

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

Bakalárska práca

**Radiačná záťaž u pacienta a možnosti jej zníženia pri perkutánných
koronárnych výkonoch**

9.mája 2008

**Miroslava Kvasnicová
vedúci práce: MUDr. Peter Blaško**

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som bakalársku prácu na tému: „Radičná záťaž u pacienta a možnosti jej redukcie pri perkutánných koronárnych výkonoch“, vykonala samostatne iba s použitím prameňov a literatúry uvedených v zozname citovanej literatúry.

Prehlasujem, že v súlade s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platnom znení súhlasím so zverejnením svojej bakalárskej práce, a to v neskrátenej podobe/v úprave vzniknutej vypustením vyznačených častí archivovaných Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou vo verejnej prístupnej databáze STAG prevádzanej Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jej internetových stránkach.

V Českých Budějovicích

.....

POĎAKOVANIE

Ďakujem vedúcemu práce MUDr. Petrovi Blaškovi, že bol dobrým a trpezlivým poradcom a za jeho cenné rady a pripomienky pri mojom spracovaní bakalárskej práce.

Ďalej by som chcela poďakovať Ing. Kateřine Daníčkovej, ktorá mi pomohla s technickými a praktickými záležitosťami a bola vždy ochotná odpovedať na moje otázky, a tým mi rozšírila vlastné znalosti.

Ešte by som chcela poďakovať ostatným kolegom, ako i lekárom i rádiologickým asistentom za pomoc s mojou bakalárskou prácou a za poskytnutie obrazovej dokumentácie.

ABSTRACT

More than 100 years have passed since physicist W.C.Röntgen discovered X-rays and their use in medicine. Knowledge about their harmful effects led to gradual implementing of protection rules. Attention of experts gradually focused on persons examined or treated by ionizing radiation, as so-called medical exposition represents the most important part of person's irradiation from artificial sources of radiation at all. Definition of medical irradiation was accepted by Act No.18/1997 Coll. (Atomic Act) and extended in novel of the Act (No.13/2002 Coll.). Medical irradiation is not limited but two principles of radiation protection govern – principle of reasoning and principle of optimization.

I focused my attention on radiation load of patients during selective coronarography which still remains gold diagnostic standard for coronary arteries examination. I measured and evaluated the radiation dose of patients at two angiography machines in Teaching Hospital in Motol. They are angiography machines PHILIPS Integris Allura (made in 2002) at Institution of Imaging Methods and PHILIPS Integris HM 3000 (made in 1993) at Cardiovascular Centre for Adults. Some technical parameters of these machines differ, e.g. the size of image amplifier. Since 2003 to 2007 10,087 patients at Cardiovascular Centre for Adults and 7,760 patients at Institution of Imaging Methods were examined by selective coronarography.

I analyse all equipment of angiography work place, including technical of X-ray angiomachine, radiological standards, protection against radiation, requirements for imaging system, parameters impacting the quality of X-ray image, possibilities of lowering radiation load in patients.

Hypothesis is based on idea that radiation load can be lowered by setting suitable exposition parameters and collimators.

Methodology consists of measurements of exposition dose in 100 patients at Institution of Imaging Methods and at Cardiovascular Centre. I compare the dose at both work places on the base of different size of image amplifier, different frequency of scanning and advert to different dose in different projection. Other part consists of mea-

surements on phantoms, in which I compare the dose acquired in patients. I watch further parameters impacting the level of radiation load. Acquired results are mutually compared and statistically elaborated and valuated by χ^2 -test. Evaluated data can serve for creating of radiologic standards which will contribute to staff education how to manipulate sources of X-ray radiation to make the dose for a patient and for staff as low as possible.

OBSAH

Úvod.....	9
1 Súčasný stav.....	13
1.1 Anatómia srdca a koronárnych tepien.....	13
1.2 Metódy používané na katetrizačnom pracovisku.....	15
1.3 Selektívna koronarografia.....	15
1.4 Komplikácie koronarografie.....	17
1.5 Hodnotenie koronarografických nálezov.....	18
1.6 Projekcie pri koronarografii.....	18
1.7 Individuálne indikované vyšetrenie.....	20
1.8 Prístrojové vybavenie na katetrizačnom sále.....	21
1.9 Rádiologický štandard angiografických prístrojov.....	23
1.10 Katetrizačné pracovisko.....	24
1.11 Požiadavky na technické vybavenie pracoviska.....	27
1.12 Požiadavky na zobrazovací systém.....	33
1.13 Technické požiadavky na angiografický systém.....	36
1.14 Faktory ovplyvňujúce radiačnú záťaž.....	37
1.15 Používané dozimetrické veličiny.....	39
2 Cieľ práce a hypotézy.....	42
3 Popis metodiky.....	43
4 Výsledky.....	48
5 Diskusia.....	59
6 Záver.....	62
7 Zoznam použitej literatúry.....	64
8 Kľúčové slová.....	65

ZOZNAM SKRATIEK:

ACD- arteria coronaria dextra

ACS- arteria coronaria sinistra

AEC- Automatic Exposure Control

AIM- akútny infarkt myokardu

ALARA- As Low As Reasonably Archivable

ANG- angulácia

APR- Anatomically Programmed Radiography

BAV- balóniková valvuloplastika

BMI- Body Mass Index

CT- Computed Tomography

DAP- Dose Area Product

DICOM- The Digital Imaging and Communications in Medicine

DSS- defekt sieňového septa

EKG- elektrokardiogram

F- female, žena

FN- Fakultná nemocnica

ICRP- International Commission on Radiological Protection

ICHS- ischemická choroba srdečná

KAP- Kerma a Plocha

KZM- Klinika zobrazovacích metód

KK- Kardiovaskulárne centrum pre dospelých

KL- kontrastné látky

LAO- ľavá šikmá projekcia

M- male, muž

MR- magnetická rezonancia

NMR- nukleárna magnetická rezonancia

SID- Source Intensifier Distance

SKG- selektívna koronarografia

PCI- perkutánná koronárna intervencia

PTSMA- perkutánná transkoronárna septálna myokardiálna ablácia

PTMV- perkutánná transluminálna mitrálna valvuloplastika

RAO- pravá šikmá projekcia

RCX- ramus circumflexus

RIA- ramus interventricularis anterior

ROT- rotácia

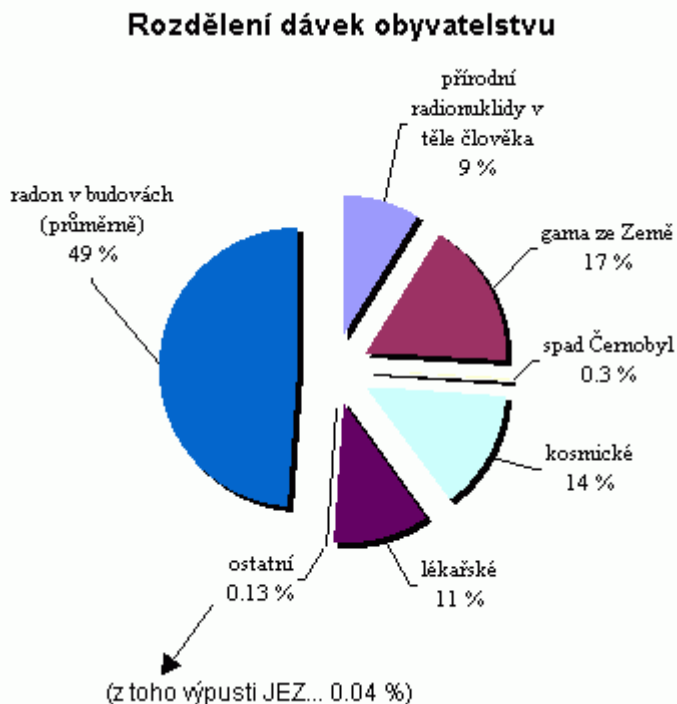
RTG- röntgenový, röntgen

UZ- ultrazvuk

ZO- veľkosť zosilňovača obrazu

ÚVOD

Uplynulo už viac ako 100 rokov od objavenia X lúčov fyzikom W. C. Röntgenom a od ich použitia v lekárstve. Poznatky o ich škodlivých účinkoch viedli k postupnému zavádzaniu pravidiel ochrany. Spočiatku bola venovaná pozornosť hlavne ochrane zdravotníckych pracovníkov. Postupom času sa pozornosť odborníkov v ochrane pred žiarením sústredila na ochranu osôb liečených alebo vyšetrovaných ionizujúcim žiarením, pretože táto tzv. **lekárska expozícia** predstavuje najvýznamnejší podiel ožiarenia človeka z umelých zdrojov žiarenia vôbec.



Lekárska expozícia je definovaná ako vystavenie pacientov ionizujúcemu žiareniu v rámci ich lekárskeho vyšetrenia alebo liečby. Od štyridsiatich rokov bola vydaná rada publikácií, ktoré sa problematikou znižovania lekárskej expozície zaoberajú. Základnú rolu v týchto snahách náleží Medzinárodnej komisii pre rádiologickú ochranu (ICRP), ktorá vedľa všeobecných doporučení vydáva i publikácie zamerané na radiačnú ochranu

v lekárstve. V súčasnej dobe sú základné pravidlá k usmerneniu ožiarenia v lekárstve daná odporúčaním ICRP 60. Európska komisia rozpracováva vo svojich smerniciach uvedené pravidlá do podrobností, ktoré musia byť zapracované do legislatívy členských štátov Európskej únie v stanovených termínoch. Definícia lekárskeho ožiarenia bola prijatá zákonom č.18/1997 Sb. (tzv. **atómový zákon**), ktorá bola v súlade s požiadavkami Smernice Európskej Únie 97/43 Euratom o ochrane zdravia osôb v súvislosti s lekárskeým ožiarením, rozšírená v novele atómového zákona (zákon č.13/2002 Sb.) i na prípad ožiarenia fyzických osôb v rámci ich liečebne preventívnej starostlivosti, ďalej na prípad ožiarenia fyzických osôb dobrovoľne zúčastňujúcich sa ožarovania v rámci overovania nových poznatkov alebo metód, ktoré dosiaľ neboli v praxi zavedené a na prípady ožiarenia fyzických osôb na právne účely, ktoré sú stanovené zvláštnym predpisom (trestné právo) alebo na poisťovacie účely ⁽⁹⁾. Dôležitá je povinnosť rešpektovať pri lekárskeých ožiareniach dva zo základných princípov radiačnej ochrany – **princíp zdôvodnenia** a **princíp optimalizácie**. Princípom zdôvodnenia je pri ochrane pacientov uplatňovaná v rámci stanovenia indikácie vyšetrenia. Príloha vyhlášky č. 307/2002 Sb. stanovuje smerné hodnoty, ktoré sú sprievodcom pri posúdení, či aplikované dávky sú optimalizované. Smerné hodnoty pre lekársku expozíciu sú novo zavedeným inštitútom, ktorý má prispieť k usmerňovaniu lekárskej expozície.

Veľkosť absorbovanej dávky v orgánoch pacientov postupujúcich vyšetrenie pomocou ionizujúceho žiarenia je nutná k určení zdravotnej újmy pacienta a k posúdeniu celkového prínosu z vyšetrenia. Prínos musí vždy prevážiť újmu, ďalej by mali byť všetky expozície optimalizované tak, že dávky budú malé tak ako ich je rozumne dosiahnúť (ALARA- As Low As Reasonably Achievable). V rádiodiagnostike princíp ALARA znamená, že záťaž spôsobená vystaveným účinkom žiarenia by mala byť čo najnižšia tak, aby bola ešte získaná dostatočne presná diagnostická informácia ⁽¹⁰⁾.

V súčasnej legislatíve je k posúdeniu celkovej zdravotnej újmy používaná veličina **efektívna dávka E** [Sv]. E je odvodená z dávok absorbovaných v jednotlivých orgánoch a tkanivových váhových faktoroch vyjadrujúcich mieru závažnosti ožiarenia toho ktorého orgánu v celotelovom ožiarení:

$$E = \sum_T w_T H_T$$

w_T je príslušný váhový faktor a H_T je ekvivaletná dávka v orgáne. V prípade energetického rozsahu žiarenia používaného v RTG diagnostike je jej hodnota zhodná so strednou absorbovanou dávkou v orgáne (ICRP 60). Zatiaľ posledné doporučenia tkanivových váhových faktorov je z roku 1995 (ICRP) ⁽¹⁰⁾.

Požiadavky na ochranu pacientov smerujú v konečnom dôsledku ku znižovaniu kolektívnej dávky obyvateľstva. Kolektívnu dávku obyvateľstva samozrejme možno znižovať voľbou vhodných technických parametrov vyšetrenia, t.j. znižovaním individuálnych dávok pri vyšetrení jednotlivého pacienta. Cestou ku znižovaniu populačnej záťaže je však i obmedzenie počtu vykonaných vyšetrení, teda usmerňovanie indikácií k vyšetreniam dôsledným uplatňovaním princípu zdôvodnenia vyšetrenia. ⁽⁶⁾

Ja som zamerala svoju pozornosť na rádiačnú záťaž pacientov pri kardioangiografických výkonoch, pretože pacienti pri nich nie sú chránení pred ionizujúcim žiarením. Tejto problematike sa nevenuje až taká pozornosť ako personálu, ktorý pracuje s ionizujúcim žiarením. Rádiačná záťaž pacientov sa čoraz viac zvyšuje, pretože s rozvojom zdravotníctva a ekonomiky sú prístupnejšie nové vyšetrovacie metódy využívajúce ionizujúce žiarenie. Keďže pracujem i na katetrizačnom pracovisku, kde sa vyšetrujú invazívne koronárne tepny, venujem sa problematike rádiačnej záťaže pacientov pri selektívnej koronarografii a možnosti jej zníženia. Koronarografia zatiaľ stále zostáva „zlatým diagnostickým štandardom“ na zobrazenie koronárnych tepien i napriek rádiačnej záťaži, ktoré toto vyšetrenie prináša.

Vo FN v Motole sú dve katetrizačné sály, ktoré majú angiografické prístroje značky PHILIPS, ktoré majú rozdielny dátum uvedenia do prevádzky a tým i odlišné niektoré technické parametre. Na základe týchto odlišných parametrov porovnávam rádiačnú dávku, ktorú pacient dostane pri koronarografii. Všetkých uvedených meraní a vyšetrení som sa osobne zúčastnila. Merania rádiačnej záťaže pacientov boli prevedené v období 01/2007 až 02/2008. V uvedenom období bolo vykonaných 1.727 koronarografií na Klinike zobrazovacích metód a 2.239 koronarografií v Kardiovaskulárnom centre pre dospelých. Počet koronarografií vo FN v Motole od roku 2003 do roku 2007

bolo vykonaných 7.760 na KZM a 10.087 na KK. Výsledky sú vzájomne porovnávané a vyhodnotené s meraním na fantómoch.

1 Súčasný stav

1.1 Anatómia srdca a koronárnych tepien

Srdce je dutý fibromuskulárny orgán približne kónického tvaru, uložený v hrudníku v strednom mediastíne. Je uložený vo väzivovom vaku, osrdcovníku – **perikarde**. Srdcová stena vytvára štyri srdcové dutiny, a to pravú a ľavú predsieň a pravú a ľavú komoru. Srdcová stena je zložená zo svaloviny srdcovej, **myokardu**, ktorý je najsilnejšou vrstvou steny. Na myokard prilieha tenký **epikard**, ktorý je vnútorným listom srdcového vaku, perikardu. Vnútorná strana srdcovej steny je pokrytá jemnou blanou srdcovej, **endokardom**.

Srdce sa pravidelne kontrahuje s vypudzovaním krvi do obehu od 18. dňa života. Jeho pulzová frekvencia stúpa z 65 na 130 tepov. Hmotnosť u dospelého individua sa pohybuje medzi 250-390 g, v priemere 300 g.

