Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

Bakalářská práce

Vliv koncentrace jodu v kontrastní látce na kvalitu CT zobrazení

9. květen 2008 Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger Skalická

Konzultant: MUDr. Stanislav Kašík

Autor: Pavlína Ranšová

Influence of iodine concentration in contrast medium on the quality of the CT imaging.

Our work focused on determining absolute and relative density of various contrast agents in relation to iodine contents using in vitro and in vivo methods. It was documented that the relative density of contrast agents increases with the decreasing contents of iodine, i.e. density absolute values vary inversely as iodine content in these substances. Four various agents, bearing commercial names Visipaque 270, Visipaque 320, Ultravist 370 and Iomeron 400, in their original glass packing were used for our in vitro measurements. The measurements were carried out using CT equipment Somatom Emotion Duo (Siemens, Forchheim, Germany). Individual packing of the contrast agents were scanned by means of a standard protocol and under standard conditions. The obtained data were entered into tables. A retrospectively selected array of patients with standard scan of their stomachs was used for our in vivo measurements with a defined standard protocol using the same CT equipment and pressure injector CT 9000 Advantage (Liebel-Flarsheim, Mallinckrodt, the U.S.A.). The following data from 258 patients were recorded: age, sex, blood density after administering contrast agent in vitro on the level of diaphragm hiatus and on the bifurcation level, AP dimension of the patients on the hiatus level. Mean densities of the individual kinds of contrast agents were compared and a good correlation with the in vitro measurements was found out. The measured values were then analysed. The interdependence was studied in the measured densities and age, density changes measured on the hiatus level and on the bifurcation level for the individual contrast agents. The interdependence of the blood density on the AP dimension of the patients was also studied due to its practical use and it was documented that there is a good correlation of the decreasing density with the AP dimension as a simple parameter used instead of finding out patients' weights.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Vliv koncentrace jodu v kontrastní látce na kvalitu CT zobrazení“ 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 své bakalářské práce v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích, 9. května 2008

Pavlína Ranšová

Poděkování

Děkuji Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické z Katedry radiologie a toxikologie Zdravotně sociální fakulty Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích a prim. MUDr. Stanislavu Kašíkovi z radiodiagnostického oddělení Oblastní nemocnice Kolín, a.s. za odborné vedení a cenné připomínky k mé bakalářské práci.

Pavlína Ranšová

OBSAH

ÚVOD 7

1. SOUČASNÝ STAV 8

1.1 Kontrastní látky 8

1.1.1 Historie vývoje kontrastních látek 8

1.1.2 Obecné dělení kontrastních látek 9

1.1.3 Dělení kontrastních látek používaných při CT vyšetření 11

1.1.4 Vlastnosti jodových kontrastních látek 13

1.1.5 Zásady intravaskulárního podání JKL při CT vyšetření 17

1.1.6 Nežádoucí reakce na intravaskulárně podávané JKL 18

1.1.7 Premedikace pacientů před podáním JKL při CT vyšetření 19

1.1.8 Kontraindikace podání JKL před CT vyšetřením 19

1.2 Výpočetní tomografie **20**

1.2.1 Historie CT 20

1.2.2 Základní typy konstrukce přístrojů pro CT 21

1.2.3 Základní principy zobrazení CT 25

1.2.4 Detektorové systémy 26

1.2.5 Prostorové rozlišení 27

1.2.6 Kontrastní rozlišení 29

1.2.7 Postprocessing 29

1.2.8 Archivace CT vyšetření 31

1.3. Aplikační schéma intravenózního podání JKL při CT vyšetřeních **32**

1.3.1 Optimalizované aplikační schéma 32

1.3.2 Metoda dvou fází v jenom nástřiku 34

1.3.3 Cirkulační fáze 34

2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA **35**

3. METODIKA **36**

4. VÝSLEDKY **37**

4. 1 Měření jodových kontrastních látke in vitro 37

4. 2 Měření jodových kontrastních látke in vivo 40

5. DISKUZE 45

5.1 Měření jodových kontrastních látek in vitro 45

5.2 Věková charakteristika souboru 46

5.3 Průměrná denzita krve v aortě v úrovni bráničního hiátu a bifurkace 46

5.4 Závislost denzity krve v aortě v úrovni hiátu a bifurkace na AP rozměru pacienta 47

5.5. Procentuální zeslabení (zesílení) denzity krve v břišní aortě v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu v závislosti na AP rozměru pacienta 47

6. ZÁVĚR 49

7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY 50

8. KLÍČOVÁ SLOVA 52

9. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK 53

10. PŘÍLOHY 54

ÚVOD

Vyšetření výpočetní tomografií se stalo rutinní metodou při diagnostickém procesu na všech úrovních – od praktických lékařů až po specializovaná univerzitní pracoviště. Je to dáno relativně snadnou dostupností tohoto typu vyšetření. Při vzrůstajícím počtu vyšetření pomocí výpočetní tomografie se zvyšuje i spotřeba jodových kontrastních látek, které jsou aplikovány většímu počtu pacientů. Dochází ke změnám v protokolech samotných vyšetřeních na nových multidetektrových CT přístrojích a v souvislosti s tím je nutné měnit i protokoly intravenózního podávání jodových kontrastních látek. Samotný vývoj kontrastních látek se v současné době ustálil a nelze v blízké budoucnosti očekávat kontrastní látku pro CT vyšetření se zcela novými vlastnostmi, případně postavenou na jiné než jodové bázi. Vrcholem v současných kontrastních látkách se staly isoosmolární diméry. Vedlejší účinky zůstávají všem moderním kontrastním látkám společné a zatím je nelze řešit jinak, než prevencí spočívající v přípravě pacienta na vyšetření a úpravou protokolů takovým způsobem, aby pacientovi bylo podáno pokud možno nejmenší, stále však diagnostické množství kontrastní látky. Z těchto důvodů se jeví jako racionální individualizovat dávku kontrastní látky. Přísná individualizace by ale byla brzdou vyšetřování, proto jsem se ve své práci rozhodla prokázat závislost sycení krve kontrastní látkou na jednoduchém parametru, který zhruba odpovídá váze pacienta a který se dá snadno zjistit z již rutinně prováděného nativního vyšetření – předozadního rozměru pacienta v úrovni bráničního aortálního hiátu. Na CT pracovištích se podávají obvykle kontrastní látky s různým obsahem jodu. Ve své práci jsem porovnala jodové kontrastní látky různých firem s obsahem jodu 270, 320, 370 a 400 mg/ml. Zajímalo mě, zda se absolutní hladina jodu odrazí i v kvalitě vyšetření dané hodnotou nasycení (denzita v Hounsfieldových jednotkách) aorty při standardním protokolu. Závěry vyšly zčásti podle předpokladů, zčásti však překvapivě, kdy se relativně více sytí krev po podání kontrastní látky s nižším obsahem jodu. Moje práce může pomoci k odstranění některých dogmat stále uplatňovaných při tvorbě protokolů pro intravenózní aplikace jodových kontrastních látek používaných při CT vyšetřeních.

1. SOUČASNÝ STAV

1.1 Kontrastní látky

Řada tkání lidského těla absorbuje rentgenové záření téměř stejně. K jejich odlišení nám pomáhá, když do těchto tkání (orgánů) vpravíme látku, která se absorpční schopností liší od absorpční schopnosti měkkých tkání. Tyto látky označujeme jako kontrastní látky (17).

1.1.1 Historie vývoje kontrastních látek

Použití kontrastní látky v radiologii je datováno rokem 1896, kdy dva vídenští lékaři Edward Haschek a Otto Lindenthal publikovali nástřik cév amputované ruky s použitím pasty obsahující soli vizmutu, olova a barya. V souvislosti s použitím jodu nebo jodového oleje v léčbě syfilis si všiml E. D. Osborne v Rochesteru, že jodid sodný se vychytává v odvodném systému ledvin a je pak patrný na rentgenových snímcích břicha. V roce 1921 Joseph Berberich a Samson R. Hirsch použili intravenózní aplikaci bromidu stroncia, ale původní záměr zobrazit větve plicnice se jim nepodařil. S touto prací se seznámil chirurg Barney Brooks a v St. Louis v roce 1923 zhotovil první angiogram s použitím jodidu sodného.

Artur Binz a jeho spolupracovníci v Berlíně koncem 20. let minulého století syntetizovali více než 700 sloučenin jodu a pyridinu ve snaze navázat jod do netoxické molekuly. Z této práce vznikly jodové kontrastní látky vyrobené ve 30. letech 20. století firmou Schering v Berlíně. Nejznámější z nich byl Uroselektan. Mezitím byl ve 30. letech používán 25% oxid thoričitý v koloidní úpravě pod komerčním názvem Thorotrast. Tato kontrastní látka byla akutně dobře tolerována, ale jeho radioaktivita a schopnost kumulace ve tkáních vedly k maligním onemocněním u vyšetřených nemocných. Používání Thorotrastu bylo zastaveno až v první polovině 50. let minulého století.

Počátek jodových kontrastních látek, 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 jodu. Krátce na to se mu podařilo syntetizovat sloučeninu s benzenovým jádrem a 3 atomy jodu, čili vytvořit základ dnešní jodové kontrastní látky a tím byla acetrizoová kyselina. Její benzenové jádro se 3 atomy jodu se nachází jako stavební kámen ve všech dalších jodových kontrastních látkách (11).

1.1.2 Obecné dělení kontrastních látek

Kontrastní látky můžeme dělit podle mnoha hledisek, např. druhu použité zobrazovací metody, absorpce záření, skupenství, rozpustnosti, cesty vylučování z organismu, z hlediska fyzikálně – chemického a z hlediska chemického (ionicity). V tomto odstavci se zaměřím na dělení kontrastních látek podle absorpce rentgenového záření.

Kontrastní látky, které mění (zvyšují nebo snižují) absorpci rentgenového záření jimi naplněných nebo obklopených orgánů nebo tkání jsou používány pro rentgenová vyšetření. Podle absorpce záření je dělíme na negativní a pozitivní (7).

- Pozitivní

Jsou to látky, které zvyšují absorpci záření (2). Patří mezi ně sloučeniny barya a jodu.

- Negativní

Jsou to látky, které snižují absorpci záření (2). Patří mezi ně: plyny (kyslík, oxid uhličitý, oxid dusný, vzduch), metylcelulóza a další.

Rozdělení pozitivních kontrastních látek

Pozitivní kontrastní látky dělíme podle absorbujícího prvku na:

- Baryové kontrastní látky
- Jodové kontrastní látky

Baryové kontrastní látky

Tuto skupinu reprezentuje síran barnatý, který se používá při vyšetření trávicí trubice. Musí být naprosto čistý, nesmí obsahovat ani stopu chloridu barnatého, který je ve vodě rozpustný a proto vstřebatelný ze střeva do krevního oběhu, takže může smrtelně intoxikovat. Síran barnatý je ve vodě nerozpustný, do těla se dostává ve formě suspenze různé konzistence. Suspenze síranu barnatého má vysokou denzitu, nesmí sedimentovat a vločkovat v trávicí trubici, a má být málo vazká. Suspenze musí dobře přilnout ke sliznici trávicí trubice. Mezi baryové kontrastní látky patří např.: Mikropaque, Pronto Bario, Polibar (18).

Jodové kontrastní látky

1. Rozpustné v tělních tekutinách

a) nefrotropní jodové kontrastní látky

Nefrotropní jodové kontrastní látky jsou z těla vylučovány ledvinami. Dále se dělí na:

- **ionické monomery**

acetrizoát (Uromiro), metrizoát (Isopaque), iothalamát (Conray), kyselina diatrizoová (Urografin), kyselina ioxithalamová (Telebrix).

- **ionické dimery**

iokarmát (Dimer X), iotroxamid (Biliskopin), kyselina ioxagliková (Hexabrix)

- **neionické monomery**

metrizamid (Amipaque), iopentol (Imagopaque), iopamidol (Scanlux), iohexol (Omnipaque), iopromid (Ultravist), ioversol (Optiray), iomeprol (Iomeron)

- **neionické dimery**

iotrolan (Isovist), iodixanol (Visipaque)

b) hepatotropní kontrastní látky

Hepatotropní kontrastní látky jsou z těla vylučovány játry. Patří sem:
adipiodon (Biligrafin), ioglykamát (Bilivistan), iopanoát (Jopagnost), kyselina iomeglamová (Falignost) (6).

2. Nerozpustné v tělních tekutinách

Jsou to etylestery jodovaných mastných kyselin (Lipiodol ultra-fluide)

1.1.3 Dělení kontrastních látek používaných při CT vyšetření

Základní rozdělení kontrastních látek pro výpočetní tomografii je podle aplikace na endoluminální kontrastní látky a látky intravenózně podávané.

1. Endoluminální aplikace kontrastních látek

Endoluminální kontrastní látky pro CT lze rozdělit na látky hypodenzní, izodenzní a hyperdenzní.

Mezi *hypodenzní kontrastní látky* se řadí plyny podávané per rektum, vzácně per os ve formě efervescentního prášku nebo přes zavedenou sondu. Aplikace plynů (vzduchu a oxidu uhličitého) je prováděna insuflací rektální rourkou po předchozí aplikaci spasmolytika. Pro kvalitní rozepnutí střeva využíváme doplnění plynu těsně před akvizicí dat vyšetření po provedení plánovacího skenu. Výhodou vzduchu je především nízká cena. Výraznější rozpětí střeva však část nemocných vnímá bolestivě. Oxid uhličitý bývá připravován v jednorázových aplikačních setech, pacienti jeho aplikaci vnímají méně bolestivě než aplikaci vzduchu.

Izodenzními kontrastními látkami jsou voda, vodné roztoky cukerných alkoholů a koloidní roztoky makromolekul.

Voda - je ideální kontrastní látkou pro CT. Lze ji využít pro zobrazení žaludku a duodena jednorázovým pitím. Kontraindikací podání většího objemu vody je srdeční selhání, renální insuficience s nutností restrikce příjmu vody a problémy s retencí moči.

Vodné roztoky cukerných alkoholů - jsou látky, které se dobře rozpouštějí ve vodě a jsou osmoticky aktivní. Obvykle používanými látkami je 2,5% roztok manitolu nebo 2,5% roztok sorbitolu. Pro perorální přípravu mají výhodu v lehce nasládlé, dobře akceptovatelné chuti a nízké ceně. Osmotická aktivita udržuje podaný objem v luminu trávicího ústrojí a zároveň jej zvětšuje aktivní sekrecí vody v ileu. Vzhledem k osmoticko-diuretickým účinkům cukerných alkoholů spojených s relativně častou diareou není tento způsob přípravy vhodný u jedinců se sklonem k dehydrataci.

Koloidní roztoky makromolekulárních látek. Společným rysem těchto látek je adhezivita k povrchu klků střevní sliznice a zamezení transportu vody. Resorpce klesá jednak přímým navázáním vody do koloidu, jednak mechanickým zabráněním kontaktu vody a střevní sliznice. Vzhledem ke své konzistenci jsou makromolekulární látky vazkými roztoky, a jsou proto méně akceptovány pro frakcionované pití, platí to především pro 0,5% roztok karboxymetylcelulózy.

Hyperdenzní kontrastní látky jsou stabilizované suspenze síranu barnatého nebo roztoky jodových kontrastních látek.

Suspenze síranu barnatého je klasickou kontrastní látkou pro vyšetření trávicí trubice, vhodnou pro perorální i perrektální podání. Při CT vyšetření bývá využívána speciální suspenze pro CT vyšetření, jejíž stabilita je co se týče denzity v jednotlivých oddílech trávicího ústrojí výrazně vyšší, než je tomu u jodové kontrastní látky. Frakcionovaným pitím baryové suspenze se dosáhne homogenní denzity v různých částech trávicí trubice. Vhodná je také jako látka pro značení střevního obsahu. Nevýhodou jsou její kontraindikace u náhlých stavů, především u podezření na perforaci trávicího ústrojí nebo u stavů, které perforaci hrozí.

Roztoky jodových kontrastních látek jsou vhodné k perorálnímu i perrektálnímu podání. Můžeme používat jak ionické tak neionické kontrastní látky. Vzhledem k jejich vysoké denzitě v obvyklé koncentraci připravených roztoků pro intravaskulární podání musí být pro endoluminální podání naředěny. Optimální denzity roztoku dosáhneme, rozpustíme-li 10 ml kontrastní látky o koncentraci 350 mg/ml v 500 ml vody nebo fyziologického roztoku. Tato denzita pak nevytváří při CT artefakty z utvrzení paprsku. Nevýhodou jodových kontrastních látek je nestejnoměrná denzita náplně trávicího

ústrojí z důvodu rozdílného podílu sekrece a absorpce vody v odlišných částech trávicí trubice (4).

2. Intravenózní aplikace kontrastních látek

Pro intravenózní aplikaci kontrastní látek používáme ionické a neionické jodové kontrastní látky. Podrobněji se těmto kontrastním látkám budu věnovat dále.

1.1.4 Vlastnosti jodových kontrastních látek

Obsah jodu

Jod ve většině jodových kontrastních látkách tvoří 45–50% celkové molekulové hmotnosti. Obsah jodu rozhoduje o kvalitě rentgenového zobrazení. Udává se v mgI/ml. Obsah jodu v kontrastních látkách používaných v České republice se nachází v rozmezí od 150 až po 400 mgI/ml (1).

Osmolalita, osmlolarita

Osmolalita je určena látkovým množstvím osmoticky aktivních částic rozpuštěných v 1 kg vody. Udává se v miliosmolech na kilogram rozpouštědla.

Osmolarita je označení pro látkovou koncentraci osmoticky aktivních částic v 1 l rozpouštědla. Udává se v miliosmolech na litr rozpouštědla.

