18: Velmi důležitá je volnost pohybů C-ramene a vyšetřovacího stolu vůči sobě navzájem a vůči obsluze pacienta.

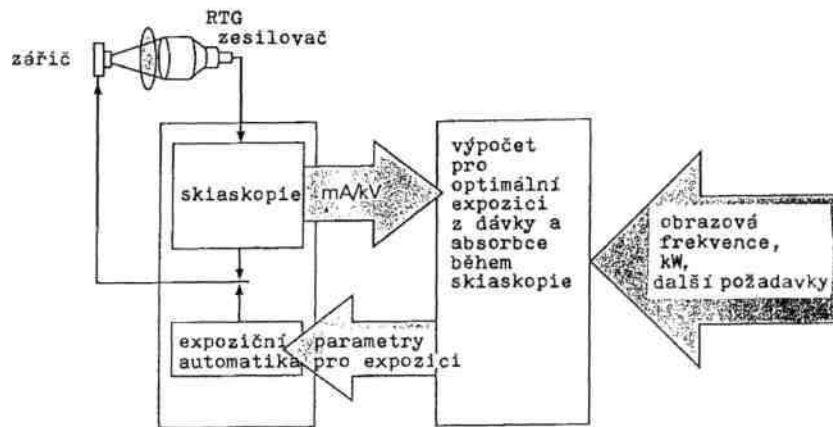


Obr. 19

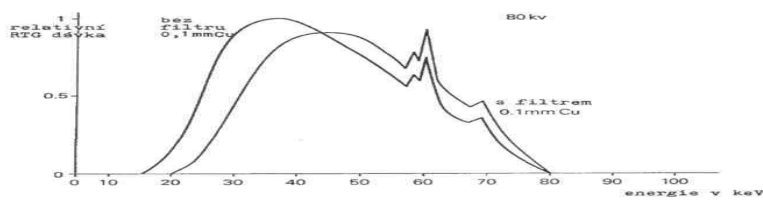


Obr. 20

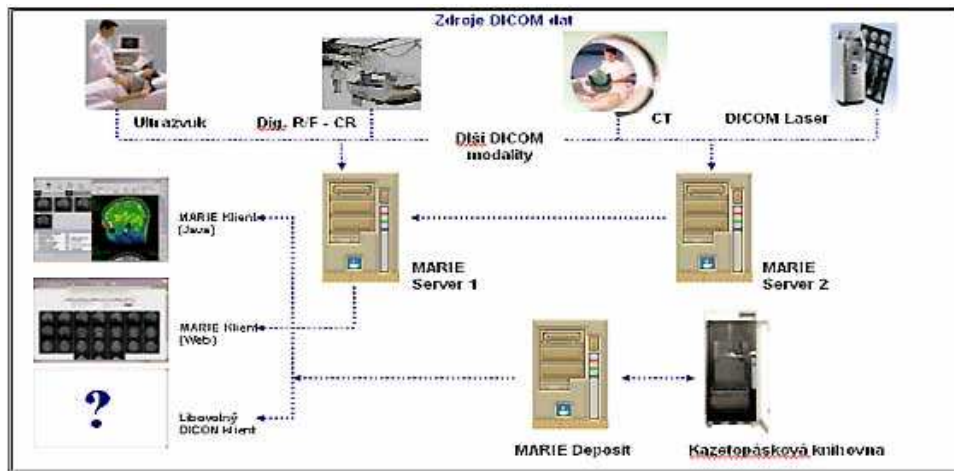
Obr. 20: Potřebný počet obrázků/s je dán typem vyšetření, např. minimálně 25 obr./s pro koronarografii dospělých pacientů.



Obr. 21



Obr. 22



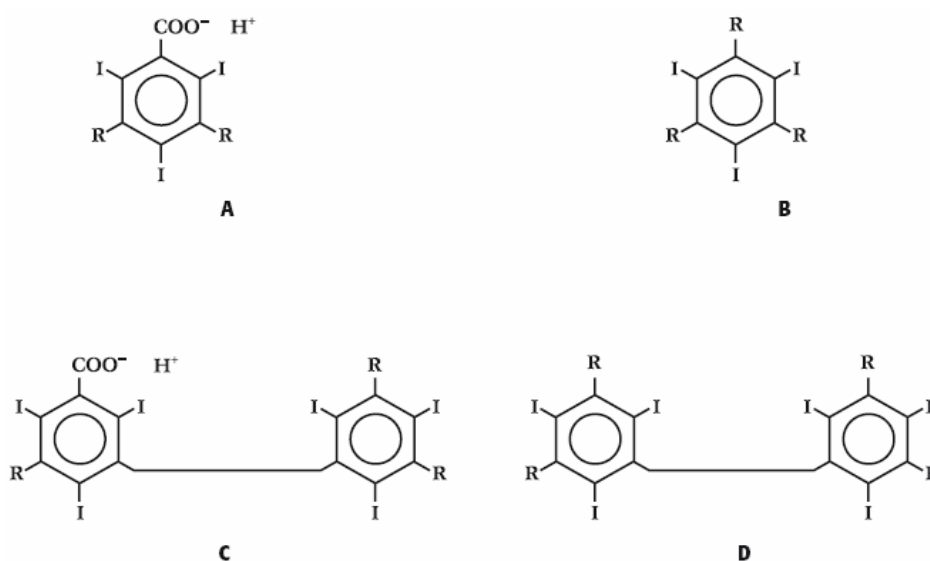
Obr. 23

ANATOMIE



Obr. 24

Obr. 24: Automatická tlaková stříkačka od firmy AVM technics.



Obr. 25

Obr. 25:

A – schéma chemického vzorce iontového monomeru (3 atomy jódu na 2 osmoticky aktivní částice)

B – neiontový monomer (3 atomy jódu na osmoticky aktivní 1 částici)

C – iontový dimer (6 atomů jódu na 2 osmoticky aktivní částice)

D – neiontový dimer (6 atomů jódu na 1 osmoticky aktivní částici)

(R – různé nedisociující organické skupiny)