UNIVERZITA KARLOVA

LÉKAŘSKÁ FAKULTA V PLZNI

ČESKÁ REPUBLIKA

Radiodiagnostická klinika FN a LFUK v Plzni

NEINVAZIVNÍ ZOBRAZOVÁNÍ KARDIOPULMONÁRNÍHO CÉVNÍHO ŘEČIŠTĚ

DOKTORANDSKÁ DIZERTAČNÍ PRÁCE V OBORU
ZOBRAZOVACÍ METODY

Autor: MUDr. Jiří Weichet

Plzeň 2006

OBSAH

Souhrn
Summary
1. Úvod
2. Vývoj cévní diagnostiky
2.1. Neinvazivní metodiky
2.1.1. Dopplerovská ultrasonografie
2.1.2. Angiografie výpočetní tomografií (CT angiografie)
2.1.3. Magneticko-rezonanční angiografie (MR angiografie)
2.1.4. Hodnocení CT a MR angiografie
2.2. Neinvazivní zobrazování cévních struktur hrudníku
2.2.1. Zobrazování hrudní aorty
2.2.2. Zobrazování plicních tepen
2.2.3. Zobrazování velkých žil hrudníku
2.2.4. Zobrazování srdce a jeho cév
3. Zobrazování plicních žil u intervenční léčby fibrilace síní
3.1. Fibrilace síní a její terapie
3.2. Úloha neinvazivního zobrazení před intervenční léčbou arytmií
3.3. Vlastní soubor
3.3.1. Materiál a metodika
3.3.2. Výsledky
3.3.3. Diskuse
4. Zobrazování žilního řečiště srdce před implantací biventrikulární stimulace
4.1. Resynchronizační léčba srdečního selhání
4.2. Úloha neinvazivního zobrazování před zavedením biventrikulární stimulace
4.3. Vlastní soubor
4.3.1. Materiál a metodika
4.3.2. Výsledky
4.3.3. Diskuse
5. Závěr
6. Literatura
7. Přílohy
7.1. Tabulky a grafy
7.2. Obrazová dokumentace

Souhrn

Úvod

Neinvazivní zobrazování cévních struktur se v poslední době rychle rozvíjí, což platí i pro cévy hrudníku. Neustálý vývoj v technologii přístrojů výpočetní tomografie (CT) a magnetické rezonance (MR) umožňuje zobrazovat cévy pomocí CT angiografie a MR angiografie stále přesněji a s menší zátěží pro pacienta.

Katetrizačně intervenční léčba fibrilace síní pomocí radiofrekvenční ablace ústí plicních žil se v posledních letech stala standardním postupem u vybraných případů. S touto metodikou též výrazně roste potřeba neinvazivního zobrazení plicního žilního systému, a to jak před výkonem pro jeho detailní plánování a vedení, tak po výkonu pro sledování pacientů a odhalení eventuální stenózy plicní žíly jako komplikace této léčby.

Další moderní metodou je implantace biventrikulární stimulace u pacientů se srdečním selháním a výraznou asynchronií srdeční kontrakce. Před transvenózní implantací levokomorové elektrody cestou koronárního sinu se též významně uplatní neinvazivní zobrazení – zmapování žilního systému srdce.

Cíl

V obecné části práce shrnuje možnosti neinvazivní diagnostiky cévních struktur hrudníku, rozebírá možnosti i úskalí CT a MR angiografie při zobrazování. hrudní aorty, plicních tepen, žilních kmenů hrudníku i srdečních cév.

Ve specielní části se pak věnuje souboru pacientů s fibrilací síní, kteří byli indikování k radiofrekvenční ablaci plicních žil. Cílem bylo potvrdit spolehlivost CT angiografie jako metody pro neinvazivní zobrazení plicních žil, určit zastoupení varietního anatomického uspořádání plicních žil a šíři jejich ústí, porovnat šíři plicních žil mezi muži a ženami. Studie dále sledovala soubor pacientů po radiofrekvenční ablaci plicních žil vzhledem k možným iatrogenním stenózám plicních žil po výkonu, bylo provedeno statistické srovnání šíře jejich ústí před a po výkonu. Hlavním cílem této práce bylo určit četnost stenóz plicních žil po jejich ablaci a zjistit jejich závažnost.

V posledním úseku je pak demonstrován soubor pacientů,u kterých byla provedena CT angiografie koronárního sinu před plánovanou implantací biventrikulárního stimulačního

systému. Cílem hodnocení tohoto souboru bylo posoudit vhodnost CT angiografie pro zobrazení koronárního žilního řečiště a určit, zdali je možné podle tohoto zobrazení selektovat pacienty vhodné k transvenózní implantaci levokomorové stimulační elektrody cestou koronárního sinu.

.

Materiál a metodika

Před provedením radiofrekvenční ablace plicních žil jsme vyšetřili 75 nemocných s perzistentní nebo permanentní fibrilací síní. CT angiografii plicních žil jsme využili u 73 pacientů, MR angiografii u 2 pacientů. U všech 75 pacientů bylo provedeno CT angiografické vyšetření po výkonu. U každého nemocného jsme při vyšetření před výkonem zjistili počet a rozdělení ústí plicních žil do levé síně, změřili jsme vždy příčný a kraniokaudální rozměr ústí a určili jeho plochu. Sledovali jsme jednak četnost varietních plicních žil v souboru, dále pak možné rozdíly v šíři plicních žil mezi muži a ženami. Stejné rozměry jsme pro každou plicní žílu určili i na vyšetření s odstupem 3-5 měsíců po výkonu. Zjištěné hodnoty byly porovnány a jejich rozdíl podroben statistickému testování za použití párového Studentova t testu. Stejný postup jsme provedli i pro srovnání celkové plochy ústí všech plicních žil u každého pacienta.

V druhé studii jsme provedli CT angiografické vyšetření u 30 pacientů plánovaných k biventrikulární stimulaci. Vyšetření byla provedena na 16-ti řadém CT přístroji s retrospektivním elektrokardiografickým (EKG) gatingem a rekonstrukcí dat v diastole. Soubor jsme rozdělili na skupinu 20 pacientů, u kterých se transvenózní implantace levokomorové elektrody cestou koronárního sinu zdařila a skupinu 10 nemocných, kde implantace přes koronární sinus nebyla možná. U každého pacienta byla změřena šíře ústí koronárního sinu v příčném i kraniokaudálním rozměru a dále i průměr v. magna cordis a pokud byla přítomna, tak i žilní větve vhodné k implantaci elektrody. Provedli jsme srovnání rozměrů ústí koronárního sinu v obou skupinách, byly též sledovány významné angulace koronárního sinu a přítomnost či nepřítomnost terminálních větví vhodných pro zavedení elektrody.

Výsledky

V našem souboru 75 pacientů indikovaných k radiofrekvenční ablaci plicních žil pro fibrilaci síní jsme hodnotili celkem 322 plicních žil. Zjistili jsme, že varietní větvení plicních žil je časté, zobrazili jsme celkem 32 akcesorních plicní žil, u 10 pacientů bylo naopak na levé

straně přítomno jen jedno společné žilní ústí do levé síně srdeční. Plocha ústí plicních žil po výkonu byla menší než před výkonem, což bylo statisticky významné (pro společný kmen plicních žil vlevo p=0,014, pro ostatní ústí i pro celkovou plochu p ‹ 0,001). Při porovnání rozměrů ústí jednotlivých plicních žil došlo též k jejich zmenšení, které však na hladině p=0,05 nebylo statisticky významné pro příčný rozměr pravé horní a akcesorní plicní žíly a kraniokaudální rozměr levé dolní plicní žíly. Pro ostatní rozměry bylo pokázáno statisticky významné zmenšení. Po radiofrekvenční ablaci plicních žil jsme prokázali celkem 9 zřetelných stenóz s redukcí plochy ústí plicní žíly o více než 50% a také uzávěr jedné menší plicní žíly s kongescí příslušné části plicního parenchymu. Šíře plicních žil byla u mužů větší než u žen, statisticky významný rozdíl byl prokázán ale jen pro obě horní plicní žíly a také pro celkovou plochu ústí všech žil. Po ablaci byly tyto rozdíly ještě méně nápadné, pro levou horní plicní žílu i celkovou plochu všech žilních ústí již rozdíl nebyl statisticky významný. Také při porovnání redukce plochy jednotlivých žilních ústí po ablaci nebyl mezi muži a ženami shledán významný rozdíl.

Ve skupině 30 pacientů vyšetřených před plánovanou implantací biventrikulární stimulace jsme pozorovali, že u pacientů, kde se nezdařila implantace elektrody cestou koronárního sinu byl rozměr jeho ústí menší jak anteroposteriorně, tak kraniokaudálně ve srovnání s rozměry ústí sinu pacientů ve druhé skupině, kde se implantace zdařila. Pro oba rozměry byl tento rozdíl statisticky významný. Statisticky nevýznamný trend k většímu průměru v. magna cordis a kalibru vhodné terminální větve byl pozorován ve skupině úspěšně zavedených levokomorových elektrod. Pouze ve skupině neúspěšně implantovaných bylo možné zobrazit významné angulace průběhu koronárního sinu (u čtyř subjektů) resp. absenci (u tří subjektů) vhodných terminálních větví k zavedení levokomorové elektrody.

Závěr

CT angiografie a MR angiografie jsou vhodné metody pro zobrazení především velkých cév hrudníku – hrudní aorty, plicnice, systémových žil a plicních žil. S nástupem moderních CT i MR přístrojů a následně výrazným zlepšením prostorového i časového rozlišení je možné zobrazovat i drobnější cévní větve a spolehlivě měřit jejich rozměry. Výhodou těchto metod je nejen zobrazení lumen cévy, ale i její stěny a okolí.

CT angiografie se ukázala jako velmi vhodná metoda pro zobrazení plicních žil, a to jak pro plánování a vedení intervenčních výkonů na žilách a levé síni,tak při sledování pacientů po provedené izolaci plicních žil pro fibrilaci síní. Potvrdili jsme výraznou

variabilitu konfigurace plicních žil v našem souboru nemocných. V souboru jsme prokázali zúžení plicních žil po provedení RFA, které bylo statisticky významné, ale většinou může souviset jen s remodelací levé síně po úspěšné ablaci a obnovení sinusového rytmu. Nicméně v 9 případech byla prokázána jasná postablační stenóza plicní žíly a jednou i uzávěr menší akcesorní plicní žíly s venózní kongescí v plicním parenchymu. Sledování pacientů po izolaci plicních žil tedy jistě má opodstatnění.

CT angiografie koronárního sinu a jeho větví je bezpečná a relativně spolehlivá metoda, která může v případě kvalitního zobrazení příznivě ovlivnit průběh transvenózní implantace levokomorové elektrody biventrikulárního stimulačního systému. V případě dostatečně kvalitního zobrazení a zjevné nepřítomnosti žilních větví příhodných pro umístění stimulační elektrody je možné indikovat přímo alternativní metody léčby. Kvalita zobrazení ale velmi závisí na spolehlivé synchronizaci s EKG, při významných arytmiích a tachykardii je kvalitní vyšetření s užitím 16-řadého CT přístroje téměř nemožné. Tato omezení budou zřejmě překonána se zavedením modernějších CT přístrojů spolu se zlepšením možností EKG synchronizace.

Summary

Introduction

Rapid progress in the field of vascular non-invasive or mini-invasive imaging, including thoracic vessels imaging, is apparent. Due to continuing development of computed tomography (CT) and magnetic resonance (MR) technology, we are able to visualize vessels using CT angiography and MR angiography in very good quality. The patient stress and discomfort during imaging procedures are minimized.

Transluminal catether treatment of the atrial fibrilation – radiofrequency ablation of the pulmonary veins ostia has become standard procedure of treatment in selected cases. Non-invasive pulmonary veins and left heart atrium imaging is therefore demanded both before the procedure for planning and road mapping and after it for follow-up of the patients, particularly to rule out postablation stenosis of the pulmonary vein, which is the main complication of the treatment.

An implantation of bivetricular stimulation in patients with heart failure and asynchronic left ventricle contraction is another progressive treatment method in cardiology. The non-invasive imaging of coronary sinus and cardiac veins is required before the procedure to depict the anatomy of cardiac veins.

Purpose

Methods of non-invasive vascular imaging of thoracic vessels are briefly introducted in the first part of the thesis. Benefits and limitations of CT angiography and MR angiography of the thoracic aorta, pulmonary vessels, great thoracic veins and cardiac vessels are discussed.

The main part of the thesis is concerning to pulmonary veins imaging in cohort of patients with atrial fibrilation, who underwent radiofrequency ablation of the pulmonary veins. Aim of the study was to confirm the CT angiography as suitable method of pulmonary veins imaging, to find out frequency of atypical pulmonary veins anatomic arrangement and to measure pulmonary veins diameter in our cohort, including comparison between both sexes. The main purpose of the study was to compare the diameter of pumonary veins before

and after the radiofrequency ablation and discover frequency and severity of iatrogenic pulmonary vein stenoses after the procedure.

The group of patients planned for biventricular stimulation implantation is presented finally. CT angiography of coronary sinus and his branches was performed before the procedure. Aim of this work was to evaluate whether the CT angiography is proper method for cardiac venous system visualisation and wheather is it possible to choose patients suitable for implantation of left ventricle stimulation electrode via the coronary sinus on the basis of this imaging.

Material and methods

The group of 75 patients suffering atrial fibrilation was evaluated before the pulmonary veins radiofrequency ablation. CT angiography of the pulmonary veins had been used in 73 patients, MR angiography in 2. All subjects underwent CT angiography after the procedure. All pulmonary veins were identified and their connection to the left atrium vas evaluated individually in every patient. The transverse and craniocaudal diameter of every pulmonary vein ostium was measured and area of the ostium was estimated. The same measurement was realized on every pulmonary vein ostium in the examination performed 3 – 5 months after the radiofrequency ablation. The appropriate values of pumonary veins ostia were compared and their differences were statistically tested using two-tailed paired Student t test. This technique was used for the total area of the pulmonary veins ostia comparison in every patient, too.

The group of 30 patients, who were planned for biventricular stimulation implantation was examined by CT angiography. The 16-row detector scanner was used and images were reconstructed in diastole according to retrospective ECG gating. The group was divided into two subgroups. The first subgroup contained 20 patients, where the left ventricle stimulation electrode transvenous implantation was successful and the second subgroup, where the transvenous implantation was not possible. The transversal and craniocaudal diameter of the coronary sinus, v. magna cordis diameter and terminal venous branch (if present) diameter were measured in all patients, and the measured values were compared in both subgroups using unpaired two-tailed Student t test. Major angulations of the coronary sinus and presence of branches suitable for implantation were monitored too.

Results

Total amount of 322 pulmonary veins connected to the left heart atrium was identified in our group of 75 patients planned for pulmonary veins isolation. The variability of the pulmonary venous system was quite often, the 32 accesory pulmonary veins were present and conversely in 10 cases there was the only venous ostium on the left side of the left atrium. Pulmonary vein ostium area was significantly lower after the radiofrequency ablation comparing to the imaging before the procedure ($p=0,014$ for left common ostium, $p < 0,001$ for other ostia). All the diameters of ostia were reduced too, but for transverse diameter of right upper and accesory pulmonary vein and craniocaudal diameter of left lower pulmonary vein it was not statistically significant (level $p=0,05$).

Nine evident pulmonary vein stenoses were present after the radiofrequency ablation, with the area reduction more than 50%. In one case there was obliteration of a small accesory pulmonary vein leading to the right lower part of the left heart atrium with venous congestion of relevant pulmonary parenchyma. The pulmonary veins size was higher in men in comparison to women, but it was statistically significant for both upper pulmonary veins and total pulmonary venous ostia area only. After the ablation this difference was even smaller and it was not significant for the left upper pulmonary vein and total pulmonary venous ostia area. Also the significant difference between both sexes was not found in comparison of reduction of the pulmonary vein ostium area after the ablation.

Following results were found in the group of 30 patients evaluated before the biventricular stimulation implantation. The size of coronary sinus ostium in the subgroup where the implantation was not successful was significantly lower then in the successful implantation subgroup. There was slightly higher diameter of vena cordis magna and diameter of terminal branch suitable for left ventricle electrode implantation in the successful implantation subgroup, but it was not statistically significant. Major angulations of coronary sinus (four cases) and absence of venous branches suitable for left ventricle electrode implantation (three cases) were observed in the unsuccessful subgroup only.

Conclusion

CT angiography and MR angiography are suitable methods for thoracic vessels imaging. It was proved many times for thoracic aorta, pulmonary arteries or great thoracic veins imaging, but with development of high-end CT and MR machines with very rapid

scanning and much better temporal and spatial resolution it stands true for smaller vessels too. The big advantage of this methods is visualization of vessel wall and other structures in the scanned volume.

CT angiography proved to be very good method for pulmonary veins imaging, both for planning and guiding interventional procedures in the left heart atrium and great pulmonary veins and for follow-up after the isolation of pulmonary veins in patients with atrial fibrilation. We confirmed significant variability of pulmonary veins configuration in our cohort of patients. Statistically significant reduction of pulmonary veins ostia diameter and area after the radiofrequency ablation were proved, however this is usually caused by remodelation of the left atrium after successful ablation and sinus rhytm restoring. In nine cases clear postablative stenosis of pulmonary vein was visualised, total occlusion of small pulmonary vein with pulmonary parenchyma venous congestion was noted in one subject. Thus the follow-up of the patients after pulmonary veins isolation is reasonable.

CT angiography of the coronary sinus and coronary veins is safe and rather reliable procedure, which is able to influence the course of the left ventricle stimulating electrode implantation. Sufficient quality of imaging is needed for visualization of all branches of the coronary sinus, thus the ECG gating is obligatory. If there is absence of terminal venous branches suitable for electrode implantation with good quality imaging, an alternative treatment can be directly indicated. It has been usually very difficult or even impossible to achieve good quality imaging in patients with tachyarrhytmias using 16-row detector scanner. The 64-row detector machines or even dual source CT scanner, which are already on the market, and improvement in ECG synchronization technique will probably overcome this drawback.

1. Úvod

Prevalence kardiovaskulární chorob je v naší populaci velmi vysoká, onemocnění srdce a cév jsou nejčastější příčinou smrti v rozvinutých státech. Pokud chceme úspěšně léčit tato onemocnění, musíme mít k dispozici v první řadě vhodné diagnostické metody, které dostatečně kvalitně odhalí stav cévního řečiště. V neposlední řadě pak dnes vyvstávají též ekonomické aspekty, kdy jsme nuceni hledět i na náklady spojené s diagnostikou a léčbou kardiovaskulárních onemocnění. Ideální vyšetřovací metodika by tedy měla být neinvazivní, pro pacienta pohodlná metoda, která je spolehlivá a přesná a navíc pokud možno co nejméně nákladná.

V oblasti cév hrudníku je dnes neinvazivní zobrazování především doménou CT angiografie a MR angiografie. Disertační práce se zaměřuje na tyto dvě metody a z nich pak především na CT angiografii, pojednává o jejich možnostech, výhodách a omezeních při zobrazování cév hrudníku. Detailněji pak sleduje zobrazování plicních žil v souvislosti s ablační léčbou fibrilace síní a dále i zobrazování koronárního žilního systému, kde jsou prezentovány výsledky pozorování vlastních souborů nemocných.

2. Vývoj cévní diagnostiky

Snahy o zobrazování cév se objevují již poměrně záhy po Rentgenově objevu paprsků X, např. již v roce 1896 byly prováděny pokusy s nástřiky rtuti do cév ruky post mortem. Zpočátku ale nebylo k dispozici žádné instrumentarium ani vhodné kontrastní látky pro takové zobrazování in vivo. První pokusy s nástřiky kontrastní látky do preparované cévy proběhly ve dvacátých letech minulého století. V roce 1927 provedl Egas Moniz první angiografii mozkových tepen. V roce 1929 pak byla Wernerem Frossmannem provedena první dokumentovaná angiografie srdce. Zavedením Seldingerovy techniky punkční perkutánní katetrizace tepen dochází v druhé polovině minulého století k rychlému rozvoji diagnostické katetrizační angiografie a návazně pak i intervenčních metod v cévním řečišti. Šlo však stále o poměrně invazivní vyšetření s nezanedbatelným rizikem pro pacienta. Zároveň s rozvojem angiografického instrumentaria šel ruku v ruce i vývoj kontrastních látek. Od toxického jodidu sodného, se kterým se experimentovalo na počátku minulého století, se postupným vývojem dochází až k dnešním moderním neionickým nízko- či izoosmolárním jodovým kontrastním látkám, jejichž nežádoucí účinky jsou mnohem méně výrazné. Ani u těchto moderních jodových kontrastů ale nejsou vedlejší účinky zanedbatelné.

I dnes je tedy třeba zvažovat rizika pro pacienta spojená s katetrizační angiografií, která jsou zvláště u některých skupin nemocných nemalá a to nás nutí používat stále častěji jiné, méně invazivní metody pro zobrazení cév. Nelze též pominout celkové náklady na katetrizační angiografické vyšetření, které jsou zvláště při započtení krátkodobé hospitalizace velmi významné.

Neinvazivní metodiky zobrazení cév

Ideální diagnostická metoda by měla splňovat několik podmínek, vedle její přesnosti a spolehlivosti je to v neposlední řadě minimální či žádná invazivita. Intervenční zákrok, který může vést k poškození pacienta, je v terapii různých onemocnění většinou nevyhnutelný. V diagnostice bychom se ale měli snažit takovým procedurám pokud možno vyhnout. K tomuto cíli nás v diagnostice kardiovaskulárních chorob přibližuje postupné zavádění nových zobrazovacích metod cévního systému, které mohou nahradit klasickou katetrizační angiografii. Jedná se především o dopplerovskou ultrasonografii, angiografii výpočetní

tomografií (computed tomography angiography – CT angiografie) a magneticko-rezonanční angiografii (MR angiografie). V následující stati si tyto moderní metody přiblížíme.

Dopplerovská ultrasonografie

Již v roce 1842 Johann Christian Doppler formuloval svůj objev změny frekvence jakéhokoliv vlnění v případě, že se zdroj vlnění vůči pozorovateli pohybuje. Implementace tohoto jevu do medicíny ale musela ještě více než sto let počkat.

Zobrazování lidského těla pomocí ultrazvukového vlnění se začíná rozvíjet v šedesátých letech minulého století. V této době byly též rozpracovány možnosti využití dopplerova jevu k měření rychlosti průtoku krve v cévách. V roce 1974 pak došlo k sloučení obou těchto metod – zavedení tzv. duplexní techniky ultrazvukového vyšetření, tedy morfologického zobrazení a zároveň měření rychlosti toku krve v zobrazené cévě. Dnes tvoří dopplerovská ultrasonografie velmi významnou vyšetřovací metodu kardiovaskulárního systému. Snad největší výhodou této metody je její naprostá neinvazivita (zanedbáme-li depozici ultrazvukové energie v těle vyšetřovaného pacienta, která je ale v praktickém diagnostickém využití ultrazvuku velmi malá a nebylo dosud popsáno žádné poškození nemocných vyšetřovaných touto metodou). Také ekonomické aspekty jsou pro ultrasonografii příznivé. Nevýhodou je ale značná náročnost metody pro vyšetřujícího lékaře a s tím související dosti kolísající přesnost a výtěžnost vyšetření. Problémem jsou pak také cévy v těch oblastech těla, kam je průnik ultrazvukového vlnění omezen. Spolehlivé ultrazvukové zobrazení cév hrudníku přes skelet a vzdušný plicní parenchym je v podstatě nemožné. Srdce je však pro sonografické vyšetření poměrně dobře dostupné z parasternálního i subxiphoidního přístupu, i proto se ultrasonografie (echokardiografie) srdce včetně dopplerovského měření velmi osvědčila a tvoří základní zobrazovací vyšetření v kardiologii. Další alternativou pro insonaci orgánů hrudníku je transesofageální přístup, vhodný pro posouzení struktur umístěných dorsálně. Zde ale ultrasonografie ztrácí svoji velkou výhodu naprosté neinvazivity, někteří nemocní transesofageální vyšetření obtížně tolerují.