Osmolalita krve se pohybuje okolo 300 mOsm/kg H_2O. Většina ionických jodových kontrastních látek má 7x vyšší osmolalitu. U neionických jodových kontrastních látek (nízkoosmolárních) je rozdíl dvojnásobný. U izoosmolárních jodových kontrastních látek je osmolalita vstříknutého rozkoku stejná jako je osmolalita krve (16).

Viskozita

Viskozita je veličina charakterizující vnitřní tření a závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi. Větší viskozita znamená větší brždění pohybu kapaliny nebo těles v kapalině. Jednotkou viskozity je centipoise (cP), podle jednotek SI je to

pascalsekunda Pa.s. Viskozita kontrastní látky závisí na: obsahu jodu, molekulové hmotnosti, chemické struktuře molekuly, teplotě a dalších faktorech. Obecně stoupá viskozita kontrastních přípravků s jejich koncentrací. Vyšší koncentrace jsou potřebné především pro dostatečné nasycení cév s rychlým krevním proudem a vyžadují rychlou aplikaci ve formě kontrastního bolu, např. při CT vyšetřeních. Dochází zde ke střetu: vyšší koncentrace = vyšší viskozita = pomalejší průtok. Tento nepoměr je aktuální při selektivní aplikaci kontrastních látek do cév menšího průměru. Problém s vyšší viskozitou můžeme překonat ohřátím kontrastní látky na tělesnou teplotu. Při teplotě 37 °C je udávána poloviční viskozita oproti teplotě 20 °C (14).

Rozpustnost

Rozpustnost je stavová veličina, která závisí na teplotě a částečně na tlaku a je charakteristickým znakem dvojice rozpuštěná látka – rozpouštědlo. Z hlediska vztahu k vodě rozlišujeme rozpouštědla na hydrofilní a hydrofobní. Základním požadavkem na charakter kontrastních látek je rozpustnost ve vodě. Podílejí se na ní především OH^- skupiny ve vedlejších řetězcích.

Hydrofilita

Hydrofilita je tendence látky být rozpuštěna ve vodě nebo v organickém rozpouštědle. Čím vyšší je tendence k rozpustnosti ve vodě, tím vyšší je hydrofilita dané látky. Pro kontrastní látky je vysoká rozpustnost ve vodě výhodou. Hydrofilita je vyjádřena rozdělovací konstantou K, poměrem koncentrace kontrastní látky v organickém rozpouštědle a koncentrace kontrastní látky ve vodě. Pro většinu kontrastních látek je << 1 (16).

Stabilita

Neionické kontrastní látky obsahují regulátory pH – pufry. Je to směs látek schopných udržovat pH roztoku v určitém rozmezí a tlumit jeho výkyvy při přidání silné kyseliny nebo zásady. Jsou to roztoky slabých kyselin (zásad) a jejich solí nebo roztoky solí vícesytných kyselin. Některé pufry mění pH se změnou teploty.

Teplota

Jodové kontrastní látky musí být skladovány při teplotě 15 – 25 °C, ne v chladících boxech. Při poklesu teploty vnějšího prostředí dochází ke zvýšení viskozity a poklesu rozpustnosti. U některých látek může dojít ke krystalizaci. Při zahřátí kontrastní látky nad 40 °C se snižuje doba použitelnosti z obvyklých 3 let na 3 měsíce.

Záření

Jodové kontrastní látky musí být chráněny před všemi typy záření, i denním světlem. Mohlo by dojít k odštěpení jodu a ke změně barvy roztoku.

Farmakodynamické vlastnosti

1. Vliv kontrastní látky na cévy

Zvýšení množství krve po vstřiku kontrastní látky přivodí pohyb tkáňových tekutin do oběhu, což krátkodobě zvýší objem krve a sníží hematokrit. Přechodná hemodiluce může vést k dočasnému poklesu Ca^{2+}, K^{+}, Mg^{2+}. Dočasná acidóza s lehkou hypokalemií mohou ovlivnit kontraktilitu myokardu. Tyto projevy jsou krátkodobé (1–2 minuty). Pocit tepla a bolesti mají patrně rovněž vztah k vazodilataci. Pocit tepla se připisuje možnému přímému vlivu kontrastní látky na mozková centra regulující tělesnou teplotu. U izoosmolárních neionickcýh dimerů je pocit tepla a bolesti eliminován (6).

2. Interakce kontrastní látky s buněčnými systémy

Důležitý je vztah k roli leukocytů v imunitních reakcích organismu. Spolu s lymfocyty produkují aktivní působky také buňky cévního endotelu a i neurony, které jsou aplikované kontrastní látce vystaveny v různém stupni a předpokládá se jejich podíl na vzniku nežádoucích alergických reakcí. Zvláštní problematikou v souvislosti s neionickými přípravky se ukázala interakce kontrastních látek s trombocyty, které jsou nezbytné ke srážení krve a hemostáze (14).

3. Interakce kontrastní látky s krevními bílkovinami

Tento vliv je studován se zaměřením na ovlivnění hemokoagulace. Předpokládají se zásahy do inhibice trombinu a inhibice polymerizace fibrinu (14).

Farmakokinetické vlastnosti

1. Aplikační cesta kontrastní látky

Kontrastní látku můžeme aplikovat intravenózně, intraarteriálně, do tělních dutin, per orálně nebo rektálně.

2. Distribuce kontrastní látky

Po intravaskulárním podání dochází k rychlé distribuci kontrastní látky v extracelulárním prostoru s poločasem 2-3 minuty.

3. Metabolismus

Hydrofilní neionická jodová kontrastní látka prochází játry aniž by prodělala jakoukoliv změnu, protože nemůže překonat lipofilní bariéru membrány hepatocytu a tak nezíská dostatečný přístup k jaterním enzymům, nepodlehne biotransformaci.

4. Eliminace kontrastní látky

Kontrastní látky jsou z těla eliminovány glomelulární filtrací. Malá část jodové kontrastní látky se váže na proteiny v plazmě a na proteiny buněčných membrán (necelé 2%). Během 5 minut 70% intravaskulárně podané jodové kontrastní látky difunduje z krve do intersticiálního prostoru s ustanovením rovnováhy za 2 hodiny. Maximální koncentrace v moči je 1 hodinu po podání.

1.1.5 Zásady intravaskulárního podání jodové kontrastní látky při CT vyšetření

Kontrastní látka může být podávána pouze na pracovišti, které je zabezpečeno léčebnými prostředky pro léčbu nežádoucích reakcí a pro kardiopulmonální resuscitaci. Účinná premedikace rizikového pacienta kortikoidy vyžaduje jejich podání 6–12 hodin před aplikací jodové kontrastní látky. Za premedikaci rizikového pacienta odpovídá indikující lékař. Existuje-li klinické podezření na poruchu renálních funkcí, uvede indikující lékař na žádanku aktuální hodnotu sérového kreatininu.

Před aplikací jodové kontrastní látky zajistíme dostatečnou hydrataci vyšetřované osoby per os nebo intravenózně. 4 hodiny před výkonem vyšetřený omezí perorální příjem pouze na čiré tekutiny v malém množství, nepřijímá již žádnou pevnou stravu. Pro prevenci kontrastní nefropatie je žádoucí znát aktuální hodnotu hladiny kreatininu v séru. Odebereme alergickou anamnézu, včetně podání jodové kontrastní látky v minulosti. Zajistíme periferní cévní přístup, pro aplikaci jodové kontrastní látky a pro případnou léčbu komplikací.

Po aplikaci jodové kontrastní látky po dobu alespoň 30 minut observujeme vyšetřovaného, případně jej předáme do péče zdravotnickému personálu. Zajistíme dostatečnou hydrataci vyšetřovaného po dobu 24 hodin po aplikaci jodové kontrastní látky, ambulantní pacienty informujeme o nutnosti dostatečné hydratace v tomto období.

Vysokoosmolární jodové kontrastní látky je možno podat u nerizikových skupin nemocných bez alergické anamnézy a s normální funkcí ledvin.

Nízkoosmolární a izoosmolární jodové kontrastní látky podáváme u rizikových pacientů, kam řadíme: děti do 15 let, věk nad 70 let, alergie nebo astma bronchiale v anamnéze (dlouhodobě bez léčby), léčená polyvalentní alergie nebo astma bronchiale, předchozí reakce na jodovou kontrastní látku, porucha funkce ledvin (hladina sérového kreatinu > 130 μmol/l), výkon bez zajištění řádné přípravy (akutní výkon z vitální indikace při neznalosti renálních funkcí nebo alergické anamnézy, nespolehlivý údaj o době lačnění apod.), nestabilní klinický stav (srdeční selhávání, pooperační stavy

apod.), akutní cévní mozková ischemická příhoda, kumulace kontrastních vyšetřeních, diabetes mellitus, mnohočetný myelom, osoby s transplantovanou ledvinou (13).

1.1.6 Nežádoucí reakce na intravaskulárně podávané jodové kontrastní látky

I přes velmi dobrou toleranci současných intravaskulárně podávaných jodových kontrastních látek se mohou objevit nežádoucí reakce. Dělení těchto reakcí jsou různá. Nejčastěji se používá dělení na reakce vysvětlitelné chemickými vlastnostmi jodových kontrastních látek – *chemotoxické reakce, neurotoxické reakce, kardiotoxické reakce*, dále fyzikálními vlastnostmi - převážně vyšší osmolalitou jodových kontrastních látek – *osmotoxicita*. Posledním typem nežádoucích reakcí jsou reakce, které vznikají jako biologická odpověď jen u některých hypersenzitivních jedinců a bez ohledu na množství podané jodové kontrastní látky. Vzhledem k tomu, že se při těchto reakcích neznámým mechanismem aktivují mediátory jako při alergických reakcích, jsou tyto reakce označované jako *pseudoalergické nebo alergoidní* (12).

Typy nežádoucích reakcí:

1. Akutní reakce na jodové kontrastní látky.

Jsou to náhle vzniklé reakce, které se liší intenzitou příznaků a jejich subjektivním vnímáním. Pokud jsou příznaky málo klinicky významné, vyžadují pouze zvýšený dohled lékaře. Pokud nabývají na intenzitě, je nutná okamžitá léčebná intervence, u závažných stavů až kardiopulmonální resuscitace.

2. Pozdní reakce na jodové kontrastní látky.

Tyto reakce mohou vzniknout více jak jednu hodinu po podání jodové kontrastní látky. Nejčastěji se jedná o lehkou či střední urtiku v rozmezí 3–48 hodin po aplikaci. Tyto reakce jsou pravděpodobně zprostředkovány T–lymfocyty a predispozici jejich vzniku mají nemocní s předchozí reakcí na jodové kontrastní látky. Léčba zpožděných reakcí je symptomatická (13).

1.1.7 Premedikace pacientů před podáním jodové kontrastní látky při CT vyšetřením

Premedikaci provádíme u pacientů s polyvalentní alergií, astma bronchiale, alergií na jodovou kontrastní látku. Prednison v 40 mg tabletách podáváme 12–18 hodin před aplikací jodové kontrastní látky a 6–9 hodin před aplikací Prednison v 20 mg tabletách. V akutním případě, kdy není možné pacienta předem připravit, podáváme kortikoidy a antihistaminika i.v. (např. methylprednisolonum 40 mg a 1 mg bisulepinum). U závažných případů alergie se doporučuje premedikovat po dobu 24–48 hodin ve spolupráci s anesteziologem, který je dostupný při vyšetření s aplikací jodové kontrastní látky (13).

1.1.8 Kontraindikace podání jodové kontrastní látky při CT vyšetření

Mezi kontraindikace patří:

- závažná alergoidní reakce na předchozí podání jodové kontrastní látky
- těžké funkční poruchy ledvin a jater (kreatinin nad 300 μmol/l)
- tyreotoxikóza (před podáním jodové kontrastní látky je nutné podávat tyreostatika)
- kardiální nebo kardiopulmonální selhávání
- mnohočetný myelom
- léčba a vyšetření radioaktivními izotopy jodu

U těchto stavů je nutné vždy zvážit provedení jiného typu vyšetření (UZ, MR) (13).

1.2. Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je způsob, jak matematickou rekonstrukcí dat získat z mnoha sumačních snímků snímek tomografický, tj., příčný řez.

1.2.1. Historie CT

Předchůdkyní výpočetní tomografie byla tzv. klasická (též lineární) rentgenová tomografie, při níž paprsek záření dopadá kolmo na tomografickou rovinu a výsledný obraz je získán superpozicí takových snímků. Struktury nad a pod tomografickou vrstvou, kterými svazek procházel, byly zobrazeny rozmazaně. První počítačový tomograf sestrojil Brit Godfrey Hounsfield v laboratořích firmy EMI v září roku 1972 **(obr.1).** Teoretické práce, které tomuto objevu předcházely, jsou však starší. Teorií matematické rekonstrukce dvourozměrného obrazu z jednorozměrných projekcí se už v roce 1917 zabýval Johann Radon. Samotná teorie rekonstrukce tomografického řezu z mnoha sumačních snímků byla vypracována Allanem M. Cormackem v roce 1963. Cormak je také autorem analytické techniky v rekonstrukci obrazu.

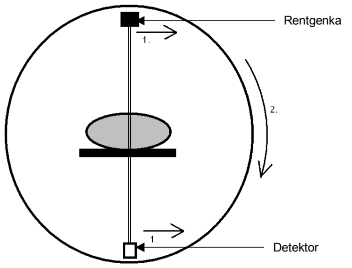
V roce 1979 byla Cormackovi a Housfieldovi udělena Nobelova cena za medicínu. V roce 1987 byl vyvinut tzv. slip–ring, klouzající prstenec, jenž se stal základním konstrukčním elementem helikálního CT. V polovině devadesátých let se zdvojuje detektorový systém – přístroj TWIN (Elscint, Haifa, Izrael) a v roce 1998 se objevuje technické řešení mnohořadové detektorové soustavy tvořící základ multidetektorového CT.

Obrázek 1 - První počítačový tomograf

1.2.2 Základní typy konstrukce přístrojů pro výpočetní tomografii

1. CT přístroje 1. generace

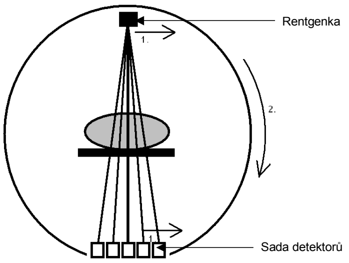
Rentgenka a detektor jsou pevně mechanicky spojeny a společně vykonávají dva typy pohybů – translaci a rotaci. Používá se úzce kolimovaný svazek záření, který nejprve prochází celým vyšetřovaným řezem paralelně. Získá se první sada hodnot pro jeden sken. Pak se celý systém rentgenka – detektor pootočí o pevně nastavený úhel a paralelní pohyb rentgenky a detektoru se v opačném směru opakuje. Rám se postupně otočí o 180° a obraz řezu je rekonstruován **(obr.2).** Doba jednoho skenu dosahuje několika minut. Přístroje 1. generace byly používány jen pro vyšetření mozku (15).



Obrázek 2 – Princip CT přístroje 1. generace

2. CT přístroje 2. generace

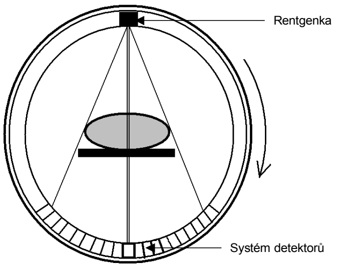
Rozdíl mezi 1. a 2. generací CT přístrojů spočívá pouze v použití několika detektorů, opět pevně spojených s rentgenkou. U druhého generace je již vějířovitý svazek rentgenového záření. Princip posunu a rotace rámu zůstává stejný, lze však zaznamenat soubor několika hodnot současně. Celkový čas, potřebný na jeden sken, se díky tomu podařilo zkrátit na několik desítek sekund **(obr.3)** (15).



Obrázek 3 – Princip CT přístroje 2 generace

3. CT přístroje 3. generace

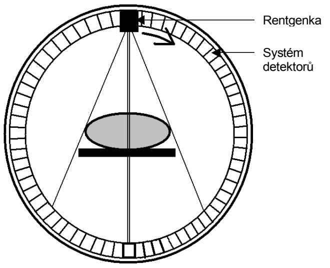
Rentgenka i sada detektorů společně vykonávají pouze rotační pohyb. Je třeba mnohem většího počtu detektorů (minimálně 500) pro získání kvalitního obrazu. Abychom získali kvalitní obraz v matici 256x256, potřebujeme přibližně 120 tisíc měření. Pokud rentgenka generuje puls vždy po otočení o 1,5° (tedy 240 pulsů na jednu otáčku), získáme 120 000 měření. Problémy mohou přinášet rušivé signály způsobené rychlou rotací celého systému. Nevýhodou je rovněž nemožnost kalibrace systému během vyšetření. Svazek nikdy nemíří mimo tělo pacienta. U systémů 3. generace se dobu jednoho skenu podařilo zkrátit na 2,5 - 10 s **(obr. 4)** (15).