Po stranách srdca ležia pravé a ľavé pľúca, oddelené sú od srdca mediastinálnou pleurou. Miesto vstupu a výstupu veľkých srdcových ciev, **basis cordis**, je uložené za **corpus sterni**. Od bázy smeruje srdce sprava zhora zozadu doľava dolu dopredu za sternálne konce rebier ľavej strany, kde končí zaobleným srdcovým hrotom, **apex cordis**. Pri vonkajšom pohľade na srdce vidíme žliabky oddeľujúce jednotlivé dutiny srdcové. Cirkulárny **sulcus atrioventricularis (coronarius) dexter et sinister** oddeľujú pravú predsieň, **atrium dexterum**, od pravej komory, **ventriculus dexter**, a ľavú predsieň, **atrium sinistrum**, od ľavej komory srdcovej, **ventriculus sinister**. Oba cirkulárne žliabky začínajú po stranách výstupu pľúcnice, **truncus pulmonalis**, z pravej komory. Na prednej a zadnej ploche komôr sú pozdĺžne žliabky, **sulcus interventricularis anterior et posterior**, ktoré sú v mieste medzikomorového septa a ukazujú rozdelenie na pravú a ľavú komoru. Žliabky rozdeľujúce predsieň od komôr a komory od seba nie sú na povrchu týchto častí rozlíšiteľné. Sú totiž miestom, kde je nakumulovaný subepikardiálny tuk, v ktorom prebiehajú hlavné kmene koronárnych ciev. Oblasť, kde sa kríži **sulcus interventricularis posterior** a **sulci coronarii**, sa nazýva **crux cordis**.

Dve vencovité tepny, **arteria coronaria dextra** a **arteria coronaria sinistra**, vyživujú steny srdca. Patria k tepnám muskulárneho typu. Stena tepny sa histologicky skladá z troch vrstiev- intima, media a adventitia.

Koronárne tepny odstupujú z aorty. Pravá tepna, **arteria coronaria dextra (ACD)** odstupuje zo **sinus aortae dexter** najčastejšie v úrovni horného okraja cípu chlopne. Pravá tepna sa na margu vetví na dve tepny:

- **Ramus interventricularis posterior (RIVP)**

- Ramus septalis

- **Ramus posterolateralis dexter (RPLD)**

ACD zásobuje pravú predsieň, časť ľavej predsiene pri interiálnom septe, stenu pravej komory.

Ľavá vencovitá tepna, **arteria coronaria sinistra (ACS)** odstupuje zo **sinus aortae sinister** v úrovni okraja chlopne. Kmeň tepny sa v krátkom priebehu, 0,5-4 cm, vetví na dve hlavné vetvy:

- **Ramus interventricularis anterior (RIA)**

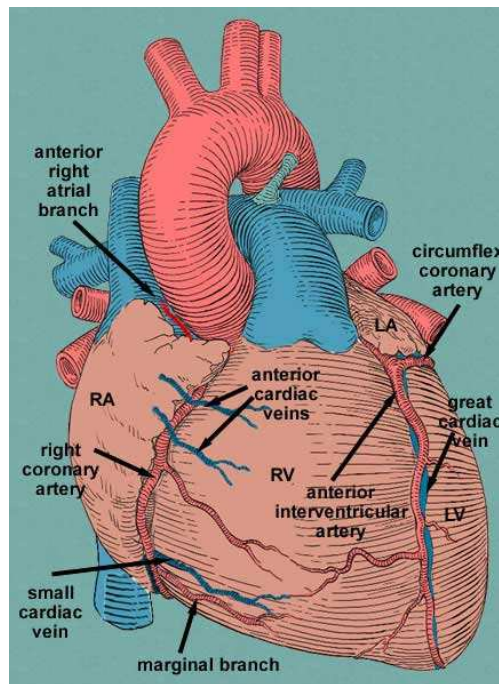
- Ramus diagonalis 1 (RD1)
- Ramus diagonalis 2 (RD2)
- Ramus diagonalis 3 (RD3)
- Ramus septalis

- **Ramus circumflexus (RCX)**

- Ramus marginalis 1 (RMS1)
- Ramus marginalis 2 (RMS2)
- Ramus marginalis 3 (RMS 3)

- **Ramus intermedius (RIM)** – túto tepnu má zhruba 30 % ľudí a nachádza sa medzi tepnami RIA a RCX.

ACS vyživuje stenu ľavej predsiene, k septu priliehajúcu časť pravej predsiene, steny ľavej komory. Súbežne s artériami prebiehajú vény. ⁽¹⁾



Obr.1 Anatomia koronárnych tepien

1.2 Metódy používané na katetrizačnom pracovisku

Invazívne výkony na katetrizačnej sále rozlišujeme na diagnostické a liečebné. Medzi diagnostické metódy patria:

- selektívna koronarografia
- ľavostranná ventrikulografia
- angiografia veľkých ciev

K liečebným metódam patria:

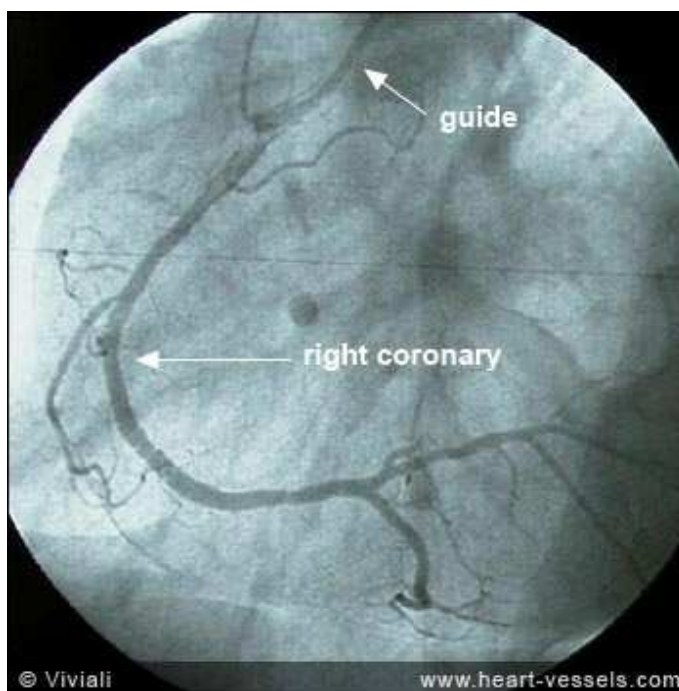
- koronárne intervencie - PCI
- nekoronárne intervencie – BAV, DSS, PTSMA, PTMV

1.3 Selektívna koronarografia

Je to diagnostický postup, kde ide o zobrazenie lúmenu koronárnych tepien vstrekom kontrastnej látky do odstupe týchto tepien. Ide o výkon invazívny, ktorý je prevádzaný buď v rámci komplexného katetrizačného vyšetrenia, alebo samostatne spolu s vyšetrením ľavej komory srdcovej a jej zobrazením ľavostrannou ventrikulografiou. Koronarografia je bežne prevádzaná v lokálnej anestézii, pacient je vhodne preme-

dikovaný. U chorých so známou alergiou je používaná štandardná protialergická príprava kortikosteroidmi a antihistaminikami. Pacienti majú počas výkonu trvalo monitorované EKG, je možnosť kontinuálneho merania krvného tlaku priamo zo zavedených katétrov. Cievky sú najčastejšie zavádzané prístupom z femorálnej tepny, v poslednej dobe sa častejšie využíva prístup cez tepnu radiálnu. Celý výkon prebieha za fluorskopickej kontroly, vstreky kontrastnej látky sú zaznamenané na CD-ROM. Po aplikácii lokálneho anestetika do triesla alebo oblasti radiálnej tepny je Seldingerovou technikou zavádzaná krátka špeciálna cievka - sheat, ktorá má chlopňu zabraňujúcu spätnému krvácaniu, zároveň však umožňuje zavádzanie katétrov a ich výmenu bez krvných strát. Skrz cievku sú potom zavádzané špeciálne koronarografické katétre, ktoré umožňujú relatívne ľahkú sondáž odstupu ľavej a potom i pravej vencovitej tepny. Kontrastná látka je aplikovaná do koronárnych tepien vstrekom z injekčnej striekačky rukou katetrizujúceho lekára.

Katetrizácia je ukončená vytiahnutím sheatu z tepny s okamžitou manuálnou kompresiou v mieste punkcie. Pacient musí po ukončení koronarografického vyšetrenia zostať v kľude na lôžku, doba zotrvania na lôžku závisí na rade faktorov. Patria k nim predovšetkým veľkosť použitého sheatu a farmakoterapia počas výkonu.



Obr.2 Selektívna koronarografia- obraz pravej koronárnej tepny

Indikácie koronarografie:

- ischemická choroba srdcová
- akútny infarkt myokardu
- nestabilná angína pectoris
- chlopňové alebo vrodené srdcové vady
- dilatčná kardiomyopatia
- diabetes mellitus
- po transplantácii srdca
- pred transplantáciou pľúc.

Kontraindikácie koronarografie:

- akútna cievna mozgová príhoda
- ťažké zlyhanie obličiek
- aktívne krvácanie z tráviaceho traktu
- akútne infekcie, horúčka
- ťažká anémia
- ťažká hypertenzia obtiažne kontrolovateľná farmakoterapiou
- závažne ochorenia (neliečiteľná malignita, pečenné zlyhanie)

1.4 Komplikácie koronarografie

Prevažná väčšina chorých, ktorí podstupujú koronarografické vyšetrenie, sú chorí s ICHS, teda s postihnutím vencovitých tepien, často i s postihnutím ľavej komory srdcovej po infarkte myokardu. Prípadné komplikácie vzniknuté počas katetrizačného vyšetrenia preto vo veľkej väčšine súvisia s týmto ochorením. Výskyt komplikácií významne ovplyvňuje kvalita a skúsenosť vyšetrujúceho tímu, vybavenie katetrizačného laboratória a kvalita materiálov, ktoré sú pri vyšetrení používané. Samotné diagnostické vyšetrenie je veľmi bezpečné. Komplikácie je možné rozdeliť do troch základných skupín:

- **kardiálne**- možnosť vzniku AIM, fibrilácia komôr, spazmus koronárnej tepny
- **systemové**- tromboembolické príhody, vzduchová embólia

- **lokálne-** periarteriálny a podkožný hematóm

1.5 Hodnotenie koronarografických nálezov

ICHS je jav, keď na tepnách sú aterosklerotické pláty, ktoré vedú k zužovaniu tepien i k nedostatočnému prekrveniu určitej oblasti myokardu. Oblasť postihnutá aktuálne prebiehajúcou ischemiou (napr. počas záchvatu angíny pectoris či pri infarkte) sa pohybuje horšie ako ostatné „zdravé oblasti“. Rovnako tak sa horšie pohybuje oblasť nekrózy či väzivová jazva po infarkte.

Príčinou týchto porúch je porucha krvného zásobenia ohraničená na povodí zúženej či uzavretej koronárnej tepny. Angiografický obraz získaný vstrekom kontrastnej látky do vencovitých tepien predstavuje záznam o koronárnych postihnutiach. RIA je porucha kinetiky na prednej stene, septe, hrotu a časti bočnej steny. Pri postihnutí RCX je porušená kinetika posterolaterálnej časti ľavej komory, a pri postihnutí ACD postero-septálna časť ľavej komory a komora pravá. ⁽³⁾

1.6 Projekcie pri koronarografii

Selektívnou koronarografiou zobrazujeme koronárne tepny pomocou kontrastnej látky. Používame neionické, nefrotropné kontrastné látky ako sú napr. Omnipaque, Ultravist či Iomeron. Neionické KL sú kvalitnejšie, majú menšie riziko alergických reakcií, ale sú výrazne drahšie ako ionické. ⁽⁷⁾

Technika výkonov na koronárnych tepnách je náročnejšia, nakoľko srdce je rytmický orgán a dochádza k pohybu koronárnych tepien pri snímkaní. Používame frekvenciu 12,5 alebo 25 snímok za sekundu a matice obrazu 1024*1024, alebo 512*512 bodov. Je dobré pred vyšetrením pacienta poučiť o tom, že pri snímkaní je potrebné byť čo najviac nadýchnutý do brucha, aby sa bránica posunula smerom dole, vďaka čomu nebude v obraze tieň pečene a bránice a výrazne sa zníži dávka pacienta. ⁽⁴⁾

Pre dobré angiografické zobrazenie je vzhľadom ku komplexnosti priestorového usporiadania jednotlivých vencovitých tepien používať presne určené rádiografické projekcie. Je nutné, aby rádiologický asistent ovládal anatómiu koronárnych tepien a tak dobre spolupracoval s pokynmi katetrizujúceho lekára.

Vo FN v Motole na katetrizačných sáloch sa pri koronarografii používajú štandardné projekcie, ktoré presne lokalizujú jednotlivé tepny. C- ramenom točíme do strán, pozitívne hodnoty znamenajú rotáciu na ľavú stranu a negatívne na pravú stranu. Angulácia je naklonenie ramena buď kraniálne (záporne hodnoty) alebo kaudálne (pozitívne hodnoty) (viď kap.1.11).

Na zobrazenie **ľavej koronárnej tepny** používame štandardne 6 projekcií:

a) ROT -30, ANG 0

RAO, používa sa na začiatku koronarografie, dobre rozlišujeme tepnu RCX i RIA.

b) ROT -30, ANG -30

RAO natočená kraniálne, výborne rozlíšime RCX a distálne časti tepien.

c) ROT +45, ANG -25

LAO s anguláciou kraniálne, dobre rozlišujeme RIA a jej diagonály. Tejto projekcii sa hovorí poloaxiálna projekcia.

d) ROT +40, ANG +30

LAO, angulácia je kaudálne. Najlepšia projekcia na zobrazenia kmeňa ACS a jej odstupujúcich vetiev RIA a RCX. Táto projekcia má pomenovanie „spider“.

e) ROT +90, ANG 0

Bočná projekcia, na ktorej vidíme RIA v celej jej dĺžke.

f) ROT 0, ANG -35

AP projekcia, angulácia je kraniálne a je to projekcia na RIA.

Na zobrazenie **pravej koronárnej tepny** používame 3 projekcie:

a) ROT +45, ANG 0

LAO, používaná na začiatku zobrazenia ACD.

b) ROT +90, ANG 0

Bočná projekcia, ktorá ukazuje odstup kmeňa a periférie ACD.

c) ROT -45, ANG 0

RAO zobrazuje kmeň ACD až po bifurkáciu.

Podľa pozitívnych alebo nejasných nálezov katetrizujúci odborník dopĺňa presnejšie projekcie zamerané na záujmovú oblasť. Ak na tepnách nie sú žiadne zmeny,

je možné vyšetrenie skrátiť o menej projekcií. Týmto pacienta nevystavujeme ďalšiemu zbytočnému ionizujúcemu žiareniu.

Samozrejmosťou je aj angiografické zobrazovanie prítomných by-passov, na ktoré používame špeciálne katétre.



Obr.3 Projekcia „spider“ s ROT +30 a ANG +40

1.7 Individuálne indikované vyšetrenie

Väčšina vyšetrení s použitím zdroja ionizujúceho žiarenia je vykonaná v súvislosti s určitou chorobou alebo s podozrením na ňu. U koronarografie sú to klinické indikácie (viď kap.1.3). Vyšetrenie smie byť vykonané iba na základe lekárskej indikácie a má pomôcť ku stanoveniu diagnózy alebo k upresneniu liečby. Ak koronarografia preukazuje negatívny nález, vyšetrenie je ukončené a pátra sa po iných príčinách klinických príznakov. Ak je pozitívny nález, pokračuje sa perkutánnou koronárnou intervenciou, t.j. stenóza v tepne je ošetrována balónikom, prípadne i stentom. V prípade ťažkého postihnutia vencovitých tepien je pacient doporučený na kardiochirurgickú operáciu k premosteniu zúžených miest aortokoronárnymi by-passmi.