Výpočetní tomografie (CT)

V roce 1972 byl Geoffrey Hounsfieldem představen první přístroj výpočetní tomografie (computed tomography - CT), který znamenal převrat v radiodiagnostice. Princip

CT vede k zobrazení jednotlivých rovin (řezů) lidského těla bez sumace s okolními tkáněmi. Ve spojení s intravenózním podáním kontrastní látky pak tato metoda umožnila i detailnější hodnocení cévních struktur. Pro vyšetření delšího úseku cévy ale byly CT přístroje prvních generací nevhodné, neboť zobrazení několika scanů trvalo minuty až desítky minut. Posun od rotačně translačního pohybu rentgenky a detektorů k čistě rotačnímu u přístrojů třetí generace výrazně urychlil akvizice dat. Doba nutná pro zobrazení jedné vrstvy se dostává do řádu sekund. Přelomovým krokem v konstrukci CT bylo nahrazení kabelů spojujících stacionární a rotující části v gantry přístroje technologií klouzajících prstenců (slip ring). Tato technologie umožnila kontinuální rotaci systému rentgenka – detektory s nepřetržitým snímáním dat. Sestrojení helikálního (někdy též nepřesně spirálního) CT přístroje na tomto principu v roce 1987 pak znamená výrazné urychlení vyšetření s možností volumetrické akvizice dat. Zde se již objevuje CT angiografie tak, jak ji známe dnes. Další vývoj během posledních deseti let přinesl urychlení rotace systému rentgenka – detektory, kdy špičkové stroje dnes rotují s periodou okolo 300 – 400 milisekund a především došlo k zavedení víceřadých detektorů. To znamená, že při jedné otočce systému rentgenka – detektory je ozařováno najednou více detekčních řad a tedy je nabíráno zároveň několikanásobně více dat. Víceřadé systémy výrazně zdokonalují CT angiografická vyšetření (Rubin 2000). Standardem je nyní u špičkových přístrojů 64-řadý detekční systém. Takovéto přístroje umožňují provést vyšetření již velmi rychle i ve velkém rozsahu, např. celý trup za méně než 15 vteřin, a to ve velmi jemném prostorovém rozlišení. Víceřadé detekční systémy urychlily scanování do té míry, že je nyní běžné vyšetřovat s izotropickým voxelem, kdy je prostorové rozlišení ve všech směrech (ve vrstvě i v ose Z) stejné a velikost voxelu se dostává zhruba na 0,1 – 0,2 mm3 (0,5x0,5x0,5mm). Vysoká rychlost scanování a submilimetrové izotropické rozlišení jsou základními předpoklady dostatečně kvalitního zobrazení i drobnějších cév při CT angiografii.

Handicapem CT angiografie ve srovnání s katetrizační angiografií je špatné časové rozlišení. Z toho plynou limitace pro posuzování dynamiky cévního oběhu. U moderních rychlých přístrojů je již možné odděleně zobrazit různé fáze náplně cévního systému, typicky arteriální a žilní fázi, ale většinou jen v určitém omezeném rozsahu vyšetření. Kvalitní dynamické sledování perfúze tkání s časovým rozlišením zobrazení okolo 1 vteřiny je možné provádět jen v jedné či několika málo vrstvách (u multidetektorových systémů). Při perfúzním vyšetření mozku nebo srdce tak nelze vyšetřit celý orgán, ale jen několik vybraných vrstev.

Rychle se pohybující struktury lze pomocí CT při jeho horším časovém rozlišení zobrazovat jen obtížně. Jde především o srdce, jehož zobrazení je při klasickém CT vyšetření rušeno výraznými pohybovými artefakty. Pro vyšetření srdce byla proto vyvinuta metoda

synchronizace s elektrokardiografickou křivkou (EKG) snímanou během scanování. Tímto způsobem lze na víceřadých CT pří strojích provádět i zobrazování koronárních tepen.

Při CT angiografii snímáme zvolenou oblast těla v době, kdy zde ve vyšetřovaných cévách prochází kontrastní látka. Bolus kontrastní látky je aplikován intravenózně nejčastěji do periferní žíly v kubitě nebo na ruce přetlakovým injektorem. Zásadní zde je pak správné načasování, aby snímání proběhlo právě v době průchodu bolusu kontrastu oblastí zájmu. Zpočátku se postupovalo empiricky, pro spuštění vyšetření se volilo zpoždění od počátku aplikace kontrastní látky do žíly podle vzdálenosti vyšetřované oblasti (např. plicní tepny cca 12 vteřin, aorta zhruba 20-25 vteřin apod.), tato metoda ale vedla někdy k tomu, že bolus kontrastu nebyl zachycen, nejčastěji u pacientů s výrazněji prodlouženým cirkulačním časem (kardiaci apod.). Proto se začala používat metoda tzv. bolus timing, kdy před vlastním vyšetřením bylo nejprve podáno do i.v. kanyly menší množství kontrastu a opakovaným scanováním jednoho řezu ve zvolené oblasti byl zjištěn cirkulační čas – tedy doba do přítoku kontrastu do vyšetřované cévy. Takto zjištěné zpoždění pak bylo nastaveno při vlastním CT angiografickém vyšetření. Nicméně i zde výjimečně nemuselo být časování přesné, neboť stav oběhu se může rychle měnit a menší, testovací bolus kontrastní látky může mít někdy mírně odlišný cirkulační čas než řádově větší bolus podaný při vlastním vyšetření. Nevýhodou metody též může být určitá „kontaminace“ tkání při vlastním vyšetření kontrastní látkou podanou testovacím bolusem, což se může nepříznivě projevit např. v parenchymových orgánech nižším kontrastem zobrazených cév oproti pozadí.

Nyní se využívá nejčastěji metody tzv. bolus tracking, kdy se aplikuje bolus kontrastní látky do žíly a poté se opakovaně (např. každou vteřinu) scanuje zvolená vrstva a automaticky se měří denzita v dané oblasti zájmu. Vyšetření se spustí v okamžiku přítoku kontrastní látky do oblasti zájmu buď manuálně operátorem nebo automaticky podle předem nastavené hodnoty zvýšení denzity ve zvolené oblasti zájmu (cévě). Možnost špatného načasování vyšetření je tak minimalizována, což je velkou výhodou především u multidetektorových CT přístrojů. Je již publikováno, že metoda bolus tracking vede k homogennějšímu nasycení cév a tedy i kvalitnějšímu zobrazení při CT angiografii (Cademertiri 2004) a to i při různých schématech aplikace kontrastní látky (Kim 2006). Další výhodou tohoto přístupu je ušetření objemu kontrastní látky použité k testovacímu bolu, což znamená menší zátěž pro pacienta i ekonomickou úsporu.

Zaváděním stále rychlejších multidetektorových CT přístrojů se výrazně zkracují akviziční časy vyšetření. Např. CT angiografii plicních tepen, kde akvizice na jednořadém přístroji trvala zhruba 30 sekund, lze nyní na víceřadých přístrojích provést za několik málo

sekund, a to ještě při výrazně jemnější kolimaci a tedy lepším prostorovém rozlišení. Následkem zkrácení akvizice je možné i zkrácení doby aplikace kontrastní látky, správné načasování akvizice je zde tedy zásadní. Zároveň můžeme podat menší objem kontrastní látky, což je velmi vítané u rizikových nemocných, především trpících renální nedostatečností, diabetem a nebo srdečním selháváním. Je známo, že nefrotoxicita kontrastní látky roste s množstvím, které bylo do cévního systému podáno a proto je zde výhodné, omezit pokud možno celkové podané množství. Na druhou stranu nám současné rychlé přístroje umožňují volit i vyšší rychlost podání kontrastu a tím zlepšit vizualizaci zobrazených cév. Je prokázáno, že maximální denzita kontrastní náplně cévy je závislá na rychlosti podání kontrastní látky (Platt 1999) a tedy čím rychleji aplikujeme bolus kontrastu, tím lépe máme cévy zobrazené. To je velmi přínosné zvláště u obézních pacientů, kde je často nasycení cév horší (Schoellnast 2006). Dostatečně vysoká denzita náplně cévy, respektive rozdíl denzity mezi její náplní a okolními tkáněmi je nutný též pro kvalitní postprocessing. U delších akvizic je s výhodou použít bifázický bolus kontrastní látky, kdy první část kontrastu podáváme s vyšším flow a druhou pak s nižším. Výsledkem je rovnoměrnější nasycení cév v celém rozsahu vyšetření (Bae 2000, Fleischmann 2000). Jsou popisovány i velmi sofistikované metody aplikace kontrastu, kdy se během aplikace snižuje rychlost podání kontrastu kontinuálně (např. práce autorů Bae et al. 2004) a tím je dosaženo téměř ideálního homogenního vysycení cév, nicméně tento přístup vyžaduje speciální injektor, který není pro běžnou praxi zatím dostupný.

Je třeba zdůraznit, že ani CT angiografie není zcela neinvazivní metoda, je zde nutný periferní intravenózní přístup, kterým je vyšetřovanému podávána jodová kontrastní látka. I přes výrazně lepší bezpečnostní profily moderních neionických kontrastů, je i u nich možnost výskytu závažných anafylaktoidních reakcí, byť je tento nežádoucí účinek extrémně vzácný. Nelze též pustit ze zřetele přítomnost nezanedbatelné dávky ionizujícího záření při CT vyšetření. Indikace k tomuto vyšetření by měly být vždy váženy s ohledem na tato omezení.

Magneticko-rezonanční angiografie (MR)

Princip nukleární magnetické rezonance byl znám již v první polovině minulého století. V roce 1946 byl proveden první úspěšný experiment s nukleární magnetickou rezonancí. Tato metoda se poté etablovala v 50. a 60. letech minulého století především jako spektroskopie nukleární magnetickou rezonancí, tedy analytická metoda v chemii a fyzice, ale i v biomedicínském výzkumu. Zobrazování magnetickou rezonancí bylo jako nová metoda

publikováno v roce 1973. Od té doby dochází k neustálému rozvoji v MR zobrazování, zlepšování technických parametrů MR přístrojů i vývoji nových vyšetřovacích sekvencí. To má za následek postupné výrazné zvyšování kvality a urychlení zobrazování.

Jedním ze základních fenoménů MR zobrazování je citlivost metody k pohybu a tedy i k toku krve v cévách. Při užití sekvencích citlivých k pohybu lze získat vysoký signál pohybujících se protonů vodíku krve (ale samozřejmě i jiných struktur) při potlačení signálu stacionárních tkání a lze tak tekoucí krev separátně zobrazit. Toto zjištění vedlo ke vzniku nativní MR angiografie, která je zcela neinvazivní metodou – umožňuje zobrazení cév ve kterých protéká krev bez použití kontrastní látky. Tato metoda má ale významná omezení, především je dosti náchylná k pohybovým artefaktům a je problematické provést zobrazení dostatečně velkého objemu těla v rozumně krátkém času. Z těchto důvodů se dobře uplatní v oblasti hlavy a částečně krku, ale pro kvalitní zobrazení cév hrudníku není až tak vhodná.

Technický vývoj MR přístrojů s možností rychlých a silných gradientních systémů a se zavedením rychlých akvizičních sekvencí umožnili v MR zobrazování nástup tzv. kontrastní MR angiografie. Kontrastní MR angiografie je založena stejně jako CT angiografie na podání bolusu kontrastní látky do periferní žíly a následném snímání vyšetřované oblasti – cév rychlými 3D T1 váženými sekvencemi. Gadoliniové kontrastní látky výrazně snižují T1 čas krve a ta se pak v T1 vážení jeví výrazně hypersignální oproti ostatním tkáním. Samozřejmě zde vyvstává stejný problém s načasováním akvizice jako u CT angiografie. Jeho řešení je i u MRAG stejné – dnes se používá nástřik malého testovacího bolu kontrastní látky a stanovení zpoždění a stále častěji i metoda bolus tracking – sledování přítoku kontrastní látky do oblasti zájmu a následné spuštění vlastního vyšetření.Tento postup se z podobných důvodů jako u CTAG, zdá být vhodnější (viz výše).

Pro zobrazení cév hrudníku se tedy v MR nyní již téměř výhradně používá kontrastní MR angiografie. Oproti CT angiografii má výhodu absence ionizujícího záření a použití bezpečnější kontrastní látky. Jde o metodu méně rizikovou než CTAG, výtěžnost obou vyšetření je podobná, což je potvrzeno i několika publikovanými studiemi, např. prospektivní srovnávací studií na renálních a ilických tepnách (Willmann 2003). Některé práce udávají u MR angiografie dokonce lepší výsledky než u CT angiografie – např. studie autorů Alvarez-Linera et al. (2003) u vyšetření karotid. Při porovnávání CT a MR angiografie je ale vždy nutno uvážit, na jakých přístrojích a s jakými parametry byla vyšetření prováděna, neboť to má zásadní vliv na kvalitu zobrazení.

Stále je třeba mít na paměti obecné kontraindikace MR vyšetření, především implantovaný kardiostimulátor, kochleární implantát či některé jiné kovové předměty v těle

nemocného. U určité části pacientů tedy nelze zatím MR angiografii provést. Počet nemocných trpících klaustrofobií, u nichž je možnost kvalitního zobrazení více či méně limitována, není též zanedbatelný.

Hodnocení CT a MR angiografických vyšetření

U CT i MR angiografických vyšetření je již standardem reformátování volumetrických dat s vytvářením různých planárních či trojrozměrných (prostorových) rekonstrukcí. Proto je pro zpracování takového vyšetření velmi vhodná dedikovaná pracovní stanice se softwarem umožňujícím vytváření takových rekonstrukcí, výhodné jsou i programy specielně určené pro cévní analýzu, které například usnadňují hodnocení a kvantifikaci stenóz na tepnách. Je třeba podotknout, že kvalitní následné rekonstrukce jakéhokoliv druhu nelze vytvořit sebelepším softwarem, pokud nejsou kvalitní i zdrojová data z vyšetření. Především je nutné co nejjemnější prostorové rozlišení ve všech směrech (izotropické zobrazení) a dostatečně vysoká cévní náplň.

Velkou výhodou CT i MR angiografie je to, že jde o metody zobrazující nejen cévní lumen, jako katetrizační angiografie, ale i okolní tkáně. Při hodnocení takového vyšetření je tedy třeba sledovat i cévní stěnu a okolní tkáně. Slibné jsou možnosti diagnostiky aterosklerotických plátů a jejich kategorizace. Na základě denzity při CT angiografii či intenzity v různě vážených sekvencích při MR vyšetření lze odlišit lipoidní, fibrózní a kalcifikované části plátů a tak detekovat rizikové nestabilní pláty.

Okénko použité při hodnocení vrstev a multiplanárních rekonstrukcí (viz dále) je třeba nastavit v dostatečné šíři, což ale závisí na náplni hodnocené cévy. Okénko proto volíme individuálně tak, abychom dosáhli přiměřeného kontrastu mezi luminem cévy, kalcifikacemi a měkkými tkáněmi. Při použití úzkého okénka splývá náplň cévy s kalcifikacemi v její stěně a výsledkem může být přehlédnutí nebo podcenění stenózy. Důležité je i posouzení ostatních orgánů a tkání zobrazených při vyšetření, kde ve značné části případů zachytíme přidružený patologický nález, ať již souvisí s obtížemi nemocného nebo ne.

Planární rekonstrukce

Základním nástrojem při hodnocení vyšetření jsou multiplanární rekonstrukce (MPR), tedy možnost zobrazit vyšetřený objem dat v libovolné rovině. Nejčastěji jde o zobrazení ve třech základních rovinách (transversální, koronární a sagitální), z nichž pak můžeme vytvářet

libovolně šikmé řezy i zakřivené roviny. Pro hodnocení cév je zvláště užitečné zobrazení zakřivené roviny procházející osou cévy, takové zobrazení je právě možné při použití dedikovaných programů pro cévní analýzu. Zde je nutno podotknout, že na dvojrozměrných multiplanárních rekonstrukcích jsou zobrazeny všechny tkáně, na rozdíl od různých druhů trojdimenzionálních rekonstrukcí. Při hodnocení jakékoliv struktury je tedy nutné vždy důsledně prohlížet MPR rekonstrukce nebo zdrojová data (subvrstvy) a nespoléhat se jen na zobrazení prostorových rekonstrukcí, o nichž pojednáváme v dalším oddíle. Tyto jsou vhodné pro celkové přehledné zobrazení vyšetřených cév.

Prostorové rekonstrukce

Výstupem CT i MR zobrazení je z principu sada vrstev zobrazované oblasti těla. To samozřejmě platí i pro CT a MR angiografii, i cévy naplněné kontrastní látkou jsou zde zobrazeny po vrstvách. Pro zobrazení vyšetřených cév vcelku se pak používá prostorových (trojdimenzionálních – 3D) rekonstrukcí, které zobrazí cévu v celém rozsahu. Tato zobrazení používáme především pro prezentaci výsledku vyšetření neboť v jednom obrázku dokáží mnohem lépe podat přehlednou informaci o postižení cév v celém vyšetřeném rozsahu. Prostorové rekonstrukce je možné provést v libovolné projekci, tedy v pohledech odpovídajících například standardním rentgenovým projekcím (předozadní, bočná, šikmé), ale i méně běžných pohledech, které však vhodně zobrazí určité cévy (například kraniokaudální pohled jako druhá projekce zobrazení renálních tepen).

Dnes používáme dva základní typy těchto rekonstrukcí, a to projekci maximální intenzity (maximum intensity projection – MIP) a volume rendering (VR) zobrazení (pro nějž zřejmě neexistuje smysluplný český název). Obě tyto techniky pracují s celým objemem dat, z něhož vizualizují jen ty části, které se denzitou liší od okolí. Na výsledném obrázku není tedy část tkání a struktur zobrazena. Pro kvalitní zobrazení je zde nutno dosáhnout dostatečného rozdílu denzity či intenzity náplně cévy od okolních tkání. Jinak řečeno čím vyšší bude denzita či intenzita krve v cévě (čím lepší kontrastní náplň), tím kvalitnější lze vytvořit prostorové rekonstrukce.

Při MIP rekonstrukci jde o zobrazení podobné klasickému rentgenovému sumačnímu snímku. Toto zobrazení je vytvořeno průmětem myšleného paprsku procházejícího vyšetřeným objemem určeným směrem na virtuální stínítko či film, přičemž v dráze paprsku je promítnut vždy voxel s nejvyšší intenzitou či denzitou, podobně jako při klasické angiografii byla promítnuta kontrastní náplň cévy na film. Při CT a MR angiografii tak

získáme zobrazení podobné snímkům z klasické angiografie či DSA. Pokud ale je ve vyšetřeném objemu nějaká struktura s denzitou vyšší než náplň zobrazované cévy, je samozřejmě promítnuta přes tuto cévu. U CT angiografie se jedná většinou o skelet, který je nutno před provedením MIP rekonstrukcí softwarově odstranit. Také kalcifikace ve stěně tepen na těchto rekonstrukcích překrývají jejich náplň a jsou-li přítomny, je nutno tuto oblast hodnotit na planárních rekonstrukcích, jinak lze velmi snadno přehlédnout stenotický úsek. Planární rekonstrukce, jak již bylo uvedeno, nám též umožňují zhodnotit stěnu a okolí cévy a tak případně určit i důvod eventuálního zúžení cévního lumen. Při prohlížení MIP rekonstrukcí se používají okénka stejně jako při prohlížení běžných vrstev nebo planárních rekonstrukcí. I zde platí princip dostatečně širokého okénka pro odlišení kalcifikací od kontrastu v cévách.

U volume rendering (VR) zobrazení je počítačem vytvořen prostorový model reálného objektu, který je selektován z vyšetřené oblasti na základě intervalu denzit či intenzit. Voxely mající denzitu či intenzitu v příslušném uživatelem definovaném intervalu (např. 200 až 500 Hounsfieldových jednotek (Hounsfield units - HU) pro cévy, 400 a více HU pro skelet) jsou zobrazeny, voxely mimo tento interval nikoliv. Příslušnému objektu je přiřazena barva a opacita (průhlednost), kterou můžeme nastavit od zcela průhledného objektu po zcela neprůhledný. Tento objekt je virtuálně nasvícen z myšleného bodu a tím vzniká prostorový dojem zobrazení. V jednom VR zobrazení tak můžeme definovat více objektů (tkání), které mají pak odlišnou barvu a opacitu. Je však třeba, aby se denzita či intenzita těchto objektů (tkání) lišila. Nejčastěji se takto proto zobrazují struktury s významně vyšší intenzitou či denzitou než měkké tkáně, tedy cévy u MR a CT angiografie a nebo skelet u CT vyšetření. Při CT lze dobře zobrazit i objekty obsahující plyn, například plíce nebo tračník naplněný plynem při CT kolonografii. Při CT angiografii je nutno v případě překrytí sledovaných cév skeletem, což je v oblasti hrudníku pravidlem, editovat zobrazovaný objem. Existují různé možnosti odstranění nežádoucích objektů z výsledné rekonstrukce, buď částečně či zcela automaticky na základě denzitních rozdílů, manuálně virtuálním vyříznutím příslušných objektů či aplikací řezných rovin, vymezujících zobrazovanou oblast.

Musíme si uvědomit, že objekty zobrazené pomocí VR techniky jsou jen výběrem z celého zobrazovaného objemu, a tak lze při nevhodně zvolených intervalech pro jejich výběr nebo nepřesnou editací snadno pominout struktury, které chceme zobrazovat. Proto nelze na VR zobrazení nikdy spoléhat a nález je vždy nutno korelovat s MPR zobrazením nebo se zdrojovými vrstvami.

Neinvazivní zobrazování cévních struktur hrudníku

Zobrazování hrudní aorty

Aorta, jako největší tepna lidského těla, byla od počátku cílem CT i MR angiografie. V počátcích těchto metod bylo jejich prostorové rozlišení výrazně horší než dnes, proto bylo možno zobrazovat jen velké cévy. Hrudní i břišní aorta je pomocí CT angiografie i MR angiografie velmi dobře zobrazitelná, kvalita jejího zobrazení je při obou metodách obdobná, ale CT angiografie nabízí při možnostech dnešních přístrojů přeci jen o něco lepší rozlišení a především je schopna bez problémů najednou zobrazit celou aortu včetně větví odstupujících z oblouku i pánevních tepen. Tento rozsah vyšetření je nezbytný pro komplexní posouzení dissekce aorty, CT angiografie velmi spolehlivě posoudí vztah dissekce k odstupům jednotlivých tepen i její kaudální propagaci do pánevních tepen. Při použití EKG synchronizace CT kvalitně zobrazí i kořen aorty, vztah dissekce ke koronárním tepnám a aortální chlopni. Na tyto otázky MR angiografie není často schopna odpovědět, proto je CT angiografie při dissekci aorty nyní metodou první volby. Dvojnásobně to platí u akutní dissekce, kdy je CT angiografie schopna současně posoudit plicní tepny a alespoň částečně i koronární tepny a tak rychle pomoci v diferenciální diagnostice. Obecně je u akutních stavů, kdy může docházet ke krvácení z aorty, vždy lépe provést CT angiografii, která je většinou rychlejší, dostupnější a snáze proveditelnější. U traumatického postižení aorty, například při její transsekci ,je vyšetření provedeno v rámci celotělového CT protokolu pro polytrauma.

Jiným častým patologickým stavem postihujícím aortu je aneurysma. Zobrazení je zde spolehlivé na CT i MR, při MR angiografii je třeba provést mimo luminografické sekvence i sekvence zobrazující celý vak výduti a stěnu aorty, osvědčilo se například zobrazení sekvencemi typu VIBE 3D následně po provedení angiografie.

Neinvazivní zobrazování je velmi vhodné pro sledování nemocných po implantaci stentgraftů do hrudní aorty i po operacích, nejčastěji při náhradě ascendentní aorty a oblouku při dissekcích typu A, nebo po operacích koarktace aorty. Vzhledem k tomu, že jde často o opakovaná vyšetření, je zde třeba zvážit poměrně vysokou dávku záření u CT angiografie. Kontrolní vyšetření jsou tedy vhodnou indikací k MR angiografii. Vlastní skelet stentgraftu není na MR zobrazitelný, byť většinou nepůsobí výraznější výpadky signálu. Pro přesné posouzení uložení graftu a zobrazení možných komplikací po jeho implantaci je tedy vhodnější CT angiografie.

Další vhodné indikace pro neinvazivní zobrazení aorty jsou vývojové anomálie, jako atypické uspořádání odstupů z aortálního oblouku, zdvojení oblouku nebo pravostranný aortální oblouk a koarktace aorty. Zobrazení zúženého úseku aorty při koarktaci je spolehlivé na MR i CT angiografii, CT angiografie zobrazí lépe kolaterální oběh přes interkostální a mamární tepny, které při MR angiografii nejsou často zachyceny. Nevýhodou CT angiografie je zde ale především přítomnost ionizujícího záření, neboť v těchto indikacích je vyšetření často prováděno u mladých pacientů.