Obrázek 4 – Princip CT přístroje 3. generace

4. CT přístroje 4. generace

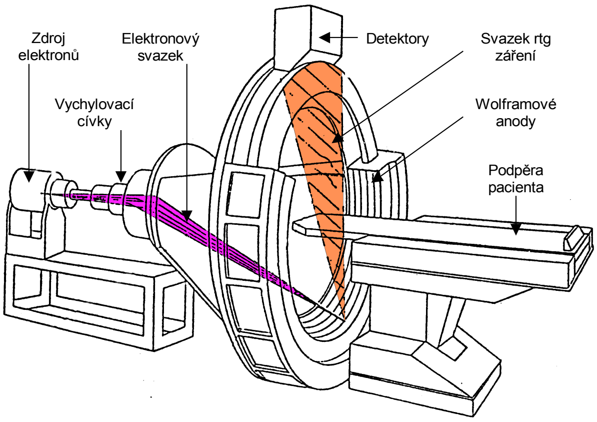
Sada detektorů se nepohybuje, tvoří uzavřený věnec. Pohyb vykonává pouze rentgenka. Detektory je možné kalibrovat během vyšetření, pokud se svazek zvolí širší, než je tělo pacienta. Další výhodou je omezení rušivých signálů daných pohybem detektorů a jejich kabeláže u systémů 3. generace. Nevýhoda spočívá ve vysokém počtu detektorů (obvykle 1000 – 5000), které navíc musí být umístěny na poměrně velké kružnici, protože uvnitř rotuje rentgenka. Čas jednoho skenu představuje 1 – 3 sekundy **(obr. 5).**



Obrázek 5 – Princip CT přístroje 4. generace

5. CT přístroje 5. generace

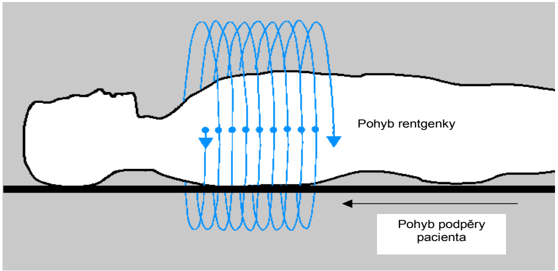
Jako 5. generace CT systémů (nebo také Elektron Beam Tomografy, EBT, Ultrafast CT) bývají označovány přístroje, u kterých je doba skenu natolik snížena (20 – 100 ms), že umožňují snímat pohyblivou scénu, např. srdeční činnost. Využívají vychylování elektronového svazku elektomagneticým polem ve vakuu. Rentgenové záření je generováno na wolframovém terčíku. Tyto systémy jsou velmi nákladné a našly uplatnění téměř výhradně v kardiologii **(obr. 6).**



Obrázek 6 – Princip CT přístroje 5. generace (8)

6. Spirální CT přístroje

Spirální přístroje představují další výrazné zkrácení doby potřebné na jeden sken společně se zvýšením kvality diagnostické informace. Konstrukce gantry, která dovoluje kontinuální pohyb rentgenky, bez omezení maximálním úhlem rotace, je kombinována s rovnoměrným pohybem podpěry pacienta. Dráha rentgenky není kruhová, ale šroubovicová. Strmost šroubovice je vyjádřena pitch faktorem. Rekonstrukce obrazu se provádí zpětně, po získání všech dat **(obr. 7)** (10).



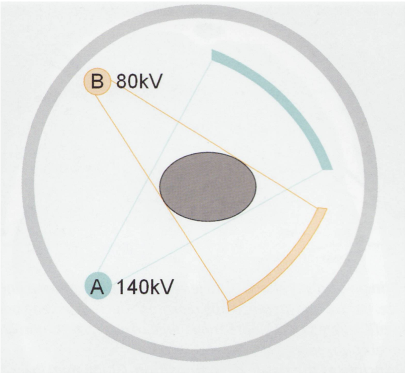
Obrázek 7 – Princip spirálního CT přístroje (10)

7. Multislice CT přístroje

Tyto systémy umožňují současné snímání více tomografických rovin při jedné rotaci rentgenky díky několika řadám paralelně uspořádaných detektorů. Nejvýznamnější výhody MSCT jsou: významné zkrácení doby vyšetření, vynikající časové rozlišení arteriální a venózní fáze plnění kontrastní látkou při současném snížení množství podané kontrastní látky, výrazné zvětšení vyšetřovaného objemu, zlepšení prostorového rozlišení ve směru osy *z*, podstatné snížení zátěže rentgenky (10).

8. CT se dvěma zdroji záření

Obě rentgenky používají buď stejné nebo rozdílné napětí na každé rentgence. Stejné napětí na rentgence se používá při vyšetření srdce. Pokud používají rozdílné energie (80 – 140 kV) je umožněna diferenciace látek podle rozdílné absorpce záření X o dvou odlišných energií. Fyzikálně - chemická analýza látky pomocí CT s duální energií (dual – energy CT – DECT) může být využita v detekci a kvantifikaci obsahu chemických prvků v tkáních. V současnosti je nejpokročilejší aplikací DECT analýza vápníku a jodu. Při vyhodnocení dat duální energie může být denzita tkáně rozložena na složku příslušnou (virtuální nativní) tkáni a obsahu jodu. Analýza denzity tkáně (také nazývána tkáňová dekompozice) umožňuje hodnocení vaskularizace tkání nebo perfúze parenchymu plic. Příklady analýzy obsahu vápníku jsou diferenciace rozdílných typů urolitiázy a eliminace kalcifikované tkáně z CTA **(obr. č. 8 a 9)** (5).



Obrázek 8 – Schéma gantry CT se dvěma zdroji záření (5)

Obrázek 9 – Schéma DECT (9)

1.2.3 Základní principy zobrazení CT

CT využívá možnosti matematicky rekonstruovat pomocí počítače z mnoha sumačních snímků určité roviny řez v této rovině. Základem je mnoho „klasických“ rtg snímků, ze kterých je rekonstruován výsledný řez. Na rozdíl od klasického rtg není záření registrováno na film, ale je zachycováno pomocí systému detektorů připojených k počítači. Ten převádí analogový signál na digitální, který se dále zpracovává a nakonec jej opět převádí na analogový (výsledný obraz). Stejně jako rtg je i CT zobrazením denzit. Naměřená data (jednotlivé snímky) jsou následně matematickými výpočty, na základě Fourierovy transformace, rekonstruovány do výsledné matice. Ta bývá nejčastěji velikosti 521 x 512 bodů. Velikost závisí na možnostech přístroje a také na požadovaném přínosu vyšetření. Spolu se zvětšováním matice prudce narůstá výpočetní náročnost a také čas nutný k získání dat a tím i radiační zátěž. Každý pixel (picture element) v matrici nepředstavuje dvourozměrnou jednotku, ale má také svou hloubku danou tloušťkou řezu. Proto se používá označení voxel (volume matrix element). Zvyšování rozlišení matrix bez současného ztenčení řezané vrstvy může přinést jen omezený efekt a často je spíše zdrojem artefaktů.

Vznik obrazu a jeho hodnocení

Soustava rentgenky a detektorů se otáčí kolem pacienta a zaznamenává určitý počet snímků v průběhu 360°. U moderních CT přístrojů je odstup snímků 1° nebo i méně, což představuje 360 nebo více zdrojových snímků pro každý řez. Čím větší je počet primárních měření, tím kvalitnější je výsledná rekonstrukce. Výsledkem je hodnota pro každý voxel, která představuje průměrnou úroveň absorpce v objemu reprezentovaném tímto voxelem. Tato denzitní jednotka (Hounsfieldovo číslo – HU) vyjadřuje absorpci záření vztaženou k absorpci vody. Je vyjádřena vzorcem

$$denzita = \frac{\mu_{mat} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \times 1000 \text{ [HU]}$$

kde μ_{mat} je absorpční koeficient tkáně a μ_{vody} je koeficient zeslabení pro vodu. Vzduch má hodnotu -1000 HU, tj. téměř nulovou absorpci. Kost má hustotu +1000 až +3000 HU, tedy dvoj až troj násobně větší absorpci než voda.

Rentgenový snímek je schopen zachytit asi 3 % rozdílů šedi, zatímco CT i 0,5% rozdíl. To je také jedna z velkých výhod CT oproti rtg. Zatímco rtg má lepší geometrickou rozlišovací schopnost, CT jednoznačně vede v rozlišení kontrastů. Vzhledem k tomu, že lidské oko dovede rozlišit okolo dvaceti odstínů šedé, je stupnice 4000 HU příliš široká pro hodnocení. Pokud by jeden odstín představoval 200 HU, byli bychom schopni rozlišit od sebe jen vzduch, tuk a kost. Proto je nutné pro hodnocení používat tzv. okénko (windows). Podle oblasti, která nás zajímá si vybereme střed okénka (windows level) a nastavíme jeho šíři (windows width). Například chceme-li rozlišit nekrózu (19–25 HU) od zdravé ledvinné tkáně (30-37 HU) musí naše okénko zahrnovat oboje možné hodnoty a zároveň musí být co nejužší, abychom rozlišili co nejvíce detailů. Naopak pro hodnocení struktury kosti je nutno nastavit široké okno s vysokým středem. Matrix tedy obsahuje mnohem více informací, než dokážeme najedenou zhodnotit, a proto je nutné podle účelu vyšetření volit vhodné okénko **(obr. 10).**

Obrázek 10 – Různé nastavení windows

1.2.4 Detektorové systémy

Všechny současně vyráběné CT přístroje vycházejí z koncepce třetí generace výpočetních tomografů umožňující helikální způsob skenování. Nejdůležitějším konstrukčním prvkem ovlivňujícím indikační spektrum CT je konstrukce detektorové soustavy. Během akvizice dat jsou získávána hrubá data činností detektorové soustavy. Vzniká tzv. datová stopa, která je v případě jednořadého systému jediná. U víceřadých systémů je datových stop registrováno najednou několik – v současné době jsou na trh uváděny přístroje se současnou registrací 32 až 64 datových stop. Registrace více datových stop najednou je důsledkem rozdělení detektorového pásu na elementové řady uspořádané vedle sebe v ose Z, paralelně s rovinou otáčení rotoru. Akvizicí hrubých dat

tak vzniká datové pole složené z jedné či více datových stop. Pro některé body prostoru se tak získává informace z více datových stop s posunem o fázi posunu pohybující se soustavy systému detektorů a pacienta. Překrývání datových stop je využito v rekonstrukci obrazů ve speciálních interpolačních protokolech, které mají vliv na periodu zobrazení i na geometrické rozlišení axiálních obrazů (3).

Jednořadé systémy

První typy nelokálních výpočetních tomografů používaly výseč kruhu rozdělenou do elementů v rovině otáčení rotoru. Šíře detektorové soustavy v ose Z měla hodnotu odpovídající nejširší použitelné kolimace. Šíře datové stopy odpovídala použité kolimaci (3).

Dvouřadé systémy

Detektorová řada je rozdělena na dva stejně široké pásy tvořící dvouřadý systém. Během akvizice jsou získávány současně dvě datové stopy, jejich šíře se rovná polovině úhrnné kolimace (3).

Multidetektorové systémy

Detektorová soustava multidetektrových systémů je tvořena více paralelními pásy detektorových elementů. Podle vlastní konstrukce se rozdělují detektorové systémy typu addaptive array a na systémy matricového typu (3).

1.2.5 Prostorové rozlišení

Možnosti prostorového rozlišení závisí na konfiguraci detektorové soustavy. Podle konfigurace detektorových soustav se rozlišují přístroje jednořadé, dvouřadé a multidetektorové. Mezi multidetektorovými systémy se vydělují podskupiny s nižším počtem paralelně získaných datových stop – 4 až 10, systémy s 10 až 16 řadami datových stop získaných za jedinou otáčku gantry, systémy se 32 až 64 řadami

a systémy s více zdroji záření. Na prostorové rozlišení má vliv více faktorů – velikost voxelu zobrazení, artefakty vznikající rychlým posunem stolu, nebo vliv tzv. cone beam efektu.

Kvalita prostorového rozlišení

Nejdůležitějším parametrem akvizice dat, který má vliv na prostorové rozlišení, je kolimace. V současné době, kdy se rozvíjí multidetektorové systémy, mohou datové stopy vznikat z dat jedné otáčky nebo z kompletace dat různých otáček. Proto se sleduje, jakou nejužší vrstvu je možné rekonstruovat, a jaká je nejmenší možná velikost kubického izotropního voxelu.

Významným faktorem pro zobrazení prostoru je také akviziční rychlost, která má významný vliv na vlastní geometrické rozlišení. Metody urychlení posunu stolu a zvýšení faktoru stoupání (ang. pitch) vnášejí do kvality zobrazení prostoru artefakty z cone beam efektu. Tento artefakt vzniká rozbíhavostí periferní porce kolimovaného vějíře záření X a je příčinou artefaktů vzhledu pohybu větrného mlýnu (wind-mill-artifacts). Méně geometrických nepřesností mají zobrazení s rychlou rotací gantry nebo kompletace dat z více směrů expozice. Kompletace dat z různých projekcí má vliv na potlačení artefaktu cone beam efektu a příznivý vliv na rozlišení struktur s vysokým rozdílem denzit.

Izotropie zobrazení

Rozlišení v ose Z je ovlivněno šíří datové stopy: čím je stopa jemnější, tím je rozlišení v ose Z kvalitnější. Kvalitní prostorové rozlišení v ose Z lze získat buď rekonstrukcí planárních zobrazení v jiné než transverzální rovině přímo ze sady hrubých dat, nebo prostřednictvím mezirekonstrukce jemných axiálních obrazů s překrýváním o $^1/_3$ až ½ jejich vlastní šíře (tzv. increment). Nejkvalitnější způsob zobrazení je izotropní zobrazení s kubickým voxelem, jehož hrana dosahuje maximálně 1 mm. Zde má jakákoliv rekonstruovaná rovina stejnou kvalitu jako zobrazení v transverzálním směru (4).

1.2.6 Kontrastní rozlišení

Z hlediska rozlišení kontrastu ovlivňují kvalitu zobrazení především úroveň šumu, expozice a způsob rekonstrukce dat.

Šum je přirozenou součástí zobrazení výpočetní tomografií. Jeho vliv narůstá s objemem vyšetřovaného těla a v souvislosti se snižováním nastavení hodnot proudu. Pro kvalitní zobrazení je důležité, aby úroveň šumu byla stejná ve všech částech vyšetřovaného těla. Homogenní úroveň šumu zlepšuje možnosti diferenciace dvou objektů v těsné blízkosti.

Expozice má zásadní vliv na přítomnost šumu a jeho homogenitu. Se zvyšováním expozice formou zvýšení hodnot mAs se snižuje úroveň kvantového šumu, dochází však ke vzestupu celkové absorbované dávky.

Rekonstrukční algoritmus potlačuje nebo zvýrazňuje matematickým způsobem vliv rozdílů denzit mezi jednotlivými voxely na celkové kontrastní i prostorové rozlišení. *Algoritmy se středním potlačením rozhraní denzit* mezi voxely. Obecně jsou používány pro zobrazení měkkých tkání.

Algoritmy s výrazným potlačním rozhraní dezity se uplatňují u zobrazení cévního systému.

Algoritmy se zvýrazněním rozhraní denzit, známé ze zobrazení s vysokým rozlišením pro plíce a kost (HRCT) se hodí k zobrazení plynu v dutině břišní (4).

1.2.7 Postprocessing

Jedná se postupy měnící kvalitu axiálních obrazů a sloužící k vytváření plošných nebo trojrozměrných rekonstrukcí.

Postprocessing axiálních obrazů

Na axiálních řezech se nejčastěji upravuje nastavení okénka. Pro redukci šumu a zvýraznění kontrastu je možno použít speciální filtry. Uplatňuje se v situacích, kdy dodatečně upravujeme archivované obrazy a nemáme již hrubá data.

Planární rekonstrukce

Planární rekonstrukce jsou dvojrozměrné obrazy vytvořené v ose odlišné od zdrojových řezů. U multidetektorových přístrojů mají při použití izotropního voxelu stejnou rozlišovací schopnost jako řezy v axiální rovině.

Trojrozměrné rekonstrukce

Trojrozměrné rekonstrukce poskytují přehledné zobrazení vyšetřované oblasti a slouží k rychlému vyhledávání abnormalit. Vzhledem k tomu, že lépe zobrazují anatomické poměry, jsou cenné pro neradiology, protože se v nich orientují snáze než v sériích axiálních řezů. Trojrozměrné rekonstrukce jsou náchylné k výskytu artefaktů. Je to dáno tím, že se v nich sčítají artefakty z axiálních řezů a navíc vznikají nové vyplývající ze zvoleného typu rekonstrukce. Proto je při jejich hodnocení nutná korelace s axiálními řezy a plošnými rekonstrukcemi.

Maximum intensity projection (MIP)

Tyto rekonstrukce zobrazují průmět vyšetřovanou oblastí se zvýrazněním hyperdenzitních objektů. Podmínkou kvalitních rekonstrukcí je dostatečná rozlišovací schopnost, velký kontrast proti okolí a malé množství šumu. Pro MIP rekonstrukce se proto používají tenké řezy zhotovené pomocí algoritmu s potlačením šumu.

Shaded surface display (SSD)

Tato technika zobrazuje povrch vyšetřovaného objektu. Prostorový dojem vzniká stínováním. Definice objektu se provádí pomocí nastavení intervalu denzit.

Volume rendering technique (VRT)

Tento typ rekonstrukce zobrazuje prostorový model objektu definovaného pomocí několika denzních intervalů, ke kterým jsou přiřazeny různé barvy. Pokud je interval ohraničen jedním bodem, přičemž druhá hranice je na kladném nebo záporném konci škály, nazývá se rampou. Denní interval vymezený dvěma body o různých denzitách je nazývám trapezoidem. Dále můžeme při těchto rekonstrukcích ovlivnit míru průhlednosti a vlastnosti virtuálního osvětlení. Je-li použito povrchové stínování, podobají se obrazy SSD rekonstrukcím. Obrazy bez povrchového stínování naopak připomínají široko multiplanární rekonstrukce, můžeme je použít v barevné i černobílé variantě (4).