Lekár musí zvážiť, či prínos ktorý má pacient z vyšetrenia, prevažuje nad rizikom radiačnej záťaže, ktoré vyšetrenie obnáša. V tomto prípade je objektom prínosu ale i rizika vyšetřovaný pacient. Lekár by mal indikovať len také vyšetřenia, ktorých záver

nejakým spôsobom ovplyvní jeho ďalšie rozhodovanie v prospech pacienta. Je potrebné vždy jasne vyplniť žiadanku o vyšetrení s uvedením jeho klinického cieľa. Súčasne by sa lekár mal uistiť o tom, že nutné informácie nie sú dostupné iným spôsobom (napr. echo, záťažový test, EKG, krvné testy a pod.). Správna indikácia vyšetrenia by mala byť v niektorých prípadoch konzultovaná s lekárom, ktorý bude uvedené vyšetrenie vykonávať.

Osobou, ktorá je zodpovedná za aplikáciu lekárskeho ožiarenia, je spravidla lekár so špecializáciou v rádiodiagnostike alebo kardiológii, ktorý má vo svetle predloženého klinického problému posúdiť primeranosť navrhovaného vyšetrenia a techniky, ktorá má byť použitá. Zároveň musí zvážiť, či by nemohol byť dosiahnutý rovnaký diagnostický výsledok bez použitia ionizujúceho žiarenia (sonografia a pod.) a túto zmenu navrhnúť indikujúcemu lekárovi. Ak má byť vykonané viac vyšetrení, musí určiť poradie, v ktorom sa u určitého pacienta vyšetrenie uskutoční. Čo sa týka kvality zobrazeného obrazu, správneho nastavenia expozičných parametrov a rozoznania porúch angiografického prístroja, tak tieto ukazovatele má na starosti rádiologický asistent.

1.8 Prístrojové vybavenie

V Českej republike môže diagnostické katetrizačné výkony, vrátane koronarografie vykonávať kardiológ s atestáciou z kardiológie alebo rádiológ s atestáciou II. stupňa v prítomnosti kardiológa.

Rovnako, ako ostatné diagnostické katetrizačné výkony, musí byť koronarografia prevádzaná iba na štandardne vybavených pracoviskách. Katetrizačné pracovisko musí byť vybavené angiografickým prístrojom s vysokou rozlišovacou schopnosťou, kvalitným dynamickým záznamom s možnosťou merania vnútroštrcového tlaku, prietoku. Podmienkou pre vysokú špeciálnosť a senzitivitu vyšetrenia sú prístroje so záznamom pohyblivého obrazu buď kinematograficky, alebo na CD-ROM v systéme DICOM-3 s rýchlosťou obrázkov 25 za minútu a možnosťou zväčšenia získaného obrazu. Prístroj musí byť vybavený otočným ramenom (C-rameno), ktoré umožňuje také rozsahy rotácie, ktoré sú potrebné k získaniu všetkých potrebných hlavných úsekov koronárneho riečiska. Optimálny je záznam aspoň dvoch na seba kolmých projekcií tak, aby

hlavné vetvy vencovitých tepien neboli vzájomne prekryté. Počas výkonu je povinné monitorovať EKG pacienta s akustickou signalizáciou porúch srdečného rytmu. ⁽²⁾

Röntgenka v C-ramene je najjednoduchším typom, kde sa tvorí obraz. Elektróny urýchlené elektrickým poľom patria do dôležitej skupiny zdrojov ionizujúceho žiarenia a využívajú zväzok sekundárnych častíc vznikajúcich pri interakčných procesoch na vhodných terčíkoch.

Röntgenka je vákuovaná sklenená trubica vložená v olovenom kryte a jej princíp je pomerne jednoduchý. Elektróny sa emitujú z katódy, ktorou je najčastejšie wolframové vlákno rozžeravené na teplotu okolo 2000 °C. Elektrické pole ich urýchľuje k terčíku, v ňom vzniká brzdné a prípadne i charakteristické žiarenie X. Energie elektrónov dopadajúcich na terčík je priamo úmerná napätiu na röntgenke, ktorá sa pohybuje od 40 kV do 125 kV pre angiografické röntgeny. Prúd elektrónov závisí na materiáli, teplote a ploche katódy. Teplo z terčíku býva odvádzané medeným blokom, ktorý zároveň slúži ako anóda. Ako materiál terčíku sa používa najčastejšie wolfram, niekedy tiež molybden alebo ďalšie kovy. Kvôli lepšiemu odvádzaniu tepla je anóda na angiografickom röntgene skonštruovaná ako rotačná. ⁽⁵⁾

Röntgenové žiarenie je elektromagnetické vlnenie s veľmi krátkou vlnovou dĺžkou 10^{-8} - 10^{-12} m. V rádiodiagnostike sa používajú vlnové dĺžky v rozsahu 10^{-9} – 10^{-11} m. Vlastnosti röntgenového žiarenia sú:

- je neviditeľné
- šíri sa rýchlosťou svetla vo vákuu
- vo vákuu ubúda so štvorcem metra vzdialenosti
- prechádza hmotou, v ktorej sa čiastočne absorbuje, pričom množstvo absorbovaného žiarenia závisí od zloženia hmoty a kvality žiarenia
- v hmote vyvoláva ionizáciu a excitáciu atómov
- žiarenie spôsobuje sčernanie fotografického materiálu - tzv. fotochemický efekt a vyvoláva luminiscenčný efekt
- má významné biologické účinky. ⁽⁷⁾

1.9 Rádiologický štandard angiografických prístrojov

Špecializované kardiologické vyšetrenia prevádzané v lôžkových zariadeniach sú indikované i akútne. Zobrazovací systém je určený pre dynamické (pohybové) dvojrozmerné zobrazenie trojrozmernej anatomickej štruktúry. Tento pri skiaskopii poskytuje iba obmedzenú kvalitu obrazu. Znížená kvalita obrazu je dôsledkom obmedzenia radiačnej záťaže pacienta. Táto kvalita obrazu je lepšia pri použití vysokých kV a nízkych mA pri dlhších a opakovaných expozíciách. Pri vyšetrení s KL zobrazovací systém umožní získať veľké rozlíšenie vysokého kontrastu štruktúr s náplňou KL. Tento systém pre kardiografiu musí spĺňať vyššie nároky na priestorové rozlíšenie než ostatné systémy pre angiografiu .

Všeobecne odôvodneným prípadom stanoveným týmto štandardom nie sú skiaskopické vyšetrenia pri výkone koronarografie a ventrikulografie. Jednoznačnou kontraindikáciou katetrizačných vyšetrení je gravidita.

Indikujúci lekár na základe klinického vyšetrenia zdôvodní prevedenie výkonu lekárskeho ožiarenia aplikujúcim odborníkom. Schválenie je potvrdené podpisom aplikujúceho odborníka na žiadanke, ktorý má formu papierovú alebo elektronickú. Indikujúci lekár a aplikujúci odborník pritom vychádza i z obsahu dokumentu „Indikačné kritéria pre zobrazovacie metódy“.

Katetrizujúci lekár posúdi vhodnosť indikácie selektívnej koronarografie, zvlášť so zreteľom k možnosti využitia iných metód než tých, ktoré využívajú ionizujúce žiarenie (napr. MR, UZ). Tiež s ohľadom na prínos vyšetrenia versus radiačná záťaž pacienta a z nej plynúce riziko pre pacienta. Lekár svojím podpisom rozhodne o spôsobe vykonania výkonu a preberá klinickú zodpovednosť.

Pacient svojím podpisom dáva súhlas k vykonaniu katetrizačného vyšetrenia. V prípade nespôsobilosti pacienta dáva súhlas jeho zákonný zástupca. Ak ide o urgentný výkon (pacient v bezvedomí, trauma, kardiogénny šok) môže byť výkon vykonaný bez súhlasu pacienta, či jeho zástupcu.

Príprava pacienta spočíva v tom, že musí odložiť kovové predmety v mieste ožiarenia, odložiť odev, ktorý by bránil kvalitnému zobrazeniu. 3 hodiny pred vyšetrením

KL musí byť pacient nalačno (tekutiny prijíma stále kvôli dostatočnej hydratácii). Pacienta poučíme ako sa má správať pri expozícii.

1.10 Katetrizačné pracovisko

Kardioangiografické pracovisko je tvorené niekoľkými miestnosťami: katetrizačný sál (vyšetrovňa), ovládacia miestnosť, strojovňa, prípravovňa, hygienické a sanitárne zariadenie, sklad materiálu, čakáreň pre pacientov, archív dokumentácie.

Katetrizačný sál je alfou a omegou celého pracoviska. Tu sa odohrávajú katetrizačné vyšetrenia srdca vrátane selektívnej koronarografie. Toto je pracovisko katetrizujúceho odborníka a sestry. Je tu umiestnený angiografický prístroj, angiomat, najčastejšie používaný materiál, primerané množstvo KL, lieky potrebné pri nečakaných reakciách pacienta a nepostrádateľný defibrilátor. Miestnosť musí byť vybavená pretlakovou klimatizáciou s filtráciou vzduchu a vhodným osvetlením, ktoré je možné regulovať. Ako ďalšie vybavenie sem patrí monitor EKG, tonometer, fonendoskop, ambuvak, infúzny stojan, odsávačka, kyslíková maska a v stene rozvod medicínskych plynov. Toto zariadenie má na starosti sestra, ale je dôležité, aby všetci účastníci kardioangiografického pracoviska vedeli o umiestnení jednotlivých vecí a zariadení a v prípade potreby podali pomocnú ruku, ktorá uľahčí zvládnutie akejkoľvek komplikácie a situácie.

Ovládacia miestnosť je hlavne pracoviskom rádiologického asistenta, pretože tu trávi najviac času a vykonáva potrebné úkony. Je tu umiestnený ovládač angiografického prístroja (viď kap.1.11). Musí byť vybavená klimatizáciou, zariadením Intercom, ktoré umožní komunikáciu medzi katetrizujúcim lekárom na sále a rádiologickým asistentom. Ďalej je tu umiestnené zariadenie na vypaľovanie CD-ROM, počítače s EKG monitorom, počítač na zaznamenávanie invazívnych tlakov pacienta a administratívny počítač. V ovládacej miestnosti je Denník porúch angiografického prístroja, kam rádiologický asistent zaznamenáva všetky závažné poruchy a ukazovatele závad, ktoré sa zobrazujú na displeji prístroja. Z nich môže privolaný technik zo servisnej knihy odhaliť príčinu poruchy.



Obr.4 Katetrizačný sál na KK s prístrojom PHILIPS Integris HM 3000

Takisto je tu aj Kniha návštev kontrolovaného pásma, kam rádiologický asistent zapisuje všetky osoby, ktoré boli v pásme žiarenia a nemajú osobný dozimeter (napr. lekár koronárnej jednotky, anesteziológ, sestra, študenti, stážisti atď). Zapisuje sem všetky údaje týkajúcich sa ochranných pomôcok, dávku ktorú dostal pacient počas vyšetrenia, aby bolo možné vypočítať približnú dávku danej osoby počas návštevy v kontrolovanom pásme. Všeobecne platí, že rádiologický asistent nesmie do tohto pásma vpustiť tehotné ženy a mladistvých pod 18 rokov.

A samozrejmosťou je Prevádzkový denník, kde laborant zadáva všetky potrebné údaje o vyšetrovaných pacientoch. V súlade s denníkom, zadáva tieto identifikačné údaje i do ovládacieho panelu angiografického prístroja. Ako identifikačné údaje pacientov zapisujeme:

- meno a priezvisko pacienta
- dátum narodenia
- pohlavie pacienta

- rodné číslo pacienta
- poradové číslo katetrizačného vyšetrenia
- kód lekára
- dávku pacienta a skiaskopický čas (tieto údaje sa archivujú 10 rokov).

V strojovni, ktorá je v susedstve s katetrizačnou sálou je umiestnený generátor vysokého napätia, počítač na ovládanie jednotlivých komponentov angiografického prístroja a počítač, na ktorom sú ukladané obrazy z vyšetrenia a ktorý umožňuje postprocessing prevádzkovaný na ovládači prístroja. Pretože v tomto počítači prebieha rýchly tok dát, bývajú jeho komponenty výrazne zahrievané, preto je nutné chladenie miestnosti (okolo 15 °C).

Prípravovňa slúži k príprave sterilného stolíka, kde je umiestnený sterilizátor pre sterilizáciu kovových a sklenených nástrojov a predmetov. Ďalej sú tu dezinfekčné a umývacie prostriedky, obväzový materiál a pod.

V sanitárnej miestnosti si personál, najmä katetrizujúci lekár, umýva ruky pred výkonom, sú tu najmenej dve umývadlá s pákovou batériou, ktorá sa dá obsluhovať lakťami tak, aby si lekár nekontaminoval už umyté ruky, jednorázové utierky, mydlo a prostriedok na dezinfekciu rúk.

Sklad materiálu musí byť umiestnený čo najbližšie ku katetrizačnej sále (najideálnejšie je, ak je v susedstve), aby bolo možné podať čo najrýchlejšie potrebný materiál, ktorý momentálne nie je dostupný na sále. Sál musí byť klimatizovaný, najlepšie bez okien (priame slnečné svetlo môže materiál poškodiť), rozdelený na niekoľko oddielov, ktoré uľahčia hľadanie potrebného materiálu. Môžu tu byť uložené i kontrastné látky.

Čakáreň pacientov by mala byť v susedstve ovládacej miestnosti alebo sálu, aby buď radiologický asistent, alebo sestra mali pacienta najmä po výkone pod stálym dozorom, kým nebude odvezený na príslušné oddelenie. Pokiaľ táto možnosť nie je, tak by mala byť miestnosť aspoň vybavená kamerami a monitor by mal byť v ovládacej miestnosti. Súčasťou vybavenia čakárne by mal byť zvonček na privolanie personálu v prípade akýchkoľvek dotazov alebo komplikácií. Nutný je tu rozvod medicínskych plynov, kyslíková maska, tonometer a fonendoskop.

Archív dokumentácie by tiež mal byť klimatizovaný pre udržanie stálej teploty a vlhkosti, aby nedochádzalo k poškodzovaniu RTG filmov a CD nosičov. Archivujú sa i katetrizačné protokoly vrátane všetkých údajov o hospitalizácii pacienta. ⁽⁴⁾

1.11 Požiadavky na technické vybavenie pracoviska

Typom prístroja na katetrizačnej sále je angiografický komplet, ktorý sa skladá z C-ramena, plne digitálneho veľkoplošného zosilňovača obrazu, softwaru pre angio, stôl s plávajúcou doskou, zariadenie s ionizačnou komôrkou na meranie dávky (súčin Kermy vo vzduchu a Plochy), možný upgrade na flat panel, výstup DICOM a digitálna archivácia snímok. Nerozlučnou súčasťou angiosály je angiomat, čo je digitálny vstrekovací systém. Katetrizačná sála je zariadená tak, aby bolo možné výkony sterilne vykonávať a dostatočne je vybavená spotrebným materiálom.