U CT angiografie hrudní aorty se vždy snažíme volit periferní žilní přístup z pravé horní končetiny, protože tak se vyhneme artefaktům z přesycené levé brachiocefalické žíly, které znehodnocují zobrazení oblouku aorty. Pokud je k dispozici dvouválcový injektor, je výhodné použít ihned po aplikaci kontrastní látky proplach žil fyziologickým roztokem a tím vymýt denzní kontrast z centrálních žil v hrudníku. Vlastí vyšetření hodnotíme jak z MPR rovin tak z MIP a VR rekonstrukcí, přičemž zvláště vhodná je levá šikmá projekce s rozvinutím aortálního oblouku, individuálně pak volíme na prostorových rekonstrukcích i jiné pohledy. U dissekce jsou zásadní vždy jemné transversální či multiplanární roviny, neboť na ostatních zobrazeních se může tenká intimální membrána (flap) skrýt. EKG synchronizované zobrazení (jak MR tak CT) nám ozřejmí i pohyb intimální membrány během srdeční revoluce.

Zobrazování plicních tepen

Akutní plicní embolizace je závažný stav, který může být fatální Její klinické projevy jsou často nespecifické, a značná část embolizací zůstává nepoznána. Pro její diagnostiku byla považována jako zlatý standard katetrizační DSA, která je ale invazivní metodou a nelze ji použít u všech nemocných s podezřením na embolii. Jednoduché testy jako EKG či zvýšená hodnota d-dimerů v séru jsou málo specifické. CT angiografie brzy po svém vzniku prokázala, že je vhodnou metodou pro vizualizaci plicních tepen a rychle začala konkurovat perfúznímu nebo ventilačně-perfúznímu scanu, jako do té doby základní zobrazovací metodě při podezření na embolizaci. Proti těmto radioizotopovým metodám má výhodu přímé vizualizace embolu v lumen plicní tepny, mnohem lepší prostorové rozlišení a z toho plyne její vysoká přesnost.

S postupným zvyšováním rychlosti scanování a prostorového rozlišení CT přístrojů bylo možné spolehlivě hodnotit perifernější větve plicního tepenného řečiště. Již jednořadé helikální přístroje jsou ale schopné zobrazení plicních tepen zcela dostačujícího pro vyloučení

závažné embolizace (Remy-Jardin 1996, 1998, 1999, van Strijen 2003). Ve srovnání s doposud standardně prováděným ventilačně-perfúzním scanem má CT angiografie vyšší přesnost (Hayashino 2005). Dnes na víceřadých přístrojích se submilimetrovým izotropním rozlišením standardně vyšetřujeme již plicní tepénky šíře okolo 2mm v subsegmentální úrovni, tedy tepny 4. – 5. řádu. Specificita i senzitivita CT angiografie u diagnostiky plicní embolizace přesahuje dle recentních publikací 95%, negativní prediktivní hodnota CT angiografie dosahuje téměř 100% a tato metoda se stává novým zlatým standardem (Quiroz 2005). Dokonce se nyní vedou diskuse, zda při detekci solitárního subsegmentárního embolu v plicním řečišti, který CT angiografie již spolehlivě zobrazí, má smysl nasazovat antikoagulační léčbu (Schoepf 2004).Ukazuje se, že rizika léčby zde zřejmě převyšují její přínos. Lze tedy říci, že možnosti CT angiografie zde již splnily a možná i překonaly klinické požadavky.

Hodnocení plicních tepen při CT angiografii se provádí především ze základních transversálních vrstev, multiplanárních a eventuálně MIP rekonstrukcí, VR zobrazení zde nemá valný smysl. Výhodou je možnost interaktivního prohlížení celého objemu v MPR či tenkých MIP rovinách v transversální a koronární orientaci, přičemž sledujeme vždy průběh určité plicní tepny až do periferie.

MR angiografie též spolehlivě zobrazuje plicní tepny, její rozlišení však bývá o něco horší než u CT angiografie. I tak lze ale spolehlivě zobrazovat tepny do subsegmentální úrovně. Výhodou je u moderních MR přístrojů možnost provedení perfúzní studie plic při dynamickém scanování jedné silné vrstvy v koronární rovině, a tak dosáhnout zobrazení podobného radioizotopovému perfúznímu scanu.. CT angiografie je ale přeci jen mnohem dostupnější a proveditelná metoda v urgentním stavu.

Obě metody dobře zobrazují i různé anomálie plicních tepen, jako atrézii, aplázii, či hypoplázii plicnice, stejně jako aneurysma plicnice či arteriovenózní malformace. U sekundárních postižení plicního cévního řečiště procesem z okolí (nádory, záněty z oblasti mediastina, bronchů a plicního parenchymu) je s výhodou použít CT angiografie, neboť CT zároveň zobrazí i struktury mediastina a především plicní parenchym, kde dovolí diagnostikovat přidružené patologické procesy. Moderní víceřadé přístroje umožňují zobrazit celý objem plic v algoritmu s vysokým rozlišením (high resolution computed tomography – HRCT). CT vyšetření zde může například u plicní hypertenze nejen zobrazit plicní cévní řečiště, ale dovolí i odhalit její možné příčiny na úrovni mikrocirkulace v plicním intersticiu.

Zobrazování velkých žil hrudníku

Pro zobrazování žilního systému platí podobná pravidla jako pro tepenný systém, obecně zde můžeme pro kvalitní zobrazení použít jak CT tak MR angiografii. Při neinvazivním zobrazování s podáním kontrastní látky intravenózně je možné zobrazovat žíly buď v žilní předfázi -přímá CT/MR venografie nebo v recirkulační pozdní žilní fázi - nepřímá CT/MR venografie (Ferda 2004).

Žilní předfáze obsahuje dobu, kdy koncentrovaný bolus kontrastní látky protéká žilami mezi místem aplikace v periferii a pravou srdeční síní. Tento přístup jedině umožňuje zobrazit žíly bez kontrastem naplněných artérií a tak zhotovit i kvalitní prostorové rekonstrukce žilního systému. Je nutno si uvědomit, které žíly chceme zobrazit a podle toho volit místo podání kontrastu. Dále je nutno myslet na možné artefakty separátních toků a nebo míšení kontrastní a nekontrastní krve přitékající z různých částí těla. V oblasti hrudníku přichází při aplikaci kontrastní látky do žil horní končetiny tento jev v úvahu na soutoku axilární a jugulárních žil a dále na soutoku obou brachiocefalických žil. V těchto místech je tedy třeba dávat pozor na možnou záměnu separátních toků za trombózu v žíle. Pokud se chceme vyhnout těmto problémům při detailním posouzení horní duté žíly, je možné volit současné podání kontrastní látky z obou horních končetin. Někteří autoři doporučují pro přímou CT venografii podávat ředěnou kontrastní látku, kde jsou omezeny artefakty z utvrzení záření při vysoké koncentraci kontrastu v žilách.

Recirkulační žilní fáze nastupuje až po průchodu kontrastní látky celým malým i velkým oběhem, kdy jsou naplněny již tepny i žíly. Toto je jedna její nevýhoda, další spočívá v tom, že kontrastní bolus je po průchodu celým oběhem již značně naředěn a tak denzita v žilách při CT zobrazení většinou nepřekročí 150 - 200 Hounsfieldových jednotek, což neumožní provést kvalitní prostorové rekonstrukce. Lepší situace je u MR angiografie, kde vysoký T1 efekt gadoliniových kontrastů přetrvává i při jejich menší koncentraci a žíly jsou tak zobrazeny poměrně kvalitně i v recirkulační fázi. Výhodou je zde homogennější náplň žil s méně významnými či žádnými artefakty z míšení kontrastní a nekontrastní krve.

Nejčastějšími patologickými stavy na žilním systému hrudníku zobrazovanými těmito metodami jsou iatrogenní uzávěry nebo stenózy žil po zavádění žilních katétrů a kardiostimulačních elektrod. Poměrne časté je postižení žil hrudníku okolními procesy, nejčastěji tumory či záněty, z oblasti mediastina a plic. Dále se dobře zobrazují vrozené žilní anomálie, jako např. zdvojená či levostranná horní dutá žíla, anomálie žil systému v. azygos,

nebo anomální návrat plicních žil. Zobrazování plicních žil v souvislosti s jejich izolací pro fibrilaci síní je detailněji diskutováno níže.

Zobrazování srdce a jeho cév

Pokud má určitá vyšetřovací metodika zvládnout kvalitní zobrazení srdce, musí vzhledem k jeho rychlému pohybu splnit podmínku dostatečně krátkého časového rozlišení. Až do nedávné doby byla tato podmínka splněna jen u klasické angiografie s katetrizací cévního systému a také u ultrasonografie. Obě tyto metody se tak v rukou kardiologa staly základními nástroji pro zobrazení srdečních struktur. Především duplexní či triplexní ultrasonografie srdce neboli echokardiografie se stala pro svou neinvazivnost a výbornou dostupnost primární zobrazovací metodou, standardně prováděnou téměř u všech nemocných. Nevýhodou je zde, stejně jako u všech ultrazvukových vyšetření, velká závislost metody na erudici vyšetřujícího a někdy obtížná reprodukovatelnost výsledků. Navíc existuje určitá část pacientů, u kterých není vhodné akustické okno pro dostatečně dobré zobrazení srdce. Echokardiografie dovoluje velmi dobře posoudit srdeční oddíly, chlopně i stěnu komor, včetně funkčních parametrů, není ale schopna zobrazit všechny srdeční struktury v požadované kvalitě, především při ní nelze posoudit koronární tepny, a tak je jejich zobrazení stále doménou selektivní koronarografie (SKG).

Katetrizační koronarografie je doposud jedinou metodou, která je schopna kvalitně zobrazit celé koronární tepenné řečiště, v kombinaci s možností intervenčního zákroku na tepnách (angioplastika, stentování) je v rukou zkušeného lékaře zcela zásadním nástrojem v diagnostice a léčbě ischemické choroby srdeční. Jde však o invazivní metodu, s malým, ale ne zcela zanedbatelným rizikem pro pacienta. Výskyt závažných komplikací při výkonu se pohybuje pod 2% (Scanlon 1999). Je jasně prokázáno, že katetrizace je zcela indikována u nemocných s typickými příznaky akutní ischémie myokardu. Rychlá direktní angioplastika a eventuelní implantace stentu navazující na diagnostickou koronarografii při nálezu uzávěru či těsné stenózy koronární tepny zvyšuje přežití a zlepšuje stav nemocných. Zde samozřejmě nelze invazivní koronarografii nahradit.

V neakutních případech se ale nabízí jako možnost pro vizualizaci koronárního řečiště CT angiografie. Již v devadesátých letech minulého století bylo možné na výpočetní tomografii elektronovým paprskem (electron beam computed tomography – EBCT) koronární tepny zobrazovat (Moshage 1995, Achenbach 2000). Toto zařízení je ale technologicky velmi náročné a do běžné klinické praxe se neprosadilo. S nástupem víceřadých CT přístrojů

s možností EKG synchronizace scanování se objevují první publikace týkající se zobrazování koronárních tepen na běžných víceřadých CT (Achenbach 2000) a metoda se rychle etabluje v klinické praxi (Schoepf 2004, Schoenhagen 2004). Moderní CT přístroje umožňují již poměrně velmi kvalitní zobrazení koronárních tepen, kdy se prostorové rozlišení pohybuje okolo 0,1-0,2 mm3 a blíží se rozlišení klasické koronarografie. Použití nových kontrastních látek s vysokou koncentrací jódu zvyšuje nasycení koronárních tepen a tak zlepšuje jejich zobrazení (Cademertiri 2005). Časové rozlišení je však i u moderních CT přístrojů výrazně horší (120-200 ms). Důsledkem toho jsou stále ještě pohybové artefakty znemožňující spolehlivé hodnocení některých úseků koronárních tepen u nemocných s tachykardií a arytmiemi. Běžnou praxí při CT koronarografiích je premedikace nemocných betablokátory (je-li to možné) pro zpomalení srdeční frekvence. Pouze při pomalé frekvenci je diastola dostatečně dlouhá, aby i při horším časovém rozlišení bylo 16-ti řadé CT schopno zobrazovat srdce bez pohybových artefaktů. V těchto případech je pak výtěžnost metody pro detekci významných stenóz koronárních tepen dobrá, dle publikací se senzitivita a specificita pohybuje nad 85% a negativní prediktivní hodnota nad 95% (Ropers 2003, 2004, Schoepf 2004). U 64 řadých přístrojů jsou již tyto hodnoty nad 90% a negativní prediktivní hodnota je uváděna dokonce 99% (Leschka 2005). Dle recentních údajů snad již další generace CT s dvěma rentgenkami a víceřadými detekčními systémy (dual source CT) dokáže zobrazovat srdce i při arytmiích a vysokých srdečních frekvencích (Johnson 2006). Jinou nevýhodou CT koronarografie je obtížné až nemožné hodnocení tepen, které jsou výrazně kalcifikované. I přes významné zlepšení možností CT koronarografie tak SKG zůstává nadále zlatým standardem. CT koronarografii indikujeme především při zobrazování anomálií koronárních tepen (Taylor 2000, Datta 2005) a při selhání či velmi vysokém riziku SKG (například při dissekcích, po náhradě aorty apod.). Dále je CT angiografie s EKG synchronizací vhodnou metodou pro rychlou diferenciální diagnostiku náhlé bolesti na hrudi, která nemá jinak typický klinický a laboratorní obraz koronární etiologie. Při rozpacích zda jde o embolizaci do plicnice, dissekci aorty či akutní koronární ischémii je CT angiografie schopna rychle a spolehlivě zobrazit plicní tepny, aortu a dostatečně kvalitně většinou i koronární tepny a určit tak diagnózu.

Trochu odlišná je situace u zobrazování aortokoronárních bypassů (ACB). Zde má CT koronarografie již u použití 16-ti řadých přístrojů velmi dobré možnosti, neboť grafty jsou často poměrně silné a nehýbou se tak výrazně jako vlastní koronární tepny. Proto je jejich zobrazení snazší a pro sledování pacientů je CT koronarografie velmi vhodná. Její senzitivita i specificita pro diagnostiku uzávěru bypassu se pohybuje v pásmu 80-99% a negativní

prediktivní hodnota pro uzávěr graftu dosahuje 95-100% (Anders 2006, Burgstahler 2006). Velmi dobře jsou zobrazitelné proximální anastomózy aortokoronárních graftů, horší situace je již u distálních anastomóz, zvláště pak u sekvenčně šitých bypassů, kde je hodnocení možné stenózy distálních anastomóz velmi obtížné.

MR technologie zatím nedovoluje tak kvalitní zobrazení koronárních tepen, byť se experimentálně MR koronarografie provádí již déle než deset let (Baer 1999). Vyvíjejí se různé techniky, které by to mohly umožnit, ale na rozdíl od CT koronarografie, není zatím MR koronarografie použitelná v běžné praxi také z důvodů menší robustnosti a poměrně složitému průběhu vyšetření. Poslední publikace ale ukazují, že ultramoderní MR přístroje s velmi rychlými 3D sekvencemi dokáží zobrazit koronární tepny v podobné kvalitě jako CT (Ropers 2004). MR zobrazování srdce však velmi dobře umožňuje hodnotit kinetiku myokardu včetně výpočtu objemů i funkčních parametrů, funkci chlopní, perfúzi myokardu i jeho viabilitu. Možnost jednoduchého provedení kvalitní MR koronarografie tak schází k tomu, aby se magnetická rezonance stala metodou, která by byla schopna odpovědět na všechny kardiologem kladené otázky a stala se tak komplexní metodou pro zobrazování. srdce.

Zobrazování srdečních žil – koronárního sinu a jeho větví nebylo donedávna až na výjimečné případy požadováno. V posledních několika letech se ale s rozvojem arytmologie na specializovaných pracovištích setkáváme i s tímto požadavkem. Neinvazivní zobrazování naráží na stejné problémy jako zobrazování koronárních tepen. Je zřejmé, že i zde se zatím CT angiografie uplatní lépe než MR angiografie, a to především pro možnost zobrazení celého srdce v dobrém prostorovém rozlišení s EKG trigerizací. Problematika CT zobrazování koronárního žilního systému bude detailněji probrána níže.

3. Zobrazování plicních žil u intervenční léčby fibrilace síní

Fibrilace síní a její terapie

Fibrilace síní (FS) patří mezi nejrozšířenější arytmii a její výskyt v běžné populaci stále stoupá. Její celková prevalence je 0,5 %, ale v populaci osob nad 65 let věku dosahuje 5% a u nemocných nad 75 let je to až 9 % (Feinberg 1995, Kannel 1998). V současné době je patrný další nárůst počtu nemocných s FS, tento trend jistě souvisí s narůstajícím průměrným věkem v populaci. Přestože bylo v posledním desetiletí dosaženo významných pokroků v oblasti nefarmakologické léčby FS (včetně chirurgického řešení pomocí „Maze" operace zavedené Coxem), lze stále jen velmi těžko doporučit optimální způsob její léčby.

Za základ terapie především nově zachycených případů FS se často stále považuje farmakologická léčba s dominancí IC a III. skupiny antiarytmik dle Waughan - Williamse. Nedávno byly publikovány výsledky dvou rozsáhlých studií (AFFIRM, RACE) , které výhodnost farmakologické intervence s cílem udržení sinusového rytmu „za každou cenu" kombinací antiarytmik a elektrokardioverze zcela jasně neprokázaly (van Gelder 2002).

V poslední době přinesly zcela nový pohled na patofyziologii FS především výzkumné práce Haissaguerovy, které poukázaly na zásadní podíl fokálních spouštěčů (trigerů) pro vznik především paroxysmální formy FS u osob s chybějícím strukturálním srdečním postižením. Tyto spouštěče se podle uvedených autorů vyskytují až v 90 % v ústí plicních žil (přesah síňové svaloviny do cévní stěny plicní žíly, především obou horních) a pouze v menší míře v dalších místech levé nebo pravé síně, jako je ústí horní a dolní duté žíly, ústí koronárního sinu nebo ligamentum Marshalli (Haissaguerre 2000). Zmíněné fokusy zde víceméně spoluvytvářejí základ i pro ostatní formy fibrilace síní (perzistující a permanentní) a to až ve 30% případů (Takahashi 1981).

Nové možnosti mapovacích technik, především trojrozměrné znázornění arytmogeního substrátu v jednotlivých srdečních dutinách systémem CARTO (Gepstein 1997), umožňují kombinované znázornění míst patologické elektrofyziologické aktivity a anatomického znázornění míst vústění plicních žil do levé síně. V posledních zhruba osmi letech se tak stala cílem selektivní - fokální radiofrekvenční ablace (RFA) ektopicky lokalizovaných ohnisek spouštěčů s využitím mapování jednotlivých ústí plicních žil. Efektivita eliminace rekurence FS dosahovala cca 60% (Jais 1997). Pokud je katetrizační výkon veden mimo plicní žílu, lze se vyhnout nejčastější komplikaci fokálně prováděné

RFA, kterou je stenóza plicní žíly. Tato lineární RFA vedená periostiálně, která se nyní používá, může sice vést nikoliv ke kompletní elektrické izolaci, ale pouze ke zpomalení vedení impulsu z ektopických ložisek dále na levou síň srdeční, ale i tento efekt většinou zabrání vzniku fibrilace síní. Tuto metodu poprvé prezentoval Pappone v roce 1999 u nemocných s převážně perzistující fibrilací síní. Zúžení plicních žil po ablaci je i zde podle publikovaných souborů poměrně časté, ale významné stenózy jsou vzácné (Yu 2001).

Plicní žilní systém patří k nejvariantnějšímu cévnímu řečišti lidského organizmu, podle některých publikací má pouze zhruba 30-50% osob „typickou“ distribuci vústění všech čtyř plicních žil do levé síně, takže provádění izolací plicních žil „naslepo“ bez předchozího zmapování jejich anatomického rozložení u konkrétného nemocného je velmi obtížné a často neúspěšné. Prosté perkutánní provedení lineárních lézí jako katetrizační modifikace chirurgické Maze operace bez spolehlivé navigace a orientace v anatomických poměrech síní byly zpočátku zcela bez efektu a to buď z důvodů izolace výkonu pouze na pravou síň, nebo v důsledku techniky výkonu (Swartz 1994, Ernst 1999).

S využitím elektroanatomického mapování se začala provádět anatomicky vedená lineární (nikoliv fokální) radiofrekvenční léze, která vede k současné „izolaci“ všech zjištěných plicních žil. Pracoviště, která mají s prováděním katetrizační ablace fibrilace síní největší zkušenosti, nyní referují úspěšnost výkonu od 60 – 90 %, nehledě na významnou rozdílnost metodik, kterými jsou doposud celosvětově katetrizační ablace prováděny.

Periostiálně provedená lineární RFA léze je vedena tak, aby nebylo nutné sledovat nejčasnější aktivitu síňových extrasystol vycházejících z plicních žil. Italské pracoviště v Miláně prezentované Papponem a spol. neprovádí striktně skutečnou elektrickou izolaci plicních žil, pouze sleduje snížení elektrické amplitudy signálu v místě ablační léze. Tato metoda je založená na trojdimenzionálním elektroanatomickém mapování LS, přesné znalosti její anatomie a na katetrizačním použití radiofrekvenční energie s cílem eliminovat nebo alespoň snížit objem svalových buněk v místě ablační léze a docílit tak jejich kritické neschopnosti elektrické aktivace resp. vodivosti (Pappone 2000, 2001). Další pracoviště využívají rutinně i jiné zobrazovací techniky (bezkontaktní mapování, intrakardiální ultrazvuk (Natale 2000, Hindricks 2001), nebo zkouší použití i jiných zdrojů energie, aby bylo možno docílit elektrické izolace rychleji a především bezpečněji pro nemocného (Mangrum 2002).

Podle doposud publikovaných výsledků je nutné rozlišovat časnou a pozdní recidivu fibrilace síní. Časný výskyt recidivy fibrilace síní či jiných forem síňových tachyarytmií souvisí nejspíše se zánětlivými procesy, které v intervenované tkáni levé síně probíhají a jak vyplývá z posledních referencí nejméně dva až tři týdny je nelze u nemocných po provedené

izolaci plicních žil hodnotit jako prognosticky závažné (Oral 2002, Schwartzmann 2002). Wazni et al. publikovali v roce 2005 randomizovanou srovnávací studii u pacientů se symptomatickou fibrilací síní, která prokázala při dlouhodobém sledování výrazně menší frekvenci rekurence fibrilace síní po katetrizační izolaci plicních žil než ve skupině léčené konzervativně – antiarytmiky s antikoagulační léčbou. Autoři na základě těchto výsledků vyvozují, že se izolace plicních žil zřejmě brzy může stát léčbou první volby u symptomatické fibrilace síní, zvláště uvážíme-li nezanedbatelné vedlejší efekty farmakologické léčby..

V současné době jsou v klinické praxi používány stále preciznější mapovací systémy, které umožní rekonstruovat trojrozměrný obraz levé síně včetně odstupů plicních žil. To vede k dokonalejší navigaci ablačního katétru a cílenému působení radiofrekvenční energie, která se k ablaci srdečních arytmií používá nejčastěji, a tak i k vyšší úspěšnosti výkonů. Stejně rychle jako se rozvíjejí navigační systémy dochází i k testování různých typů energie, kterou lze k provádění katetrizační ablace použít. Především jde o kryotermii, jejíž efekt je znám již řadu let a nyní dochází k rychlému vývoji kryoablačních katétrů, které mohou vytvářet poměrně efektivní léze a jejich použití je zřejmě výrazně bezpečnější oproti radiofrekvenční energii - včetně nejčastější komplikace, kterou je stenóza plicní žíly. Další možností je použití laserové energie k ablaci ústí plicních žil, vhodné laserové ablační balónkové katétry jsou již v klinickém testování.

Úloha neinvazivního zobrazení před intervenční léčbou arytmií

Protože v případě selektivní katetrizační ablace FS jde o výkon, který je stále časově náročný, řada pracovišť využívá ke snazší orientaci předem rekonstruovaného trojrozměrného obrazu levé síně a ústí plicních žil získaného vyšetřením magnetickou rezonancí nebo výpočetní tomografií. Pomocí segmentace jednotlivých řezů nebo i celého objemového balíku dat lze rekonstruovat selektivně morfologii levé síně, včetně odstupů plicních žil. Získáváme tím důležitou informaci o variaci řečiště plicních žil již před zahájením výkonu a tím lze nejenom zkrátit celkovou dobu výkonu, ale především provést ablační zákrok bezpečněji. Výrazného pokroku bylo dosaženo v poslední době s využitím trojrozměrné rekonstrukce MR či CT obrazu srdečních oddílů k tzv. „image integration“, tj. procesu, při kterém lze syntézou trojrozměrného obrazu získaného z CT či MR koordinovaného pomocí pevných společných bodů (například oblouk aorty, koronární sinus) s navigačním systémem použít předem připravený trojrozměrný obraz k zobrazení a navigaci zaváděných katétrů v již existujících

anatomických hranicích, aniž bychom museli používat rentgenové skiaskopie (Mikaelian 2005).