1.2.8 Archivace CT vyšetření

Klasické archivování všech pořízených obrazů na filmovém materiálu je neefektivní a neekonomické. Přednost dostává archivace zobrazení v elektronickém formátu DICOM na optických médiích a archivace v elektronickém archivu (PACS).
Nevýhodnou archivace na optických médiích je dlouhá čekací doba při zpětném načítání dat a prostorové problémy fyzického archivu médií, předností je téměř zanedbatelná cena. Naproti tomu archivace v elektronickém archivu je časově velmi rychle dostupná, ovšem nákladná vzhledem k vysokým pořizovacím nákladům.
Vyšetření s více než 1000 obrazy na jedno vyšetření je problémem jak pro archivaci na optickém médiu, tak i pro archivaci v systému PACS. Archivaci v těchto případech musíme redukovat na základní axiální zobrazení a na tzv.. klinický výběr zobrazení, které potom slouží k dokumentaci a prezentaci výsledků.

1.3 Aplikační schéma intravenózního podání jodové KL při CT vyšetření

Při nitrožilní aplikaci kontrastní látky se využívá aditivního modelu bolusu, který vychází z Fleischmannových kalkulací sumace aktuálně aplikované kontrastní látky a recirkulace v dalších průchodech látky cirkulačním cyklem. Výsledný tvar bolusové křivky je ovlivněn příkonem jodu a celkovou dobou podávání kontrastní látky. Rozdílný tvar křivky se využívá pro krátké a dlouhé akviziční doby. Pro rychlé akvizice postačí strmý tvar křivky a krátké trvání, pro pomalé akvizice je nutné docílit plató fáze. Příkonem jodu se rozumí množství podaného jodu v mg za sekundu – jde o modernější způsob kalkulace podání kontrastní látky, než jsou samostatné kalkulace průtoku kontrastní látky. Příkon závisí na koncentraci použité kontrastní látky, dále na průtoku při aplikaci a na viskozitě přípravku. S viskozitou nelze kalkulovat v propočtech aplikace, je ale možné orientačně počítat s nárůstem viskozity se zvyšující se koncentrací látky a počtem atomů jodu navázaných v molekule.

Výše průtoku závisí na stavu použité žíly a na rychlosti akvizice dat. Pro kratší akviziční časy je výhodnější rychlejší aplikace vyšším průtokem 4-5 ml/s. Pro výpočet příkonu jodu i celkové aplikované dávky je vhodné zvážit celkovou dobu akvizice dat. Pro akviziční časy kolem 25 s je zpravidla používán příkon jodu 1200 mgI/s, při kratších dobách akvizice je vhodné použít příkon vyšší – až 1500 mgI/s.

Použití látek s vyšší koncentrací umožňuje aplikovat kontrastní látku s menším průtokem. Celkový objem kontrastní látky je závislý na typu prováděného vyšetření, rychlosti akvizice dat a také na tělesné konstituci vyšetřovaného (4).

1.3.1 Optimalizované aplikační schéma

S přihlédnutím k možnostem aplikace kontrastní látky je možno zohlednit požadavek na kvalitní náplň tak, že nahradíme plató fázi bolusové křivky jejím vrcholem. Pro krátké akviziční časy lze použít jednorázovou aplikaci kontrastní látky konstantním průtokem. Při delších akvizicích je třeba vrchol bolusové křivky prodloužit

a využít dvoufázové aplikace kontrastní látky dvěma různými průtoky s využitím recirkulační elevace křivky.

Pomalá cirkulace a pomalá akvizice

Vzhledem k dlouhé době akvizice je nutné dodávat velký objem kontrastní látky, nejlépe dvoufázovou metodou nástřiku. Protože celková doba aplikace kontrastní látky přesahuje dobu, za kterou se kontrastní látka dostává do žilního systému, je pravidelně přítomna žilní náplň ve vyšetřované oblasti. Příkladem je CT angiografie tepen dolních končetin dvouřadým systémem.

Rychlá cirkulace a pomalá akvizice

Délka akvizice při dostatečném prostorovém rozlišení se pohybuje nad 30 s. Pro aplikaci kontrastní látky používáme jednorázový nástřik relativně nižším průtokem relativně vyššího objemu kontrastní látky. Pro akvizici je využit vrchol křivky s hodnotami nad požadovanou minimální úrovní. Vzhledem k rychlé cirkulaci se vždy objevuje žilní náplň. Příkladem je CT angiografie mozku jednořadým a dvouřadým systémem.

Pomalá cirkulace a rychlá akvizice

Využíváme-li pro akvizici dat multidetektorový přístroj s velkou rychlostí posunu stolu, docílíme vyšší akviziční rychlosti, než je šíření bonusu kontrastní látky v příslušném systému. Aplikujeme relativně velký objem kontrastní látky vyšším průtokem. Příkladem je využití šestnácti detektorového systému pro CT angiografii abdominální aorty a tepen dolních končetin.

Rychlá cirkulace a rychlá akvizice

Doba akvizice se pohybuje kolem 10 s, proto je využit vyšší průtok a relativně malé množství kontrastní látky, pokud možno následované proplachem fyziologickým roztokem. Rychlý prudký vzestup denzity za relativně krátkou dobu se požaduje u CT angiografie plicnice nebo mozku multidetektorovým přístrojem (4).

1.3.2 Metoda dvou fází v jednom nástřiku

Zásadní odlišností je podávání kontrastní látky, je-li potřeba během jediného vyšetření zachytit arteriální i venózní fázi nástřiku. Jde o vyšetření abdominální oblasti nebo vyšetření plicnice a hrudní aorty současně. Aby byla současně naplněna obě povodí, je nutné prodloužit dobu aplikace kontrastní látky nad dobu celkové akvizice. Pro vyšetření s danou dobou akvizice aplikujeme kontrastní látku s předstihem pro pozdější fázi po dobu prodlouženou o zpoždění mezi fázemi. Čelo bolusu kontrastní látky tak již naplnilo později se plnící systém při současně dostatečné náplni systému časněji se plnícího (3).

1.3.3 Cirkulační fáze

Při CT vyšetření odpovídají jednotlivé fáze průchodu kontrastní látky cévním systémem takzvaným cirkulačním fázím.

- fáze arteriální – je nezbytná pro zobrazování tepenného systému pomocí CTA
- fáze časná portální – dochází v ní k maximálnímu nasycení kontrastní látkou ve chvíli, kdy se začíná plnit intrahepatická část venae portea. Odstup od arteriální fáze je 10–15 s
- fáze vrcholná portální – je vhodná k posouzení portálního žilního systému a k zobrazení jater. Odstup od arteriální fáze je 25–35 s.
- fáze žilní – dochází k maximální opacifikaci systémových žil. Odstup od arteriální fáze je 40 s.
- fáze pozdní – odstup od arteriální fáze je 120 s až 5 minut (4).

2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA

V této práci budu porovnávat kontrastní látky podle koncentrace jodu a vlivu této koncentrace na kvalitě CT vyšetření. Budu sledovat, zda kontrastní látka s obsahem jodu 400 mg/ml je skutečně o ¼ kontrastnější v porovnání s kontrastní látkou o obsahu jodu 300 mg/ml. Porovnání budu dělat u 3 různých kontrastních látek (dvou neionických monomerů a jednoho ionického dimeru). Kontrastní látky budou ve 4 různých koncentracích.

Cíl práce:

Zpřesnění a standardizování dávkování kontrastních látek na CT pracovištích za předpokladu používání kontrastních látek o různém obsahu jodu v těchto kontrastních látkách.

Hypotéza:

Při navýšení obsahu jodu v kontrastní látce aplikované intravenózně není naměřená denzita krve při CT vyšetření přímo úměrná tomuto navýšení.

3. METODIKA

V první části práce jsme srovnávali denzitu čtyř různých kontrastních látek používaných na pracovišti radiodiagnostického oddělní Oblastní nemocnice Kolín a.s., za standardních podmínek in vitro. Srovnávali jsme 4 různé kontrastní látky – Iomeron 400 (iomeprol), Ultravist 370 (iopromid), Visipaque 320 (iodixanol) a Visipaque 270 (iodixanol). Skenovali jsme je ve skleněném originálním balení za stejných podmínek na CT přístroji Somatom Emotion Duo (Siemens, Forchheim, Německo) protokolem „Base Sequence“ s hodnotami 160 mAs, 130 kV, GT 0 stupňů, FOV 200 mm, ROI o průměru 20 mm. Lahvičky s kontrastními látkami byly umístěny v přesném středu skenovacího pole. Hodnoty byly dále přepočítávány na úroveň 300 mgI/ml.

Ve druhé části práce jsme vytvořily soubor, který tvoří 258 pacientů (138 žen a 120 mužů) vyšetřených v období od 1.1.2007 do 31.8.2007 na rtg oddělení Oblastní nemocnice Kolín, a.s. Podrobná analýza souboru je uvedena v příloze.

Jednalo se o CT vyšetření břicha, které bylo děláno na dvouřadém přístroji Somatom Emotion Duo (Siemens, Forchheim, Německo). Při vyšetření břicha jsme měřili denzitu v aortě ve dvou úrovních - v úrovni hiátu a nad bifurkací. Spolu s denzitou jsme měřili také AP rozměr pacienta v úrovni bráničního hiátu, dále jsme zaznamenávali věk a pohlaví pacientů a název aplikované kontrastní látky. Protokoly vyšetřování byly standardně používán program „Abdomen Routine“ – 5 mm vrstva, 120 kV, 95 mAs, increment 4 mm a pitch faktor 1,0**.** Standardní hodnoty jsme také zachovávali na tlakovém injektoru CT 9000 firmy Liebel-Flarsheim (Malincrodt, USA). Protokol na injektoru byl nastaven na flow 2 ml/s, objem kontrastní látky 100 ml a 60 s zpoždění skenování po začátku aplikace kontrastní látky.

4. VÝSLEDKY

Výsledky své práce jsme rozdělili na dvě části. V první části – in vitro – jsme měřili obsah lahviček s kontrastními látkami (Iomeron 400, Ultravist 370, Visipaque 320 a Visipaque 270) na CT přístroji a zjišťovali jejich denzitu. Ve druhé části – in vivo – jsme měřili denzitu krve v břišní aortě po aplikaci těchto kontrastních látek a sledovali souvislosti mezi měřeními in vitro a in vivo. Ve druhé části (in vivo) jsme záměrně vyloučili měření s kontrastní látkou Visipaque 270, která byla používána při vyšetření CT břicha nejméně a bylo by obtížné získat reprezentativní soubor.

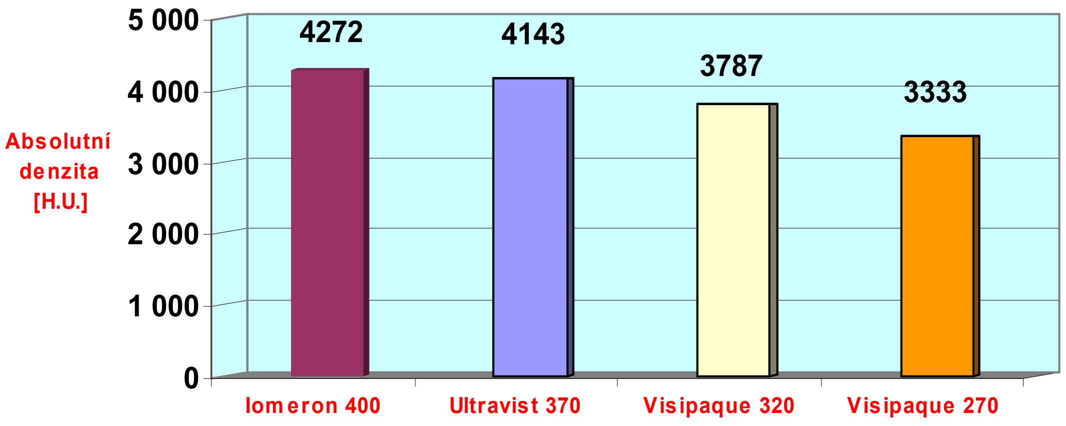
4. 1 Měření jodových kontrastních látek in vitro

V této části jsme provedli měření jednotlivých kontrastních látek (Iomeronu 400, Ultravistu 370, Visipaque 320 a Visipaque 270) v originálním balení. Lahvičky jsme měřili na CT přístroji. Lahvičky s kontrastními látkami jsme postupně umístili do středu skenovacího pole za kontroly laserových zaměřovačů. Podložkou byl vlastní vyšetřovací stůl, vzhledem k tvaru lahviček a stolu nebyl nutný žádný zádržný mechanismus. Po opuštění vyšetřovací místnosti byla každá jednotlivá lahvička skenována za stejných podmínek originálním protokolem firmy Siemens „Base Sequence“ na přístroji Somatom Emotion Duo (Siemens, Forchheim, Německo). Použitý protokol se jevil po několika předchozích pokusech jako nejlepší pro minimální výskyt artefaktů z velmi denzních kontrastních látek. Tento protokol spočívá ve fúzi dvou 1,5 mm vrstev při hodnotách 160 mAs, 130 kV, FOV 200 mm, použitý průměr ROI (region of interest, oblast zájmu) byl 20 mm. Měření vysokých denzit umožnila funkce „Extended Scale“, při použití této funkce lze měřit hodnoty denzit až do 10 tisíc HU. Naměřené hodnoty jsou uvedené v **tabulce č. 1.** Do tabulky jsme dále uvedli relativní denzitu kontrastních látek vztaženou k nejvíce denzní kontrastní látce (Iomeron 400 = 100%).

Tabulka č. 1 – Porovnání absolutních denzit jednotlivých KL in vitro

Kontrastní látka	HU 160 mAs/130 kV	% Iomeron 400 = 100%
Iomeron 400	4272	100,0
Ultravist 370	4143	97,0
Visipaque 320	3787	88,6
Visipaque 270	3333	78,0

Abychom lépe zobrazili rozdíly denzit kontrastních látek, umístili jsme jednotlivé hodnoty do přehledného sloupcového **grafu č. 1.**



Graf č. 1 – Porovnání absolutních denzit jednotlivých KL in vitro

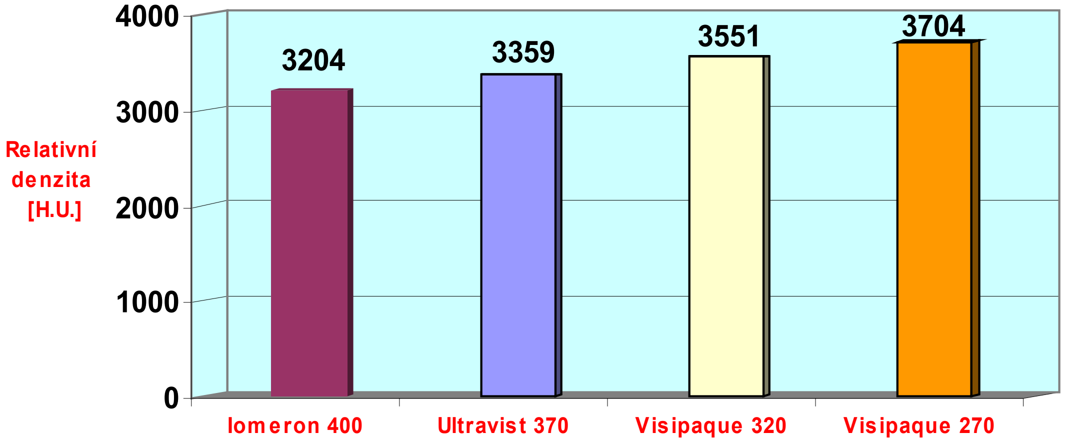
Dále nás zajímalo, zda naměřené hodnoty odpovídají lineární závislosti denzity na obsahu jodu v kontrastních látkách. Z již naměřených hodnot tomu výsledky neodpovídaly. Abychom lépe zobrazili vztah denzity jednotlivých kontrastních látek, přepočítali jsme hodnoty denzit na jednu úroveň odpovídající 300 mgI/ml. To jsme provedli převodem denzity na jednotku jodu, v našem případě na 1 mgI (například jednotková denzita Iomeronu 400 je 4272 HU: 400 = 10,68 HU). Aby tyto hodnoty odpovídaly reálným číslům, přepočítali jsme je u jednotlivých kontrastních látek na

hodnotu 300 mgI - vynásobili jsme všechny jednotkové denzity číslem 300 (např. Iomeron 400 – 10,68 HU x 300 = 3204 HU). Vypočítané hodnoty jsme umístili do **tabulky č. 2,** kde jsme dále doplnili vypočítané relativní denzity kontrastních látek, pokud Iomeron 400 = 100%.