C-rameno je u angiografického prístroja skonštruované tak, že v dolnej časti je röntgenka a v hornej časti zosilňovač RTG obrazu (event. flat panel) a medzi nimi je konštrukcia v tvare písmena C. Tento spôsob konštrukcie je dôležitý z niekoľkých dôvodov. Umožňuje nám priblížiť zosilňovačom čo najbližšie k pacientovi nielen pri PA projekcii ale i pri iných projekciách. Ďalšou výhodou je lepšia možnosť clonenia pomocou závesu z olovenej gummy, ktorý je umiestnený v koľajnici tak, aby chránil vyšetrujúci personál pred sekundárnym žiarením. Konštrukcia C-ramena umožňuje nastavenie do najrôznejších projekcií pod rôznymi uhlami. Rozoznávame uhol rotácie (ROT) a uhol angulácie (ANG). Údaj o nastavenom uhle je zobrazený na displeji, ktorý je umiestnený pod monitormi a vyšetrujúceho lekára informuje o nastavení prístroja. Na stropnom závese je umiestnený štít z oloveného plexiskla a na ňom olovená guma, ktoré chránia vyšetrujúci personál pred sekundárnym žiarením vznikajúcim v tele pacienta.

Segmenty geometrie umožňujú pokrytie celého tela a dávajú možnosti PA a ostatné projekcie pri všetkých koronárnych a vaskulárnych aplikáciách. Stavív C-ramena s 30 cm zosilňovačom obrazu na prístroji PHILIPS Integris Allura (KZM) alebo 23 cm zosilňovačom obrazu na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 (KK) je pripojený L-ramenom upevneným v stropnom závese. L-rameno je zavesené v stropnej drážke (koľajnici), ktorá je upevnená paralelne s pozdĺžnymi osami stola. Pohyb L-ramena u-

možní prístup k pacientovi z troch strán. Rotácia a angulácia C-ramena sú motorizované, to platí i o posune zosilňovača obrazu.

Pohyby podstavca C-ramena sú rotácia a angulácia.

Rotácia, to je otáčanie statívu okolo krátkej osi stola. Rozlišujeme rotáciu:

- pozitívna (ROT +)- rotácia od 90° naľavo (LAO)
- negatívna (ROT -)- rotácia do 90° napravo (RAO)

Statív je vo svojej bočnej polohe kolmý na stôl. Ak je ROT 0, tak statív je v základnej PA projekcii. Variabilná rýchlosť rotácie pomocou modulu umiestneného na strane stola je až 25°/sek.

Angulácia, to je otáčanie statívu okolo dlhej osi stola. Rozlišujeme anguláciu:

- kraniálna (ANG -)- statív je od 0 do -90° smeruje ku hlave pacienta
- kaudálna (ANG +)- statív je od 0 do +90° smeruje k nohám pacienta

Variabilná rýchlosť angulácie pomocou riadiaceho modulu umiestneného na strane stola je až 18°/sek. Možnosť úplnej angulácie je obmedzená polohou stola a polohou pacienta⁽⁸⁾.

Pohyby zosilňovača obrazu:

- motorizovane ovládaná vzdialenosť ohniska-obrazovky ZO (tzv. SID) je:
 - od 90 do 120 cm na prístroji PHILIPS Integris Allura
 - od 90 do 114 cm na prístroji PHILIPS Integris HM 3000.
- motorizovane riadená rýchlosť pohybu ZO:
 - 10 cm/sek. smerom k pacientovi
 - 15 cm/sek. smerom od pacienta

Režimy zosilňovača obrazu:

- 30 cm ZO: 30/22/17/12 cm- angioprístroj PHILIPS Integris Allura (KZM)
- 23 cm ZO: 23/17/14 cm- angioprístroj PHILIPS Integris HM 3000 (KK).⁽⁸⁾



Obr.5 Angioprístroj PHILIPS Integris Allura a jeho C-rameno

Angiomat je navrhnutý tak, aby dochádzalo k vstrekovaniu KL do vaskulárneho systému. Je pripevnený k doske stola a mechanická hlava, riadiace panely a elektronická skrinka (prúdový zdroj) fungujú rovnakým spôsobom. Pre angiomat sa používajú priehľadné a polopriehľadné injekčné striekačky s objemom 150 ml. ⁽⁸⁾ V invazívnej kardiológii sa používa na vyšetrenie ako sú aortografia, ľavostranná ventrikulografia a pod.

Ďalší stropný záves je určený pre monitory. Na jednom monitore sleduje katetrizujúci lekár skiaskopiu, skiagrafiu a záznam kardioangiografie, ktorý je uložený v pamäti počítača. Druhý monitor umožňuje zobrazenie jednotlivého obrazu, ktorý slúži lekárovi na orientáciu a na porovnanie živej skiaskopie s týmto obrazom. Ďalej je tu umiestnený monitor, na ktorom lekár sleduje životné funkcie pacienta (EKG, invazívny krvný tlak, krvný tlak meraný na paži, dýchanie). Pod monitormi je umiestnený displej, na ktorom sú zobrazované informácie potrebné pre katetrizujúceho lekára:

- uhol angulácie (ANG)
- uhol rotácie (ROT)
- celkový skiaskopický čas (min)
- nastavený režim skiaskopie:
 - low (nízky)
 - normal (normálny)

- high (vysoký)
- hodnota dávky (KAP) pri práve prebiehajúcej skiaskopii v Gy.cm²
- vzdialenosť röntgenky od zosilňovača obrazu (SID v cm)
- režim zosilňovača obrazu (ZO v cm)
- signalizácia zahrievania röntgenky:
 - zelená (studená)
 - oranžová (zahriata)
 - červená (horúca)

Ďalšou dôležitou súčasťou stropného závesu je reflektor s nastaviteľnou intenzitou osvetlenia, ktorý osvetľuje miesto vpichu a oblasť práve používaného inštrumentária, pretože počas vyšetrenia je zhasnuté hlavné sálové svetlo. Je výhodou mať reflektor spojený s pedálom skiaskopie a skiagrafie tak, že počas spusteného RTG žiarenia reflektor zhasne, aby neoslňoval monitor, ktorý sleduje lekár.

C-rameno, zosilňovač obrazu a röntgenka sú na prístroji PHILIPS Integris Allura vybavené systémom „Bodyguard“. Je to zariadenie, ktoré odhaľuje vzdialenosť a kontroluje maximálnu povolenú rýchlosť pohybu. Pokiaľ sa do rozpätia senzoru bodyguardu dostane nejaký objekt, t.j. v rámci vzdialenosti asi 10 cm, bodyguard zahájí obmedzovanie rýchlosti pohybu. Ak sa objekt a senzor približujú, rýchlosť sa ďalej znižuje, kým sa celkom nezastaví a zabráni sa tak kolízii. Bodyguard upozorňuje na veľkú rýchlosť zvukovým signálom a upozornenie sa zobrazí na ovládacom pulte akvizície.

Ovládací pult je umiestnený v ovládacej miestnosti a je pracovným miestom rádiologického asistenta. Možno ho rozdeliť na niekoľko častí:

- ovládací pult akvizície
- klávesnice a monitor pre nastavenie administratívnych údajov
- ovládací panel pre postprocessingovú úpravu obrazu



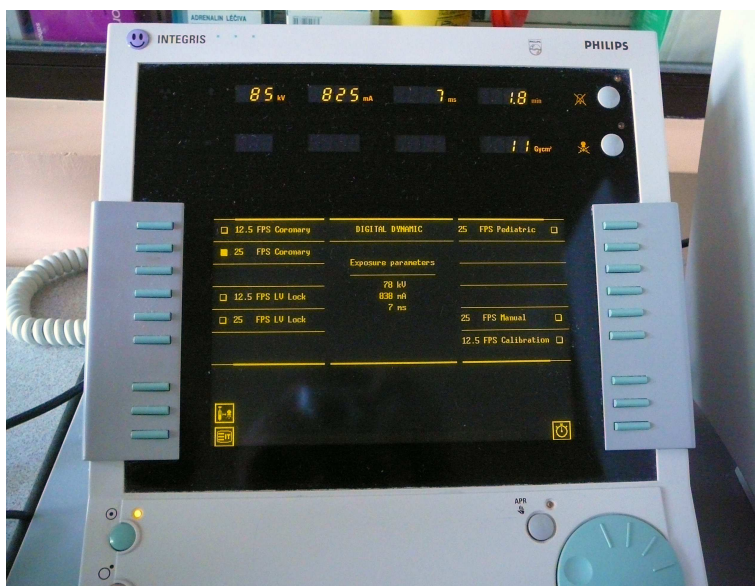
Obr.6 Ovládací pult- pracovné miesto radiologického asistenta

Ovládací pult akvizície na nastavenie parametrov pre určité vyšetrenie. Rozlišujeme frekvenciu 12,5 a 25 snímkov za sekundu pri dynamickom vyšetrení koronárnych tepien. Štandardne nastavujeme 12,5 snímkov za sekundu. Na požiadanie lekára, ktorý si želá vyššiu frekvenciu za účelom lepšieho rozlíšenia, môže rádiologický asistent zmeniť túto frekvenciu. Prináša to však dvojnásobnú radiačnú záťaž pacienta a tým i personálu na katetrizačnej sále. Úlohou asistenta je dohliadať na túto frekvenciu, aby sa pacient zbytočne viac neožaroval ionizujúcim žiarením a nezaťažovala sa tepelne röntgenka.

Údaje na ovládacom pulte akvizície:

- parametre expozície (posledné hodnoty každej série):
 - napätie [kV]
 - elektrický prúd [mA]
 - čas [ms] (posledné hodnoty každej série)
- čas [min.] - od zahájenia prvej skiaskopie u každého pacienta
- kumulatívna dávka expozície a skiaskopie (súčin Kermy a Plochy) - udáva ju DAP Meter v Gy.cm²
- frekvencia pri dynamickom zobrazovaní koronárnych tepien
 - 12,5 Coronary (12,5 snímkov/sek.)

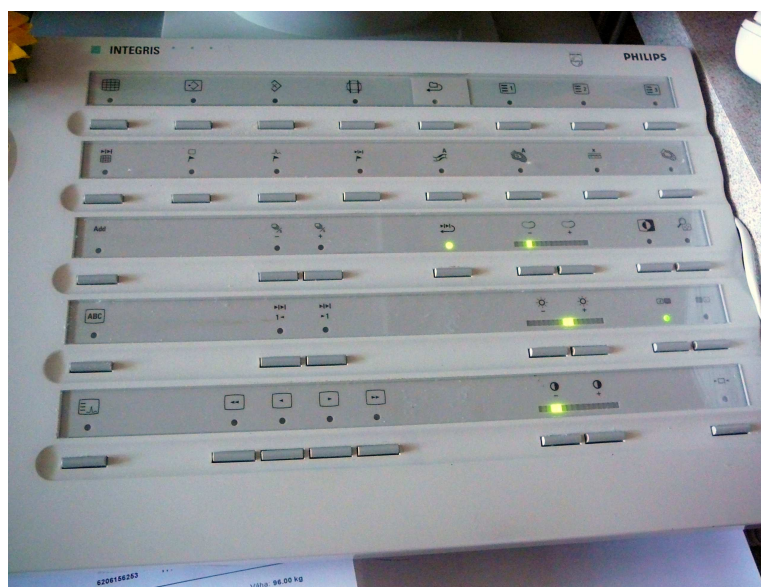
- 25 Coronary (25 snímkov/sek.)
- frekvencia pri vaskulárnom zobrazovaní dutých orgánov ako sú napr. ľavá komora, aorta atď
 - 12,5 LV Lock
 - 25 LV Lock



Obr.7 Ovládací pult akvizície

Klávesnice a monitor pre nastavenie administratívnych údajov - pri selektívnej koronarografii sa nám zobrazujú na monitore tieto údaje o vyšetrení:

- názov nemocnice
- údaje o vyšetrení (údaje o pacientovi, dátum a čas vyšetrenia pacienta)
- kumulatívna dávka skiaskopie - Fluro
- kumulatívna dávka expozície - Exp.
- kumulatívna celková dávka expozície a skiaskopie (DAP) udávaná v Gy.cm²
- celkový počet sérií (od posledne zvoleného pacienta)- Run
- počet snímok v každej sérii- Images
- angulácia/rotácia (posledná hodnota každej série pre rotačné angio)- ANG, ROT



Obr.8 Ovládací panel pre postprocessingovú úpravu obrazu

Ovládací panel pre postprocessingovú úpravu obrazu- na tomto paneli môže asistent prehrávať katetrizujúcemu lekárovi jednotlivé sekvencie, obrázky. Môže požadovanú sekvenciu spomaliť, zrýchliť, upraviť obraz ako sýtosť, kontrast atď. Je tu možnosť zväčšenia exponovaných snímok, tzv. zoom, ďalej kalibrácia (meranie) zúžených nálezov na tepne.

1.12 Požiadavky na zobrazovací systém

Zo zákona č.18/1997 Sb., ktorý bol rozšírený v novele atómového zákona (zákon č.13/2002 Sb.), vyplývajú dva základné princípy radiačnej ochrany pacienta, ktoré je nutné nielen dodržiavať, ale i kontrolovať v pravidelných intervaloch. Ich cieľom je vykonávať vyšetrenie v čo najnižších dávkach s čo najvyššou kvalitou so zreteľom na stanovenú diagnózu. Obe tieto skutočnosti sú závislé na mnohých faktoroch:

- na kvalite röntgenu
- na veľkosti ohniska
- na expozičných parametroch
- na spôsobe záznamu diagnostickej informácie (klasický filmový materiál alebo digitálne spracovaný záznam)

- na vzdialenosti od ohniska röntgenky
- na veľkosti poľa
- sekundárnej clony (mriežka)

Röntgenové žiarenie je produkované röntgenkou a pri prechode tkanivom je zoslabované. Dochádza k väčšej alebo k menšej absorpcii žiarenia v objekte podľa jeho zloženia. Hlavným typom interakcie fotónov s hmotou je **fotoelektrický jav**, pri ktorom dochádza k úplnému odovzdaniu energie fotónu orbitálnemu elektrónu. Ďalším typom interakcie je **Comptonov rozptyl**. Zatiaľ čo fotoefekt pozitívne prispieva k zobrazeniu tkanív s rôznym zložením, Comptonov rozptyl naopak zhoršuje kvalitu obrazu.

Veľkosť ohniska- podľa rádiologickej terminológie je tzv. optické ohnisko tvorené kolmým priemetom elektronického ohniska do referenčnej roviny. Veľkosť ohniska je vyjadrená šírkou a dĺžkou. Väčšina röntgeniek má možnosť voľby dvoch veľkostí ohnísk, ktoré sa menia automaticky alebo manuálne v závislosti na požadovanom výkone. S dobou prevádzky dochádza k postupnému zväčšovaniu ohniska, ktoré sa prejaví zhoršenou kvalitou zobrazenia v dôsledku geometrickej neostrosti (znížená rozlišovacia schopnosť) a ďalej ku zníženiu vyťaženia žiarenia. V dôsledku toho sa predlžuje expozičný čas, čo môže viesť k neostrosti obrazu spôsobené pohybom orgánu.

Napätie na röntgenke- je definované ako potenciálny rozdiel medzi anódou a katódou röntgenky. Napätie spolu s filtráciou určujú nielen kvalitu röntgenového žiarenia charakterizované energetickým zložením fotónového spektra, ale významne ovplyvňujú dávku pacienta. Voľba expozičných parametrov je daná typom vyšetrenia, ale vždy s ohľadom na telesnú konštrukciu pacienta. Na angiú pri katetrizačnom vyšetrení srdca je tvrdá technika v rozsahu 40-130 kV. Požiadavky na presnosť a reprodukovateľnosť anódového napätia je rôzna podľa typu röntgenu. Na angiú je požiadavka na presnosť $\pm 10\%$, reprodukovateľnosť $\pm 5\%$.