Anatomický podklad z CT či MR angiografie pak lze fúzovat s elektrofysiologickými daty získanými při katetrizaci srdečních oddílů, což výrazně zpřesňuje lokalizaci patologické aktivity srdeční - trigerů arytmií, re-entry zón a podobně. A zde již nejde jen o fibrilaci síní a ústí plicních žil, ale takto se nyní snažíme lokalizovat a posléze léčit i jiné typy arytmií, nevyjímaje komorové maligní tachyarytmie.

Vlastní soubor

V našem souboru jsme sledovali pacienty s farmakologickou léčbou refrakterní síňové fibrilace, u kterých byla v naší nemocnici provedena RFA plicních žil v letech 2003-2005. Celkem bylo takto ošetřeno 85 nemocných, u těchto pacientů bylo provedeno vstupní morfologické vyšetření s cílem zmapovat anatomii levé síně srdeční a plicních žil a dále použít tato data i pro navigaci katetrizace a fúzi s elektrofysiologickými daty snímanými během intervence. Katetrizace a RFA ústí plicních žil byla prováděna u všech pacientů stejnými dvěma lékaři – intervenčními kardiology. Po výkonu bylo s odstupem 3-5 měsíců provedeno kontrolní CT angiografické vyšetření se zaměřením na levou síň a plicní žíly. Toto kontrolní vyšetření podstoupilo jen 75 nemocných, zbylých 10 pacientů nebylo z různých důvodů dále sledováno a proto byli ze studie vyloučeni.

Primárním cílem studie bylo porovnat šíři ústí plicních žil před a po výkonu a určit, zda dochází k jejich zúžení a detekovat významné postablační stenózy. Rovněž jsme sledovali možný rozdíl v šíři ústí plicních žil mezi ženami a muži. Dále jsme chtěli zjistit četnost variantního větvení plicních žil, respektive jejich vústění do levé síně srdeční v našem souboru.

Materiál a metodika

Do souboru byli zařazeni všichni nemocní, u kterých byla ve sledovaném období provedena radiofrekvenční ablace pro FS, kteří podstoupili vyšetření před i po výkonu a podepsali informovaný souhlas s těmito procedurami, jehož součástí je i svolení pro anonymní použití získaných dat pro vědecké, publikační a pedagogické účely. Takto získaný soubor čítal 75 nemocných, jejichž věk byl 61,17 ± 9,02 let (průměrná hodnota ± směrodatná odchylka). Jednalo se o 16 žen stáří 65 ± 9,42 let a 59 mužů stáří 60,14 ± 8,62 let. Věkový

rozdíl obou podskupin nebyl statisticky významný (p=0,056 při použití nepárového Studentova t testu).

U 73 pacientů jsme jako vstupní provedli CT vyšetření, u 2 pak MR. Byla sledována konfigurace a počet ústí plicních žil do levé síně. U každého zjištěného ústí byly měřeny jeho rozměry, a to dva na sebe kolmé průměry ústí v transversální rovině (anteroposteriorní rozměr - AP) a koronární rovině (kraniokaudální rozměr - CC). Z těchto naměřených rozměrů byla odhadnuta plocha ústí příslušné plicní žíly podle obecného vzorce pro plochu elipsy:

$$S = \pi * a * b$$

kde a a b jsou poloosy elipsy a je Ludolfovo číslo. V našem případě jsme měřili průměr plicní žíly, proto musíme dosadit do vzorce vždy jeho polovinu, neboli součin obou rozměrů je třeba dělit čtyřmi:

$$S = \pi * r_1 * r_2 /4$$

S odstupem 3-5 měsíců po RFA pak bylo u všech nemocných provedeno kontrolní CT angiografické vyšetření. Zde jsme opět měřili rozměry a plochu ústí plicních žil stejným způsobem jako před ablací.

MR angiografická vyšetření byla provedena na přístroji Siemens Magnetom Symphony 1,5 T, metodou kontrastní MR angiografie sekvencemi 3D GE T1 s centrickým plněním k-prostoru, během zadrženého dechu pacienta. Do antekubitální žíly bylo podáno 10ml jednomolární gadoliniové kontrastní látky rychlostí 1,5ml/ sec s následným proplachem 20 ml fyziologického roztoku stejnou rychlostí. Akvizice byla spuštěna manuálně podle přítoku kontrastu do levé síně srdeční za použití bolus tracking software. Byly provedeny subtrakce nativní sekvence od kontrastní. Měření ústí plicních žil probíhalo na tenkých MIP nebo MPR rekonstrukcích vedených osou příslušné žíly, stejným způsobem jako u CT angiografických vyšetření (viz níže).

CT angiografická vyšetření byla do konce roku 2003 provedena na jednořadém spirálním CT přístroji Siemens Somatom 4 PLUS (single slice), při kolimaci 2mm, pitch 2, trvání scanování cca 30 vteřin. Vyšetření byla provedena v apnoi. Rekonstrukční inkrement při kolimaci 2mm byl nastaven 1,3-1,5mm. I.v. bolus 100ml kontrastní látky byl aplikován injektorem rychlostí 3ml/sec 20G kanylou zavedenou do periferní žíly (antekubitální nebo na dorsu ruky), rychlost 2ml/sec byla volena pokud bylo možné zavést pouze užší 22G i.v.

kanylu. Bylo použito neionické kontrastní látky s koncentrací jodu 300 mg/ml, používali jsme několik kontrastních látek od různých výrobců. Od počátku roku 2004 byl použit 16-ti řadý CT přístroj Siemens Somatom Sensation 16. Na tomto přístroji byla vyšetření provedena s kolimací 0,75mm, rekonstruovaná vrstva 0,75-1mm, inkrement 0,5-0,8mm. Pokud měl pacient pravidelnou srdeční frekvenci maximálně 80/min, bylo vyšetření provedeno s retrospektivním EKG gatingem, s rekonstrukcí v diastole, většinou v 60% R-R intervalu nebo individuálně ve fázi s nejmenšími artefakty. S víceřadým CT přístrojem byla používána neionická kontrastní látka s koncentrací jódu 370-400 mg/ml a rychlost podání byla volena 3-5ml/sec podle stavu periferní žíly. Na obou přístrojích byla akvizice spuštěna při přítoku kontrastní látky do levé síně srdeční s použitím programu monitorujícího přítok kontrastní látky do oblasti zájmu (bolus tracking). Množství podané kontrastní látky se pohybovalo mezi 60 – 80ml u vyšetření bez EKG gatingu a 130 - 160ml u vyšetření s EKG gatingem.

Pro zjištěné hodnoty (AP rozměr, CC rozměr, plocha) každé plicní žily v souboru byla vždy určena průměrná hodnota, směrodatná odchylka a interval spolehlivosti na hladině 95%, a to pro vyšetření před RFA a po ní. Stejné hodnoty byly stanoveny i pro celkovou plochu všech žilních ústí, která byla u každého pacienta určena jako součet plochy ústí jednotlivých plicních žil. Zjištěné hodnoty byly porovnány a určen jejich rozdíl pro každou žílu i pro celkový obsah ústí všech žil u každého pacienta. Soubor rozdílů těchto hodnot měřených před a po RFA byl pro každou hodnotu testován párovým Studentovým t testem a pro obsah ústí i Wilcoxonovým testem součtů pořadí.

Stejný postup byl zopakován i pro výběrové soubory žen a mužů. Zjištěné hodnoty šíře jednotlivých plicních žil i plochy jejich ústí jakož i celkové plochy ústí všech plicních žil byly porovnány a jejich rozdíl byl opět statisticky testován nepárovým Studentovým t testem. Srovnání obou pohlaví bylo provedeno jak pro hodnoty před RFA tak pro hodnoty po výkonu a jejich rozdíl. Pro statistické vyhodnocení byl použit software Wessa, P. Free Statistics Software (www.wessa.net).

Pro každou plicní žílu, resp. její ústí byla procentuelně spočítána redukce její plochy po RFA oproti hodnotě před RFA, byla identifikována ústí, jejichž plocha se po výkonu zmenšila o více než 50%.

Výsledky

U dvou pacientů se po CT vyskytla lehká kožní reakce na kontrastní látku, jiné komplikace jsme v souvislosti s CT nebo MR vyšetřením nezaznamenali. U všech pacientů

bylo vyšetření dostatečně kvalitní, abychom mohli provést měření dvou na sebe kolmých rozměrů šíře ústí plicních žil.

Ze souboru 75 nemocných bylo jen u 43 (57%) klasické upořádání plicních žil, tedy dvě levostranná a dvě pravostranná ústí. U 10 (13%) pacientů bylo vlevo přítomno společné ústí obou plicních žil nebo jejich krátký společný kmen. 21 (28%) nemocných mělo vpravo tři plicní žíly, čtyři z nich zároveň i společné ústí plicních žil vlevo, 5 (7%) pacientů mělo vpravo čtyři plicní žíly ústící do levé síně. Jeden pacient pak měl na každé straně tři ústí. Celkem bylo tedy hodnoceno 322 žilních ústí, z toho 75 ústí pravé horní plicní žíly, 75 ústí levé horní plicní žíly, 65 ústí levé dolní plicní žíly, 65 ústí levé horní plicní žíly, 10 ústí společného kmene plicních žil vlevo, 32 ústí akcesorních žil (jedna levostranná a 31 pravostranných akcesorních žil bylo zařazeno do této skupiny).

Souhrnné výsledky jsou uvedeny v příloze ve formě tabulek a pro názornější ilustraci jsou vybrané hodnoty zobrazeny i formou grafů. Níže uvedené hodnoty jsou vždy ve formátu průměrná hodnota ± směrodatná odchylka. Šíře ústí plicních žil před ablací byla následující: pravá dolní plicní žíla (PDPŽ) anteroposteriorní (AP) rozměr 16,44 mm ± 2,90, kraniokaudální (CC) rozměr 17,75 mm ± 2,79, pravá horní plicní žíla (PHPŽ) AP rozměr 16,48 mm ± 2,58, CC rozměr 17,33 mm ± 2,66, levá dolní plicní žíla (LDPŽ) AP rozměr 12,09 mm ± 2,58, CC rozměr 16,14mm ± 2,67, levá horní plicní žíla (LHPŽ) AP rozměr 15,02 mm ± 2,15, CC rozměr 15,88 mm ± 2,36, akcesorní žíla (APŽ) AP rozměr 7,44 mm ± 2,02, CC rozměr 7,31 mm ± 2,10 a společný kmen žil vlevo AP rozměr 18,70 mm ± 4,03, CC rozměr 27,00 mm ± 4,06. Plocha ústí plicních žil před ablací činila: PDPŽ 232,76 mm² ± 69,38, PHPŽ 227,46 mm² ± 63,03, LDPŽ 154,69 mm² ± 46,53, LHPŽ 189,16 mm² ± 47,21. Společné ústí levostranných plicních žil mělo obsah 405,89 mm² ± 135,48 a ústí akcesorních plicních žil (průměrná hodnota plochy ústí všech 32 akcesorních plicních žil v souboru) 45,50 mm² ± 22,34. Celkový obsah ústí všech plicních žil pacienta pak dosahoval v průměru 831,76 mm² ± 168,61.

Při kontrolách po provedené ablaci jsme zjistili následující hodnoty: PDPŽ AP rozměr 15,28 mm ± 3,10, CC rozměr 16,71 mm ± 2,75, PHPŽ AP rozměr 15,69 mm ± 2,56, CC rozměr 16,93 mm ± 2,69, LDPŽ AP rozměr 11,74 mm ± 2,44, CC rozměr 14,89mm ± 2,69, LHPŽ AP rozměr 13,78 mm ± 2,13, CC rozměr 14,95 mm ± 2,41, APŽ AP rozměr 6,91 mm ± 2,28, CC rozměr 6,59 mm ± 2,21 a společný kmen žil vlevo AP rozměr 17,10 mm ± 3,70, CC rozměr 25,20 mm ± 4,87. Plocha ústí plicních žil po ablací činila: PDPŽ 205,05 mm² ± 70,28, PHPŽ 211,98 mm² ± 61,18, LDPŽ 139,79 mm² ± 46,72, LHPŽ 164,02 mm² ± 44,90. Společné ústí levostranných plicních žil mělo obsah 348,72 mm² ± 130,07 a ústí akcesorní

plicní žíly 45,50 mm² ± 22,34. Celkový obsah ústí všech plicních žil po ablaci dosahoval v průměru 743,57 mm² ± 174,60.

Plocha PDPŽ se po RFA tedy zmenšila o 27,71 mm2 ± 42,25, což znamená redukci o 10,96%, podobně hodnoty pro ostatní plicní žíly jsou následující: PHPŽ 15,48mm2 ± 36,71, 5,85%, LDPŽ 14,90 mm2 ± 28,72, 8,39%, LHPŽ 25,14 mm2 ± 36,52, 11,92%, APŽ 6,26 mm2 ±10,28, 13,93%, společný kmen levostranných plicních žil 57,18 mm2 ± 59,47, 13,44%. Celková plocha všech ústí plicních žil se po RFA snížila v průměru o 88,18 mm2 ± 97,04, tedy o 10,35%. U všech zkoumaných ústí i u celkové plochy byla redukce plochy po RFA statisticky signifikantní, při použití obou výše uvedených dvoustranných párových testů (Studentův t test i Wilcoxonův test). Pro společný kmen vlevo činila hodnota p = 0,014 u Studentova t testu a p = 0,008 u Wilcoxonova testu. Pro APŽ byla hodnota p při použití Studentova t testu 0,0017 a pro PHPŽ při pouřití Wilcoxonova testu bylo p=0,0031. Pro ostatní ústí bylo p ‹ 0,001, a to při použití obou testů, totéž platilo i pro celkovou plochu všech ústí.

Při detailnějším rozboru našeho souboru jsme sledovali, zda jsou v rozměrech plicních žil zřetelnější rozdíly mezi pohlavími. Před ablací byla plocha ústí plicních žil u mužů v průměru: PDPŽ 233,94 mm2 ± 67,95, PHPŽ 236,25 mm2 ± 64,65, LDPŽ 157,83 mm2 ± 42,80, LHPŽ 196,03 mm2 ± 45,74, APŽ 49,22 mm2 ± 23,29, společný kmen levostranných plicních žil 449,58 mm2 ± 123,38. U žen jsme určili před ablací následující obsah ústí plicních žil: PDPŽ 228,40 mm2 ± 76,60, PHPŽ 195,07 mm2 ± 44,94, LDPŽ 142,10 mm2 ± 59,57, LHPŽ 161,67 mm2 ± 45,72, APŽ 38,41mm2 ± 19,44, společný kmen levostranných plicních žil 303,95 mm2 ± 121,07. Z těchto hodnot vyplývá rozdíl mezi plochou ústí určité plicní žíly mezi pohlavími následovně: PDPŽ 5,54 mm2, PHPŽ 41,17 mm2, LDPŽ 15,74 mm2, LHPŽ 34,36 mm2, APŽ 10,81 mm2, společný kmen levostranných plicních žil 145,84 mm2. U žen bylo vždy ústí určité plicní žíly v průměru menší než u mužů, ale jen u PHPŽ a LHPŽ šlo o staticky významný rozdíl (p = 0,019 pro PHPŽ a p = 0,018 pro LHPŽ). Celková plocha všech ústí plicních žil činila u žen v průměru 753,69 mm2 ± 181,32, u mužů 852,93 mm2 ± 160,10. Průměrný obsah ústí všech plicních žil u žen byl tedy o 99,24 mm2 menší než u mužů a tento rozdíl byl statisticky významný (p = 0,036).

Podobnou analýzu jsme provedli i pro obsah ústí plicních žil na kontrolních vyšetření po jejich ablaci a získali jsme následující údaje u mužů : PDPŽ 204,28 mm2 ± 69,61, PHPŽ 219,63 mm2 ± 61,46, LDPŽ 142,49 mm2 ± 45,00, LHPŽ 167,50 mm2 ± 44,30, APŽ 41,47 mm2 ± 21,71, společný kmen levostranných plicních žil 376,99 mm2 ± 137,90. U žen jsme určili před ablací následující obsah ústí plicních žil: PDPŽ 207,89 mm2 ± 74,97, PHPŽ

183,73 mm2 ± 52,71, LDPŽ 128,99 mm2 ± 53,63, LHPŽ 150,07 mm2 ± 46,37, APŽ 34,39 mm2 ± 16,60, společný kmen levostranných plicních žil 282,74 mm2 ± 98,75. Rozdíl mezi plochou ústí určité plicní žíly mezi pohlavími po RFA je pak z těchto hodnot zjištěn: PDPŽ 3,60 mm2 (zde byla v jediném případě plocha větší u žen než u mužů), PHPŽ 35,85 mm2, LDPŽ 13,50 mm2, LHPŽ 17,43 mm2, APŽ 7,25 mm2, společný kmen levostranných plicních žil 94,25 mm2. Statisticky významný rozdíl zde byl pouze pro ústí PHPŽ ($p = 0,037$). Obsah všech ústí plicních žil byl po ablaci u mužů v průměru 756,71 mm2 ± 177,18 a u žen 695,13 mm2 ± 160,73. Rozdíl zde dosáhl 61,58 mm2, nebyl statisticky významný ($p = 0,21$).

Příslušné hodnoty pro transversální i kraniokaudální rozměr ústí jednotlivých plicních žil jsou uvedeny v tabulkách v příloze na konci práce a nebudu je zde již detailněji uvádět.

Z celkového počtu 322 hodnocených plicních žil jsme zjistili významnou stenózu ústí s redukcí jeho plochy po RFA o více než 50% původní hodnoty u 9 plicních žil. U jednoho pacienta byly takto zúžené zároveň dvě plicní žíly (PHPŽ 51,70% a LHPŽ 57,03%), u jiného byl postižen společný kmen plicních žil vlevo (54,47%) a zároveň akcesorní plicní žíla vpravo(53,72%). U dalšího nemocného, u kterého byly přítomné dvě menší akcesorní plicní žíly vpravo, byla jedna z nich významně zúžena (66,67%) a druhá pak byla po ablaci zcela uzavřena. Tento pacient byl jako jediný z našeho souboru symptomatický, byl přijat na interní oddělení naší nemocnice 5 měsíců po RFA pro lehkou dušnost a febrilie a při nálezu zastření na skiagramu hrudníku byl léčen pro pneumonii. Následně provedená kontrolní CT angiografie prokázala uzávěr drobné akcesorní plicní žíly s venózní kongescí v plicním parenchymu. Po zaléčení nasedající bronchopneumonie byl již pacient bez příznaků a nadále je bez obtíží. CT angiografie u něj byla znovu provedena s odstupem dalších 6 měsíců. Na tomto vyšetření trval uzávěr uvedené akcesorní plicní žíly, ale kongesce v plicním parenchymu v postiženém segmentu zregredovala. Čtyři nemocní měli významné zúžení jedné plicní žíly, jednalo se dvakrát o LDPŽ (60,44%, 68,75%), jednou PDPŽ (68,42%) a jednou LHPŽ (55,79%). Celková plocha všech ústí plicních žil nebyla u žádného ze sledovaných nemocných redukována o více než 50%. Nejvýraznější zmenšení plochy všech ústí plicních žil činilo 48,24% - jednalo se o výše uvedeného nemocného se stenózou dvou plicních žil. U jiného nemocného byla redukována plocha všech ústí o 40,28%, u žádného dalšího jsme již nezjistili redukci o více než 40%.

Diskuse

Zobrazení plicních žil pomocí víceřadé CT angiografie je neinvazivní a pacienty velmi dobře tolerovaná metoda, umožňující detailní zhodnocení anatomie levé síně srdeční a plicních žil. U pacientů po ablaci plicních žil je toto vyšetření standardně používáno k vyloučení iatrogenních stenóz plicních žil, jako komplikace výkonu.

Jak jsme prokázali, lze dostatečně kvalitně zobrazit velké plicní žíly a levou síň srdeční i na jednořadém spirálním CT přístroji, s kolimací 2mm a rekonstrukčním intervalem okolo 1-1,5mm. Pro pokrytí vyšetřeného objemu od oblouku aorty až k bránici jsme použili faktor stoupání (pitch) 1,5-2 a tímto protokolem jsme vyšetřovali na našem starším jednořadém helikálním přístroji se sekundovou rotační periodou až do uvedení víceřadého CT do provozu na konci roku 2003. Samozřejmě, že jsme zde museli počítat s horším prostorovým rozlišením v ose Z, délka akvizice byla až okolo třiceti vteřin a množství kontrastní látky podávané pacientům se pohybovalo okolo 100 – 120ml, přičemž rychlost podání byla 2-3 ml za vteřinu.

S výhodou jsme používali kaudokraniální směr scanování. Někteří nemocní přeci jen nebyli schopni zadržet dech na celou dobu akvizice (okolo 30 vteřin) a v takovém případě byly dechové artefakty ke konci scanování v horní polovině hrudníku již malé a nerušili zásadně zobrazení. Naopak při opačném směru vyšetření dojde při dýchání k výrazným pohybovým artefaktům v bazálních částech hrudníku. Kaudokraniální směr scanování je výhodný i proto, že oblast horní duté žíly je snímána až ke konci vyšetření, tedy v době, kdy bolus kontrastní látky již většinou prošel žilním systémem do pravého srdce a artefakty z utvrzení při vysoké koncentraci kontrastní látky v centrálních žilách tak již většinou neruší zobrazení. I přesto se nám stávalo, že u některých vyšetření tyto artefakty rušili kvalitní zobrazení pravé horní plicní žíly, která probíhá těsně dorsálně od horní duté žíly. K tomu dochází především u nemocných se sníženým srdečním výdejem a zpomaleným cirkulačním časem, neboť při srdeční nedostatečnosti dochází k městnání v žilním oběhu a poslední část bolusu kontrastní látky stagnuje v žilách před srdcem. Dnes k vypuzení tohoto objemu kontrastu používáme proplach žil fyziologickým roztokem, který následuje ihned po aplikaci kontrastní látky, ale k tomu je nutný dvouválcový přetlakový injektor, který jsme s naším starším CT přístrojem ještě nepoužívali.

Je jasné, že při nižší rychlosti průtoku (flow) kontrastní látky byla i dosažená denzita náplně v levé síni a plicních žilách při vyšetření na jednořadém přístroji menší, než jsme tomu zvyklí nyní u multislice CT. Běžné hodnoty denzity v levé síni a plicních žilách se tehdy

pohybovaly mezi 200 – 250 HU, nebylo ale výjimkou dosažení denzity jen okolo 150-200 HU, zvláště u obézních nemocných se špatnými periferními žilami, kde jsme volili pomalejší rychlost aplikace kontrastní látky (2 ml/sec). I v takovém případě se kmeny plicních žil zobrazují dostatečně na to, aby změření jejich průměru nečinilo problém. Horší je to při vytváření prostorových rekonstrukcí, které jsou při malém rozdílu denzity mezi náplní cév a měkkými tkáněmi nekvalitní i použití těchto dat pro koregistraci není vždy dobře možné, neboť segmentační software často není spolehlivě schopen detekovat hranice kontrastní náplně.

Zavedení 16-ti řadého CT přístroje do praxe znamenalo i výrazný kvalitativní posun při zobrazování plicních žil a levé síně srdeční. Na tomto přístroji vyšetřujeme se submilimetrovým izotropickým rozlišením, volíme kolimaci 0,75mm a provádíme rekonstrukce vrstev šíře 0,5-1 mm s jejich překrýváním typicky o 50%. Při použití volumového faktoru stoupání (pitch) okolo 1,5 lze vyšetřit v tomto rozlišení celý hrudník za 6-10 vteřin, odpadá zde problém s dlouhou apnoickou pauzou a již se jen naprosto výjimečně setkáváme s dechovými artefakty. Krátká doba akvizice dovoluje výrazně zkrátit i aplikaci bolusu kontrastní látky. Běžně stačí podat jen zhruba 70-90 ml kontrastu s následným proplachem 50ml fyziologického roztoku. Tento nám posune veškerou kontrastní látku do pravého srdce, aby byla využita pro zobrazení a vymyje centrální žíly, takže zde již většinou nemáme denzní kontrastní náplň působící artefakty z utvrzení záření. Používáme kontrastní látky s vysokou koncentrací jódu (370-400 mg I/ml) a pokud to dovolí stav periferních žil, běžně volíme rychlost aplikace 4-6 ml/sec. Výsledkem tohoto postupu je mnohem vyšší nasycení plicních žil a dutin levého srdce kontrastní látkou, denzity zde běžně přesahují 300 HU, postprocesingové rekonstrukce jsou zde z výše uvedených důvodů výrazně kvalitnější a také integrace takového zobrazení s elektrofysiologickými daty a použití pro navigaci katétru při ablaci plicních žil je mnohem snazší.