Tabulka č. 2 – Porovnání relativních denzit jednotlivých KL in vitro

Kontrastní látka	HU při 300 mg I/ ml	%
	160 mAs/130 kV	Iomeron 400 = 100%
Iomeron 400	3204	100,0
Ultravist 370	3359	106,0
Visipaque 320	3551	110,8
Visipaque 270	3704	115,6

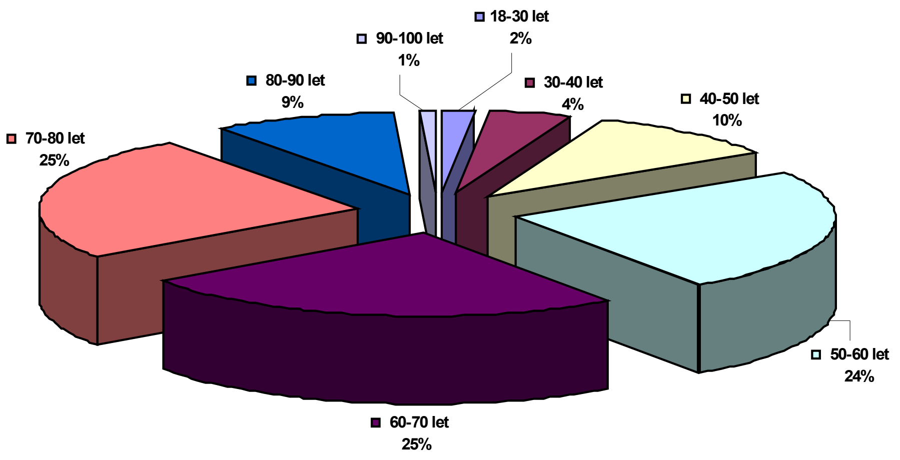
Výsledky z tabulky byly velmi překvapivé a ukazovaly, že se snižující se hodnotou obsahu jodu v kontrastní látce vzrůstá její relativní denzita. Srovnání relativních denzit jednotlivých kontrastních látek dobře vyniká v níže uvedeném sloupcovém **grafu č. 2.**



Graf č. 2 – Porovnání relativních denzit jednotlivých KL in vitro

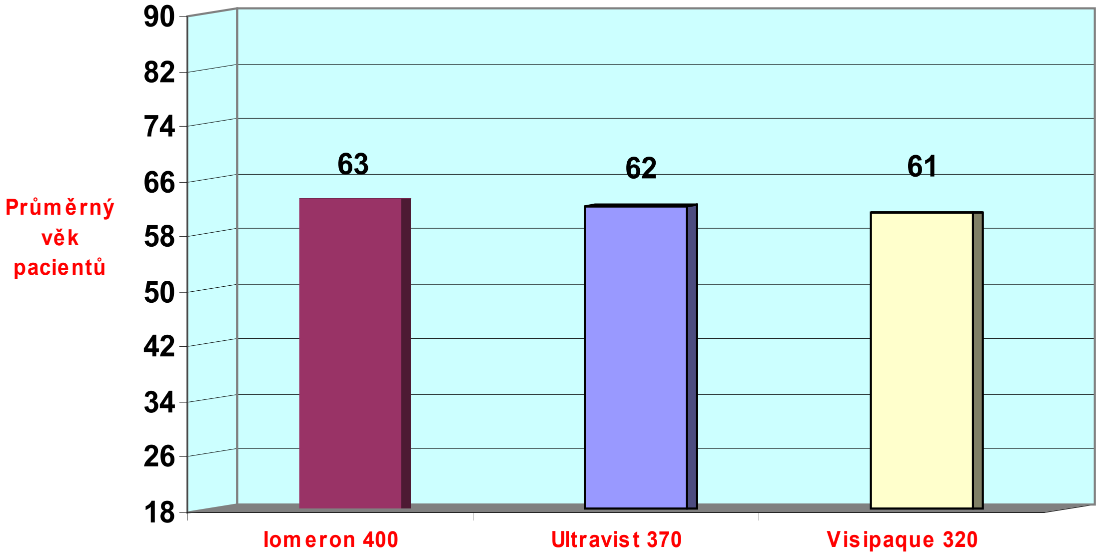
4. 2 Měření jodových kontrastních látek in vivo

Do souboru patří 258 pacientů ve věku 18 – 90 let, z toho je 138 žen a 120 mužů. Rozdělení podle věku pacientů je uvedeno v **grafu č. 3**. Z tohoto grafu je patrné, že 192 pacientům bylo 50 – 80 let, což je 74% ze souboru. Také je patrné, že 26 pacientům bylo více než 80 let, což je 10%. Naopak 41 pacientům bylo méně než 50 let, to odpovídá 15% z celého souboru.



Graf č. 3 – Věková charakteristika souboru

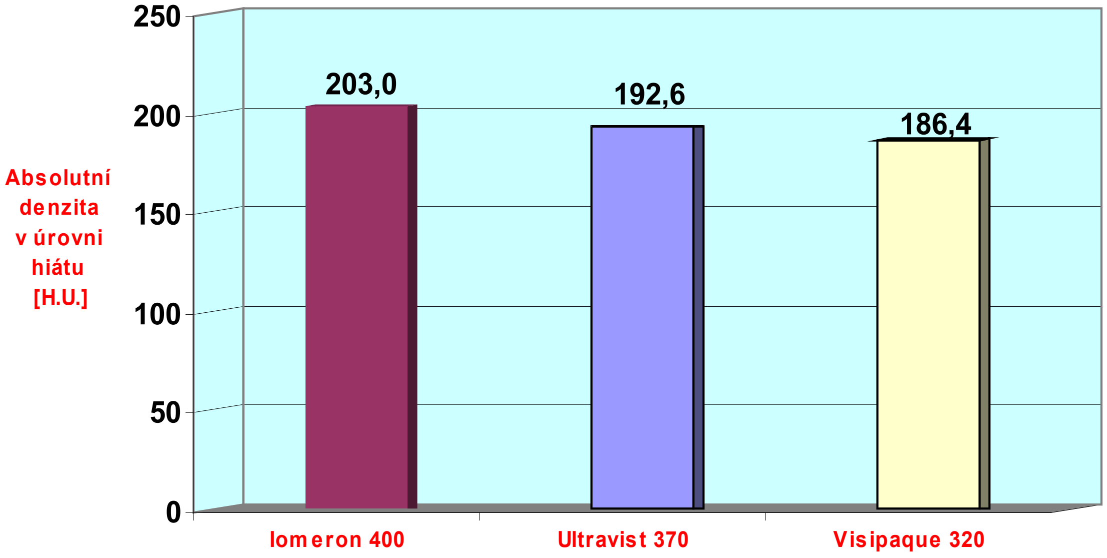
Graf č. 4 ukazuje průměrný věk pacientů, kterým se aplikovaly kontrastní látky. U Iomeronu 400 je průměrný věk 63 let, u Ultravistu 370 je to 62 let a u Visipaque 320 je to 61 let. Věkový průměr skupin jednotlivých pacientů je téměř shodný a skupiny jsou tedy dobře srovnatelné. Shoda je podle nás dána dostatečně velkými a tedy i srovnatelnými soubory.



Graf č. 4 – Průměrný věk pacientů podle jednotlivých KL

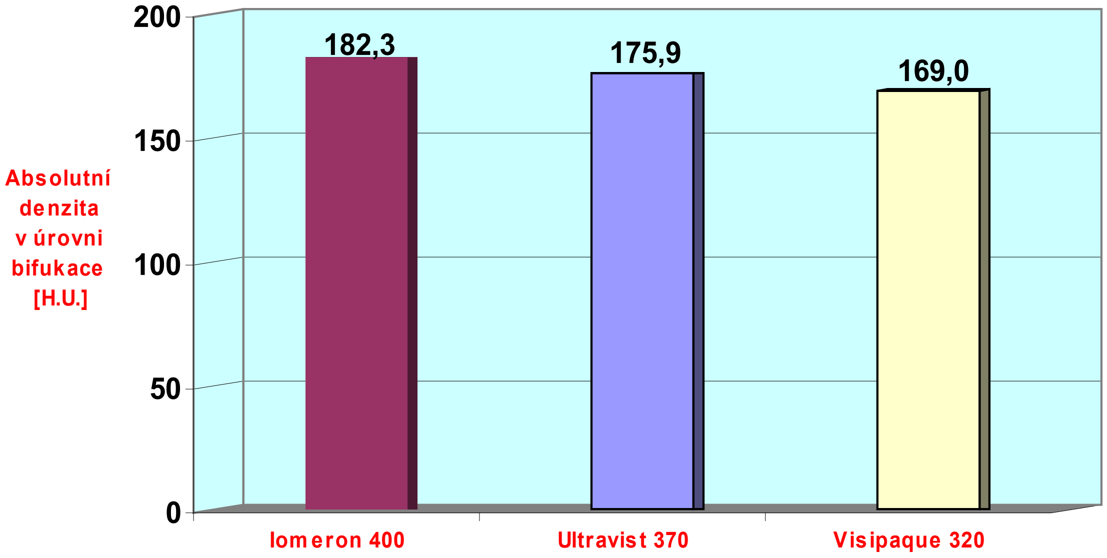
Hodnoty denzity jsem měřili pro jednotlivé kontrastní látky v úrovni aortálního bráničního hiátu a v úrovni bifurkace aorty. Podrobný přehled naměřených hodnot je v příloze. Volili jsme ROI o takové ploše, aby co nejvíce vyplňovala lumen aorty a abychom nezachytili případné kalcifikace ve stěně či artefakty z přilehlých tkání. Hodnoty jsme zaokrouhlili na jedno desetinné místo.

V následujícím měření jsem vypočítali pro každou kontrastní látku průměrnou denzitu krve v aortě v úrovni hiátu. Výsledky jsme zanesli do **grafu č. 5.** Z grafu vyplývá, že největší denzitu krve v aortě v úrovni hiátu má Iomeron 400, nejnižší pak Visipaque 320. Rozdíl je 9% - tedy minimální a odpovídá tomu, že Iomeron 400 má z měřených kontrastních látek největší obsah jodu.



Graf č. 5 – Průměrná denzita krve aorty v úrovni hiátu

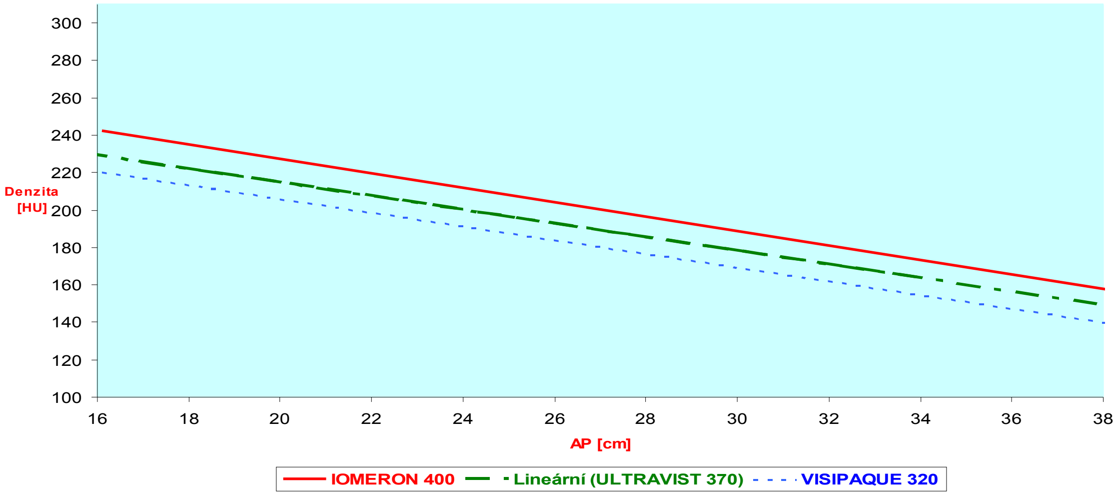
V dalším měření jsme obdobně jako v předchozím případě vypočítali pro každou kontrastní látku průměrnou denzitu krve v aortě, tentokrát v úrovni bifurkace. Výsledky jsou zaneseny v **grafu č. 6**. I zde je nejdenznější Iomeron 400, pak Ultravist 370 a nakonec Visipaque 320. Iomeron 400 má v průměru všech měření o 9 % vyšší denzitu oproti Visipaque 320.



Graf č. 6 – Průměrná denzita krve aorty v úrovni bifurkace

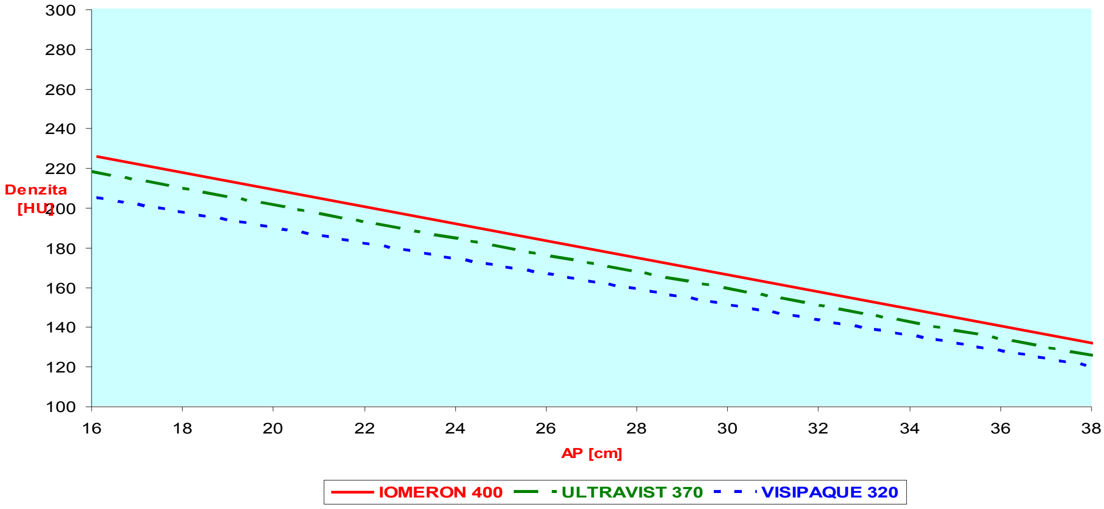
AP rozměr pacienta jsme měřili v axiálním řezu shodném s řezem měření denzity krve aorty v úrovni aortálního hiátu, přísně v rovině mediální vzhledem k pacientovi. Jednotlivé hodnoty jsme zanesli do grafů, kde na ose x je AP rozměr pacientů a na ose y denzita krve v aortě. V grafech jsme vyznačili lineární trendy pro každou kontrastní látku.

Graf č. 7 ukazuje závislost denzity krve v aortě v úrovni hiátu na AP rozměru pacienta. Podrobný přehled grafů pro jednotlivé KL je uvedený v příloze. Z grafu je patrné, že denzita změřená v břišní aortě v úrovni hiátu klesá se zvětšujícím se rozměru pacienta a to pro použité kontrastní látky. Z přehledného sumačního grafu je patrné, že pokles denzity krve v závislosti na AP rozměru pacienta je u všech kontrastních látek téměř shodný.



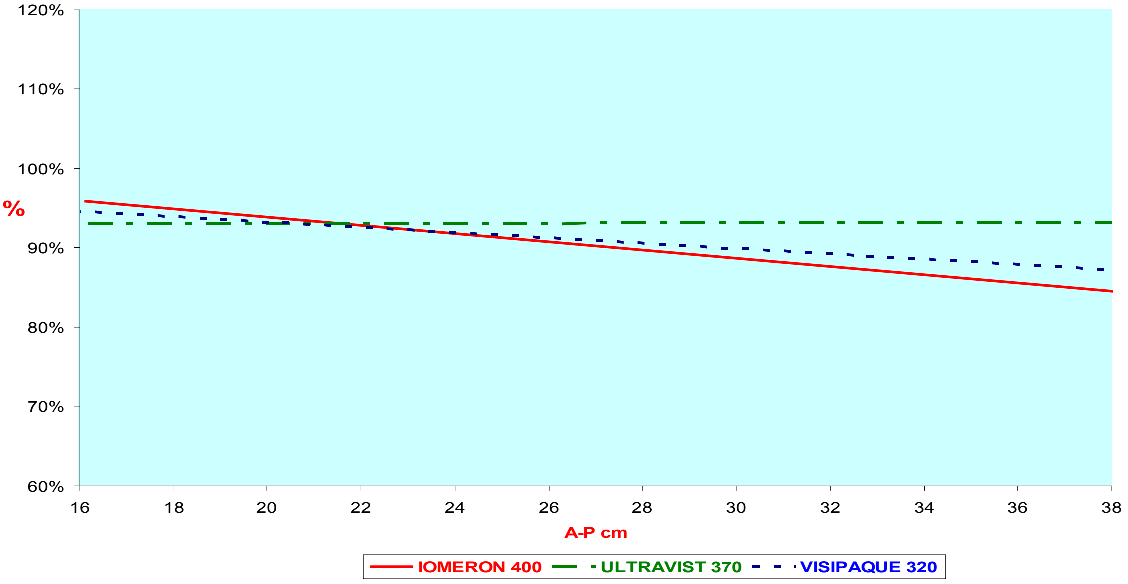
Graf č. 7 – Závislost denzity v aortě v úrovni hiátu na AP rozměru pacienta

Závislost denzity krve v aortě v úrovni bifurkace na AP rozměru pacienta je vyjádřena v **grafu č. 8.** Sledujeme, že podobně jako u grafu č. 5, denzita naměřená v aortě v úrovni bifurkace také klesá se zvětšujícím se předozadním rozměrem pacienta.



Graf . 8 – Závislost denzity v aortě v úrovni bifurkace na AP rozměru pacienta

Dále jsme procentuálně vypočítali snížení (zvýšení) denzity krve v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu a zjišťovali jsme, zda změna denzity je ovlivněna předozadním rozměrem pacienta. Podle **grafu č. 9** je patrné, že pro Iomeron 400 a Visipaque 320 je trend procentuálního zeslabení patrný, pro Ultravist 370 toto procentuální zeslabení nepozorujeme.