Filtrácia- žiarenie, ktoré vychádza z röntgenky je zoslabované vlastnou filtráciou (okienko krytu röntgenky, chladiaci olej atď.), ktorá je ekvivalentná 0,25-3,0 mm Al. Prídavné filtre sa volia podľa nastaveného napätia tak, aby boli splnené podmienky stanovené predpismi. Celková filtrácia je daná vlastnou a prídavnou filtráciou.

Pre bežnú skiagrafiu sú prídavné filtre vyrobené z hliníka, príp. z medi. Filtre zoslabujú nízkoenergetickú zložku spojitého röntgenového spektra, ktorá by sa inak absorbovala v tele pacienta neúčelne, pretože by neprispela k tvorbe zobrazenia. Použitím filtra sa znižuje nielen hustota toku fotónov, ale zväzok sa stáva prenikavejší, vzrastá stredná energia fotónového spektra. So stúpajúcou filtráciou významne klesá dávka na koži, dávka v hĺbke je redukovaná menej.

Anódové napätie a celková filtrácia ovplyvňujú kvalitu žiarenia, ktorá sa udáva v tzv. polohrúbke. Tá je definovaná ako ekvivalentná hrúbka hliníka, ktorá zoslabí v podmienkach úzkeho zväzku röntgenového žiarenia kermový príkon na jednu polovicu pôvodnej hodnoty.

Požiadavky na celkovú filtráciu sú stanovené v technických normách a to pre röntgenové zariadenia s menovitým napätím:

- do 70 kV- minimálne 1,5 mm Al
- od 70 -80 kV- 2 mm Al
- od 80 kV do 100 kV- minimálne 3 mm Al.

Expozičný čas – je potrebný k vykonaniu expozície. Tento čas by mal byť čo najkratší, aby sa potlačila pohybová neostrosť spôsobená objektom. Vzhľadom k rýchlosti pohybu vnútorných orgánov sa odporúčajú rôzne expozičné časy, napr. u srdca, ktoré má rýchlosť pohybu $50-400 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ je optimálny expozičný čas 5-10 ms.

Expozičný automat- optimálne nastavenie expozície a jej reprodukovateľnosť zaisťuje pri skiografii expozičný automat (AEC). Funkcie expozičného automatu je založená na porovnaní meraného signálu v ionizačných komôrkach s nastavenou hodnotou. Ak meraný signál dosiahne úroveň nastaveného signálu, expozícia je ukončená. U skiaskopie expozičný automat riadi veľkosť kermového príkonu na zosilňovač obrazu, ktorá je nutná pre optimálne zobrazenie na monitore. Hodnoty kermového príkonu závisia na veľkosti vstupného poľa zosilňovača obrazu; obecné platí čím menšie pole, tým je vyššia hodnota kermového príkonu.

Vymedzenie zväzku röntgenového žiarenia na veľkosti objektu, ktorý má byť zobrazený, je jedným z najdôležitejších sledovaných parametrov z hľadiska radiačnej záťaže pacienta. Dodržovanie tejto zásady vedie nielen ku zníženiu celkovej dávky pa-

cienta, ale zároveň k poklesu množstva rozptýleného žiarenia, ktoré negatívne ovplyvňuje kvalitu obrazu. Vzhľadom k tomu, že u väčšiny röntgenových vyšetrení sa veľkosť röntgenového poľa vymedzuje svetelným poľom, sú stanovené presné kritéria pre požiadavky ich zhody. V súčasnej dobe sú všetky požiadavky na vymedzenie zväzku röntgenového žiarenia (funkcie clôn, veľkosť röntgenového poľa, zhoda röntgenového a svetelného poľa) zhrnuté v ČSN EN 60601-1-3.

Vzdialenosť ohnisko – povrch pacienta (koža)- hustota toku častíc klesá s druhou mocninou vzdialenosti od zdroja ionizujúceho žiarenia. Pre radiačnú ochranu pacienta sú stanovené požiadavky na minimálnu vzdialenosť ohnisko – pacient pre jednotlivé vyšetrenia. Čím je ďalej zdroj ionizujúceho žiarenia od pacienta, tým pacient dostane menšiu dávku radiačnej záťaže.

Sekundárna clona – ako bolo uvedené vyššie, röntgenové žiarenie sa pri prechode sledovaným objektom zoslabuje (fotoelektrický jav) a rozptyľuje vplyvom interakcie s tkanivom. S objemom ožarovaného objektu vzrastá množstvo rozptýleného žiarenia. Ak dopadá rozptýlené žiarenie na receptor, dochádza k zhoršeniu ostrosti obrazu. Ak sekundárne clony absorbujú rozptýlené žiarenie, tým sa zvyšuje ostrosť a kontrast, a tak i kvalita zobrazenia. Sekundárne clony sa umiestňujú medzi objekt a receptor obrazu. Rozlišuje clony stacionárne a pohyblivé. Podľa konštrukčného usporiadania delíme mriežky na paralelné a fokusované. Pri správnom nastavení a funkcii sekundárnej clony, nesmú byť vidieť na snímku viditeľné jej lamely ani v prípade najkratšieho používaného expozičného času. Sekundárne clony zlepšujú kvalitu obrazu, dochádza však ku zvýšeniu dávky pacientov. ⁽⁶⁾

1.13 Technické požiadavky na angiografický systém

Zdrojom vysokého napätia je vysokofrekvenčný generátor. Celková filtrácia je 4,0 mm Al. Režim zosilňovača RTG obrazu na prístroji PHILIPS Integris Allura je 12, 17, 22 a 30 cm a na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 je 14, 17 a 23 cm. Veľkosť poľa je v rovine prijímača obrazu. Vycloníme na oblasť záujmu a volíme podľa požiadavky katetrizujúceho lekára. Menší formát umožňuje väčšie rozlíšenie. Vzdialenosť ohnisko-koža je ≥ 20 cm. Vzdialenosť zdroja röntgenového žiarenia od zosilňovača je približne

od 100 do 120 cm podľa objemu pacienta. Volíme čo najmenšiu vzdialenosť. Voľbu ohniska v prípade možností volíme malé ohnisko $\leq 0,4-0,5$ mm. Režim dávkového príkonu je v normálnom režime, o zvýšení režimu rozhoduje katetrizujúci odborník.

Do cesty röntgenovému zväzku je možné umiestniť celú radu rôznych filtrov, aby došlo ku kompenzácii veľkých rozdielov v absorpcii objektu. Podľa oblasti záujmu, projekcie a snímkovacej techniky sa používajú rôzne filtre. Automatický klinový filter je polotransparentný filter s automatickým riadením závislým na projekcii, ktorý absorbuje žiarenie a vyrovnáva nerovnosti tkanivových a orgánových rozdielov pri expozícii a skiaskopii. Klinový filter možno ovládať i manuálne. Dodatočné filtrovanie, to je súhrn viacerých filtrov. Minimálna filtrácia pri 100 kV s kolimátorom má 2,5 mm Al filtráciu. Celková filtrácia na oboch angiografických prístrojoch je 4,0 mm Al a zahŕňa vlastnú a prídavnú filtráciu. Filtre sa menia automaticky podľa zadaného programu.

Ako ochranu pred žiarením u pacienta používame vykrývanie ochrannými zásterami radiosenzitívnych orgánov a tkanív, pokiaľ sa nachádzajú v užitočnom zväzku žiarenia alebo v jeho blízkosti (do 5 cm) a táto ochrana nebráni zobrazeniu daného orgánu. Personál je chránený ochranným štítom na manipulačnom závесе z oloveného skla a olovenej gummy a má na sebe olovenú zásteru a golier na ochranu štítnej žľazy. Katetrizujúci lekári používajú i okuliare s bočnicami. Dozimeter na monitorovanie osobnej dávky personálu je umiestnený na ľavej strane hrudníka a musí byť na povrchu olovenej zástery.

1.14 Faktory ovplyvňujúce radiačnú záťaž

- Negatívne faktory:
 - interindividuálna variabilita (každý pacient je originál)
 - zvyšujúci sa vek katetrizovaných pacientov
 - zvyšujúce sa počty katetrizovaných
 - rozširujúce sa indikácie pre katetrizačné liečenie chorých
 - zvyšujúce sa nároky na komfort katetrizácie pre pacienta, bezpečnosť katetrizácie a redukcia komplikácií
- Pozitívne faktory:

- ochranné pomôcky
- spôsob vyšetrenia
- technický pokrok v inštrumentáriu , stenting
- technický pokrok v RTG prístrojovej technike
- nové vyšetrovacie a liečebné postupy nahradzujúce potrebu srdečnej katetrizácie (UZ, CT, NMR, NM, ...)

Zmeny expozičných parametrov musia byť vždy v optimálnom rozpätí s ohľadom na ovplyvnenie výslednej kvality zobrazenia (kontrast, šum):

- zníženie veľkosti radiačného poľa
- relatívne zosilnenie signálu zobrazenia
- použitie tieňových prostriedkov
- použitie fixačných pomôcok

Zvláštne podmienky, ktoré môžu komplikovať vyšetrenie sú na strane pacienta, ak nespolupracuje (pohyb pacienta počas expozície, vek pacienta, habitus pacienta). Tieto podmienky ovplyvňujú výšku radiačnej zaťaže pacienta (nutne opakovať nekvalitnú expozíciu), a preto pacienta fixujeme alebo mu podáme sedatíva, ak nespolupracuje. Týka sa to najmä pacientov s AIM a v kardiogénnom šoku.

Faktory ovplyvňujúce negatívne skiaskopický čas:

- malá skúsenosť s vyšetrovacou metódou (začiatočník)
- iný než transfemorálny prístup
- technické problémy katetrizácie
- komplikácie katetrizácie
- nedostatky prístrojového software

Technické problémy pri selektívnej koronarografii:

- problém vo femorálnom prístupe:
 - vinuté pánvové riečisko
 - kalcifikácie, stenózy, oklúzie artérie femoralis
 - aneuryzma brušnej aorty
 - vinutá aorta
 - kyfokolióza hrudnej chrbtice

- problém so sondážou koronárnych tepien:
 - anomálie tepien
 - stenóza kmeňa
 - kalcifikovaná aorta
 - ľavotyp (ťažká sondáž malej ACD)
 - atypické odstupy koronárnych tepien
 - veľký bulbus aorty a kalcifikácie v bulbu aorty
 - stavy po chirurgickej revaskularizácii (sondáž by-passov)

1.15 Používané dozimetrické veličiny

Pri praktickej aplikácii lekárskeho ožiarenia sa najviac uplatňujú ľahko merateľné veličiny odvodené od základných dozimetrických veličín. Základnou veličinou v rádiológii je Kerma a v radiačnej ochrane efektívna Dávka.

a) Veličiny v rádiológii:

- **Kerma vo vzduchu / K_{air} / Air Kerma-** táto veličina je základnou veličinou v rádiológii a je meraná v referenčnej vzdialenosti od ohniska d_{ref} voľne vo vzduchu.
- **dopadajúca Kerma / K_i / Incident Air Kerma-** táto Kerma je meraná vo vzduchu vo vzdialenosti od ohniska d odpovedajúca miestu vstupu žiarenia do pacienta bez započítania spätného rozptylu.
- **vstupná povrchová Kerma / K_e / Entrance Surface Air Kerma-** používa sa vo výpočtových programoch pre stanovenie efektívnych dávok a je definovaná pre vzdialenosť ohnisko – koža d so započítaním spätného rozptylu.

$$K_e = K_i \cdot BSF = K_{air} \cdot \left(d / d_{ref} \right)^2 \cdot BSF$$

Praktickou používanou jednotkou K_i i K_e je **mGy**. Veličina K_{air} je často vyjadrovaná v normalizovanej forme ako vyťaženosť žiarenia v **mGy/mAs**.

- **súčín Kermy vo vzduchu a Plochy /KAP/ Air Kerma Area Product-** súčin Kermy vo vzduchu a plochy zväzku (S) je integrál Kermy vo vzduchu cez Plochu zväzku v rovine kolmej na os zväzku meranej v rovnakej vzdialenosti od ohniska. Táto veličina je nezávislá na vzdialenosti ohnisko – detektor.

$$KAP = \oint_S K(x, y) dx dy$$

V praxi je najviac používaná jednotka Gy.cm² a cGy.m².

- b) **Veličiny v radiačnej ochrane-** tieto veličiny nám umožňujú vyjadriť riziko z ožiarenia.
- **stredná absorbovaná Dávka v orgáne /D_T/ Mean Absorbed Dose in an organ-** vyjadruje strednú absorbovanú dávku v celom objeme daného orgánu. V praxi používaná jednotka **mGy**.
 - **ekvivalentná Dávka /H_T/ Equivalent Dose-** slúži na vyjadrenie rozdielneho biologického účinku žiarenia rôznych typov.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

$D_{T,R}$ je stredná absorbovaná dávka v orgáne T od žiarenia typu R . w_R je príslušný radiačný váhový faktor a rozlišuje sa podľa druhu žiarenia R . Pre fotóny, všeobecne pre rádiológiu je $w_R = 1$. Praktickou používanou jednotkou je **mSv**.

- **efektívna dávka /E/ Effective Dose-** vyjadruje celkovú mieru závažnosti ožiarenia akoby išlo o ožiarenie celého tela

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

W_T je tkanivový váhový faktor vyjadrujúci rôznu citlivosť orgánov. Praktickou jednotkou je **mSv**⁽¹⁰⁾.

Tkanivo alebo orgán	W_T
Gonády	0,20
Červená kostná dreň	0,12
Hrubé črevo	0,12
Plúca	0,12
Žalúdok	0,12
Močový mechúr	0,12
Mliečna žľaza	0,05
Pečeň	0,05
Hltan	0,05
Štítna žľaza	0,05
Koža	0,01
Povrchy kostí	0,01
Ostatné orgány a tkanivá	0,05

tab.1 Tkanivové váhové faktory⁽⁶⁾

2 Cieľ práce a hypotézy

Cieľom mojej bakalárskej práce je:

- a) Porovnať radiačnú záťaž u pacientov pri invazívnych výkonoch na dvoch angiografických prístrojoch:
 - PHILIPS Integris HM 3000
 - PHILIPS Integris Allura.
- b) Vyhodnotiť dávky žiarenia podľa typu prístroja, jeho technických parametrov, štatisticky spracovať získané údaje a porovnať s meraním na fantómoch.
- c) Výchova personálu a vytvorenie štandardov, ktoré vedú ku zníženiu radiačnej záťaže u pacientov na angiografických pracoviskách.

Hypotéza spočíva v tom, že radiačnú záťaž možno znížiť nastavením vhodných expozičných parametrov a kolimátorov na angiografických prístrojoch.

Porovnávam radiačnú dávku na dvoch angiografických prístrojoch, ktoré majú rozdielne režimy zosilňovača obrazu a verím, že tento rozdiel s použitím kolimátorov má vplyv na radiačnú záťaž pacientov.

Samozrejmosťou je že BMI ovplyvňuje výšku radiačnej záťaže pacienta. Chcem poukázať, ako táto dávka stúpa s rastúcim BMI.

Verím, že používanie frekvencie 12,5 snímkov/sek. znižuje dávku u pacientov než používanie 25 snímkov/sek.

Ďalej vzdialenosť SID (röntgenka -zosilňovač obrazu) ovplyvňuje výšku radiačnej záťaže. Čím je vzdialenosť pacient-röntgenka väčšia a vzdialenosť zosilňovač obrazu-pacient menšia, tým klesá vstupná dávka pacienta.

Poukazujem na to, ako veľkosť napätia, uhol rotácie a angulácie ovplyvňuje dávku u pacientov vo vybraných projekciách.