Často diskutovaná otázka je, zda při vyšetření používat EKG hradlování (gating) a zobrazit tak srdce bez pohybových artefaktů. Dle našeho názoru není pro zobrazení a měření šíře plicních žil EKG gating nezbytně nutný, neboť plicní žíly většinou netrpí výraznějšími pohybovými artefakty a jejich zobrazení bez EKG synchronizace je dostačující. Pokud je u nemocného pravidelná srdeční akce s frekvencí do 80 tepů za minutu, je zobrazení s retrospektivním EKG gatingem kvalitní a většinou lepší než bez něj. V případě arytmií, zvláště pak u pacientů s fibrilací síní a nepravidelnou, rychlou odpovědí komor, je v podstatě nemožné zobrazit srdce včetně levé síně a ústí plicních žil bez artefaktů. Schodovité artefakty zde jsou často výraznější než pohybové artefakty při zobrazení bez EKG synchronizace. Proto

u pacientů s tachyarytmií EKG synchronizaci nepoužíváme. Výše uvedené údaje platí pro náš 16-ti řadý CT přístroj; je nasnadě, že s použitím výkonnějších přístrojů s lepším časovým rozlišením bude zobrazování s EKG synchronizací možné i při vyšších srdečních frekvencích a zřejmě i arytmiích. Pokud je prováděno plánovací vyšetření před ablací plicních žil a je zde požadavek užití dat z CT (nebo i MR) k vedení vlastního katetrizačního výkonu a ke koregistraci s elektrofyziologickými daty, je EKG gating vhodný.

Při retrospektivním EKG gatingu musíme ale výrazně snížit hodnotu pitch, běžně vyšetřujeme s volume pitch v rozmezí 0,3-0,5 a tím výrazně prodlužujeme vyšetření. Je to logické, neboť pro zobrazení použijeme data snímaná jen v určité fázi srdeční revoluce (R-R intervalu), nejčastěji ke konci diastoly, užitečná akvizice tedy trvá jen okolo 10-25% délky R-R intervalu a pokud chceme mít zobrazení dostatečně kvalitní, musíme scanovat déle. Tím se dostáváme opět k akvizičním časům pro zobrazení rozsahu od oblouku aorty po bránice při zachování submilimetrového izotropického rozlišení okolo 20-30 vteřin. Podobně jako u jednořadého spirálního CT zde řešíme problém dlouhé apnoe. Navíc musíme podat větší množství kontrastní látky. Pokud chceme dosáhnout vysoké nasycení srdečních dutin, musíme zachovat vysokou rychlost aplikace a tak běžně aplikujeme 120-160 ml kontrastu s následným proplachem fysiologickým roztokem. Tento postup je třeba velmi pečlivě zvažovat u nemocných s porušenými funkcemi ledvin. Také dávka záření při takto dlouhých expozicích je výrazně vyšší než bez EKG gatingu, a to i při použití proudové modulace na katodě rentgenky, kdy je v systole snížen výkon rentgenky jen na 10-20% a jen během diastoly je výkon rentgenky a tedy i množství emitovaného záření X vysoký.

MR angiografie s použitím kontrastní látky, která principielně podobně jako CT angiografie pracuje s 3D akvizicí dat, je pro zobrazení plicních žil též velmi vhodná a nabízí srovnatelné výsledky. Navíc nezatěžuje pacienta ionizujícím zářením a kontrastní látky na MR jsou bezpečnější a podávají se v menších objemech než na CT. Nicméně v našich podmínkách je MR méně dostupná a spektrum kontraindikací je ve srovnání s CT vyšetřením širší, nehledě na ekonomická hlediska, kdy cena MR vyšetření u nás několikanásobně převyšuje cenu CT vyšetření. V našem souboru je též část pacientů s implantovaným kardiostimulátorem, kde není MR vyšetření možné. CT angiografie se v naší nemocnici proto etablovala jako metoda volby zobrazení u pacientů před izolací plicních žil a pro sledování pacientů po výkonu a časnou diagnostiku eventuálních komplikací, především možných stenóz po provedené ablaci plicních žil.

V souladu se známými fakty je i v našem souboru patrné, že variabilita anatomického uspořádání plicních žil a jejich vyústění do levé síně srdeční je značná. Souvisí to s vývojem,

kdy je založena jedna primitivní plicní žíla ústící do síně srdeční, která se poté větví a roste směrem od srdce k primitivním venózním plexům plic. Při růstů levé síně srdeční pak dochází k zavzetí či vtahování této primitivní plicní žíly a jejich větví do síně, podle rozsahu tohoto procesu pak vzniká stav, kdy do levé síně může ústit různý počet plicních žil. Při integraci této primitivní plicní žíly do síně za její první větvení na každé straně vzniká nejběžnější stav, kdy do levé síně srdeční ústí na každé straně dvě plicní žíly. Může ale dojít ke stavu, kdy je ještě kmen společné plicní žíly zachován (síň rostla „málo“) nebo je žilních ústí více (síň rostla „hodně“ a primitivní plicní žíly se integrovaly do levé síně až za větvení druhého řádu) (Moore 1982, Klika 1986). Stav, kdy byla na každé straně levé síně přítomna dvě ústí plicních žil se v našem souboru vyskytl pouze v 57% případů. U 28% pacientů jsme zobrazili akcesorní menší plicní žíly na pravé straně, nejčastěji drénující parenchym z oblasti středního laloku pravé plíce. Na levé straně jsme takovou akcesorní větev zjistili jen u jednoho pacienta. Vlevo ale bylo u 13% nemocných přítomno jen jedno ústí, s kratším či delším společným žilním kmenem, do kterého se slévaly všechny plicní žíly z levé plíce. Je tedy patrné, že vícečetné, akcesorní plicní žíly jsou častější na pravé straně, naopak jediný společný kmen plicních žil ústící do levé síně se vyskytuje vlevo. Tato pozorování na našem souboru jsou konzistentní i s pozorováním jiných autorů (Marom 2004). Nabízí se, že tento stav zřejmě souvisí s uložením levé síně srdeční, která sice je mediálně ve střední čáře, ale často i lehce vpravo od ní, vlevo pak při ní probíhá descendentní aorta a často i jícen, který zde bývá i v těsném kontaktu s levostrannými plicními žilami (Monnig 2005). Není ale jasný důkaz, zda je tento předpoklad ospravedlnitelný.

Poměrně zajímavá otázka vyvstává při vlastním měření průměru ústí plicní žíly. V naší práci jsme měřili vždy rozměr ústí na transversálním řezu – rovině (AP rozměr) v ose ústí příslušné žíly do levé síně a dále pak na koronární MPR rekonstrukci kolmé na transversální rovinu, vedené osou žíly. Takto jsme získali dva kolmé rozměry šíře ústí příslušné plicní žíly, metodika měření je stejná jako v souboru publikovaném autory Jongbloed a spol. (2005). Přesně určit, kde je přímo ústí, je u některých žil obtížné, zejména při pozvolném oblém přechodu stěny žíly na stěnu síně srdeční. Chyba měření zde tedy může být významná – resp. šíře ústí se může značně lišit v závislosti na přesném určení místa měření a také v závislosti na osobě, která měření provádí. V našem souboru bylo měření proto prováděno vždy stejným radiologem. Obě vyšetření u pacienta (tedy před i po RFA) byla vyhodnocena současně, a to tak, aby měřené místo určitého ústí plicní žíly bylo v obou případech stejné. Tímto způsobem jsme se snažili minimalizovat chybu měření vyplývající

z výše uvedených skutečností. Přesto musíme uvažovat, že určitá chyba – nepřesnost měření může být v našem souboru přítomna.

Jiný přístup měření průměrů a plochy ústí byl zvolen korejskými autory (Kim et al 2005), kteří postupovali podobně, nejprve stanovili transversální rovinu v ústí příslušné žíly, dále koronární MPR vedenou osou oné žíly a poté zobrazili přímo rovinu ústí této žíly do levé síně kolmou na tuto koronární MPR. Zde pak prováděli měření. Z tohoto přístupu lze zřejmě přesněji přímo určit obsah ústí plicní žíly. Nicméně i zde je otázka přesného stanovení roviny ústí, které je značně individuální a problém s přesností měření tak trvá. Také zajistit, aby bylo nastavení roviny ústí zcela stejné při opakovaném vyšetření může být někdy obtížné.

Dále je zde další problém související s pohybem levé síně a plicních žil během srdeční revoluce, během níž dochází samozřejmě i k změnám objemu - velikosti levé síně a jak prokázal Lickfet et al. mění se šíře ústí plicních žil v průměru až o 32%, přičemž nejširší jsou ústí žil dle něj v pozdní diastole síní. Studie byla provedena na zdravých dobrovolnících se sinusovým rytmem, a bylo by jistě zajímavé vědět, jak tomu je u pacientů s fibrilací síní. V druhé publikované práci o tomto tématu uvádí Choi a spol. (2005) největší šíře plicních žil na konci systoly komor a nejmenší v end-diastole komor, což ale neí zcela v souladu s předchozím zjištěním. Domnívám se, že při fibrilaci nebudou zřejmě změny šíře ústí tak výrazné jako při zachované kontrakci síní, zvláště pak u pacientů s chronickou fibrilací a dilatovanou levou síní. Nicméně i zde zřejmě bude přítomna nějaká změna šíře plicních žil během srdeční revoluce a to je třeba brát v úvahu při jejich měření. Při srovnávacích studiích by tedy bylo nejlepší měřit vždy ve stejné fázi srdečního cyklu, doposud však byla většinou prováděna vyšetření bez EKG synchronizace. U nemocných před izolací plicních žil, pokud je to možné, provádíme vyšetření se zobrazením v diastole a pokud platí, že v end diastole jsou ústí plicních žil relativně nejmenší, potom je toto zobrazení vhodné jako vstupní pro další sledování pacientů po výkonu, neboť objevíme-li při sledování zúžení některé plicní žíly, ať již při vyšetření s EKG synchronizací nebo bez ní, je málo pravděpodobné, že se jedná o falešný nález daný pohybem či změnou šíře plicních žil během srdeční revoluce.

Některá pracoviště preferují pro zobrazení plicních žil kontrastní MR angiografii s 3D GE sekvencemi, tato technika ale zatím EKG gating neumožňuje, multislice CT angiografie s EKG synchronizací je tedy pro kvalitní zobrazení a velmi přesné měření vhodnější. Jako zásadní problém pro získání kvalitního zobrazení se jeví nutnost pravidelné a relativně pomalé srdeční akce. V našem případě jsme vyšetřovali většinou bez EKG synchronizace a pouze u pacientů s pravidelným rytmem a frekvencí srdeční pod 80 za minutu vyšetřených od roku 2004 na multidetektorovém CT byl použit EKG gating s rekonstrukcí v diastole. 16-ti

řadý CT přístroj není totiž schopen u vyšších frekvencí zobrazit srdce bez artefaktů, a dle našich zkušeností jsou často artefakty na levé síni při špatné EKG synchronizaci u vyšších srdečních frekvencí a arytmií výraznější než při snímální bez EKG gatingu. Před vyšetřením je u nemocného vždy snímána EKG křivka a pokud je i přes předchozí přípravu betablokátorem přítomna tachykardie nebo arytmie nepoužíváme při vlastním zobrazování EKG synchronizaci.

Zajímavé srovnání se nabízí při hodnocení vlastních rozměrů plicních žil, měřených na našem souboru před ablačním výkonem a rozměrů plicních žil v souboru publikovaném autory Kim et al. v roce 2005. U všech čtyř hlavních ústí plicních žil byly jejich rozměry, jak průměr tak plocha ústí, menší než v našem souboru. Je nutno si však uvědomit, že v citované studii bylo měření prováděno na souboru nemocných indikovaných na CT vyšetření pro podezření na plicní embolizaci, zatímco v našem souboru šlo o pacienty s chronickou fibrilací síní, u nichž je velmi často přítomna dilatace levé síně srdeční a také plicní žíly jsou zde zřejmě širší. Je též pravděpodobné, že evropská a asijská populace se mohou v šíři plicních žil lišit, což by mohlo vyplývat i z práce holandských autorů, kde jsou zjištěné rozměry plicních žil bližší našemu pozorování (Jongbloed 2005). Nicméně i v našem souboru platilo, že levostranné žíly měly plochu svého ústí významně menší než žíly pravostranné a nejmenší rozměr mělo ústí levé dolní plicní žíly, která často probíhá těsně před descendentní aortou a jícnem a může jimi být stlačována. Také předpoklad, že plocha ústí plicních žil bude u žen menší než u mužů, se v obou souborech potvrdil, byť statisticky významný byl v našem případě tento rozdíl jen pro obě horní plicní žíly a také pro součet plochy všech žilních ústí do levé síně. I Scharf uvádí ve svém souboru průměr u horních plicních žil větší než u dolních (Scharf 2003).

Stenóza či uzávěr plicní žíly po radiofrekvenční ablaci u nemocných s fibrilací síní není s přibývajícím počtem výkonů až tak raritní záležitost a je třeba na ni myslet (Yu 2001). Tato komplikace intervenční léčby se může manifestovat i plicním infarktem či kongescí plicního parenchymu v teritoriu postižené žíly s nasedající bronchopneumonií. Jsou již publikována sdělení, kdy bylo nutno stenozované žíly rozšířit pomocí angioplastiky či stentováním. Cook et al. dokonce publikoval soubor 10 pacientů, kteří již byli léčeni pro významnou stenózu plicní žíly po ablaci angioplastikou a implantací stentu (Cook 2006). U těchto nemocných, kde bylo stentováno celkem 21 pulmonálních žil, bylo nutno řešit i restenózy ve stentech.

Kontrolní CT nebo MR angiografické vyšetření po výkonu je nyní po izolaci plicních žil standardním postupem, a pokud je zde odhaleno byť nevýznamné zúžení některého z ústí

plicních žil, je běžné takového pacienta dále dispenzarizovat – nelze vyloučit, že jizvení v oblasti ústí plicní žíly může pokračovat a stenóza progredovat. Je třeba si uvědomit, že při úspěšné izolaci plicních žil dojde k obnovení sinusového rytmu a normální revoluce srdečních síní, což má za následek i remodelaci síní a jejich zmenšení. Je prokázáno, že podaří-li se obnovit po ablaci sinusový rytmus, dojde k remodelaci a zmenšení objemu levé síně, v recentně publikovaných studiích činila redukce objemu zhruba 15% (Jayam 2005, Tops 2006). S remodelací levé síně pravděpodobně dochází i k remodelaci ústí plicních žil a tím dochází i k jejich mírnému zúžení jako následek zmenšení levé síně a ne jako komplikace léčby – ablace. Zúžení plicních žil v řádu do 20%-30% tedy nemusí být vůbec zapříčiněno iatrogenním poškozením ablační energií, ale jen zmenšením velikosti síní (Dong 2005). V tomto světle musíme hodnotit kontrolní vyšetření po izolaci plicních žil. Myslím, že jen stenózy s redukcí plochy žíly alespoň o 30-50% by měly být považovány za iatrogenně způsobené. Pokud došlo i v našem souboru k redukci plochy jednotlivých plicních žil i celkové plochy jejich ústí v rozmezí 5-15%, je tato změna dobře vysvětlitelná remodelací levé síně. Lze ale předpokládat, že oněch 9 plicních žil stenozovaných o více než 50% a jedna uzavřená akcesorní žíla svědčí pro iatrogenní poškození při výkonu.

Ve studii, kterou publikovali Arentz et al. v roce 2005 je prokázáno, že u nemocných s významnou postablační stenózou jedné či dvou plicních žil se při námaze objevuje plicní arteriální hypertenze, byť v klidu mají tlak v plicnici normální. Jiná studie prokazuje za použití MR perfúzní techniky u významných stenóz plicních žil také výraznou hypoperfúzi příslušné části plíce, která koreluje s klinickými obtížemi pacientů (Kluge 2004). Autoři zde vyzvedávají přínos MR při sledování pacientů po ablaci, neboť v jedné době lze provést MR angiografii plicních žil i MR perfúzi plicního parenchymu a tím získat více informací o funkci plicního oběhu. Pokud pro vyšetření použijeme i nové kontrastní látky, které setrvávají v cévním řečišti (blood pool contrast) a prodlouží interval pro akvizici angiografických sekvencí, lze plicní žíly při MR angiografii zobrazit s výrazně lepším rozlišení a zpřesnit tak jejich hodnocení. Nevýhodou MR angiografie je její horší dostupnost a vyšší cena vyšetření. Metoda má známé kontraindikace, je třeba připomenout, že nemocní sledovaní pro fibrilaci síní mají často i jiné arytmie, významná část těchto pacientů má již implantován kardiostimulátor či kardioverter, což platilo i o našem souboru. V tomto případě zatím není MR vyšetření možné. V blízké budoucnosti jistě dojde k vývoji kardiostimulátorů kompatibilních s MR, ale do té doby zůstává CT jedinou vhodnou metodou pro kvalitní neinvazivní zobrazení levé síně srdeční a plicních žil, a získání anatomického podkladu pro vedení intervencí a koregistraci s elektrofysiologickými daty získanými při mapování srdce.

Jako další možnost sledování pacientů po izolaci plicních žil se nabízí i transesofageální echokardiografie (Schneider 2006), kde je uváděna dobrá senzitivita pro diagnostiku významnější stenózy nad 50% (sensitivita 84%, specificita 98%), ale nízká pro lehkou stenózu v rozmezí 20-50% (sensitivita 48%, specificita 75%). Tato studie sledovala jen velké plicní žíly, drobnější akcesorní žíly ústící přímo do levé síně nebyly hodnoceny. Jak je vidět i na našem souboru, je takové anatomické uspořádání v populaci poměrně běžné a postižení těchto drobnější žil při radiofrekvenční ablaci je zřejmě poměrně časté. V našem souboru byly z celkem 32 akcesorních žil postiženy 3 (dvě stenózy a jeden uzávěr). Další nevýhodou této metody je transesofageální přístup, který je některými pacienty špatně tolerován, výhodami jsou nepřítomnost rizik plynoucích z užití jodových kontrastních látek a ionizujícího záření na CT.

Jak je vidět při prostudování publikací na toto téma, není jasný žádný obecně přijatý algoritmus pro sledování nemocných po izolaci plicních žil. Každé pracoviště volí trochu odlišný přístup a pokud je nám známo, většinou je prováděno nějaké zobrazovací vyšetření pro posouzení šíře ústí plicních žil a odhalení jejich možné stenózy. Zda je nutno provádět toto zobrazení u všech nemocných po ablaci a jaká metoda je nejvýhodnější není stanoveno. V našich podmínkách se osvědčila CT angiografie, ale vzhledem k její relativní rizikovosti ve srovnání např. s MR angiografií je otázkou, zda je třeba ji rutinně provádět u všech nemocných, možná by stačilo pacienty dispenzarizovat a CT vyšetření pro zobrazení plicních žil provést až v pípadě symptomů nebo potíží pacienta.

Během posledních několika let jsou vyvíjeny a postupně zaváděny do praxe i jiné metody ablace plicních žil či arytmogenních lézí vykazujících ektopickou eletrofysiologickou aktivitu. U kryoablace se užívá zmrazení tkáně na velmi nízkou teplotu, většinou kryoablačním balónem, který se napustí tekutý dusíkem (Skanes 2005, Garan 2006). Další novou metodou je použití laserových ablačních balónků, které jsou již v klinickém testování (Reddy 2004, Cummings 2005). Lze předpokládat, že i u těchto metod, kde dochází též k poškození tkáně v ablovaném místě, může vznikat stenóza, pro tento předpoklad ale zatím nejsou publikována spolehlivá data. Bylo by jistě přínosné provést srovnávací studie s použitím různých druhů energie při ablaci plicních žil a sledovat četnost a závažnost postablačních stenóz. Dá se předpokládat i objevení dalších metodik ablace.

4. Zobrazování žilního řečiště srdce před implantací biventrikulární stimulace

Resynchronizační léčba srdečního selhání

Implantace biventrikulárního stimulačního systému je rutinně indikovanou metodou léčby srdečního selhání u selektované populace pacientů s těžkou systolickou dysfunkcí dilatované levé komory srdeční (LK), prokazatelnou asynchronií srdeční kontrakce a sníženou funkční klasifikací dle New York Heart Assotiation (NYHA) přes optimalizaci farmakoterapie.

Resynchronizace srdeční kontrakce, kterou docílíme implantací biventrikulárního systému a která je dobře dokumentovatelná pomocí EKG zúžením QRS komplexu, vede k reverzní remodelaci LK s regresí dilatace LK, zlepšením její ejekční frakce a k regresi mitrální regurgitace. Také klinický stav pacientů se po výkonu významně zlepšuje, což je prokazatelné i zlepšením funkční klasifikace NYHA (Bradley 2003, Saluke 2003, Abraham 2004).

Generátor stimulačního systému je nejčastěji implantován v kožní kapse pod levým klíčkem, elektrody systému jsou punkcí levé v. subclavia transvenózně implantovány do pravé síně a pravé komory, kritickým místem procedury je zavedení levokomorové elektrody - ta je po sondáži koronárního sinu katétrem vedena pomocí podpůrného sheatu nebo „over the wire“ koronárním sinem a v. cordis magna distálně a optimálně zavedena po kontrastním nástřiku do cílové posterolaterální či laterální větve levé komory, kde je anatomicky dosahováno optimální resynchronizace. Přítomnost pouze septálních či anteriorních větví dostatečného kalibru (v odstupu nad 2,5mm) je ve většině případů spojena s neuspokojivou mírou synchronizace srdeční kontrakce dle dosažené šíře QRS komplexu. Častým problémem je posun katétru, sheatu, vodiče resp. elektrody ostiem koronárního sinu a dále rovněž přechod do v. cordis magna zejména v přítomnosti její angulace či vnější komprese. Anatomie koronárních žil je značně variabilní a šíře koronárního sinu ústícího do pravé síně je též individuálně rozdílná. Zavádění levokomorové stimulační elektrody do koronárního sinu je u některých pacientů obtížné, což zřejmě souvisí s atypickým tvarem či malou šíří sinu.

Pokud z nějakého důvodu nelze zavést levokomorovou elektrodu transvenózně cestou koronárního sinu, je většinou indikována kardiochirurgická implantace epikardiální levokomorové elektrody z minitorakotomie.

Úloha neinvazivního zobrazování před zavedením biventrikulární stimulace

Stále častěji se nyní arytmologové implantující biventrikulární stimulační systémy snaží o posouzení vhodnosti transvenózního přístupu zavedení levokomorové elektrody před vlastní implantací. K tomu je třeba zmapovat anatomické uspořádání srdečních žil a posoudit koronární sinus, především s ohledem na šíři sinu i srdečních žil a možnou přítomnost anatomických bariér bránicích průchodu vodiče a elektrody žilním systémem periferně. Je třeba vyloučit větší angulace a komprese koronárního sinu a v. magna cordis a eventuální v nich přítomné chlopně a zjistit, zda je přítomna vhodná žíla při laterální či inferolaterální stěně levé komory, do níž lze zavést stimulační elektrodu.

Jako vhodná metoda, která může odpovědět na všechny tyto otázky se jeví CT angiografie s EKG synchronizací. Tato metoda se úspěšně používá pro zobrazování koronárních tepen. První publikace uvádějí i dobré výsledky při zobrazení koronárního žilního systému CT angiografií (Jongbloed 2005, Lemola 2005, Tada 2005). V žilním systému není možnost dosáhnout tak výrazné koncentrace kontrastní látky jako v koronárních tepnách, přesto je zobrazení dostatečně kvalitní nejen pro měření šíře sinu a velkých žil srdce, ale většinou i pro jejich zobrazení na prostorových rekonstrukcích.