Graf č. 9 – Procentuální zeslabení (zesílení) denzity krve v břišní aortě v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu v závislosti na AP rozměru pacienta

5. DISKUZE

5.1 Měření jodových kontrastních látek in vitro

V první části práce jsme provedli měření jednotlivých kontrastních látek (Iomeronu 400, Ultravistu 370, Visipaque 320 a Visipaque 270). Lahvičky jsme skenovali ve skleněném originálním balení za stejných podmínek na CT přístroji Somatom Emotion Duo (Siemens, Forchheim, Německo) protokolem „Base Sequence“ s hodnotami 160 mAs, 130 kV, GT 0 stupňů, FOV 200 mm, ROI o průměru 20 mm. Zapisovali jsme denzity pro jednotlivé kontrastní látky. Abychom jednotlivé hodnoty mohli porovnávat, přepočítávali jsme je na jednu úroveň odpovídající 300 mgI/ml. Zjištěné hodnoty a závislosti jsou v mnohém překvapující. Zvyšující se denzita kontrastních látek se vzrůstajícím obsahem jodu při měřeních in vitro i in vivo neodpovídá lineární závislosti. Vzhledem k tomu, že byly k dispozici pouze 4 různé kontrastní látky, nelze matematickou závislost zodpovědně posoudit. (Je to námět pro další práce, kde by se mohly například měřit kontrastní látky s různým ředěním.) V naší práci, která je zaměřená převážně na měření in vivo prokazujeme, že relativní denzita látek stoupá se snižujícím se obsahem jodu. Relativně nejvíce denzní se tak jeví kontrastní látka Visipaque 270 s obsahem 270 mgI/ml a relativně nejméně pak kontrastní látka Iomeron 400 s obsahem 400 mgI/ml. Obsah jodu jsme nemohli samostatně zkontrolovat a spoléháme na informace od výrobců v příbalových letácích. Kromě obsahu jodu se kontrastní látky liší i pomocnými látkami, zejména chemickým složením používaných pufrů. Tato okolnost by mohla hrát malou, podle nás nevýznamnou roli. Tomu odpovídá měření u dvou látek téhož výrobce (Visipaque 270 a Visipaque 320), kde je složení pomocných látek totožné. Vzhledem k tomu, že jsme nenašli literární údaje zabývající se touto problematikou, bude nutné vztah obsahu jodu v kontrastních látkách k denzitě kontrastních látek, objasnit dalšími měřeními. Dosavadní literární údaje jsou zaměřené převážně na biologické účinky kontrastních látek na organismus. Z fyzikálních vlastností se v poslední době sledují zejména

rheologické vlastnosti kontrastních látek, zejména viskozita. Nejvíce zdůrazňovanou vlastností je u jodových kontrastních látek jejich nefrotoxicita.

5.2 Věková charakteristika souboru

Náš soubor má 258 pacientů (138 žen a 120 mužů) ve věkovém rozmezí od 18–90 let. Záměrně jsme ze souboru vyloučili děti, mladistvé, pacienty se srdečním selháváním a v šokových stavech, abychom zachovali srovnatelnost hodnot měření. Průměrný věk pacientů pro Iomeron 400 je 63 let, pro Ultravist 370 je 62 let a pro Visipaque 320 je to 61 let. Shoda hodnot průměrného věku svědčí o tom, že soubor pacientů byl dostatečně velký. 84 % pacientů je starších 50let, jen 16 % pacientů je pak mladších 50let. Z hodnot je patrné, že CT vyšetření břicha podstupují převážně starší pacienti.

5.3 Průměrná denzita krve v aortě v úrovni bráničního hiátu a bifurkace

Hodnoty denzity jsem měřili pro jednotlivé kontrastní látky v úrovni aortálního bráničního hiátu a v úrovni bifurkace aorty. ROI jsme umísťovali tak, aby co nejvíce vyplňovala lumen aorty a abychom nezachytili případné kalcifikace ve stěně či artefakty z přilehlých tkání. Hodnoty jsme zaokrouhlili na jedno desetinné místo. Výsledky byly neočekávané. Pro denzity v úrovni bráničního hiátu jsme nejvyšší denzity naměřili u Iomeronu 400, o necelých 6 % byl v průměru méně denzní Ultravist 370 a o další téměř 3 % Visipaque 320. Pro měření v úrovni bifurkace aorty jsou výsledky velmi podobné. Iomeron 400 je o 9,6 % více denzní ve srovnání s Visipaque 320. Tyto hodnoty neodpovídají množství jodu v jednotlivých kontrastních látkách. Očekávali bychom větší rozdíly denzity mezi jednotlivými kontrastními látkami.

5.4 Závislost denzity krve v aortě v úrovni hiátu a bifurkace na AP rozměru pacienta

Očekávaným výsledkem, který vyplývá z našeho měření je, že denzita krve v aortě v úrovni hiátu po podání všech sledovaných kontrastních látek klesá se zvětšujícím se předozadním rozměrem pacienta. V práci jsme použili AP rozměr pacienta v předem určeném místě jako jednoduchý parametr, který je v praxi dobře použitelný. CT vyšetření břicha s aplikací kontrastní látky i.v. téměř vždy předchází nativní vyšetření, kde lze tento rozměr rychle zjisti i u málo spolupracujících nebo nespolupracujících pacientů. Podle výsledků našich měření lze pak snadno upravit aplikovanou dávku kontrastní látky. Lze pak volit množství kontrastní látky „na míru“ a snížit tak zatížení pacientů kontrastní látkou. Vzhledem ke vzrůstající incidenci alergoidních reakcí a vzhledem k nefrotoxicitě kontrastních látek by takový postup byl vhodný. V současné době se převážně používají unifikované protokoly, kdy se na většině pracovišť nezjišťuje váha pacienta. Množství se upravuje teprve, až když se dostaví velmi obézní nebo velmi astenický pacient.

5.5. Procentuální zeslabení (zesílení) denzity krve v břišní aortě v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu v závislosti na AP rozměru pacienta

V poslední části práce jsme pak porovnávali zeslabení denzity krve v úrovni aortálního bráničního hiátu a v úrovni aortální bifurkace u jednotlivých kontrastních látek. Z grafů je patrné, že během vyšetření denzita klesla u dvou kontrastních látek. U Ultravistu 370 jsme toto zeslabení nepozorovali. Snížení denzity jsme očekávali, vzhledem ke zvolenému protokolu a vzhledem k malé rychlosti dvouspirálního CT přístroje. Absence zeslabení denzity při podání Ultravistu 370, by mohla být i v důsledku lidské chyby, kterou jsme však neodhalili.

V této práci jsme potvrdili naší hypotézu, že při navýšení obsahu jodu v kontrastní látce aplikované intravenózně není vzestup denzity krve v aortě při CT

vyšetření přímo úměrný množství jodu. Např. teoretická denzita Iomeronu 400 by měla být o 20 % vyšší ve srovnání s Visipaquem 320. Ve skutečnosti jsme naměřili in vitro i in vivo rozdíl pouze 9–10 %.

6. ZÁVĚR

Diagnostické procesy v radiodiagnostice se i přes technické pokroky neobejdou v dohledné budoucnosti bez intravenózní aplikace jodových kontrastních látek, zejména při vyšetřeních pomocí výpočetní tomografie. Vzhledem k trendu, kdy se zkracuje čas samotného CT vyšetření, vzrůstá potřeba přesněji plánovat samotnou aplikaci kontrastní látky. Přesnější plánování objemu, rychlosti aplikace a obsahu jodu v kontrastných látkách může výrazně zlepšit diagnostický přínos vyšetření. Při nárůstu rychlosti vyšetření se však zvyšuje nebezpečí zbytečného zatížení pacienta kontrastní látkou. Naše práce měla přispět k četným pracím zabývající se touto problematikou, avšak z jiného úhlu pohledu. Pokusili jsme se definovat nový jednoduchý parametr, AP rozměr pacienta v úrovni aortálního bráničního hiátu, pomocí kterého lze dávku kontrastní látky do značné míry individualizovat a tím zlepšit diagnostickou informaci CT vyšetření při co nejmenším zatížení pacienta jodovou kontrastní látkou. Dále jsem zkoumali skutečné denzity kontrastních látek tak, jak jsou měřitelné CT přístrojem. Měření jsme prováděli in vitro i in vivo. Zjistili jsme, že relativní denzita látek s nižším obsahem jodu je vyšší než denzita s vyšším obsahem jodu. Toto zjištění má opět dobré využití v praxi, kdy při nastavování protokolů aplikace kontrastní látky lze snížit objem u látek s nižším obsahem jodu. Potvrdila se tak i naše hypotéza, že denzita kontrastních látek není přímo úměrná obsahu jodu. Naše práce má význam pro radiodiagnostiky a radiologické asistenty, kterým dává do rukou návod, jak zacházet s kontrastními látkami v éře stále rychlejších výpočetních tomografů.

7. SEZNAM LITERATURY

1. BAE, KT. *Peak contrat enhancement in CT and MR angiography: When does it occur and why?* Pharmakokinetic study in a porcine modle. Radiology, 2003, 227, No.3, p. 809-816.

2. BLAŽEK, O. *Radiologie a nukleární medicína : Učebnice pro lékařské fakulty*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1989. 424 s.

3. FERDA, J. *CT angiografie.* 1. vyd. Praha: Galén, 2004. 408 s. ISBN 80-7262- 281-1.

4. FERDA, J., MÍRKA, H., FERDOVÁ, E., KREUZBERG, B. *CT trávicí trubice.* 1. vyd. Praha: Galén, 2006. 243 s. ISBN 80-7262-436-9.

5. FERDA, J., FLOHR, T., KREUZBERG, B. *Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií záření – první zkušenosti z klinického využití.* Ces radiol, 2008, 62, No. 1, p. 11-22 ISSN 1210-7883.

6. FLEISCHMANN, D., RUBIN, GD., BANKIER, AA. et al. *Improved uniformity of aotric enhancement with customized kontrast medium, injection protokols at CT angiography*. Radiology, 200, 214, No. 2, p. 363-471.

7. CHUDÁČEK, Z. *Radiodiagnostika.* 1. vyd. Brno: IDVPZ Brno, 1995. 293 s. ISBN 80-7013-144-4.

8. http://www.diagnosticimaging.com, 8.2.2008

9. http://www.medical.siemens.com, 25.1.2008

10. KALENDER W.A. *Computer Tomography*. 2nd revise edition, Publicit Corporate Publishing, Erlangen, 2005.

11. KRAJINA, A., HLAVA, A., *Intervenční angiografie.* 1. vyd. Hradec Králové: Nukleus HK, 1999. 509 s. ISBN 80-901753-1-7.

12. KRAJINA, A., PEREGRIN, J. H. *Intervenční radiologie*: *Miniinvazivní terapie.* 1 vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8.

13. METODICKÝ LIST INTRAVASKULÁRNÍHO PODÁNÍ JKL. Ces radiol, 2007, 61, No. 1, p. 105-107 ISSN 1210-7883.

14. PLATT, JF. *Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow Mates, and patient demographics.* Am J Roentgenol, 1999, 172, No. 1, p. 53-56.

15. PTÁČEK, J. *Multislice CT.* Praktická radiologie, 2007, 12, No. 1, p. 8-14, ISSN 1211-053.

16. SHOEPF, UJ., et al. *Multislece CT angiography*. Eur Radiol, 2004, 14, No. 2, p. 341-349.

17. SVOBODA, M. *Kontrastní látky při vyšetřování rentgenem.* Praha: Spofa, 1977.

18. VÁLEK, V. a kol. *Moderní diagnostické metody. I.díl Kontrastní vyšetření trávicí trubice*. 1.vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. 76 s. ISBN 80-7013-215-9.

8. KLÍČOVÁ SLOVA

Kontrastní látka

Výpočetní tomografie

Denzita

Jod

Aorta

Radiologický asistent

Brániční hiatus

Bifurkace

9. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AP – předozadní

apod. – a podobně

CT – computed tomography, počítačová tomografie

CTA – angiografie pomocí výpočetní tomografie

DECT – dual energy computed tomography, dvouenergetická výpočetní tomografie

FOV – field of view

GT – gantry tilt, sklon gantry

HRCT – high resolution computed tomography, výpočetní tomografie s vysokým rozlišením

HU – Hounsfieldovy jednotky

I – jod

i.v. – intravenózní, aplikace do žíly

JKL – jodová kontrastní látka

KL – kontrastní látka

kV – kilovolt

mAs – miliampérsekunda

MSCT – multislice computed tomography, víceřadá výpočetní tomografie

MR – magnetická rezonance

např. – například

PACS – picture archiving and communicating system, archivační a komunikační systém

ROI – region of interest, oblast zájmu

SI – mezinárodní soustava jednotek

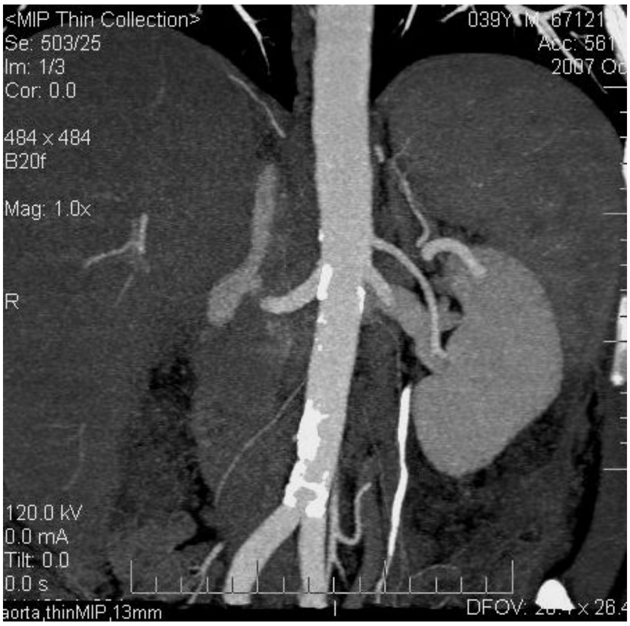
SSD – shaded surface display, zobrazení pomocí stínování povrchu

tzv. – takzvaný

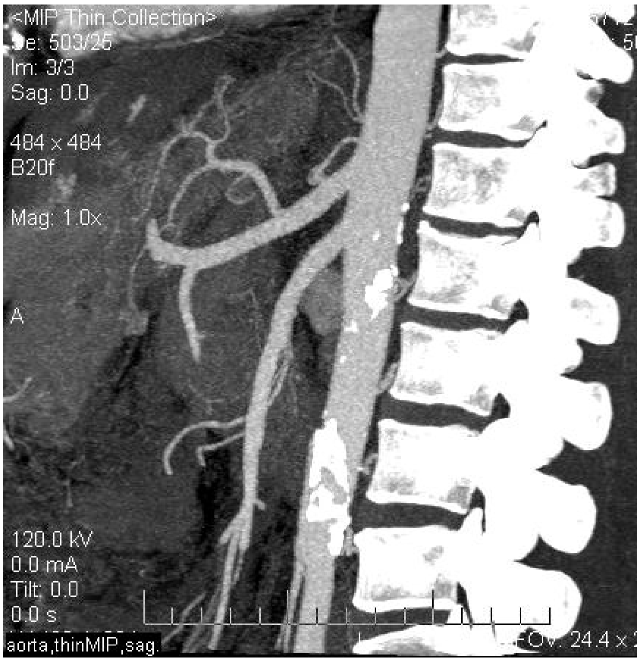
UZ – ultrazvuk, sonografie

μ – mí

10. PŘÍLOHY



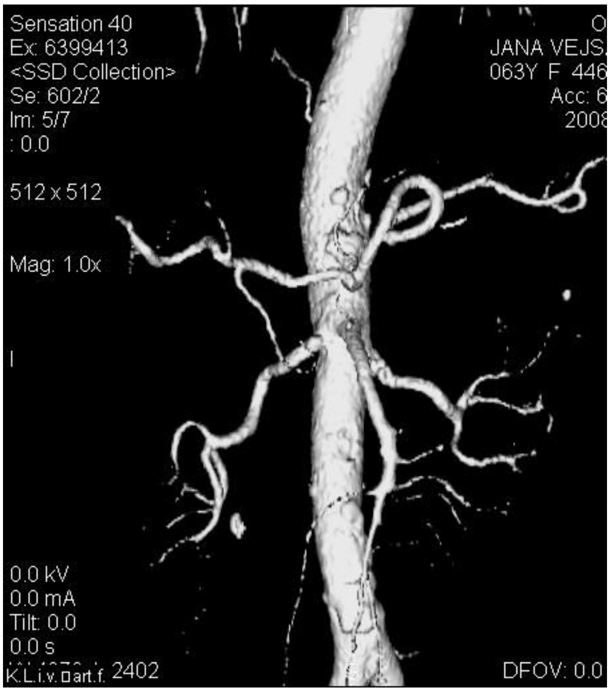
Příloha č. 1 – MIP rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, koronární rovina



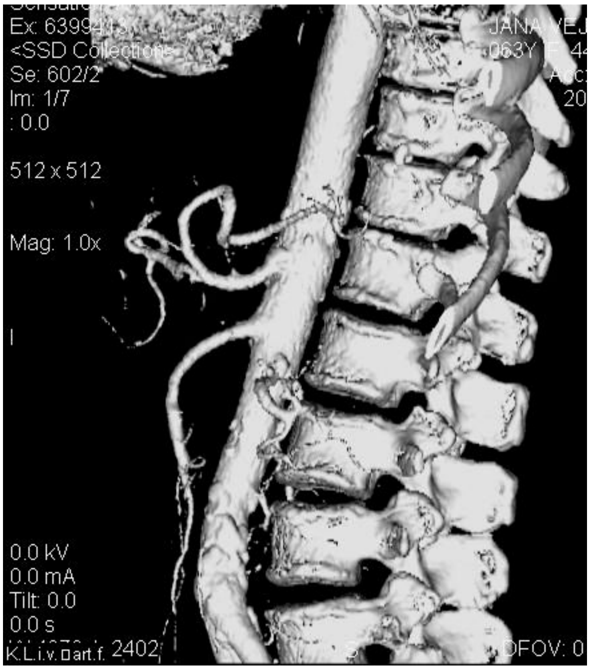
Příloha č. 2 – MIP rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, sagitální rovina