3 Popis metodiky

	PHILIPS Integris HM 3000 (KK)	PHILIPS Integris Allura (KZM)
Rok výroby	1993	2002
Veľkosť ohniska: malé veľké	0,5 mm 0,8 mm	0,4 mm 0,7 mm
Celková filtrácia	4,0 mm Al	4,0 mm Al
Napätie na röntgenke	40-125 kV	50-125 kV
Elektrický prúd	100-1000 mA	100-1000 mA
Veľkosť ZO	23 cm	30 cm
Režim zosilňovača obrazu	23 cm, 17 cm, 14 cm	30 cm, 22 cm, 17 cm, 12 cm
SID	od 90 cm do 114 cm	od 90 cm do 120 cm
Klinový filter	áno	áno
Primárne clony	áno	áno
Vaskulárny program	nie	áno
Režim skiaskopie	pulzný, kontinuálny	pulzný, kontinuálny
Dávkový príkon skiaskopie	low, normal, high	low, normal, high
Režim expozície	pulzný	pulzný
Frekvencia expozície	12,5 a 25 Coronary	12,5 a 25 Coronary
System Bodyguard	nie	áno

tab.2 Základné technické parametre oboch angiografických prístrojov

Moje merania v bakalárskej práci sa skladajú z dvoch častí. Prvú časť merania tvoria pacienti a druhú časť fantómy.

Pred selektívnou koronarografiou u pacientov možno nastaviť nasledujúce parametre:

- frekvenciu snímok:
 - 12,5 Coronary (12,5 snímokov/sek.)
 - 25 Coronary (25 snímokov/sek.)
- vzdialenosť zosilňovača RTG obrazu od röntgenky (SID)
- režim veľkosti zosilňovača obrazu (ZO):
 - 30, 22, 17, 12 cm- PHILIPS Integris Allura (KZM)
 - 23, 17, 14 cm- PHILIPS Integris HM 3000 (KK)

- použitie primárných clôn
- použitie klinového filtra

V období 01/2007 až 02/2008 som sa osobne zúčastnila meraní dávky pacientov pri selektívnej koronarografii na KZM a KK. Dávka, ktorú udávajú udávajú samotné prístroje je v jednotke Gy.cm². Pri koronarografii rozlišujeme dve dávky. Sú to:

- DAP (Fluoro)-súčin Kermy a Plochy skiaskopie
- DAP (Exp.)-súčin Kermy a Plochy expozície

Ďalšie faktory, ktoré ovplyvňujú expozíciu a tým i dávku pacienta sú:

- napätie [kV]
- elektrický prúd [mA]
- čas [ms]
- čas skiaskopie [min.]

Dávku pacientov som vyhodnocovala nezávisle pri katetrizácii štyroch invazívnych kardiológov s rozličnými skúsenosťami na katetrizačnej sále. Označila som ich ako A, B, C, D. U každého lekára som urobila 10 meraní na KZM a KK, celkom to je 80 pacientov. Samostatne som to vyhodnotila. Merania na prístroji PHILIPS Integris Allura (KZM) sú označené malými písmenami a merania na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 (KK) veľkými písmenami. Zobrala som do úvahy BMI, vek, pohlavie, fluorskopickú a expozičnú dávku a skiaskopický čas celého vyšetrenia s využitím ionizačného žiarenia. Keďže každý pacient je individuálny jedinec, počet projekcií nie je rovnaký. A fluorskopická dávka závisí na iných faktoroch (viď kap.1.14), na základe ktorých nemôžeme objektívne posúdiť dávku pacienta, a preto je vyhodnocovaná okrajovo. Zamerala som sa na expozičnú dávku, ktorú má v rukách katetrizujúci lekár s využitím dostupných technických parametrov, s ktorými možno ovplyvniť dávku pacienta. Keďže sa počet projekcií líši, expozičnú dávku prepočítavam na priemernú dávku, ktorú dostane pacient pri jednej projekcii v celom vyšetrení. Beriem do úvahy veľkosť zosilňovača obrazu, ktorý je rozdielny na oboch angiografických prístrojoch. Preto hodnota DAP, ktorú vyhodnocuje samotný prístroj nie je rovnaká vzhľadom k veľkosti zosilňovača obrazu a je udaná v jednotke Gy.cm² Všetky merania boli vykonané s frekvenciou 12,5 Coronary a SID 100 cm.

Vo všetkých prípadoch išlo o nekomplikovaný priebeh vyšetrenia, pacienti boli stabilizovaní, pri plnom vedomí a dobre spolupracovali s pokynmi katetrizujúceho lekára.

Vstupná dávka pacientov u jednotlivých lekárov je vyhodnotená v tabuľkách, každý lekár zvlášť na jednotlivom pracovisku s príslušným prístrojom. Sledovala som najmä expozičnú dávku s využitím zariadenia Dose Area Product Meter (DAP Meter), ktorý vyhodnocuje súčin Kermy vo vzduchu a Plochy a je súčasťou oboch angiografických prístrojov. Toto zariadenie pracuje na princípe ionizačnej komôrky a jej hodnota je zobrazovaná na displeji angiografického prístroja. Táto jednotka znamená, že číslo z displeja je nutné vydeliť plochou vstupného poľa, aby sme získali vstupnú dávku pacienta v mGy. Napr. zistíme, že hodnota DAP 12 Gy.cm² a plocha poľa v mieste dopadu zväzku na zosilňovač RTG žiarenia o priemere 30 cm je 706,5 cm² na prístroji PHILIPS Integris Allura na KZM. Na KK je to plocha poľa o priemere 23 cm (prístroj PHILIPS Inegris HM 3000) a je to 415,26 cm². Hodnota je spočítaná zo vzorca pre plochu kruhu: $S_1 = \Pi r_1^2$; $\Pi = 3,14$; $r_1 = 30/2 = 15$; $S = 3,14 * 15^2 = 706,5$ (KZM)-PHILIPS Integris Allura. $S_2 = \Pi r_2^2$; $\Pi = 3,14$; $r_2 = 23/2 = 11,5$; $S = 3,14 * 11,5^2 = 415,26$ (KK)-PHILIPS Integris HM 3000.

Keďže vzdialenosť röntgenka-zosilňovač obrazu (SID) je približne 100 cm s odchýlkou ± 5 cm, ožarovaný objekt (u nás pacient) je zhruba v polovici medzi SID. Tak plocha, na ktorú dopadá žiarenie, je o polovicu menšia. V tomto prípade, to bude na KZM $S_1 = 706,5/2 = 353,25$ cm² a na KK $S_2 = 415,26/2 = 207,63$ cm².

V polovičnej vzdialenosti SID je potom veľkosť vstupného poľa na KZM 353,25 cm² a vstupná dávka pacienta je v tomto prípade 0,03397 Gy (12 Gy.cm²/353,25 cm²) = 33,97 mGy. Na KK je veľkosť vstupného poľa 207,63 cm² a dávka je 0,057795 Gy (12 Gy.cm²/207,63 cm²) = 57,79 mGy.

Namerané hodnoty som zaznamenala do tabuľky, kde sú údaje:

- BMI pacienta
- pohlavie
- vek pacienta
- počet projekcií (Run)

- hodnota DAP v Gy.cm²:
 - Fluoro
 - Exp.
 - priemer na jednu projekciu
- vstupná dávka pacienta v mGy:
 - Fluoro
 - Exp.
 - priemer na jednu projekciu
- celkový skiaskopický čas

Zo získaných výsledkov som vypočítala aritmetický priemer obidvoch hodnôt dávky počas expozície v Gy.cm², spočítala som výberovú smerodajnú štatistickú odchýlku a pomocou χ^2 -testu som určila štatistickú významnosť. Následne som expozičnú dávku prepočítala na vstupnú dávku pacienta v mGy, vyhodnotila na priemernú dávku v jednej projekcii vzhľadom k celkovému počtu projekcií a zobrazila som za pomoci tabuliek a grafu na základe BMI pacientov.

Druhá štúdia sa týka meraní s frekvenciou 25 snímok/sek. (25 Coronary) na prístroji PHILIPS Integris Allura (KZM). Je tu 10 pacientov, ktorí mali celé vyšetrenie selektívnej koronarografie vykonané s touto frekvenciou. Parametre sú také isté ako v predchádzajúcom meraní.

Ďalej som vybrala 4 najpoužívanejšie projekcie na ľavú koronárnu tepnu u 10 pacientov na prístroji PHILIPS Integris Allura, pri ktorých vyhodnocujem ako sa pri rôznych projekciách mení napätie a dávka pacienta. Vzala som do úvahy tieto parametre:

- uhol rotácie (ROT)
- uhol angulácie (ANG)
- napätie
- hodnota DAP expozície v Gy.cm²
- vstupná dávka pacienta mGy

Projekcie, ktoré som vyhodnocovala, s odchýlkou $\pm 5^\circ$ rotácie a angulácie:

- ROT -30, ANG 0 - prvá projekcia, ktorá sa používa na začiatku koronarografie

- ROT +45, ANG -25 - poloaxiálna projekcia
- ROT +90, ANG 0 - bočná projekcia
- ROT +40, ANG +30 – „spider“ projekcia. (vid' kap. 1.6)

Druhú časť tvoria merania na fantómoch na oboch prístrojoch. Meranie sa robí v bočnej projekcii s uhlom rotácie +90 a uhlom angulácie 0. Vzďialenosť fantómu od röntgenky bola 67 cm. Fantóm je kváder vo veľkosti 25x25x20 cm, je naplnený vodou a jeho váha je 12,5 kg. Na prístroji PHILIPS Integris Allura (KZM) som urobila 18 meraní. Z toho 9 meraní bolo so SID 100 cm a 9 meraní so SID 120 cm. Režim zosilňovača obrazu som použila: 30 cm, 22 cm, 17 cm.

Na KK som vykonala 6 meraní na fantóme so SID 100 cm a 6 meraní so SID 114 cm v bočnej projekcii s uhlom rotácie +90 a uhlom angulácie 0. Režim zosilňovača obrazu som použila: 23 cm, 17 cm.

Merania boli vykonané pri plnom rozťahnutí primárnych clôn a bez použitia klinového filtra. Porovnávam hodnotu DAP (súčin Kermy a Plochy) v Gy.cm², ktorú udáva samotný prístroj a vstupnú dávku na fantóme v mGy, ktorú vyhodnocuje dozimetrické zariadenie. Beriem do úvahy počet snímok v jednej sekvencii (Images) a vyhodnocujem veľkosť vstupnej dávky na 1 snímok (mGy/Images) a tiež aj veľkosť hodnoty DAP na 1 snímok (Gy.cm²/Images). Parametre pri snímkovaní fantómu:

- SID - vzdialenosť zosilňovača obrazu od röntgenky
- ZO- režim zosilňovača obrazu
- napätie- U
- elektrický prúd- I
- čas
- DAP v Gy.cm²
- vstupná dávka v mGy
- Images- počet snímok

4 Výsledky

Meranie dávky na prístroji PHILIPS Integris Allura (KZM)

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1 run	Fluoro	Exp.	ø1 run	čas min.
			roky		DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			
a1	20	M	83	9	6,5	5,8	0,7	18,4	16,4	2,0	3,1
a2	21	M	57	4	3,1	1,7	0,8	8,8	4,8	2,2	0,9
a3	27	F	59	9	10,1	4,0	1,1	28,6	11,3	3,2	1,4
a4	27	M	78	10	11,4	3,9	1,1	32,3	11,0	3,2	1,6
a5	28	M	58	5	6,6	4,9	1,3	18,7	13,9	3,7	1,5
a6	28	F	72	6	6,0	4,3	1,0	17,0	12,2	2,8	1,2
a7	30	F	64	6	19,3	3,1	3,2	54,6	8,8	9,1	1,2
a8	34	M	61	8	18,2	33,4	2,3	51,5	94,6	6,4	6,2
a9	35	F	59	7	11,0	7,0	1,6	31,1	19,8	4,4	1,9
a10	37	F	85	6	17,7	23,9	3,0	50,1	67,7	8,4	4,8
\bar{a}	28	F 5 M 5	67	7	10,9	9,2	1,6	31,1	26,0	4,5	2,4

tab.3 Meranie dávky u pacientov na KZM- dr. A

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1 run	Fluoro	Exp.	ø1 run	čas min.
			Roky		DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			
b1	19	F	62	6	6,9	1,6	1,2	19,5	4,5	3,3	1,0
b2	20	M	57	6	3,0	2,4	0,5	8,5	6,8	1,4	2,4
b3	22	F	73	7	17,9	7,8	2,6	50,7	22,1	7,2	6,1
b4	25	M	57	7	10,5	1,6	1,5	29,7	4,5	4,2	1,0
b5	27	M	49	6	11,1	2,5	1,9	31,4	7,1	5,2	1,1
b6	28	F	55	6	7,4	2,5	1,2	20,9	7,1	3,5	1,1
b7	28	F	78	6	12,4	2,9	2,1	35,1	8,2	5,9	1,1
b8	29	M	63	6	14,6	2,1	2,4	41,3	5,9	6,9	1,0
b9	30	F	72	7	16,2	3,6	2,3	45,9	10,2	6,6	1,4
b10	34	M	63	7	16,9	8,1	2,4	47,8	22,9	6,8	2,1
\bar{b}	26	F 5 M 5	62	6	11,6	3,5	1,8	33,1	9,9	5,1	1,8

tab.4 Meranie dávky u pacientov na KZM-dr.B

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1 Run	Fluoro	Exp.	ø1 Run	čas
			roky								
			DAP [Gy.cm ²]								
c1	22	M	73	7	6,2	3,4	0,9	17,6	9,6	2,5	1,5
c2	23	M	77	7	9,4	7,5	1,3	26,6	21,2	3,8	2,6
c3	25	F	68	5	4,9	3,7	1,0	13,9	10,5	2,8	1,3
c4	27	M	58	7	12,3	4,8	1,8	34,8	13,6	5,0	1,3
c5	28	M	61	8	13,2	6,6	1,7	37,4	18,7	4,7	3,2
c6	30	M	55	5	8,6	4,8	1,7	24,3	13,6	4,9	1,3
c7	31	M	53	7	14,3	5,1	2,0	40,5	14,4	5,8	1,3
c8	32	M	77	9	11,5	15	1,3	32,6	42,5	3,6	5,0
c9	33	F	66	8	17,8	9,3	2,2	50,4	26,3	6,3	2,2
c10	35	F	56	7	15,2	12,2	2,2	43,0	34,5	6,1	2,1
\bar{c}	28	F 3 M 7	64	7	11,3	7,2	1,6	32,1	20,5	4,5	2,2

tab.5 Meranie dávky u pacientov na KZM-dr.C

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1 run	Fluoro	Exp.	ø1 run	čas
			roky								
			DAP [Gy.cm ²]								
d1	19	F	73	6	4,6	3,6	0,8	13,0	10,2	2,2	1,0
d2	22	F	65	5	3,7	4,5	0,7	10,5	12,7	2,1	1,2
d3	23	F	87	6	5,7	9,2	1,0	16,1	26,0	2,7	2,2
d4	25	M	64	6	8,4	7,5	1,4	23,8	21,2	4,0	1,4
d5	27	M	75	9	14,9	15,6	1,7	42,2	44,2	4,7	2,2
d6	30	F	54	4	5,4	5,3	1,4	15,3	15,0	3,8	0,7
d7	32	M	60	8	17,5	19,2	2,2	49,5	54,4	6,2	2,5
d8	38	M	53	9	23,4	17,0	2,6	66,2	48,1	7,4	2,0
d9	42	M	57	5	16,9	32,3	3,4	47,8	91,4	9,6	2,1
d10	54	F	29	4	10,5	24,5	2,6	29,7	69,4	7,4	1,9
\bar{d}	31	F 5 M 5	61	6	11,1	13,9	1,8	31,4	39,3	5,0	1,7

tab.6 Meranie dávky u pacientov na KZM-dr.D

Meranie dávky na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 (KK)