Při dostatečně kvalitním zobrazení koronárního sinu a jeho větví lze pomocí CT angiografie odhalit možné překážky pro zavedení levokomorové stimulační elektrody touto cestou a tak by bylo možné ušetřit nemocnému podstoupení pravděpodobně neúspěšné intervenční procedury a indikovat v tomto případě rovnou zavedení epikardiální stimulace otevřenou cestou.

Vlastní soubor

V roce 2005 jsme provedli CT angiografii u 30 pacientů, kteří byli indikování k implantaci biventrikulární stimulace. U všech těchto pacientů byla implantace provedena, ale jen u 20 z nich se podařilo úspěšně zavést levokomorovou elektrodu cestou koronárního sinu. U 10 pacientů byla transvenózní implantace neúspěšná. Provedli jsme proto retrospektivní hodnocení CT angiografie u všech těchto nemocných., cílem bylo změřit šíři koronárního sinu, posoudit anatomii žilního řečiště srdce a identifikovat eventuální rozdíly mezi oběma skupinami. Určit, zda jsou ve skupině neúspěšných implantací na CT angiografii detekovatelné anatomické bariéry znemožňující průchod koronárním sinem a v. magna cordis periferně.

Materiál a metodika

Pacienti byli rozděleni do dvou skupin: první, kde se zdařila implantace levokomorové elektrody (20 nemocných) a druhá, kde naopak zavedení elektrody do sinu nebylo technicky možné (10 nemocných). Implantace biventrikulárního stimulačního systému byla prováděna u všech pacientů vždy stejným kardiologem - arytmologem.

CT angiografie byla u všech nemocných provedena na 16-ti řadém CT přístroji Siemens Somatom Sensation 16 s kolimací 0,75mm, rekonstruovaná vrstva 0,7-1mm, inkrement 0,5-0,8mm. Všichni pacienti byli premedikováni perorálním betablokátorem pro zpomalení jejich srdeční frekvence a byli scanováni s použitím retrospektivního EKG gatingu, s rekonstrukcí v 60% R-R intervalu. V případě významných artefaktů jsme individuálně doplnili rekonstrukce i v jiné fázi srdečního cyklu. Neionická kontrastní látka s koncentrací jódu 370-400 mg/ml byla podána tlakovým injektorem rychlostí 3-6ml/sec., podle stavu periferní žíly. Celkem bylo aplikováno 120-150ml kontrastní látky a následně 50 ml fyziologického roztoku. Akvizice byla spuštěna s použitím programu monitorujícího přítok kontrastní látky do oblasti zájmu (bolus tracking), přičemž vyšetření bylo spuštěno zhruba 8-10 sekund po přítoku kontrastní látky do ascendentní aorty. Délka akvizice dat se pohybovala v rozmezí 20-25 vteřin, scanování probíhalo v kraniokaudálním směru, všichni pacienti během této doby setrvali v inspiriu.

V zobrazeném objemu bylo nalezeno ústí koronárního sinu do pravé síně srdeční. U všech zobrazených ústí koronárního sinu byl změřen jejich rozměr v transversální a šikmé koronární rovině. Měření bylo provedeno ve vrstvách multiplanárních rekonstrukcí (MPR) nebo v tenkých maximum intensity projection (MIP) rekonstrukcích vedených osou ústí plicní žíly. Dále jsme provedli prostorové trojrozměrné volume rendering (VR) rekonstrukce k vizualizaci průběhu a větvení koronárního žilního řečiště, kde jsme pak hodnotili angulace a přítomnost či nepřítomnost terminálních žilních větví vhodných k implantaci levokomorové elektrody (viz obrazová dokumentace). CT vyšetření včetně postprocesingu prováděl vždy jeden ze dvou radiologů specializujících se na neinvazivní zobrazování srdce.

Výsledky

V souvislosti s CT vyšetřením se nevyskytly žádné komplikace či nežádoucí reakce. Kvalita zobrazení koronárních žil byla různá, především v závislosti na srdeční frekvenci a na

přítomnosti arytmií, kdy byly při retrospektivním EKG gatingu na rekonstruovaných obrázcích významné pohybové artefakty. U všech vyšetření bylo možné spolehlivě změřit rozměry ústí koronárního sinu a šíři v. magna cordis. U deseti nemocných byly pro artefakty anebo ne zcela ideální nasycení koronárních žil trojdimenzionální rekonstrukce horší kvality a terminální žilní větve zde nebyly dobře zobrazeny do periferie, dala se ale změřit jejich šíře proximálně. Někteří z pacientů měli implantovaný kardiostimulátor a při vyšetření byly přítomny artefakty v okolí elektrod v pravém srdci, nicméně ústí koronárního sinu bylo dostatečně kvalitně zobrazeno (tak aby umožnilo spolehlivé změření jeho rozměrů) u všech pacientů.

Níže uvedená data jsou vždy ve formátu rozměr ± směrodatná odchylka. U pacientů, kde se nezdařila implantace elektrody cestou koronárního sinu byly rozměry jeho ústí 11,4±1,9mm a 8,4±2,3mm (kraniokaudálně resp. anteroposteriorně) zatímco ve druhé skupině, kde se implantace zdařila byla jeho šíře 14,9±2,8mm a 11,9±2,1mm. Rozdíl mezi oběma skupinami byl pro oba rozměry statisticky významný na hladině p=0,05. Statisticky nevýznamný trend k většímu průměru v. magna cordis 7,4±1,2mm resp. 6,5±1,5mm a kalibru vhodné terminální větve 3,5±0,8mm resp. 2,9±0,9mm byl pozorován ve skupině úspěšně zavedených elektrod. Pouze ve skupině neúspěšně implantovaných pak bylo možné zobrazit významné angulace (kvalitativní vizuální hodnocení) průběhu koronárního sinu u 4 nemocných a absenci vhodných terminálních větví k zavedení levokomorové elektrody u 3 nemocných.

Diskuse

Zobrazení koronárních žil na multidetektorové CT angiografii je dnes již podobně jako CT koronarografie vcelku běžné vyšetření. V našem souboru jsme při snaze omezit co nejvíce pohybové artefakty s užitím retrospektivního EKG gatingu rekonstruovali data v diastole (většinou v 60% R-R intervalu). Je možné rekonstruovat též v end-systolické fázi (zhruba 30-35% R-R intervalu), kdy jsou koronární žíly lépe naplněny, ale většinou je pak kvalita zobrazení vzhledem k pohybovým artefaktům horší. S nástupem nových typů CT přístrojů s významně lepším časovým rozlišením při zobrazování srdce bude možná lépe provádět zobrazení v end-systolické fázi.

Z našich výše uvedených výsledků plyne, že obtížná kanylace a problémy se zavedením stimulační elektrody do koronárního žilního systému se vyskytly u pacientů se signifikantně užším ústím koronárního sinu, menším kalibrem v. cordis magna, či odstupem

vhodné terminální větve. Rovněž pouze ve skupině neúspěšných implantací jsme pozorovali přítomnost významných angulací či komprese koronárního sinu a dále zjevnou nepřítomnost vhodných terminálních větví. Zejména nález absence vhodných terminálních větví při dostatečně kvalitním zobrazení koronárního žilního systému, je vhodnou indikací k přímému zavedení levokomorové elektrody epikardiálně minitorakotomií. U pacientů, kde je tento výkon kontraindikován, je ke zvážení kontraindikovat i transvenózní proceduru na základě pravděpodobného neúspěchu dle CT zobrazení. Náš soubor byl ale malý a bylo by tedy vhodné přínos CT zobrazení ověřit na větším množství pacientů.

Pro kvalitní stimulaci levé komory je třeba umístit elektrodu do koronární žíly v oblasti volné laterální stěny komory, přičemž hrot elektrody je vhodné zavést co nejvíce apikálně. Zmapování anatomie koronárního žilního systému před plánovanou implantací elektrody by mělo pomoci najít příhodnou koronární žílu. Pokud ale taková žíla není u konkrétního pacienta přítomna, může neinvazivní CT angiografie ušetřit pacienta intervenčního výkonu, který by byl pravděpodobně neúspěšný. Soudíme tedy, že multidetektorová CT angiografie koronárního žilního systému by měla vždy předcházet implantaci levokomorové stimulační elektrody cestou koronárního sinu. Jednak tím můžeme předem posoudit šíři a tvar koronárního sinu, kde může být překážka kanylace, a dále zobrazíme i přítomnost či nepřítomnost žíly vhodné pro umístění stimulační elektrody. Zde ale nabývá zásadní důležitosti kvalita zobrazení.

Z našich zkušeností vyplývá, že zhruba u třetiny pacientů našeho souboru bylo zobrazení větvení koronárního sinu výrazně degradováno pohybovými artefakty při špatné EKG synchronizaci a zobrazení žíly příhodné pro stimulaci nebylo možné v dostatečné kvalitě. Soudíme, že by mohlo být přínosem zobrazení v end-systole a dále pak především použití nových 64 a víceřadých CT přístrojů s lepším prostorovým a především časovým rozlišením, kde již frekvence a pravidelnost srdeční akce není tak zásadním faktorem kvality zobrazení.

5. Závěr

CT angiografie se ukázala jako velmi vhodná metoda pro zobrazení plicních žil, a to jak pro plánování a vedení intervenčních výkonů na žilách a levé síni tak při sledování pacientů po provedené izolaci plicních žil pro fibrilaci síní. V našem souboru jsme potvrdili častou variabilitu žilního plicního uspořádání, kdy jen 57% pacientů mělo typickou distribuci plicních žilních ústí. Prokázali jsme statisticky významné zúžení ústí plicních žil po provedené radiofrekvenční ablaci v našem souboru, a to jak pro jednotlivé plicní žíly tak pro jejich celkovou plochu, nicméně toto zúžení průměrně v řádu 5-15% je pravděpodobně dáno jen remodelací levé síně po vyléčení fibrilace síní a obnovení sinusového rytmu. V 9 případech jsme pozorovali stenózu plicní žíly s redukcí její plochy o více než 50% a jeden uzávěr menší akcesorní žíly a zde šlo o jasné postablační iatrogenní léze. I z našich výsledků tak vyplývá, že je třeba nemocné po radiofrekvenční ablaci plicních žil dále sledovat s ohledem na možný vznik postablační stenózy. Zda je nutné u všech provádět kontrolní CT angiografii je otázkou, neboť jen jediný nemocný v našem souboru měl postižení plicních žil způsobené ablací provázeno klinickými symptomy a tak přínos takového sledování jen stěží odpovídá vynaloženým nákladům na vyšetření a jeho rizikům. Abychom odpověděli na tuto otázku, bude třeba zřejmě provést rozsáhlejší studie s delším sledováním nemocných.

CT angiografie koronárního sinu a jeho větví je bezpečná a relativně spolehlivá metoda, která může v případě kvalitního zobrazení příznivě ovlivnit průběh transvenózní implantace levokomorové elektrody biventrikulárního stimulačního systému či přímo indikovat epikardiální implantaci levokomorové elektrody. Zásadní úlohu pro zobrazení vhodných terminálních žilních větví zde hraje kvalita zobrazení, úzce související s EKG synchronizací. Přestože jde o velmi slibnou metodu, při použití 16-řadého přístroje je pro dobré zobrazení nutný pravidelný srdeční rytmus s frekvencí do 80/min. Přínos tohoto zobrazení v rutinním použití je nutno ověřit na větším souboru pacientů s využitím CT přístrojů vyšší generace, které umožní kvalitně vyšetřit i nemocné s tachyarytmiemi, neboť jen tehdy bude tato metoda použitelná v široké praxi.

6. Literatura

1. Abraham WT, Young JB, Leon AR, Adler S, BankAJ, Hall SA, Liebermann R, Liem LB, O'Connell JB, Schroeder JS, Wheelan KR; Multicenter InSync ICD II Study Group: Effects of cardiac resynchronization on disease progression in patients with left ventricular systolic dysfunction, an indication for an implantable cardioverter-defibrillator, and mildly symptomatic chronic heart failure. Circulation. 2004 Nov 2;110(18):2864-8
2. Achenbach S, Ropers D, Regenfus M, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W: Contrast enhanced electron beam computed tomography to analyse the coronary arteries in patients after acute myocardial infarction. Heart. 2000 Nov;84(5):489-93
3. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, Kachelriess M, Ropers D, Giesler T, Bautz W, Daniel WG, Kalender WA, Moshage W: Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. Circulation. 2000 Dec 5;102(23):2823-8
4. Alvarez-Linera J, Benito-Leon J, Escribano J, Campollo J, Gesto R: Prospective evaluation of carotid artery stenosis: elliptic centric contrast-enhanced MR angiography and spiral CT angiography compared with digital subtraction angiography. AJNR Am J Neuroradiol. 2003 May;24(5):1012-9
5. Anders K, Baum U, Schmid M, ropers D, Schmid A, Pohle K, Daniel WG Bautz W, Achenbach S: Coronary artery bypass graft (CABG) patency: assessment with high-resolution submillimeter 16-slice multidetector-row computed tomography (MDCT) versus coronary angiography. Eur J Radiol. 2006 Mar;57(3):336-44
6. Arentz T, Weber R, Jander N et al.: Pulmonary haemodynamics at rest and during exercise in patients with significant pulmonary vein stenosis after radiofrequency catheter ablation for drug resistant atrial fibrillation. Eur Heart J. 2005 Jul;26(14):1410-4
7. Bae KT, Tran HQ, Heiken JP: Multiphasic injection method for uniform prolonged vascular enhancement at CT angiography: pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. Radiology. 2000 Sep;216(3):872-80
8. Bae KT, Tran HQ, Heiken JP: Uniform vascular contrast enhancement and reduced contrast medium volume achieved by using exponentially decelerated contrast material injection method. Radiology. 2004 Jun;231(3):732-6

9. Baer FM, Theissen P, Crnac J, Schmidt M, Jochims M, Schicha H: MRI assessment of coronary artery disease. Rays. 1999 Jan-Mar;24(1):46-59
10. Bradley DJ, Bradley EA, Baughman KL, Berger RD, Calkins H, Goodman SN, Kass DA, Powe NR: Cardiac resynchronization and death from progressive heart failure: a meta-analysis of randomized controlled trials. JAMA. 2003 Feb 12;289(6):730-40
11. Burgstahler C, Beck T, Kuettner A, Drosch T, Kopp AF, Heuschmid M, Claussen CD, Schroeder S: Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using 16-row multi-slice computed tomography with 188 ms temporal resolution. Int J Cardiol. 2006 Jan 13;106(2):244-9
12. Cademartiri F, Nieman K, van der Lugt A, Raaijmakers RH, Mollet N, Pattynama PM, de Feyter PJ, Krestin GP: Intravenous contrast material administration at 16-detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique. Radiology. 2004 Dec;233(3):817-23
13. Cademartiri F, Mollet NR, van der Lugt A, McFadden EP, Stijnen T, de Feyter PJ, Krestin GP: Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation. Radiology. 2005 Aug;236(2):661-5
14. Capucci A, Villani GQ, Aschieri D, Piepoli M: Safety of oral propafenone in the conversion of recent onset atrial fibrillation to sinus rhythm: A prospective parallel placebo-controlled multicentre study Intern J Cardiol 1999; 68: 187-196
15. Cook AL, Prieto LR, Delaney JW et al.:Usefulness of cutting balloon angioplasty for pulmonary vein in-stent stenosis. Am J Cardiol. 2006 Aug 1;98(3):407-10
16. Cox JL, Boineau JP, Schuessler RB et al: Five-year experience with maze procedure for atrial fibrillation. Ann Thorac Surg 1993;56: 814 – 821
17. Cummings JE, Pacifico A, Drago JL, Kilicaslan F, Natale A: Alternative energy sources for the ablation of arrhythmias. Pacing Clin Electrophysiol. 2005 May;28(5):434-43
18. Datta J, White CS, Gilkeson RC, Meyer CA, Kansal S, Jani ML, Arildsen RC, Read K: Anomalous coronary arteries in adults: depiction at multi-detector row CT angiography. Radiology. 2005 Jun;235(3):812-8
19. Dong J, Vasamreddy CR, Jayam V, Dalal D, Dickfeld T, Eldadh Z, Meininger G, Halperin HR, Berger R, Bluemke DA, Calkins H: Incidence and predictors of pulmonary vein stenosis following catheter ablation of atrial fibrillation using the

anatomic pulmonary vein ablation approach: results from paired magnetic resonance imaging. J Cardiovasc Electrophysiol. 2005 Aug;16(8):845-52

20. Eliáš P, Žižka J: Dopplerovská ultrasonografie, 1. vyd. Hradec králové, Nucleus 1998, 252s
21. Ernst S, Shluter M, Ouyang F et al.: Modification of the substrate for maintenance of idiopathic human atrial fibrillation: efficacy of radiofrequency ablation using nonfluoroscopic catheter guidance. Circulation 1999; 100: 2085 – 2092
22. Feinberg WM, Blackshear JL, Laupacis A, Kronmal R, Hart RG: Prevalence, age distribution, and gender of patients with atrial fibrillation : analysis and implications. Arch Intern Med 1995; 155: 469 – 473
23. Ferda J: CT angiografie. 1. vyd. Praha, Galén 2004, 408s
24. Fleischmann D, Rubin GD, Bankier AA, Hittmair K : Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography. Radiology. 2000 Feb;214(2):363-71
25. Garan A, Al-Ahmad A, Mihalik T, Cartier C, Capulano L, Holtan D, Song C, Homoud MK, Link MS, Estes NA 3rd, Wang PJ: Cryoablation of the pulmonary veins using a novel balloon catheter. J Interv Card Electrophysiol. 2006 Mar;15(2):79-81
26. Gepstein L, Hayam G, Ben-Haim SA.: A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart in vitro and in vivo accuracy results. Circulation 1997;95: 1611 – 1622
27. Grace A: New directions in the management of atrial fibrillation. Lancet 2002; 359: 410
28. Haissaguerre M, Jais P, Shah DC et al.: Right and left atrial radiofrequency catheter therapy of paroxysmal atrial fibrillation. J Cardiovasc Electrophysiol 1996;7: 132- 144
29. Haissaguerre M, Jais P, Shah DC et al.: Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. N Engl J Med 1998; 339: 659 – 666
30. Haissaguerre M, Shah DC, Jais P et al: Electrophysiological end point for catheter ablation of atrial fibrillation initiated from multiple pulmonary venous foci. Circulation 2000; 101: 1409 – 1417
31. Hayashino Y, Goto M, Noguchi Y, Fukui T: Ventilation-perfusion scanning and helical CT in suspected pulmonary embolism: meta-analysis of diagnostic performance. Radiology. 2005 Mar;234(3):740-8
32. Hindricks G, Kottkamp H : Simultaneous noncontact mapping of left atrium in patients with paroxysmal atrial fibrillation Circulation 2001; 104: 297 – 303

33. Choi SI, Seo JB, Choi SH, Lee SH, Do KH, Ko SM, Lee JS, Song JW, Song KS, Choi KJ, Kim YH, Lim TH: Variation of the size of pulmonary venous ostia during the cardiac cycle: optimal reconstruction window at ECG-gated multi-detector row CT. Eur Radiol. 2005 Jul;15(7):1441-5
34. Jais P, Haissaguerre M, Shah DC et al: A focal source of atrial fibrillation treated by discrete radiofrequency ablation Circulation 1997; 95: 572 – 576
35. Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Leber AW, von Zieger F, Rist C, Buhmann S, Knez A, Reiser MF, Becker CR: Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. Eur Radiol. 2006 May 13
36. Jongbloed MR, Dirksen MS, Bax JJ, Boersma E, Geleijns K, Lamb HJ, van der Wall EE, de Roos A, Schalij MJ: Atrial fibrillation: multi-detector row CT of pulmonary vein anatomy prior to radiofrequency catheter ablation--initial experience. Radiology. 2005 Mar;234(3):702-9
37. Jongbloed MR, Lamb HJ, Bax JJ, Schuijf JD, de Roos A, van der Waal EE, Schalij MJ: Noninvasive visualization of the cardiac venous system using multislice computed tomography. J Am Coll Cardiol. 2005 Mar 1;45(5):749-53
38. Kannel WB, Wolf PA, Benjamin EJ, Levy D: Prevalence, incidence, prognosis and predisposing conditions for atrial fibrillation: population- based estimates. Am J Cardiol 1998; 82: 2N
39. Kim MJ, Chung YE, Kim KW, Chung JJ, Lim JS, Oh YT, Kim JH: Variation of the time to aortic enhancement of fixed-duration versus fixed-rate injection protocols. AJR Am J Roentgenol. 2006 Jan;186(1):185-92
40. Kim YH, Marom EM, Herndon JE 2nd, McAdams HP: Pulmonary vein diameter, cross-sectional area, and shape: CT analysis. Radiology. 2005 Apr;235(1):43-9; discussion 49-50
41. Klika E. a spol.: Embryologie, 1. vyd., Praha, Avicenum 1986, 384s
42. Kluge A, Dill T, Ekinci O et al.: Decreased pulmonary perfusion in pulmonary vein stenosis after radiofrequency ablation: assessment with dynamic magnetic resonance perfusion imaging. Chest 2004 Aug;126(2):428-37
43. Lemola K, Mueller G, Desjardins B, Sneider M, Case I, Good E, Han J, Tamirisa K, Tschopp D, Reich S, Igic P, Elmouchi D, Churg A, Bogun F, Pelosi F Jr, Kazerooni EA, Morady F, Oral H: Topographic analysis of the coronary sinus and major cardiac veins by computed tomography. Heart Rhythm. 2005 Jul;2(7):694-9

44. Lehman KJ, Weiser G, Neff KW, Mai SK, Denk S, Georgi M: First results of computerised tomographic angiography using electron beam tomography. Eur Radiol. 1999;9(4):625-9.
45. Leschka S. Alkadhi H, Plass A, Desbiolles L, Grunenfelder J, Marincek B, Wildermuth S: Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. Eur Heart J. 2005 Aug;26(15):1482-7
46. Lickfett L, Dickfeld T, Kato R et al: Changes of pulmonary vein orifice size and location throughout the cardiac cycle: dynamic analysis using magnetic resonance cine imaging. J Cardiovasc Electrophysiol. 2005 Jun;16(6):582-8
47. Mangrum JM, Mounsey JP, Kok LC, DiMarco JP, Haines DE: Intracardiac echocardiography-guided anatomically based radiofrequency ablation of focal atrial fibrillation originating from pulmonary veins J Am Coll Cardiol 2002; 39: 1964 –1972
48. Marom EM, Herndon JE, Kim YH, McAdams HP: Variations in pulmonary venous drainage to the left atrium: implications for radiofrequency ablation.Radiology. 2004 Mar;230(3):824-9
49. Mikaelian BJ, Malchano ZJ, Neuzil P, Weichet J, Doshi SK, Ruskin JN, Reddy VY: Images in cardiovascular medicine. Integration of 3-dimensional cardiac computed tomography images with real-time electroanatomic mapping to guide catheter ablation of atrial fibrillation. Circulation. 2005 Jul 12;112(2):e35-6
50. Monnig G, Wessling J, Juergens KU et.al.: Further evidence of a close anatomical relation between the oesophagus and pulmonary veins. Europace. 2005 Nov;7(6):540-5
51. Moore KL. The circulatory system. In: Moore KL. The developing human: clinically orientated embryology, Third Edn. WB Saunders Company, 1982:298–338
52. Moshage WE, Achenbach S, Sesse B, Bachman K, Kirchgeorg M: Coronary artery stenoses: three-dimensional imaging with electrocardiographically triggered, contrast agent-enhanced, electron-beam CT. Radiology. 1995 Sep;196(3):707-14
53. Natale A, Pisano E, Shewchik J, Bash D, Fanelli R, Potenza D et al: First human experience with pulmonary vein isolation using a through- the ballon circumferential ultrasound ablation systém for recurrent atrial fibrillation. Circulation 2000; 102: 1879-1882
54. Oral H, Knight BP Ozaydin M, Tada H, Chugh A, Hasan S et al: Clinical significance of early recurrences of atrial fibrillation after pulmonary vein isolation. J Am Coll Cardiol 2002;40: 100 – 104