Příloha č. 3 – MPR rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, koronární rovina

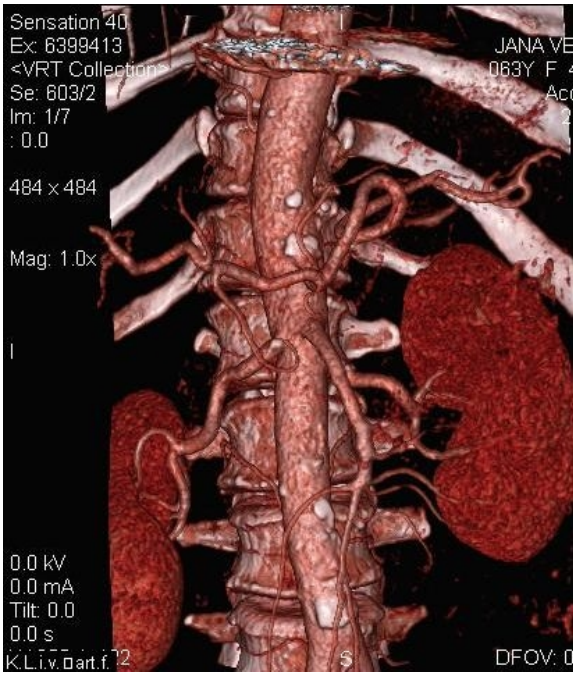
Příloha č. 4 – MPR rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, sagitální rovina



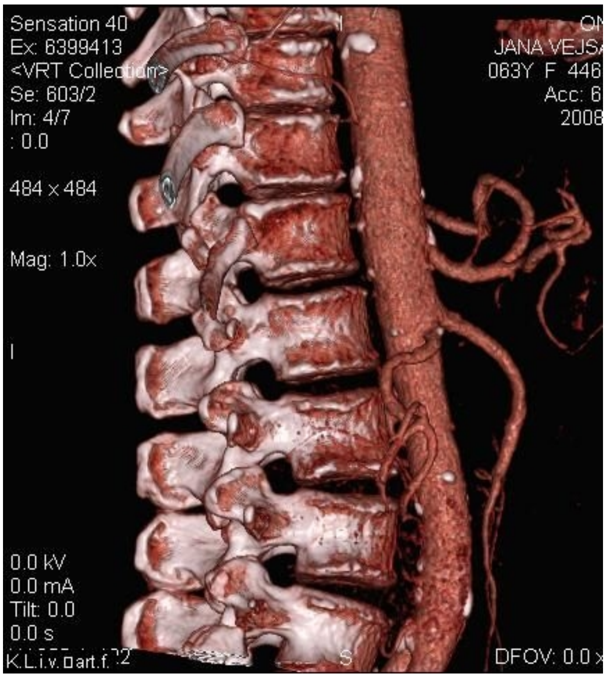
Příloha č. 5 – SSD rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, koronární rovina



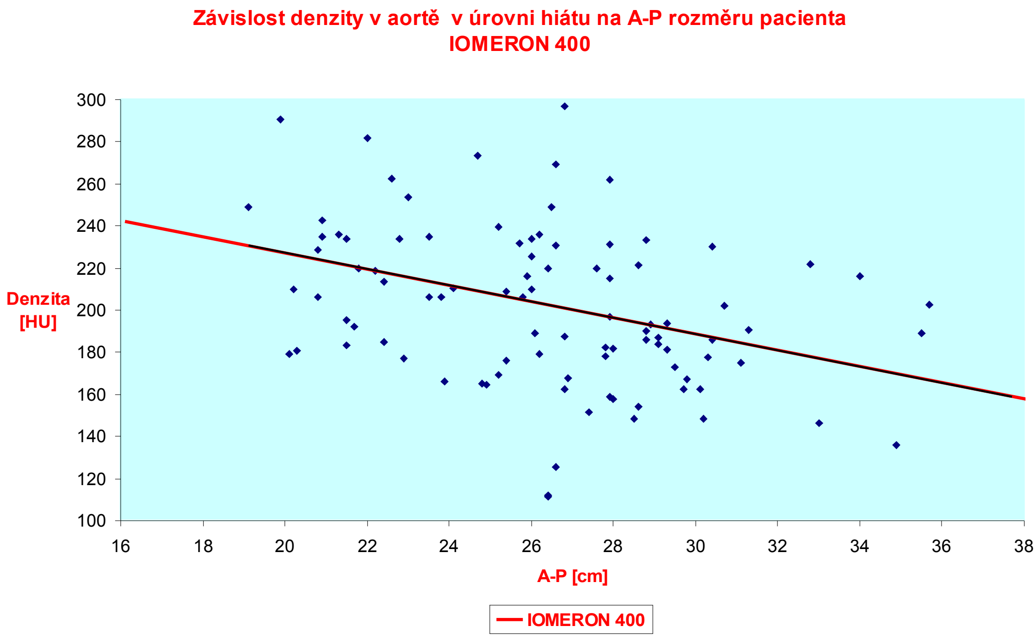
Příloha č. 6 – SSD rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, sagitální rovina



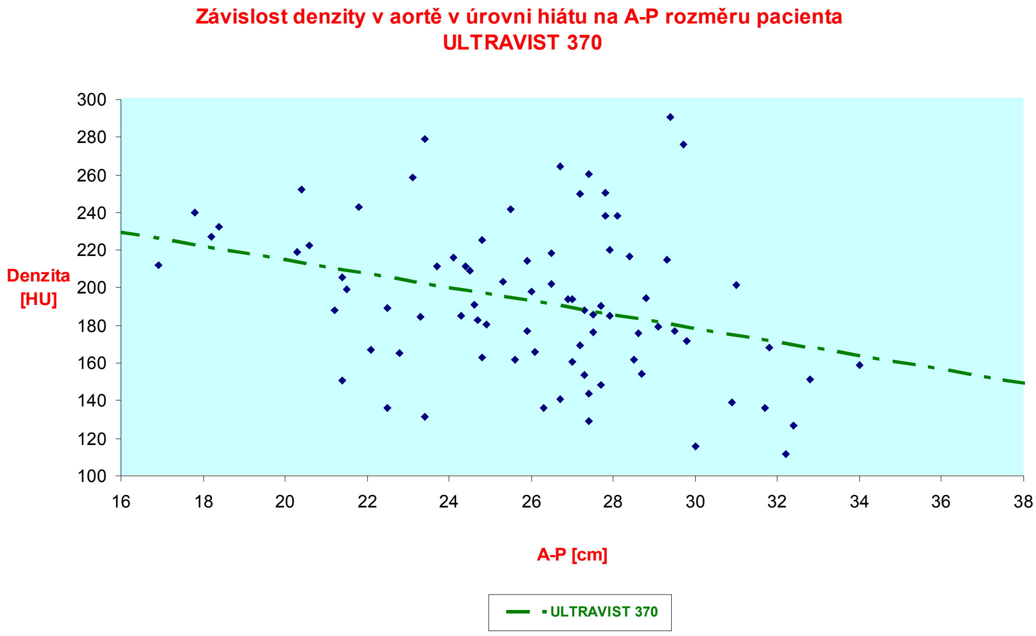
Příloha č. 7 – VRT rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, koronární rovina



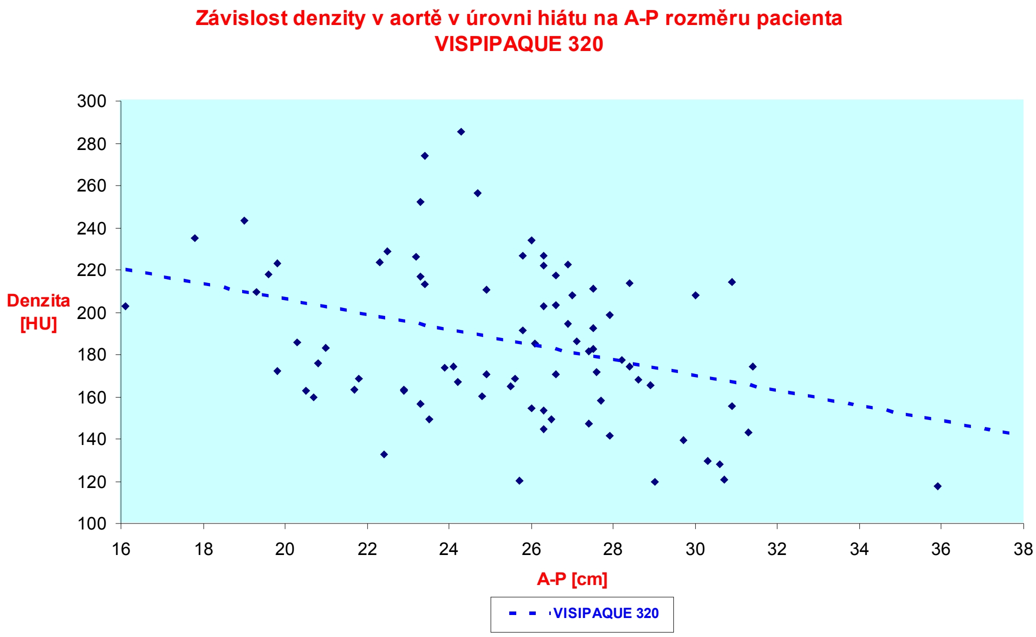
Příloha č. 8 – VRT rekonstrukce břišní aorty vyšetřené na CT, sagitální rovina



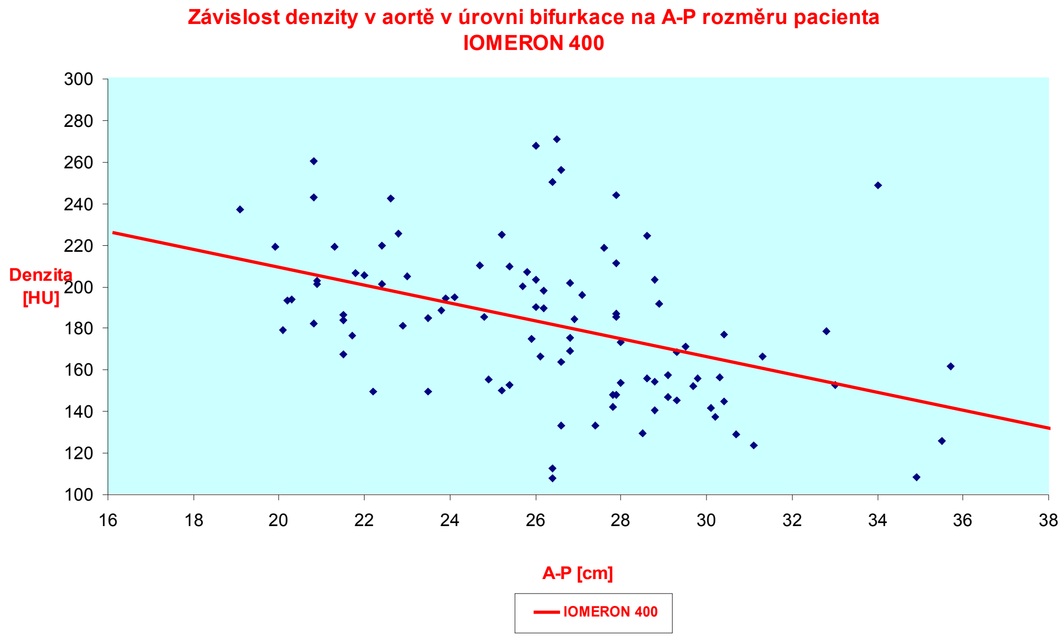
Příloha č. 9 – Závislost denzity v aortě v úrovni hiátu na A-P rozměru pacienta pro Iomeron 400



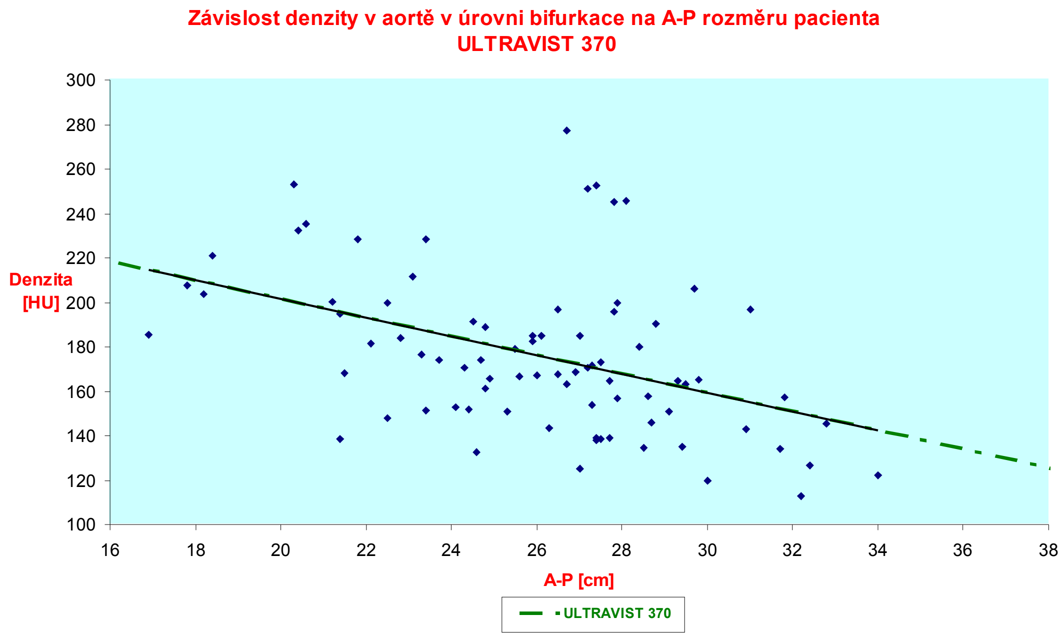
Příloha č. 10 – Závislost denzity v aortě v úrovni hiátu na A-P rozměru pacienta pro Ultravist 370



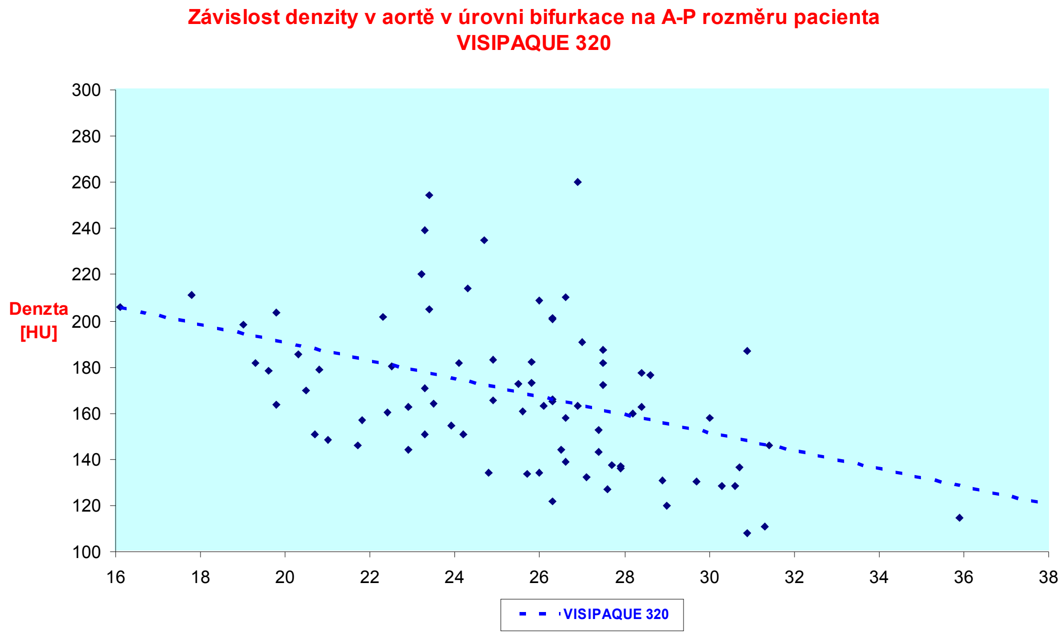
Příloha č. 11 – Závislost denzity v aortě v úrovni hiátu na A-P rozměru pacienta pro Visipaque 320



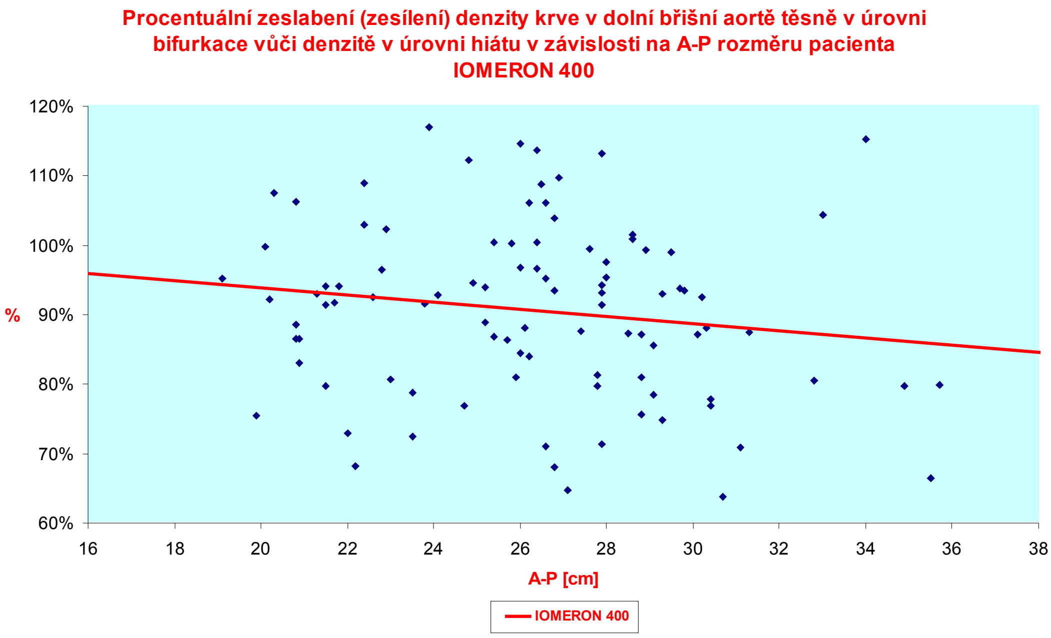
Příloha č. 12 – Závislost denzity v aortě v úrovni bifurkace na A-P rozměru pacienta pro Iomeron 400