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1	Fluoro	Exp.	ø1	čas
			roky		DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			min.
A1	20	M	57	6	2,4	3,0	0,5	11,6	14,4	2,4	2,4
A2	23	M	83	6	7,7	5,3	0,9	37,1	25,5	4,3	2,8
A3	24	F	79	5	7,7	5,6	1,1	37,1	27,0	5,4	2,5
A4	25	M	74	4	4,2	8,5	2,1	20,2	40,9	10,2	1,7
A5	27	M	82	8	3,4	10,5	1,3	16,4	50,6	6,3	1,2
A6	28	M	67	5	2,2	11,6	2,3	10,6	55,9	11,2	1,2
A7	29	F	58	8	2,8	17,2	2,2	13,5	82,8	10,4	1,4
A8	31	M	46	6	4,8	12,6	2,1	23,1	60,7	10,1	1,9
A9	33	F	62	7	3,8	18,2	2,6	18,3	87,7	12,5	1,2
A10	39	M	66	8	20,0	23,8	3,0	96,3	114,6	14,3	4,3
\bar{A}	28	F 3 M 7	67	6	5,9	11,6	1,8	28,4	56,0	8,7	2,1

tab.7 Meranie dávky u pacientov na KK-dr.A

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1	Fluoro	Exp.	ø1 run	Čas
			roky		DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			min.
B1	19	F	62	6	1,6	6,9	1,2	7,7	33,2	5,5	1,0
B2	20	M	57	6	2,4	3,0	0,5	11,6	14,4	2,4	2,4
B3	25	M	57	7	1,6	10,5	1,5	7,7	50,6	7,2	1,0
B4	27	M	49	6	2,5	11,1	1,9	12,0	53,5	8,9	1,1
B5	28	F	55	6	2,5	7,4	1,2	12,0	35,6	5,9	1,1
B6	28	F	78	6	2,9	12,4	2,1	14,0	59,7	10,0	1,1
B7	29	M	63	6	2,1	14,6	2,4	10,1	70,3	11,7	1,0
B8	30	F	72	7	3,6	16,2	2,3	17,3	78,0	11,1	1,4
B9	34	M	63	7	8,1	16,2	2,3	39,0	78,0	11,1	2,1
B10	36	M	79	8	2,5	14,9	1,9	12,0	71,8	9,0	1,4
\bar{B}	27	F 4 M 6	63	6	2,9	11,3	1,7	14,4	54,5	8,3	1,4

tab.8 Meranie dávky u pacientov na KK-dr.B

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1	Fluoro	Exp.	ø1	čas
			Roky		DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			
C1	21	F	62	5	0,2	2,8	0,6	1,0	13,5	2,7	0,8
C2	21	M	67	6	1,5	7,7	1,3	7,2	37,1	6,2	1,3
C3	24	M	66	6	3,7	11,5	1,9	17,8	55,4	9,2	1,9
C4	25	F	51	6	0,1	4,0	0,7	0,5	19,3	3,2	0,7
C5	25	M	61	5	1,9	6,4	1,3	9,2	30,8	6,2	1,5
C6	27	M	59	7	3,9	8,0	1,1	18,8	38,5	5,5	1,1
C7	28	F	68	6	1,2	8,0	1,3	5,8	38,5	6,4	1,3
C8	29	M	66	9	2,1	8,7	1,0	10,1	41,9	4,7	1,9
C9	30	M	68	6	2,3	9,8	1,6	11,1	47,2	7,9	1,1
C10	36	M	79	8	2,5	14,9	1,9	12,0	71,8	9,0	1,4
\bar{C}	26	F 3 M 7	64	6	1,9	8,2	1,3	9,3	39,4	6,1	1,3

tab. 9 Meranie dávky u pacientov na KK-dr.C

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1	Fluoro	Exp.	ø1	čas
			Roky		DAP [Gy.cm ²]			DAP [mGy]			
D1	18	M	50	5	2,8	6,0	1,2	13,5	28,9	5,8	1,2
D2	22	F	67	9	2,6	12,0	1,3	12,5	57,8	6,4	1,4
D3	25	M	73	8	2,7	16,7	2,1	13,0	80,4	10,1	1,4
D4	26	F	72	6	2,9	9,1	1,5	14,0	43,8	7,3	1,2
D5	27	F	75	5	6,3	7,5	1,5	30,3	36,1	7,2	1,7
D6	29	F	69	6	8,1	8,2	1,4	39,0	39,5	6,6	1,9
D7	32	F	78	7	4,6	10,3	1,5	22,2	49,6	7,1	1,3
D8	34	F	70	5	2,6	7,0	1,4	12,5	33,7	6,7	1,0
D9	36	M	79	8	2,5	14,9	1,9	12,0	71,8	9,0	1,4
D10	45	F	43	7	2,7	19,6	2,8	13,0	94,4	13,5	1,4
\bar{D}	29	F 7 M 3	67	6	3,7	11,1	1,7	18,2	53,6	8,0	1,4

tab. 10 Meranie dávky u pacientov na KK-dr.D

	BMI	Pohl.	Vek roky	Run	DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			čas min.
					Fluoro	Exp.	Ø1 run	Fluoro	Exp.	Ø1 run	
\bar{a}	28	F5/M5	67	7	10,9	9,2	1,6	31,1	26,0	4,5	2,4
\bar{b}	26	F3/M7	62	6	11,6	3,5	1,8	33,1	9,9	5,1	1,8
\bar{c}	28	F3/M7	64	7	11,3	7,2	1,6	32,1	20,5	4,5	2,2
\bar{d}	31	F5/M5	61	6	11,1	13,9	1,8	31,4	39,3	5,0	1,7
\bar{A}	28	F3/M7	67	6	5,9	11,6	1,8	28,4	56,0	8,7	2,1
\bar{B}	27	F4/M6	63	6	2,9	11,3	1,7	14,4	54,5	8,3	1,4
\bar{C}	26	F3/M7	64	6	1,9	8,2	1,3	9,3	39,4	6,1	1,3
\bar{D}	29	F7M3	67	6	3,7	11,1	1,7	18,2	53,6	8,0	1,4
$(1 - \bar{a}/\bar{A}) * 100\%$						20,6	11,1		53,57	48,28	
$(1 - \bar{b}/\bar{B}) * 100\%$						69,0	-0,05		81,83	38,55	
$(1 - \bar{c}/\bar{C}) * 100\%$						12,2	-23,0		47,97	26,23	
$(1 - \bar{d}/\bar{D}) * 100\%$						-25,2	-5,88		26,68	37,50	

tab.11 Porovnanie výsledkov dávky expozície u pacientov na KZM a KK

Z tab.2-11 vidíme výsledky radiačnej záťaže pacientov pri koronarografii vyšetrovanej jednotlivými lekármi. Priemerné BMI pacientov vyšetovaných na prístroji PHILIPS Integris Allura je 28, počet žien 16, počet mužov 24. Priemerný vek pacientov je 64 rokov a priemerný počet projekcií pri koronarografii je 6. Priemerná hodnota DAP v Gy.cm² počas skiaskopie je 11,2, expozície 8,4, priemerná hodnota DAP na jednu projekciu je 1,7 Gy.cm². Vstupná dávka v mGy počas skiaskopie je 31,9, expozície 23,9 a priemerná dávka na jednu projekciu je 4,7 mGy. Priemerný skiaskopický čas je 2 min.

Na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 je priemerné BMI pacientov 27, počet žien 17, počet mužov 23, priemerný vek pacientov 65 rokov a priemerne 6 projekcií pri koronarografii. Priemerná hodnota DAP v Gy.cm² počas skiaskopie je 3,6, expozície 10,5 a priemerná hodnota DAP na jednu projekciu 1,6 Gy.cm². Vstupná dávka v mGy je počas skiaskopie 17,5 (takmer o polovicu menšia ako na KZM), expozície 50,8 (2x vyššia ako na KZM) a priemerná dávka na jednu projekciu je 7,7 mGy (2x vyššia ako na

KZM). Celkový skiaskopický čas je 1,5 min., čo je o 30 sekúnd nižší ako na KZM a tým je aj skiaskopická dávka nižšia na KK.

Lekár A mal na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 o 48% vyššiu vstupnú dávku pacienta v mGy priemerne na jednu projekciu. Lekár B o 38%, lekár C o 26% a lekár D o 37%.

Podľa štatistickej metódy χ^2 nulová hypotéza znie: Celková dávka v Gy.cm² na prístroji nezávislá na lekárovi. $\chi^2 = 4,037$, stupne voľnosti 3 a kritická hodnota je 11,35 na hladine významnosti 1%. Hypotézu prijímame na tejto hladine významnosti ⁽¹¹⁾.

Podľa štatistickej metódy χ^2 nulová hypotéza znie: Celková dávka v Gy.cm² nezávislá na prístroji. $\chi^2 = 3,9$, stupne voľnosti 3, kritická hodnota pre 1% hladiny významnosti 11,35. Hypotézu nemožno zamietnuť na tejto hladine významnosti a prijímame ju ⁽¹¹⁾.

BMI pacienta významne ovplyvňuje jeho vstupnú dávku. Tab.12 nám ukazuje ako so stúpajúcou BMI stúpa aj radiačná záťaž pacienta priemerne na jednu projekciu na KZM a KK. Kým pacient s BMI 19 dostane dávku 2,7 mGy na KZM a 5,5 mGy na KK, tak pacient s BMI 34 dostane dávku 6,6 mGy na KZM a 8,9 mGy na KK. So stúpajúcim BMI pacienta stúpa i jeho radiačná záťaž.

BMI	KZM		KK	
	Počet ľudí	ø1 proj. mGy	Počet ľudí	ø1 proj. mGy
18	0		1	5,8
19	2	2,7	1	5,5
20	2	1,7	2	2,4
21	1	2,2	2	4,4
22	3	4,0	1	6,4
23	2	3,2	1	4,3
24	0		2	7,3
25	3	3,6	5	7,3
26	0		1	7,3
27	4	4,5	4	6,9
28	5	4,1	4	8,3
29	1	6,9	4	8,3
30	4	6,1	2	9,5
31	1	5,8	1	10,1
32	2	4,9	1	7,1
33	1	6,3	1	12,5
34	2	6,6	2	8,9
35	2	5,2	0	
36	0		3	9,0
37	1	8,4	0	
38	1	7,4	0	
39	0		1	14,3
42	1	9,6	0	
45	0		1	13,5
54	1	7,4	0	

tab.12 Porovnanie dávky podľa BMI na KZM a KK

	BMI	Pohl.	Vek	Run	Fluoro	Exp.	ø1	Fluoro	Exp.	ø1	čas
			Roky		DAP [Gy.cm ²]			D [mGy]			
e1	22	M	74	7	21,9	5,4	3,1	62,0	15,3	8,9	1,8
e2	25	M	65	7	24,8	19,6	3,5	70,2	55,5	10,0	3,7
e3	26	M	74	8	9,6	6,1	1,2	27,2	17,3	3,4	2,2
e4	29	M	81	8	24,0	28,2	3,0	67,9	79,8	8,5	3,5
e5	29	M	61	7	24,0	10,8	3,4	67,9	30,6	9,7	1,8
e6	30	F	61	6	24,1	3,1	4,0	68,2	8,8	11,4	1,2
e7	30	M	70	9	36,4	9,9	4,0	103,0	28,0	11,4	1,8
e8	32	M	58	12	14,8	7,0	1,2	41,9	19,8	3,5	2,0
e9	36	M	65	10	49,0	21,0	4,9	138,7	59,4	13,9	3,1
e10	46	F	75	9	30,3	22,3	3,4	85,8	63,1	9,5	3,2
<i>e</i>	30	F 2 M 8	68	8	25,8	13,3	3,2	73,3	37,8	15,3	2,4

tab.13 Meranie dávky u pacientov na prístroji PHILIPS Integris Allura s frekvenciou 25 snímokov/sek.

Pri použití frekvencie 12,5 snímokov/sek. na prístroji PHILIPS Integris Allura dostane pacient s BMI 30 priemernú vstupnú dávku na 1 projekciu počas expozície 6,1 mGy (vid' tab.12). Ak použijeme frekvenciu 25 snímokov/sek., tak pacient s BMI dostane priemernú dávku na 1 projekciu počas expozície 11,4 mGy. V praxi to znamená, že vyšetrenie s frekvenciou 25 snímokov/sek. prináša až 2x vyššiu radiačnú záťaž pre pacienta.

	ROT -30 ANG 0			ROT +45 ANG -25			ROT +90 ANG 0			ROT +45 ANG +30		
	U	DAP- Exp.		U	DAP- Exp.		U	DAP- Exp.		U	DAP- Exp.	
	kV	Gy.cm ²	mGy	kV	Gy.cm ²	mGy	kV	Gy.cm ²	mGy	kV	Gy.cm ²	mGy
f1	74	0,6	1,7	83	1,1	3,1	74	0,6	1,7	88	0,7	2,0
f2	79	1,0	2,8	78	0,7	2,0	78	0,9	2,5	89	1,5	4,2
f3	83	0,8	2,3	101	3,7	10,5	89	3,5	9,9	119	5,8	16,4
f4	69	1,2	3,4	72	0,7	2,0	73	0,9	2,5	75	1,0	2,8
f5	71	0,3	0,8				73	1,4	4,0	89	1,3	3,7
f6	68	0,6	1,7				68	0,9	2,5	75	1,0	2,8
f7	68	0,6	1,7	73	1	2,8	71	0,9	2,5			0,0
f8	74	1,2	3,4	91	2,3	6,5	78	1,3	3,7	96	2,5	7,1
f9	72	1,6	4,5	84	2,5	7,1	80	2,6	7,4	112	3,5	9,9
f10				114	1,5	4,2	77	1,6	4,5	81	1,9	5,4
\bar{f}	73	0,9	2,5	87	1,7	4,8	76	1,5	4,1	92	2,1	5,4

tab.14 Porovnávanie dávky a napätia vo vybraných projekciách na KZM

Z tab.14 vidíme ako nám vybrané projekcie na prístroji PHILIPS Integris Allura ovplyvňujú radiačnú záťaž pacienta pri expozícii. Najmenšiu vstupnú dávku 2,5 mGy dostane pacient pri prvej projekcii s ROT -30 a ANG 0. Priemerné napätie je v tomto prípade 73 kV a hodnota DAP 0,9 Gy.cm². Naopak, projekcia „spider“ prináša najväčšiu radiačnú záťaž pacienta 5,4 mGy. Napätie je až 92 kV a hodnota DAP je 2,1 Gy.cm². Čím väčšie uhly rotácie a angulácie používame, tým sa dávka pacienta zvyšuje a naopak.