55. Pappone C, Rosanio S, Oreto G et al: Circumferential radiofrequency ablation of pulmonary vein ostia: a new anatomic approach for curing atrial fibrillation Circulation 2000; 102: 2619 –2628
56. Pappone C, Rosanio S, Oreto G et al.: Circumferential radiofrequency ablation of pulmonary vein ostia a new anatomic approach for curing atrial fibrillation. Circulation 2001; 102: 2619 – 2628
57. Quiroz R, Kucher N, Zou KH, Kipfmueller F, Castello P, Goldhaber SZ, Schoepf UJ: Clinical validity of a negative computed tomography scan in patients with suspected pulmonary embolism: a systematic review. JAMA. 2005 Apr 27;293(16):2012-7
58. Platt JF, Reige KA, Ellis JH: Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics. AJR Am J Roentgenol. 1999 Jan;172(1):53-6
59. Reddy VY, Houghtailing C, Fallon J, Fischer G, Farr N, Clarke J, Mc Intyre J, Sinofsky E, Ruskin JN, Keane D: Use of a diode laser balloon ablation catheter to generate circumferential pulmonary venous lesions in an open-thoracotomy caprine model. Pacing Clin Electrophysiol. 2004 Jan;27(1):52-7
60. Remy-Jardin M, Remy J, Deschildre F, Artaud D, Beregi JP, Hossein-Foucher C, Marchandise X, Duhamel A: Diagnosis of pulmonary embolism with spiral CT: comparison with pulmonary angiography and scintigraphy. Radiology. 1996 Sep;200(3):699-706
61. Remy-Jardin M, Remy J, Artaud D, Fribourg M, Beregi JP: Spiral CT of pulmonary embolism: diagnostic approach, interpretive pitfalls and current indications. Eur Radiol. 1998;8(8):1376-90
62. Remy-Jardin M, Remy J: Spiral CT angiography of the pulmonary circulation. Radiology. 1999 Sep;212(3):615-36
63. Rist C, Nikolaou K, Kirchin MA, van Gessel R, Bae KT, von Ziegler F, Knez A, Wintersperger BJ, Reiser MF, Becker CR: Contrast bolus optimization for cardiac 16-slice computed tomography: comparison of contrast medium formulations containing 300 and 400 milligrams of iodine per milliliter. Invest Radiol. 2006 May;41(5):460-7
64. Ropers D. Baum U, pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S: Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. Circulation. 2003 Feb 11;107(5):664-6

65. Ropers D, Regenfus M, Wasmaier G, Achenbach S: Non-interventional cardiac diagnostics: computed tomography, magnetic resonance and real-time three-dimensional echocardiography. Techniques and clinical applications. Minerva Cardioangiol. 2004 Oct;52(5):407-17
66. Rubin GD: Helical CT angiography of the thoracic aorta. J Thorac Imaging 1997 Apr;12(2):128-49
67. Rubin GD, Shiau MC, Leung AN, Kee ST, Logan LJ, Sofilos MC: Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography. Radiology. 2000 Jun;215(3):670-6
68. Ryder KM, Benjamin EJ: Epidemiology and significance of atrial fibrillation Am J Cardiol 1999; 84: 131 R – 138 R
69. Salukhe TV, Francis DP, Sutton R: Comparison of medical therapy, pacing and defibrillation in heart failure (COMPANION) trial terminated early; combined biventricular pacemaker-defibrillators reduce all-cause mortality and hospitalization. Int J Cardiol. 2003 Feb;87(2-3):119-20
70. Scanlon PJ, Faxon DP, Audet Anne-Marie et al: ACC/AHA Guidelines for Coronary Angiography: Executive Summary and Recommendations Circulation. 1999;99:2345-2357
71. Scharf C, Sneider M, Case I et.al.: Anatomy of the pulmonary veins in patients with atrial fibrillation and effects of segmental ostial ablation analyzed by computed tomography. J Cardiovasc Electrophysiol. 2003 Feb;14(2):150-5
72. Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB: Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications, Milan, Springer-Verlag Italia 2005, 358s
73. Schneider C, Ernst S, Bahlmann E et al.: Transesophageal echocardiography: A screening method for pulmonary vein stenosis after catheter ablation of atrial fibrillation. Eur J Echocardiogr. 2006 May 9; E-pub ahead of print
74. Schoellnast H, Deutschmann HA, Berghold A, Fritz GA, Schaffler GJ, Tillich M.: MDCT angiography of the pulmonary arteries: influence of body weight, body mass index, and scan length on arterial enhancement at different iodine flow rates. AJR Am J Roentgenol. 2006 Oct;187(4):1074-8
75. Schoenhagen P, Halliburton SS, Stillman AE, Kuzmiak SA, Nissen SE, Tuzcu EM, White RD: Noninvasive imaging of coronary arteries: current and future role of multi-detector row CT. Radiology. 2004 Jul;232(1):7-17

76. Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, Yucel EK: CT of coronary artery disease. Radiology. 2004 Jul;232(1):18-37
77. Schoepf UJ, Goldhaber SZ, Costello P: Spiral computed tomography for acute pulmonary embolism. Circulation. 2004 May 11;109(18):2160-7
78. Schwartzman D, Musley S K, Swrdlow Ch, Hoyt RH, Warman EN: Early recurrence of atrial fibrillation after ambulatory shock conversion J Am Coll Cardiol 2002; 40: 93 -99
79. Skanes AC, Jensen SM, Papp R, Li J, Yee R, Krahn AD, Klein GJ: Isolation of pulmonary veins using a transvenous curvilinear cryoablation catheter: feasibility, initial experience, and analysis of recurrences. J Cardiovasc Electrophysiol. 2005 Dec;16(12):1304-8
80. Swartz JF, Pellersels G, Silvers J et al: A catheter- based curative approach to atrial fibrillation in humans [abstract]. Circulation 1994; 90 : (pt III): I- 335
81. Tada H, Kurosaki K, Naito S, Koyama K, itoi K, Ito S, Ueda M, Shinbo G, Hoshizaki H, Nogami A, Oshima S, taniguchi K: Three-dimensional visualization of the coronary venous system using multidetector row computed tomography. Circ J. 2005 Feb;69(2):165-70
82. Takahashi N, Seki A, Imataka K, Fujii J.: Clinical features of paroxysmal atrial fibrillation: an observation of 94 patients Jpn Heart J 1981; 22: 143 – 149
83. Taylor AM, Thorne SA, Rubens MB, Jhooti P, Keegan J, Gatehouse PD, Weismann F, Grouthues F, Somerville J, Pennel DJ: Coronary artery imaging in grown up congenital heart disease: complementary role of magnetic resonance and x-ray coronary angiography.Circulation. 2000 Apr 11;101(14):1670-8
84. Tops LF, Bax JJ, Zeppenfeld K, Jongbloed MR, van der Wall EE, Schalij MJ: Effect of radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation on left atrial cavity size. Am J Cardiol. 2006 Apr 15;97(8):1220-2
85. Van Gelder I, Agens VE, Bosker HA, et al for the Rate Control versus Electrical Cardioversion for Persistent Atrial Fibrillation (RACE) study group: A comparison of rate kontrol and rhythm control in patiens with recurrent persistent atrial fibrillation. N Engl J Med 2002; 347: 1834 – 1840
86. Van Strijen MJ, de Moyne W, Schrieck et. al: Single-detector helical computed tomography as the primary diagnostic test in suspected pulmonary embolism: a multicenter clinical management study of 510 patients. Ann Intern Med. 2003 Feb 18;138(4):307-14. Erratum in: Ann Intern Med. 2003 Sep 2;139(5 Pt 1):387

87. Wazni OM, Marrouche NF, Martin DO et.al.: Radiofrequency ablation vs antiarrhythmic drugs as first-line treatment of symptomatic atrial fibrillation: a randomized trial. JAMA. 2005 Jun 1;293(21):2634-40
88. Wessa, P. Free Statistics Software, Office for Research Development and Education, version 1.1.20 (2006), URL http://www.wessa.net/
89. Willmann JK, Wildermuth S, Pfammatter T, Roos JE, Seifert B, Hilfiker PR, Marincek B, Weishaupt D: Aortoiliac and renal arteries: prospective intraindividual comparison of contrast-enhanced three-dimensional MR angiography and multi-detector row CT angiography. Radiology. 2003 Mar;226(3):798-811
90. Wyse DG, Waldo AL, DiMarco JP, Domanski MJ, Rosenberg Y, Schron EB, Kellen JC, Greene HL, Mickel MC, Dalquist JE, Corley CD, The atrial fibrillation follow-up investigation of rhythm management(AFFIRM) investigators: A comparison of rate control and rhythm control in patients with atrial fibrillation. N Engl J Med. 2002; 347(23):1825-33
91. Yu WC, Hsu TL, Tai CT, Tsai CF, Hsieh MH, Lin WS, Lin YK, Tsao HM, Ding YA, Chang MS, Chen SA: Acquired pulmonary vein stenosis after radiofrequency catheter ablation of paroxysmal atrial fibrillation. J Cardiovasc Electrophysiol. 2001 Aug;12(8):887-92
92. Zvárová J: Základy statistiky pro biomedicínské obory. 1. vyd. Praha, Karolinum 2004, 218s

7. Přílohy

Tabulky a grafy

Tabulka 1a,b:

Anteroposteriorní rozměr plicních žil:

plicní žíla	před ablací	sm. odchylka	po ablaci	sm. odchylka	rozdíl	confidence 95%	p
PD	17,75	2,79	16,71	2,75	1,04	0,56 až 1,52	< ,0001
PH	17,33	2,66	16,93	2,69	0,40	-0,01 až 0,81	0,0562
LD	16,14	2,67	14,89	2,69	1,26	0,76 až 1,76	< ,0001
LH	15,88	2,36	14,95	2,41	0,92	0,46 až 1,38	< ,0001
akcesorní	7,31	2,10	6,59	2,21	0,81	-0,24 až 1,85	0,1265
kmen sin	27,00	4,06	25,20	4,87	1,80	0,02 až 3,58	0,0478

Kraniokaudální rozměr plicních žil:

plicní žíla	před ablací	sm. odchylka	po ablaci	sm. odchylka	rozdíl	confidence 95%	p
PD	16.44	2,90	15.28	3,10	1,16	0,72 až 1,60	< ,0001
PH	16,48	2,58	15,69	2,56	0,79	0,40 až 1,17	< ,0001
LD	12,09	2,58	11,74	2,44	0,35	-0,01 až 0,71	0,0610
LH	15,02	2,15	13,78	2,13	1,23	0,79 až 1,67	< ,0001
akcesorní	7,44	2,02	6,91	2,28	0,53	0,14 až 0,92	0,0089
kmen sin	18,70	4,03	17,10	3,70	1,60	0,24 až 2,96	0,0258

Průměrné hodnoty anteroposteriorního (horní tabulka) a kraniokaudálního (spodní tabulka) rozměru pro jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo) v mm před a po ablaci. Dále jejich průměrný rozdíl a konfidenční intervaly pro jeho hodnoty na hladině 95% pravděpodobnosti, poslední sloupec pak udává hodnoty p při testování rozdílů párovým Studentovým t testem

Tabulka 2a,b:

Průměrná plocha plicní žíly před a po ablaci a její redukce

plocha	před ablací	sm. odchylka	po ablaci	sm. odchylka	% redukce	sm. odchylka
PD	232,76	69,38	205,05	70,28	10,96	17,47
PH	227,46	63,03	211,98	61,18	5,85	14,67
LD	154,69	46,53	139,79	46,72	8,39	13,78
LH	189,16	47,21	164,02	44,90	11,92	18,04
akcesorní	45,50	22,34	39,25	20,13	13,93	23,13
kmen sin	405,89	135,48	348,72	130,07	13,44	16,19
celková	831,76	168,61	743,57	174,60	10,35	11,15

Průměr rozdílů plochy

plocha	rozdíl	confidence 95%	p (Student)	p (Wilcoxon)
PD	27,71	17,99 až 37,43	< ,0001	< ,0001
PH	15,48	7,03 až 23,92	0,0005	0,0031
LD	14,90	7,92 až 21,88	< ,0001	< ,0001
LH	25,14	16,26 až 34,02	< ,0001	< ,0001
akcesorní	6,26	2,55 až 9,97	0,0017	0,0005
kmen sin	57,18	14,63 až 99,72	0,0140	0,0078
celková	88,18	66,78 až 110,14	< ,0001	< ,0001

Průměrné hodnoty plochy pro jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo) i pro plochu všech plicních žil v mm čtverečních u pacienta před a po ablaci, průměrná redukce plochy po ablaci vyjádřená v %. V druhé tabulce pak uvádím průměrný rozdíl plochy příslušné plicní žíly před a po ablaci v mm čtverečních a dále jsou uvedeny i konfidenční intervaly na hladině 95% pravděpodobnosti pro hodnoty rozdílů ploch a hodnoty p při testování pro oba statistické testy proti nulové hypotéze kdy uvažován rozdíl roven 0.

Tabulka 3a,b:

Srovnání plochy plicních žil pro obě pohlaví

plocha před RFA	muži	sm. odchylka	ženy	sm. odchylka	rozdíl	p
PD	233,94	67,95	228,40	76,60	5,54	0,779
PH	236,25	64,65	195,07	44,94	41,17	**0,019**
LD	157,83	42,80	142,10	59,57	15,74	0,279
LH	196,03	45,44	161,67	45,72	34,36	**0,018**
akcesorní	49,22	23,29	38,41	19,44	10,81	0,199
kmen sin	449,58	123,38	303,95	121,07	145,64	0,124
celková	852,93	160,10	753,69	181,32	99,24	**0,036**

plocha po RFA	muži	sm. odchylka	ženy	sm. odchylka	rozdíl	p
PD	204,28	69,61	207,89	74,97	-3,60	0,857
PH	219,63	61,46	183,78	52,71	35,85	**0,037**
LD	142,49	45,00	128,99	53,63	13,50	0,355
LH	167,50	44,30	150,07	46,37	17,43	0,213
akcesorní	41,74	21,71	34,49	16,60	7,25	0,341
kmen sin	376,99	137,90	282,74	98,75	94,25	0,321
celková	756,71	177,18	695,13	160,73	61,58	0,213

Průměrné hodnoty plochy pro jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo) a plochy všech plicních žil v mm čtverečních pro muže a ženy před (horní tabulka) a po ablaci (spodní tabulka), jejich rozdíl a hodnoty p při testování proti nulové hypotéze kdy uvažován rozdíl roven 0.

Tab. 4a,b:

Srovnání transversální šíře plicních žil pro obě pohlaví

AP rozměr před RFA	muži	sm. odchylka	ženy	sm. odchylka	rozdíl	p
PD	16,61	2,88	15,81	2,99	0,80	0,333
PH	16,66	2,70	15,81	2,01	0,85	0,246
LD	12,35	2,47	11,08	2,84	1,27	0,113
LH	15,23	2,04	14,15	2,41	1,08	0,106
akcesorní	7,71	1,95	6,91	2,12	0,81	0,290
kmen sin	20,29	3,25	15,00	3,46	5,29	0,049

AP rozměr po RFA	muži	sm. odchylka	ženy	sm. odchylka	rozdíl	p
PD	15,29	3,21	15,25	2,74	0,04	0,965
PH	15,83	2,67	15,19	2,14	0,64	0,377
LD	11,98	2,35	10,77	2,65	1,21	0,110
LH	13,88	2,07	13,38	2,40	0,50	0,454
akcesorní	7,05	2,42	6,64	2,06	0,41	0,635
kmen sin	18,14	3,80	14,67	2,31	3,48	0,187

Průměrné hodnoty šíře příslušné plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo) v předozadním rozměru v mm pro muže a ženy před (horní tabulka) a po ablaci (spodní tabulka), jejich rozdíl a hodnoty p při testování rozdílů proti nulové hypotéze kdy uvažován rozdíl roven 0.

Tab 5 a,b:

Srovnání kraniokaudální šíře plicních žil pro obě pohlaví

CC rozměr před RFA	muži	sm. odchylka	ženy	sm. odchylka	rozdíl	p
PD	17,68	2,74	18,00	3,06	-0,32	0,685
PH	17,80	2,50	15,63	2,60	2,17	0,003
LD	16,21	2,31	15,85	3,89	0,37	0,662
LH	16,27	2,23	14,31	2,25	1,96	0,006
akcesorní	7,71	2,00	6,55	2,16	1,17	0,137
kmen sin	27,86	3,58	25,00	5,20	2,86	0,336

CC rozměr po RFA	muži	sm. odchylka	ženy	sm. odchylka	rozdíl	p
PD	16,64	2,66	16,94	3,17	-0,29	0,708
PH	17,41	2,49	15,19	2,74	2,22	0,003
LD	14,90	2,53	14,77	3,37	0,13	0,873
LH	15,19	2,39	14,00	2,31	1,19	0,111
akcesorní	6,81	2,38	6,18	1,89	0,63	0,455
kmen sin	22,50	5,02	24,00	5,29	-1,50	0,639

Průměrné hodnoty šíře příslušné plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo)
v kraniokaudálním rozměru v mm pro muže a ženy před (horní tabulka) a po ablaci (spodní tabulka), jejich rozdíl a hodnoty p při testování rozdílů proti nulové hypotéze kdy uvažován rozdíl roven 0.

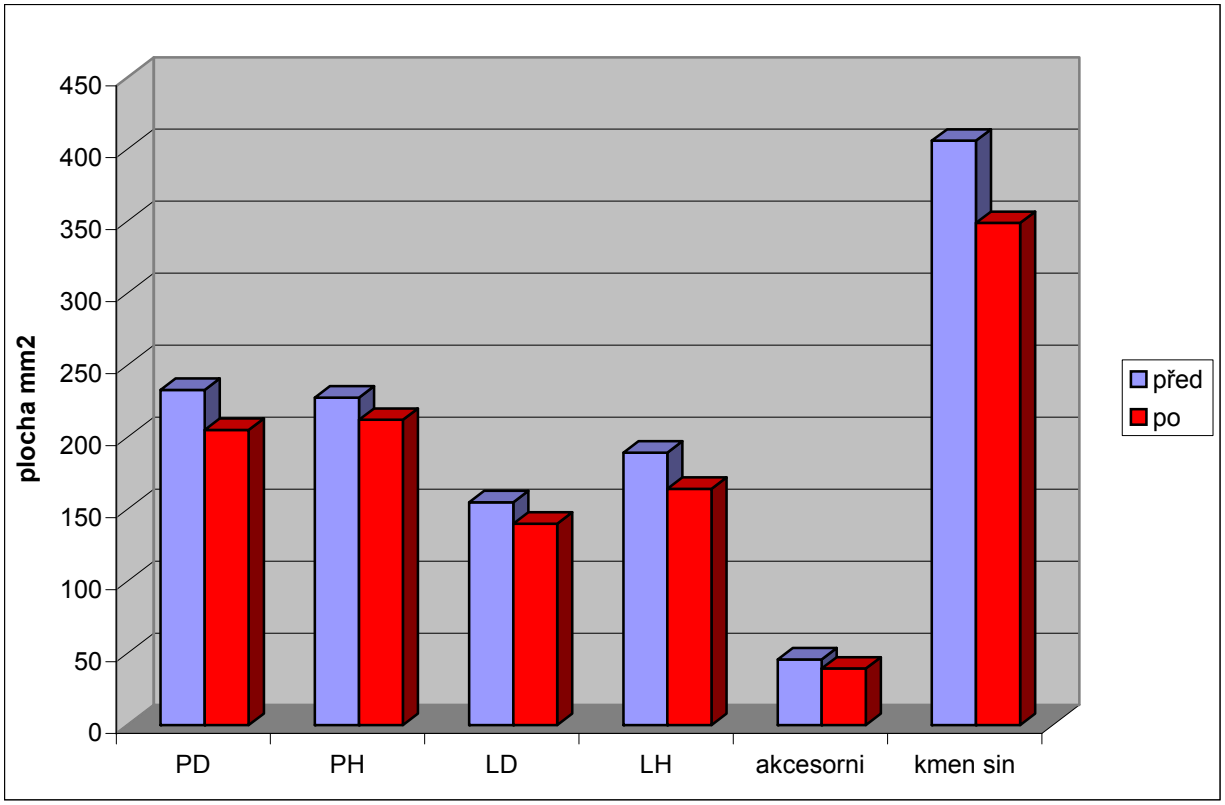
Tabulka 6:

Rozměry koronárního sinu a žil ve skupině s úspěšnou a neúspěšnou transvenózní implantací biventrikulární stimulace

rozměr (mm)	úspěšná implantace	sm. odchylka	neúspěšná implantace	sm. odchylka
AP rozměr ústí sinu	11,9	2,1	8,4	2,3
CC rozměr ústí sinu	14,9	2,8	11,4	11,9
šíře v. magna cordis	7,4	1,2	6,5	1,5
šíře terminální větve	3,5	0,8	2,9	0,9

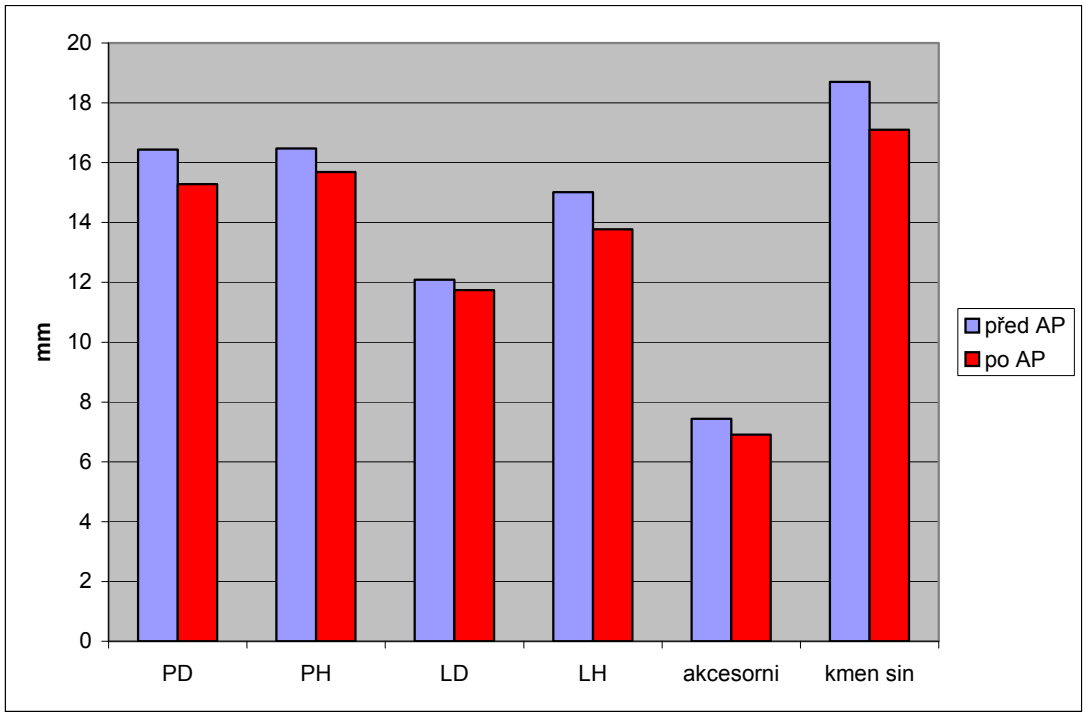
Průměrné hodnoty v mm a směrodatné odchylky pro anteroposteriorní a kraniokaudální rozměr ústí koronárního sinu ve skupině pacientů s úspěšnou a neúspěšnou implantací levokomorové elektrody cestou koronárního sinu. Dále průměr v. cordis magna a průměr příslušné terminální větve při jejím ústí do v. cordis magna.