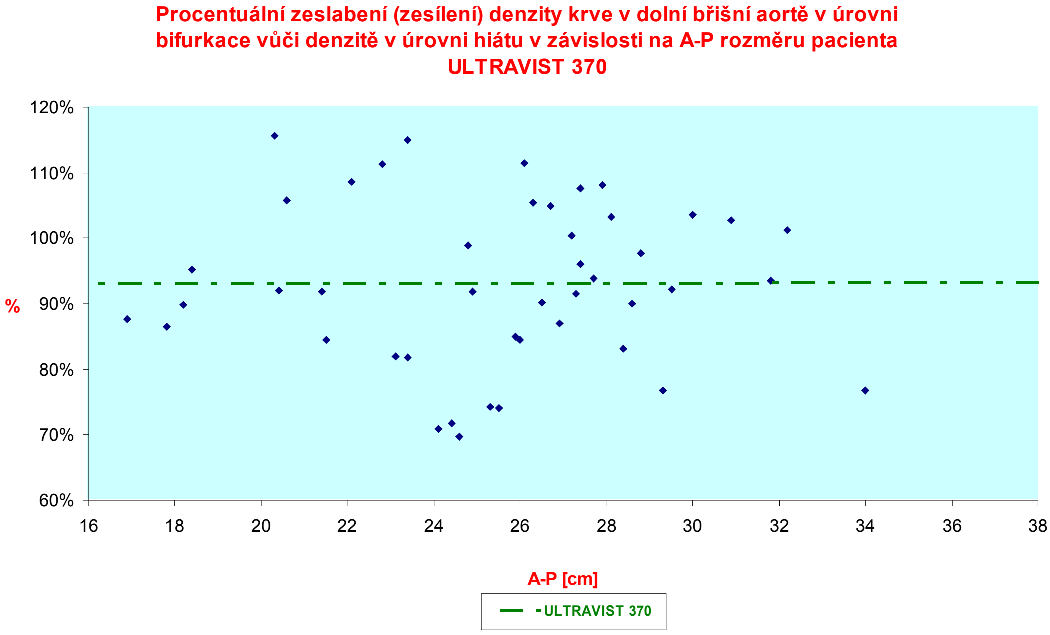
Příloha č. 13 – Závislost denzity v aortě v úrovni bifurkace na A-P rozměru pacienta pro Visipaque 320



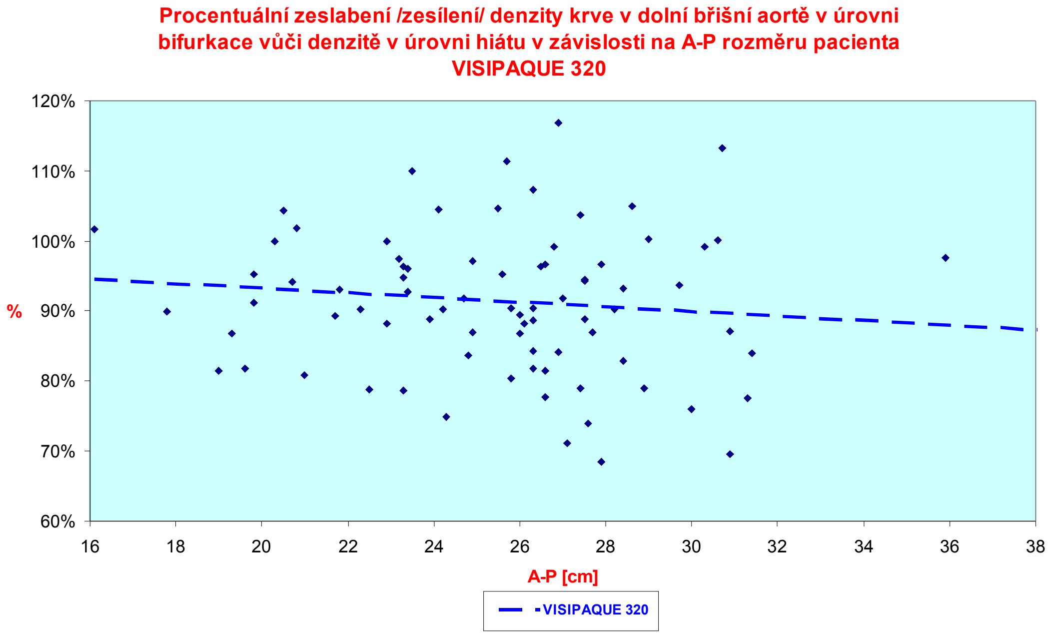
Příloha č. 14 – Závislost denzity v aortě v úrovni bifurkace na A-P rozměru pacienta pro Visipaque 320



Příloha č. 15 – Procentuální zeslabení /zesílení/ denzity krve v dolní břišní aortě těsně v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu v závislosti na A-P rozměru pacienta pro Iomeron 400



Příloha č. 16 – Procentuální zeslabení /zesílení/ denzity krve v dolní břišní aortě těsně v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu v závislosti na A-P rozměru pacienta pro Ultravist 370



Příloha č. 17 – Procentuální zeslabení /zesílení/ denzity krve v dolní břišní aortě těsně v úrovni bifurkace vůči denzitě v úrovni hiátu v závislosti na A-P rozměru pacienta pro Visipaque 320

IOMERON 400				
Pohlaví	**Věk**	**H. U.**	**H. U.**	**A-P**
pacientů	pacientů	nad bifurkací	v úrovni hiátu	rozměry pacientů
muž	26	112,7	112,2	26,4
muž	29	108,3	135,8	34,9
muž	34	141,9	162,7	30,1
muž	36	140,4	185,8	28,8
žena	38	193,6	209,8	20,2
žena	42	190,3	225,4	26,0
žena	44	148,1	182,1	27,8
muž	44	124,0	175,1	31,1
muž	45	171,0	172,7	29,5
muž	46	133,1	125,4	26,6
muž	47	133,0	151,8	27,4
žena	48	188,9	206,2	23,8
žena	50	225,6	234,0	22,8
žena	51	219,2	290,5	19,9
muž	52	156,6	177,8	30,3
muž	52	205,3	281,7	22,0
žena	52	201,3	184,7	22,4
žena	53	156,2	167,1	29,8
žena	53	149,5	219,0	22,2
muž	53	256,2	269,1	26,6
muž	54	155,7	154,4	28,6
žena	54	203,2	209,8	26,0
muž	54	166,7	190,5	31,3
muž	55	152,3	162,3	29,7
žena	55	260,5	301,3	20,8
žena	56	201,4	242,7	20,9
muž	56	154,0	157,9	28,0
žena	56	174,8	216,0	25,9
muž	56	148,0	158,9	27,9
žena	57	182,5	206,0	20,8
žena	57	183,9	195,3	21,5

muž	58	137,4	148,4	30,2
muž	58	128,9	202,3	30,7
muž	58	125,7	189,0	35,5
muž	58	161,8	202,6	35,7
muž	59	146,9	187,2	29,1
žena	59	187,3	262,2	27,9
žena	60	189,8	179,0	26,2
muž	60	209,6	208,8	25,4
žena	60	181,1	177,1	22,9
muž	61	166,7	189,1	26,1
žena	61	178,9	179,2	20,1
žena	61	129,6	148,5	28,5
muž	61	155,6	164,4	24,9
žena	61	153,0	146,6	33,0
žena	61	194,0	180,5	20,3
muž	62	185,3	165,1	24,8
žena	62	210,2	273,6	24,7
muž	63	173,2	181,7	28,0
žena	63	271,0	249	26,5
žena	63	237,3	249,2	19,1
muž	63	154,1	190,1	28,8
muž	64	250,2	220,0	26,4
žena	64	184,2	167,8	26,9
muž	64	178,6	221,8	32,8
žena	65	169,1	162,7	26,8
muž	66	203,3	233,4	28,8
muž	66	224,9	239,4	25,2
žena	67	177,1	230,1	30,4
muž	68	142,1	178,1	27,8
žena	69	175,2	187,4	26,8
žena	70	185,2	235,0	23,5
žena	71	200,4	232,0	25,7
muž	71	243,8	215,3	27,9
muž	71	224,6	221,3	28,6
žena	71	267,6	233,6	26,0
žena	71	157,5	184,0	29,1
žena	71	219,9	213,5	22,4
muž	72	206,9	206,4	25,8
žena	72	168,4	181,1	29,3
muž	72	211,3	231,1	27,9
muž	72	107,9	111,6	26,4
žena	72	194,3	166,1	23,9
žena	73	149,5	206,1	23,5
žena	73	185,6	196,8	27,9
muž	73	176,3	192,2	21,7
muž	73	145,3	194,0	29,3
žena	74	167,7	183,4	21,5
žena	74	219,5	236,0	21,3
muž	75	218,7	219,7	27,6
žena	75	150,3	169,2	25,2
žena	76	196,0	303,0	27,1
žena	76	201,9	296,9	26,8
žena	77	153	176,2	25,4
žena	77	242,8	228,4	20,8
žena	77	248,8	216,0	34,0
muž	78	195,0	210,2	24,1
muž	79	204,9	253,8	23,0
žena	79	203,1	234,7	20,9
žena	80	206,8	219,9	21,8
žena	81	198,1	235,7	26,2
muž	82	191,7	193,0	28,9
muž	82	186,6	233,9	21,5
muž	83	145,0	186,1	30,4
žena	85	242,7	262,3	22,6
žena	90	164,0	230,8	26,6

Příloha č. 18 – Přehledná tabulka měřených hodnot pro Iomeron 400

VISIPAQUE 320				
Pohlaví	**Věk**	**H. U.**	**H. U.**	**A-P**
pacientů	pacientů	nad bifurkací	v úrovni hiátu	rozměry pacientů
žena	18	211,3	235,0	17,8
žena	32	205,9	202,6	16,1
muž	34	160,1	132,8	22,4
muž	35	133,7	120,1	25,7
žena	35	163,8	172,0	19,8
muž	37	163,4	185,4	26,1
muž	40	178,2	218,1	19,6
žena	41	179,0	175,9	20,8
žena	43	150,8	167,1	24,2
muž	43	152,7	147,2	27,4
žena	44	169,7	162,6	20,5
žena	44	135,9	198,6	27,9
žena	46	156,8	168,5	21,8
muž	47	145,9	163,3	21,7
muž	47	108,3	155,8	30,9
žena	50	137,0	141,7	27,9
žena	50	111,0	143,1	31,3
muž	50	151,0	156,8	23,3
muž	52	165,0	153,7	26,3
muž	53	146,1	174,1	31,4
žena	53	181,8	209,4	19,3
muž	54	134,3	160,5	24,8
muž	54	114,9	117,7	35,9
žena	54	185,7	185,8	20,3
muž	55	210,0	217,4	26,6
muž	55	134,1	154,6	26,0
muž	55	201,2	227,0	26,3
muž	56	130,7	165,5	28,9
žena	58	213,8	285,5	24,3
žena	58	173,1	191,6	25,8
muž	58	187,0	214,5	30,9
muž	59	128,4	128,3	30,6
žena	59	203,5	223,3	19,8
muž	60	128,7	129,8	30,3
muž	60	162,6	174,5	28,4
žena	60	165,4	170,4	24,9
žena	61	235,0	256,2	24,7
muž	61	144,1	163,5	22,9
muž	61	143,2	181,4	27,4
žena	62	181,8	174,1	24,1
žena	62	170,8	217,1	23,3
žena	63	177,3	213,8	28,4
žena	64	162,8	163,0	22,9
žena	64	172,9	165,1	25,5
žena	64	130,6	139,5	29,7
žena	65	160,8	168,7	25,6
muž	65	201,9	223,6	22,3
žena	68	165,9	202,9	26,3
žena	68	158,0	208,1	30,0
žena	68	158,1	203,5	26,6
žena	68	180,3	228,8	22,5
muž	69	127,0	171,9	27,6
muž	69	137,7	158,3	27,7
žena	69	254,3	274,1	23,4
žena	69	198,1	243,3	19,0
muž	70	159,8	177,2	28,2
muž	70	121,9	144,6	26,3
žena	70	164,3	149,4	23,5
muž	71	260,2	222,5	26,9
muž	71	307,8	310,3	26,8
muž	72	187,5	211,1	27,5
žena	72	154,4	173,7	23,9
žena	72	172,1	182,5	27,5
žena	73	144,0	149,5	26,5
žena	73	136,7	120,7	30,7
žena	74	132,5	186,3	27,1
žena	74	148,3	183,3	21,0
muž	74	176,5	168,2	28,6
žena	75	150,6	159,9	20,7
muž	75	190,8	207,9	27,0

muž	75	239,1	252,2	23,3
žena	76	209,0	233,8	26,0
muž	76	205,0	213,4	23,4
žena	76	200,7	222,2	26,3
muž	78	183,3	210,9	24,9
žena	79	181,7	192,5	27,5
žena	82	138,9	170,5	26,6
žena	82	182,1	226,6	25,8
muž	83	163,4	194,4	26,9
muž	83	220,4	226,3	23,2
muž	84	119,9	119,5	29,0

Příloha č. 19 – Přehledná tabulka měřených hodnot pro Visipaque 320

ULTRAVIST 370				
Pohlaví	**Věk**	**H. U.**	**H. U.**	**A-P**
pacientů	pacientů	nad bifurkací	v úrovni hiátu	rozměry pacientů
žena	22	185,6	211,7	16,9
žena	24	185,1	166,1	26,1
žena	33	134,8	162,0	28,5
muž	37	147,9	135,9	22,5
muž	39	164,9	215,0	29,3
žena	40	138,6	185,9	27,5
muž	41	145,7	154,5	28,7
muž	42	168,6	193,9	26,9
žena	42	232,4	252,4	20,4
žena	43	145,2	151,4	32,8
žena	46	167,3	198,2	26,0
žena	47	125,2	160,6	27,0
muž	47	163,2	177,1	29,5
žena	48	138,4	150,8	21,4
žena	49	126,8	126,9	32,4
žena	50	199,7	189,2	22,5
muž	50	134,9	290,7	29,4
žena	51	168,3	199,3	21,5
žena	52	220,8	232,1	18,4
muž	52	252,9	218,7	20,3
žena	52	203,9	226,9	18,2
muž	53	112,9	111,6	32,2
muž	53	150,9	179,5	29,1
muž	54	190,2	194,6	28,8
žena	54	235,1	222,2	20,6
žena	54	150,9	203,3	25,3
žena	54	139,2	129,3	27,4
žena	55	134,2	136,2	31,7
žena	55	196,9	201,3	31,0
žena	55	228,5	242,8	21,8
muž	56	132,8	190,7	24,6
muž	56	171,8	187,8	27,3
žena	56	154,0	153,4	27,3
muž	58	122,1	159,0	34,0
muž	59	200,3	188,3	21,2
muž	60	180,0	216,5	28,4
žena	61	170,6	169,2	27,2
muž	61	166,5	161,8	25,6
muž	61	174,1	182,7	24,7
žena	62	211,8	258,6	23,1
muž	62	143,3	135,9	26,3
muž	63	165,3	172,0	29,8
žena	64	184,0	165,3	22,8
muž	64	157,3	168,1	31,8
žena	64	138,0	143,8	27,4
žena	64	139,1	148,3	27,7
žena	65	161,4	163,2	24,8
muž	65	165,6	180,2	24,9
žena	65	185,0	193,9	27,0
žena	66	179,1	241,6	25,5
muž	67	170,6	185,0	24,3

muž	67	191,5	209,3	24,5
žena	69	151,5	131,7	23,4
žena	70	119,7	115,5	30,0
muž	70	196,0	238,2	27,8
muž	71	194,6	205,5	21,4
muž	71	173,3	176,3	27,5
žena	71	157,0	219,9	27,9
žena	73	228,4	279,3	23,4
muž	74	182,4	214,5	25,9
muž	74	176,6	184,4	23,3
žena	75	167,6	201,8	26,5
muž	75	188,9	225,3	24,8
žena	76	181,3	167,0	22,1
muž	77	157,9	175,6	28,6
muž	77	164,5	190,4	27,7
žena	79	174,3	211,5	23,7
muž	79	245,9	238,0	28,1
muž	80	142,9	139,0	30,9
muž	80	199,9	184,9	27,9
muž	80	185,0	176,8	25,9
žena	81	207,5	239,9	17,8
žena	82	163,0	141,0	26,7
muž	82	245,3	250,7	27,8
žena	83	250,9	249,8	27,2
žena	84	153,0	215,8	24,1
žena	84	151,8	211,5	24,4
žena	86	277,1	264,2	26,7
žena	86	196,7	218,2	26,5
žena	89	252,8	260,2	27,4
muž	90	206,4	276,3	29,7

Příloha č. 20 – Přehledná tabulka měřených hodnot pro Ultravist 370