ROT +90 ANG 0										
	SID [cm]	ZO [cm]	U [kV]	I [mA]	čas [ms]	DAP [Gy.cm ²]	D [mGy]	Images	ø DAP [Gy.cm ²]	ø D [mGy]
g1	100	30	63	262	7	3,5	16,5	120	0,029	0,13
g2	100	30	63	262	7	3,7	17,2	127	0,029	0,13
g3	100	30	63	260	7	3,6	16,8	124	0,029	0,13
g4	100	22	65	300	7	2,4	19,8	122	0,019	0,16
g5	100	22	65	298	7	2,5	20,9	129	0,019	0,16
g6	100	22	65	298	7	2,3	19,7	121	0,019	0,16
g7	100	17	69	402	7	2,1	28,3	112	0,018	0,25
g8	100	17	69	402	7	2,1	30,5	121	0,017	0,25
g9	100	17	69	402	7	2,1	30,7	121	0,017	0,25
g10	120	30	65	297	7	3,1	20,6	124	0,025	0,16
g11	120	30	65	303	7	3,0	20,4	119	0,025	0,17
g12	120	30	65	298	7	3,0	20,4	123	0,024	0,16
g13	120	22	67	358	7	2,3	27,2	129	0,017	0,21
g14	120	22	67	355	7	2,2	25,5	123	0,017	0,20
g15	120	22	67	355	7	2,2	25,6	123	0,017	0,20
g16	120	17	69	402	7	1,9	34,5	118	0,016	0,29
g17	120	17	69	402	7	2,0	37,4	127	0,015	0,29
g18	120	17	69	402	7	2,1	36,8	125	0,016	0,29

tab.15 Meranie expozičnej dávky na fantóme na prístroji PHILIPS Integris Allura

ROT +90 ANG 0										
	SID [cm]	ZO [cm]	U [kV]	I [mA]	čas [ms]	DAP [Gy.cm ²]	D [mGy]	Images	ø DAP [Gy.cm ²]	ø D [mGy]
h1	100	23	60	282	7	2,9	26,0	176	0,016	0,14
h2	100	23	60	284	7	0,7	6,5	44	0,015	0,14
h3	100	23	60	284	7	0,9	8,1	55	0,016	0,14
h4	100	17	63	312	7	1,0	19,3	79	0,012	0,24
h5	100	17	63	313	7	0,7	13,3	54	0,012	0,24
h6	100	17	63	313	7	0,7	13,2	54	0,012	0,24
h7	114	23	63	352	7	0,8	8,3	41	0,019	0,20
h8	114	23	63	352	7	0,9	10,0	49	0,018	0,20
h9	114	23	63	352	7	0,8	8,3	42	0,019	0,19
h10	114	17	67	402	7	0,4	6,9	27	0,014	0,25
h11	114	17	67	405	7	0,7	12,9	50	0,014	0,25
h12	114	17	67	402	7	0,5	9,0	35	0,014	0,25

tab.16 Meranie expozičnej dávky na fantóme na prístroji PHILIPS Integris HM 3000

Výsledky meraní na fantómoch (tab.15-16) ukázali skutočnosť, že čím väčší režim poľa použijeme pri najmenej SID, tým je priemerná hodnota DAP vyššia a priemerná vstupná dávka nižia. Na prístroji PHILIPS Integris Allura s ZO 30 cm a SID 100 cm je priemerná vstupná dávka 0,13 mGy na jeden snímok a priemerná hodnota DAP nám ukazuje 0,029 Gy.cm². Ak použijeme ZO 17 cm a SID 100 cm, tak vstupná dávka na oboch prístrojoch je takmer rovnaká 0,25 mGy (KZM) a 0,24 mGy (KK) ale hodnota DAP sa výrazne líši 0,017 Gy.cm² (KZM) a 0,012 Gy.cm² (KK). Skutočnosť je taká, že s menším SID sa znižuje radiačná záťaž pacienta a naopak. A čím menší režim zosilňovača obrazu použijeme (zoom), tým hodnota DAP klesá a vstupná dávka stúpa.

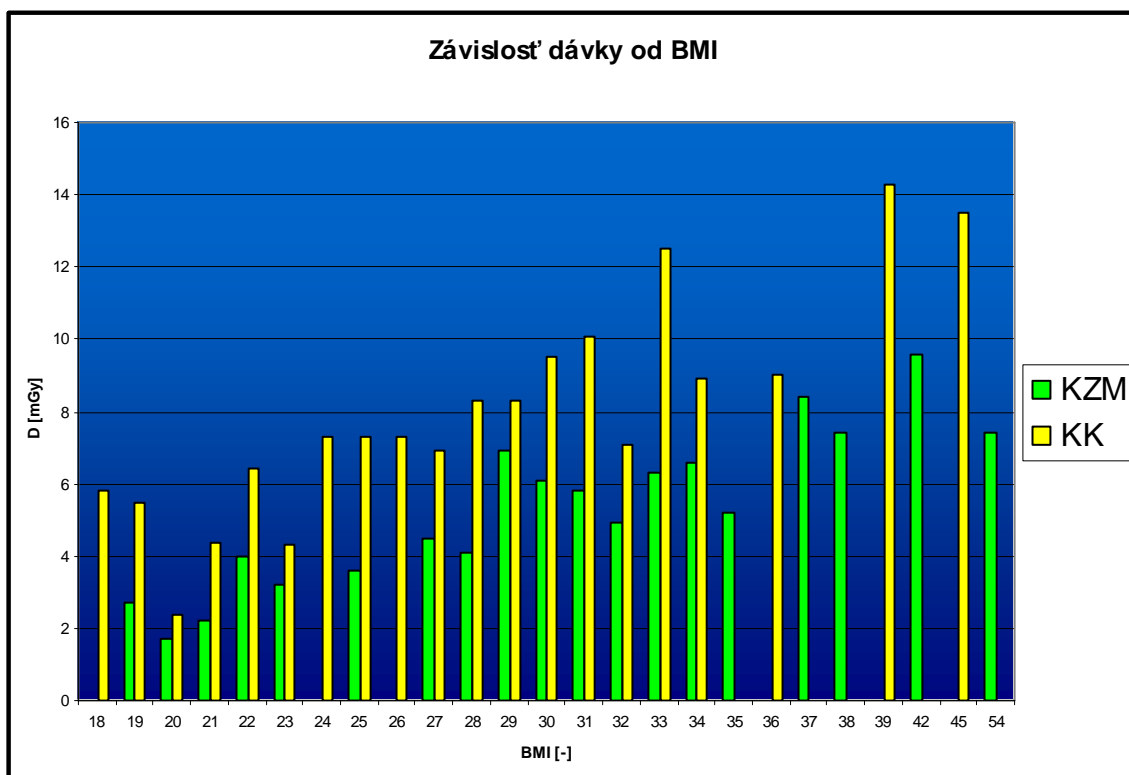
ROT +90 ANG 0										
	SID [cm]	ZO [cm]	U [kV]	I [mA]	čas [ms]	DAP [Gy.cm ²]	D [mGy]	Images	ø DAP [Gy.cm ²]	ø D [mGy]
i1	114	23	60	282	7	0,3	6,9	44	0,006	0,15
i2	114	23	60	282	7	0,3	7,4	47	0,006	0,15
i3	114	23	60	282	7	0,2	5,3	34	0,006	0,15

tab.17 Meranie expozičnej dávky na fantóme na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 s clonami

Ak použijeme ZO 23 cm so SID 114 cm pri plnom rozťahnutí clôn, tak priemerná vstupná dávka na fantóme je 0,20 mGy a hodnota DAP 0,019 Gy.cm² (viď tab.16). Ak stiahneme primárne clony asi o 20%, tak priemerná vstupná dávka na fantóme je už len 0,15 mGy a hodnota DAP 0,006 Gy.cm² (viď tab.17). Z toho vyplýva, že vstupná dávka na fantóme sa znížila o 25% a hodnota DAP klesla o 68%.

5 Diskusia

Graf 1 nám ukazuje ako BMI ovplyvňuje radiačnú záťaž pacienta. So zvyšujúcim BMI sa zvyšuje i expozičná dávka pacienta. Čím je pacient silnejší, tým je röntgenka nútená vynaložiť viac žiarenia na získanie kvalitatívneho obrazu. Čiže množstvo radiačnej záťaže pri vyšetreniach, ktoré využívajú ionizačné žiarenie je v našich rukách nielen pri SKG, ale i iných vyšetreniach ako sú napr. CT, NMR, NM a iné.



graf.1 Závislosť dávky expozície od BMI na KZM a KK

Pri porovnaní radiačnej záťaže pacienta nám vyšlo, že vyššia frekvencia (25 Coronary) prináša dvojnásobnú radiačnú záťaž pre pacientov. Z mojich pozorovaní som zistila, že vyššiu frekvenciu využívajú najmä kardiológovia, radiológovia nikdy, nakoľko si uvedomujú riziko vyššej radiačnej záťaže pacienta a tým i personálu. Výhodnejšie

je využívať tzv. funkciu zoom už exponovanej projekcie, ktorá poskytuje to samé rozlíšenie a zväčšenie bez zbytočnej radiačnej záťaže pacienta.

Tab.2 nám ukazuje, že veľkosť ohniska je na KZM 0,4-07 mm a na KK 0,5-0,8 mm. Táto rozdielna veľkosť ohniska je kvôli vaskulárnemu programu, ktorý má prístroj PHILIPS Integris Allura na KZM. Čím je menšie ohnisko, tým je lepšia kvalita obrazu a lepšie rozlíšenie.

I keď sa nevenujem skiaskopickej dávke pri SKG, udrelo mi do očí poznanie, že skiaskopická dávka na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 je nižšia ako na druhom prístroji. Z kap.1.14 vieme, že skiaskopickú dávku skôr ovplyvňujú anatomické pomery pacienta, čiže sa nedá objektívne posudzovať.

Najvýznamnejší faktorom, ktorý ovplyvňuje skiaskopickú dávku je skiaskopický čas. Na KZM bol 2 min. a na KK 1,5 min. Pacient na KZM dostal fluorskopickú dávku 31,9 mGy, teda 0,26 mGy za 1 sekundu. Na KK dostal pacient dávku skiaskopie 17,5 mGy, teda 0,19 mGy za 1 sekundu. Významne skiaskopickú dávku ovplyvňuje režim dávkového príkonu (low, normal, high), ktorý však som nesledovala nakoľko si ho katetrizujúci lekár mení počas skiaskopie a nebolo v mojích silách sledovať tieto zmeny.

Po tomto očividnom fakte som sa dopátrala k samej príčine, ktorá spôsobila taký rozdiel radiačnej dávky pacienta počas skiaskopie. Skiaskopickú dávku ovplyvňuje i dávkový príkon, ktorý je na prístroji trvalo nastavený. Kým na prístroji PHILIPS Integris HM 3000 je príkon 3,5 mA, tak na prístroji PHILIPS Integris Allura je príkon 5,0 mA. Čím je vyšší príkon, tým je lepšia kvalita obrazu a rozlíšenie ale pacient dostane vyššiu radiačnú záťaž a naopak.

Pri porovnávaní radiačnej záťaže vo vybraných projekciách vidíme, že najväčšiu radiačnú záťaž dostane pacient v projekcii „spider“. Kardiológovia a ja sme sa mylne domnievali, že je to bočná projekcia. Vidíme, že nielen rotácia ale i angulácia výrazne ovplyvňujú radiačnú záťaž pacienta. Najmenšia dávka bola pri ROT -30 a ANG 0, kde C-rameno bolo mierne natočené vpravo.

Zo získaných výsledkov na pacientoch a fantómoch môžem vyvodiť, že na radiačnej záťaži pacienta sa podieľajú tieto faktory a parametre:

- veľkosť režimu poľa (zoom)

- veľkosť zosilňovača RTG obrazu (ZO)
- vzdialenosť pacient-röntgenka
- vzdialenosť röntgenka-zosilňovač RTG obrazu (SID)
- nastavenie expozičných parametrov- kV, mA, ms
- vyťaženosť röntgenky
- dávkový príkon
- frekvencia
- clony
- uhly angulácie a rotácie
- BMI

6 Záver

Selektívna koronarografia zostáva zatiaľ unikátnou, nenahraditeľnou metódou na vyšetrenie koronárnych tepien i napriek tomu, že je to drahá vyšetrovacia metóda a pacient je pri nej ohrozovaný ionizujúcim žiarením z angiografických prístrojov. Medicínske hľadisko je avšak prioritné, diagnostický alebo liečebný výkon nemožno ukončiť z dôvodu dávky RTG žiarenia. Preto je nutné dodržiavať určité pokyny, ktoré by mali byť pre katetrizujúceho lekára samozrejmosťou, nakoľko riziko ožiarenia je vždy individuálne (lekár-pacient). Rozumný lekár rozumne zaobchádza rozumne s RTG žiarením, ktoré je v jeho rukách dobrým pomocníkom.

Na základe vlastných skúseností s asistenciou pri koronarografiach v posledných štyroch rokoch (2003-2007) vo FN v Motole som poukázala na súbore 100 pacientov a ich radiačnej záťaže na dvoch angiografických prístrojoch. Sledovala som parametre, ktoré ju ovplyvňujú. Tieto výsledky som porovnávala s meraním na fantómoch. Zistila som, že radiačnú záťaž ovplyvňuje súhrn viacerých nastavení a parametrov. Zo získaných výsledkov možno nastoliť vo vyšetrení SKG tieto pravidlá:

- čo najkratší prevádzkový čas
- udržiavať počas prevádzky čo najväčšiu vzdialenosť od pacienta (v rámci možností RTG vyšetrovania pacienta)
- zosilňovač RTG obrazu vždy čo najbližšie k pacientovi, röntgenka čo najďalej od pacienta
- v bočnej projekcii lekár stojí vždy na strane zosilňovača
- najnižšia radiačná záťaž je v minimálnych uhloch rotácie a angulácie
- čo najmenej používať režim zväčšenia (zoom)
- čo najmenej používať režim kontinuálnej skiaskopie
- používať nízky dávkový príkon v skiaskopii
- dôsledne používať clony s výberom väčšieho zobrazovaného poľa

Moja práca môže poslúžiť najmä katetrizujúcim lekárom-začiatocníkmi. Lekárkardiológ sa nezúčastňuje školenia ako zaobchádzať s ionizujúcim žiarením. Všetky poznatky získava od skúsenejšieho školiteľa a kolegov. Vo svojej praxi som sa často

stretávala s mylnými predstavami ohľadom röntgenu a jeho žiarenia, radiačnej záťaže vo vybraných projekciách, režimu zosilňovača obrazu a pod. Takisto môže byť moja práca prínosom i pre rádiologických asistentov, ktorí nemajú vysokoškolské vzdelanie a doplnia si vedomosti o radiačnej záťaži pacienta na angiografických prístrojoch. Bolo by aj vhodné vytvoriť nové štandardy na katetrizačných sálach, nakoľko štandardy vo FN v Motole sú zastaralé s neplatnými zákonmi.

7 Zoznam použitej literatúry:

1. ASCHERMANN, Michael. *Kardiologie*. 1.časť. 1.vyd. Praha 5 : Galén, 2004. 753 s. ISBN 80-7262-290-0
2. GREGOR, Pavel, Widimský Petr. *Kardiologie*. 1.vyd. Praha 5: Galén, 1999. 345 s.
3. GRECH E D, RAMSDALE D R. *Practical interventional cardiology*. 1.vyd. London., 1997. 445 s.
4. EISNER, Tomáš. *Úloha radiologického asistenta při angiografických výkonech*. České Budějovice: JCU ZSF, 2007. 78 str.
5. KLENER, Vladislav a spol. *Hygiena záření*. 1.vyd. Praha 1: Avicenum, 1988. 472 s.
6. KLENER, Vladislav a kol. *Princípy a praxe radiační ochrany*. 1.vyd. Praha 1: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000. 1. 619 s. ISBN 80-238-3703-6
7. NEKULA, Josef a kol. *Radiologie*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2001. 205 s. ISBN 80-244-0259-9
8. PHILIPS Medical Systems. *Návod k obsluhu Integris Allura*. 1.vyd. Holandsko 1999. České vydanie
9. <http://www.suro.cz//lekarske-writing.html>, February 22, 2008
10. Daničková, Kateřina. Používané dozimetrické veličiny.
e-mail: miriamkv@seznam.cz od katerina.danicikova@seznam.cz, February 13, 2008
11. Daničková, Kateřina. Statistika pre zdravotnícke školy.
e-mail: miriamkv@seznam.cz od katerina.danicikova@seznam.cz, May 2, 2008

8 Klúčové slová

angiografický prístroj, pacient, radiačná záťaž, selektívna koronarografia, technické parametre