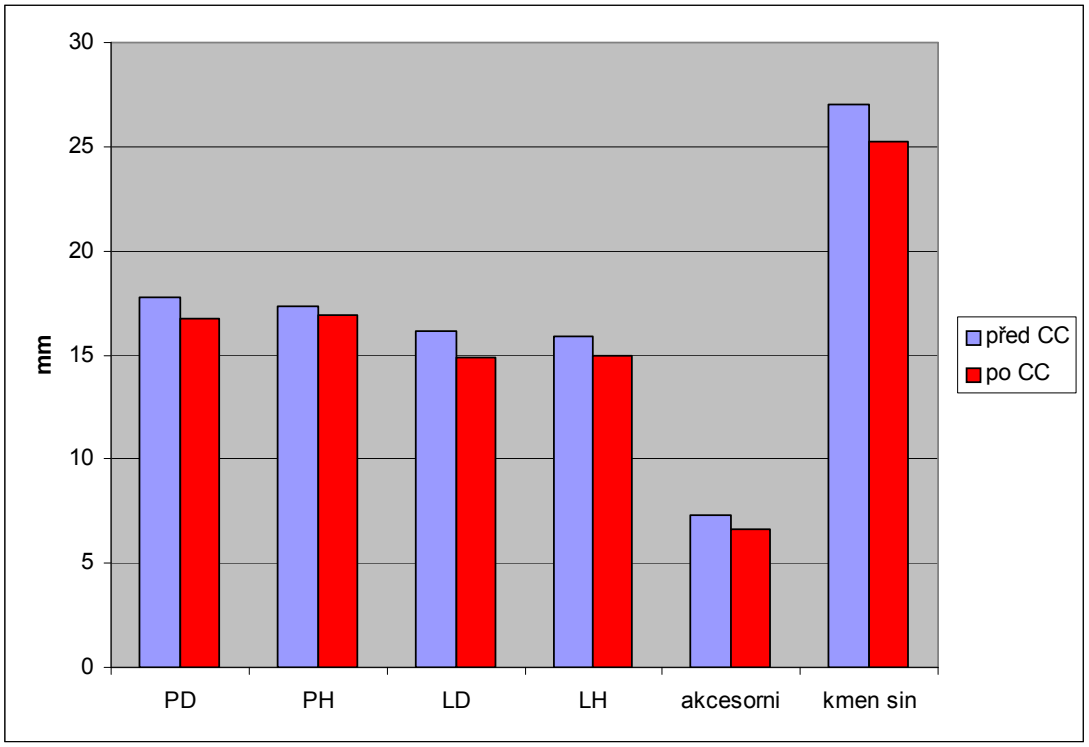
Graf 1:



Srovnání plochy jednotlivých plicních žil před a po radiofrekvenční ablaci. Na ose x jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo). Hodnoty průměrného obsahu ústí příslušné žíly před ablací (modře) a po ablaci (červeně)

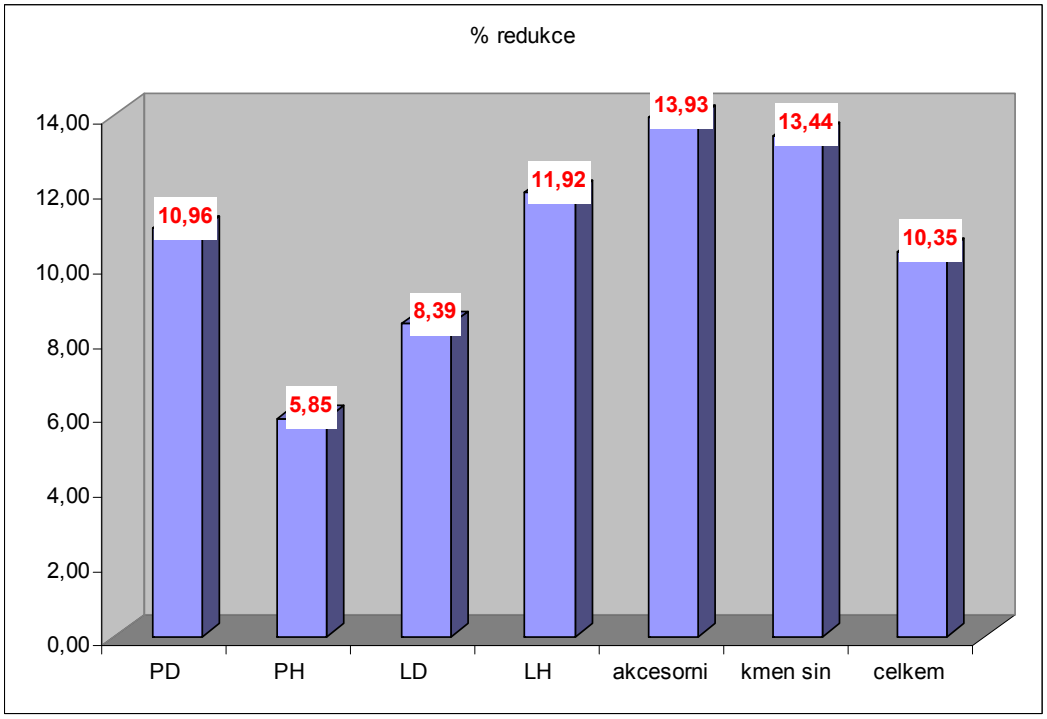
Graf 2a,b:





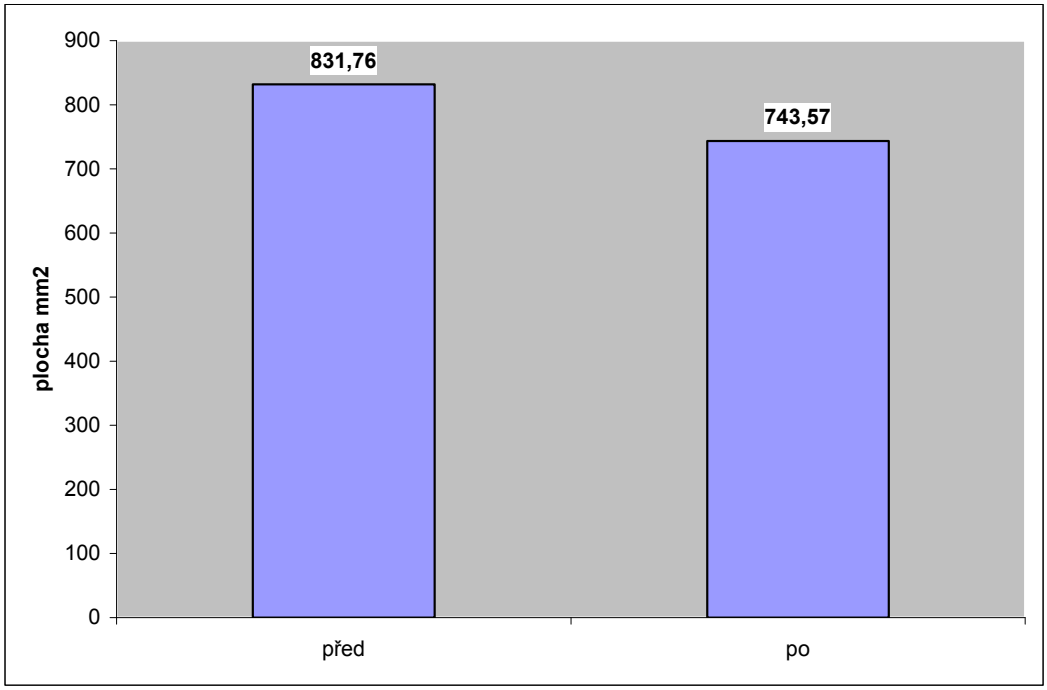
Srovnání šíře jednotlivých plicních žil před a po radiofrekvenční ablaci. Na ose x jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo). Hodnoty šíře ústí příslušné žíly před ablací (modře), po ablaci (červeně) v předozadním rozměru (horní graf) a kraniokaudálním rozměru (dolní graf)

Graf 3:



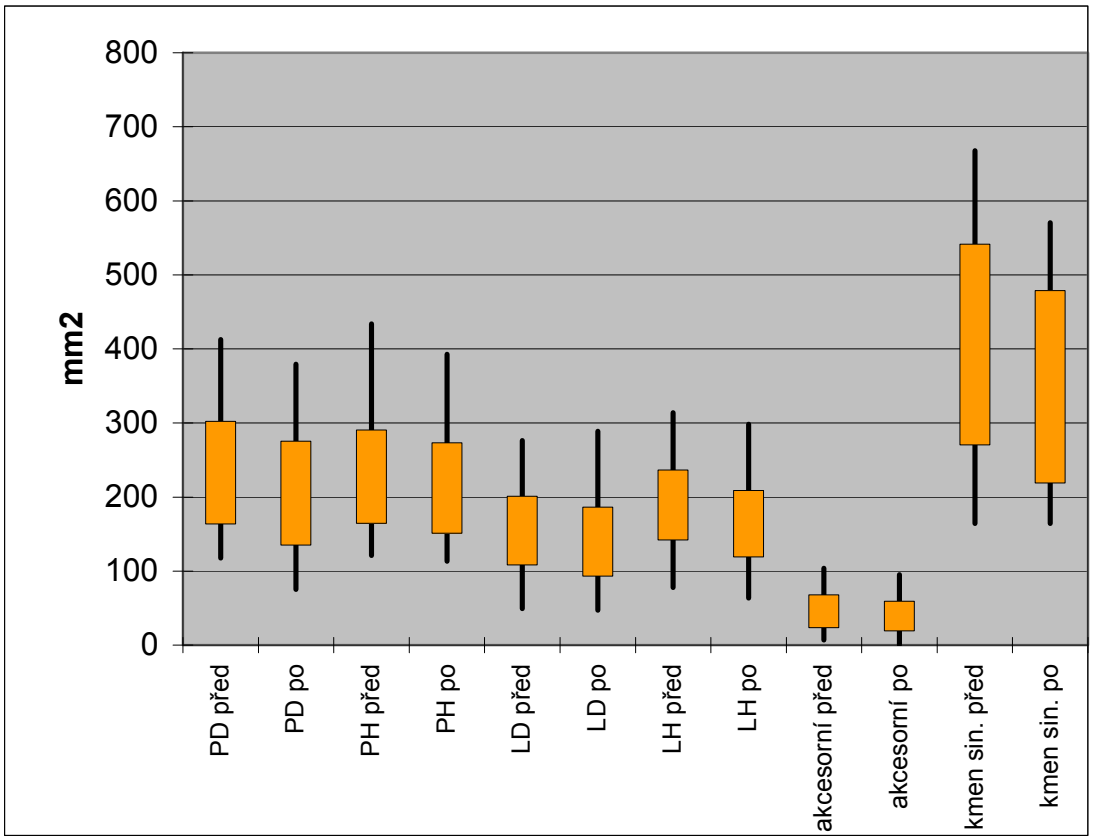
Redukce plochy ústí plicních žil vyjádřená v procentech. Na ose x jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo)

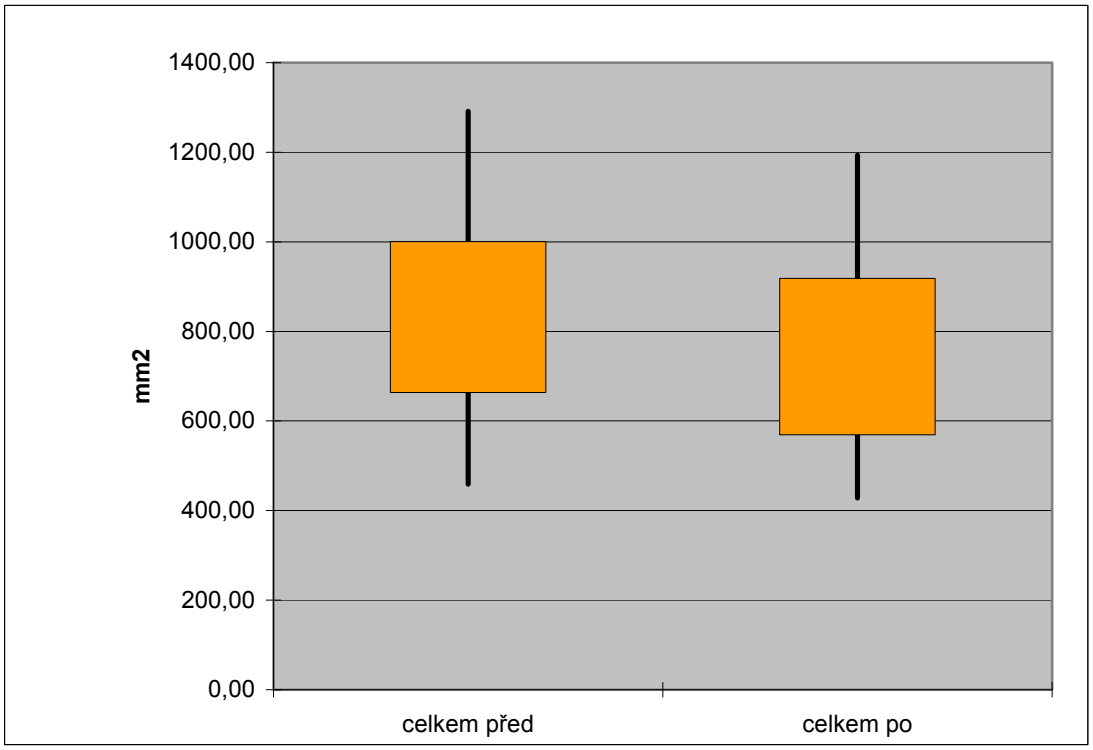
Graf 4:



Srovnání celkové plochy ústí všech plicních žil před a po radiofrekvenční ablaci.

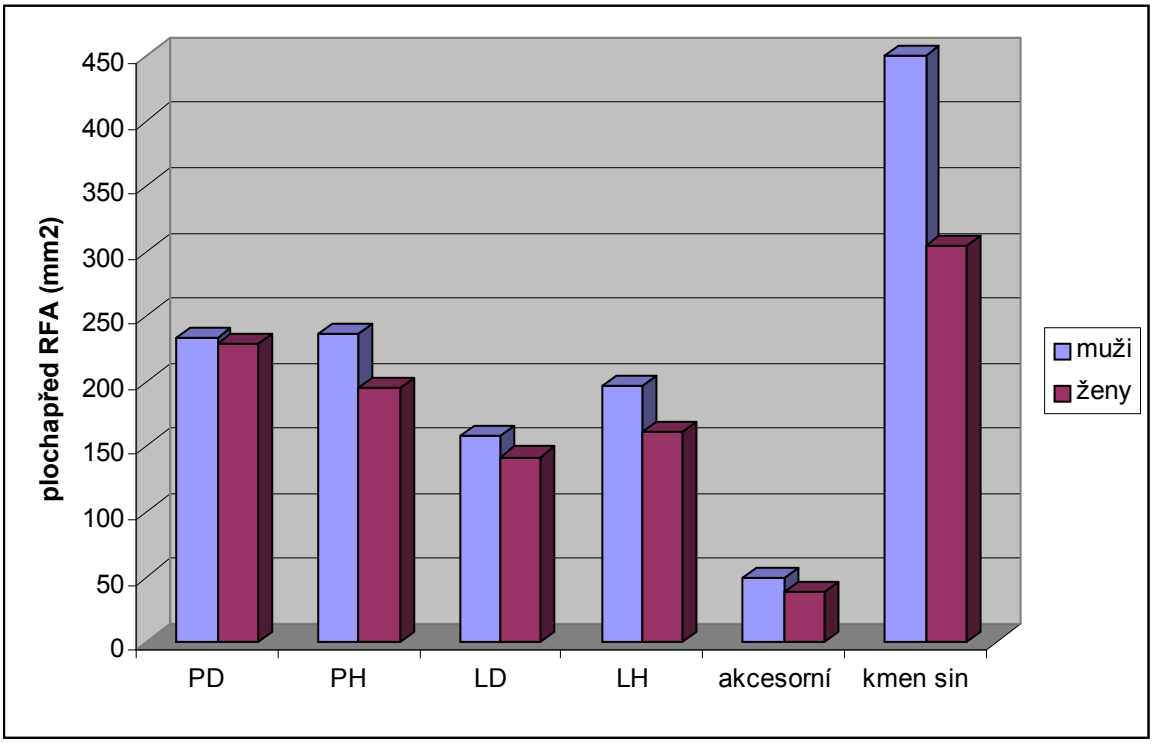
Graf 5a,b:

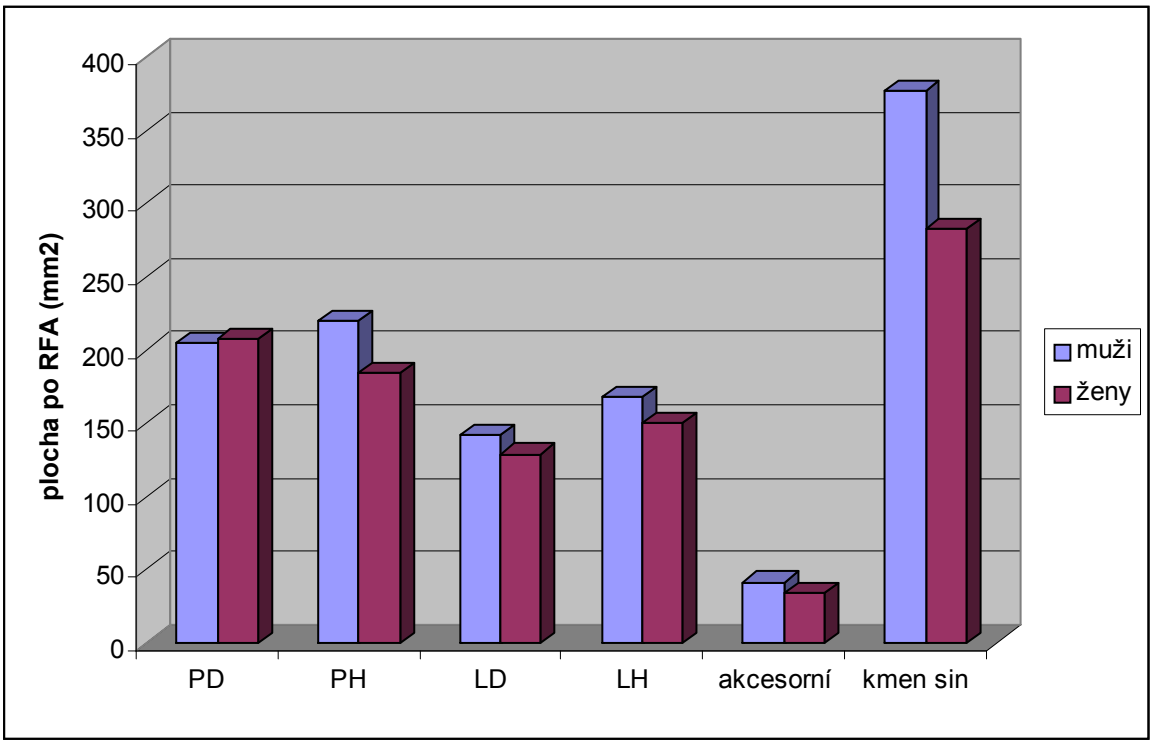




Srovnání plochy jednotlivých plicních žil před a po radiofrekvenční ablaci.. Zobrazena vždy průměrná hodnota ± směrodatná odchylka (obdélník) a minimální a maximální hodnota (rozpětí černých čar). Na ose x jednotlivé plicní žíly (horní graf) a celková plocha všech ústí (dolní graf).

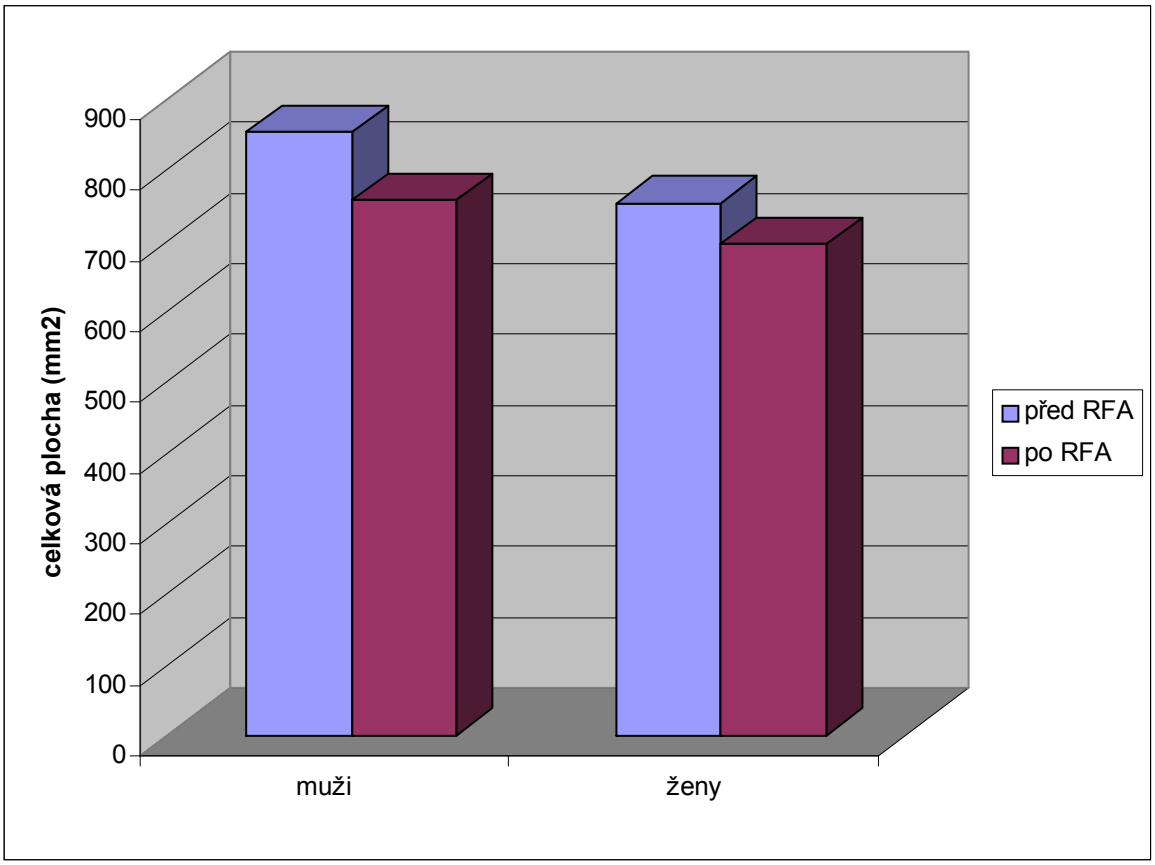
Graf 6a,b:





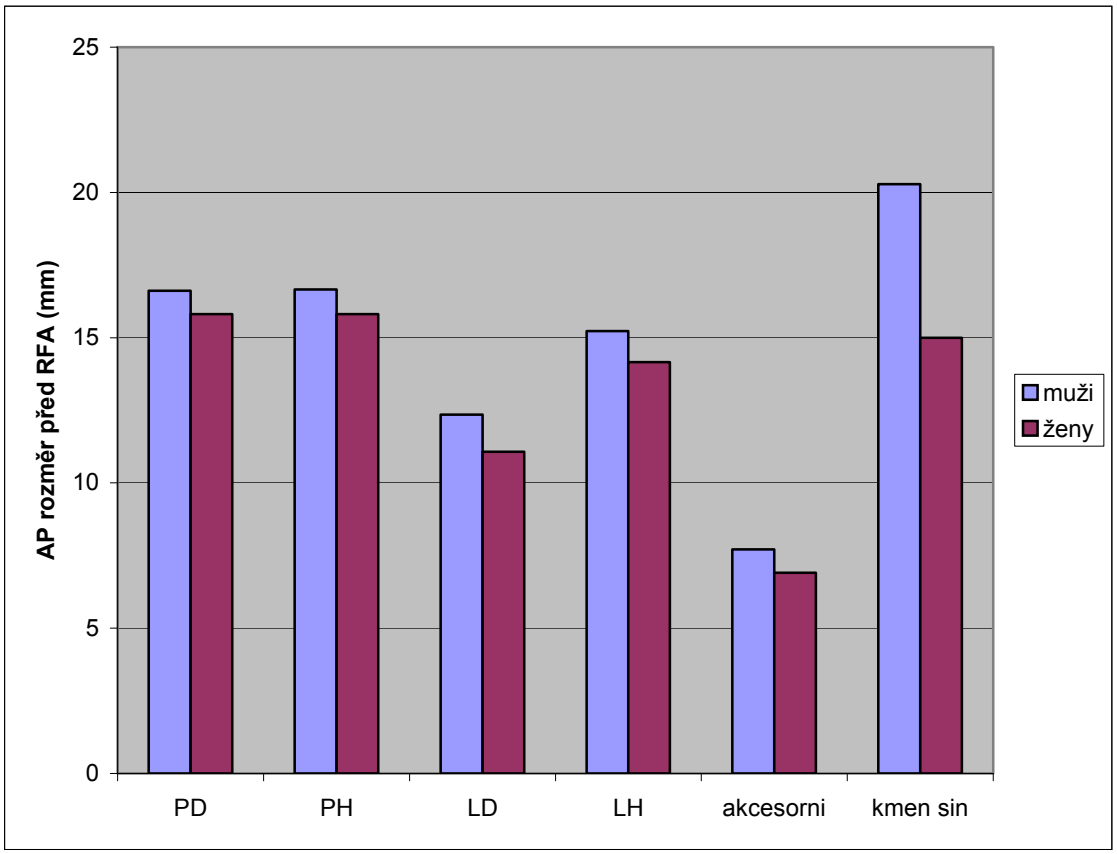
Srovnání plochy jednotlivých plicních žil mezi muži a ženami před RFA (horní graf) a po RFA (dolní graf). Na ose x jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo). Hodnoty průměrného obsahu ústí příslušné žíly u mužů (modře) a žen (červeně).

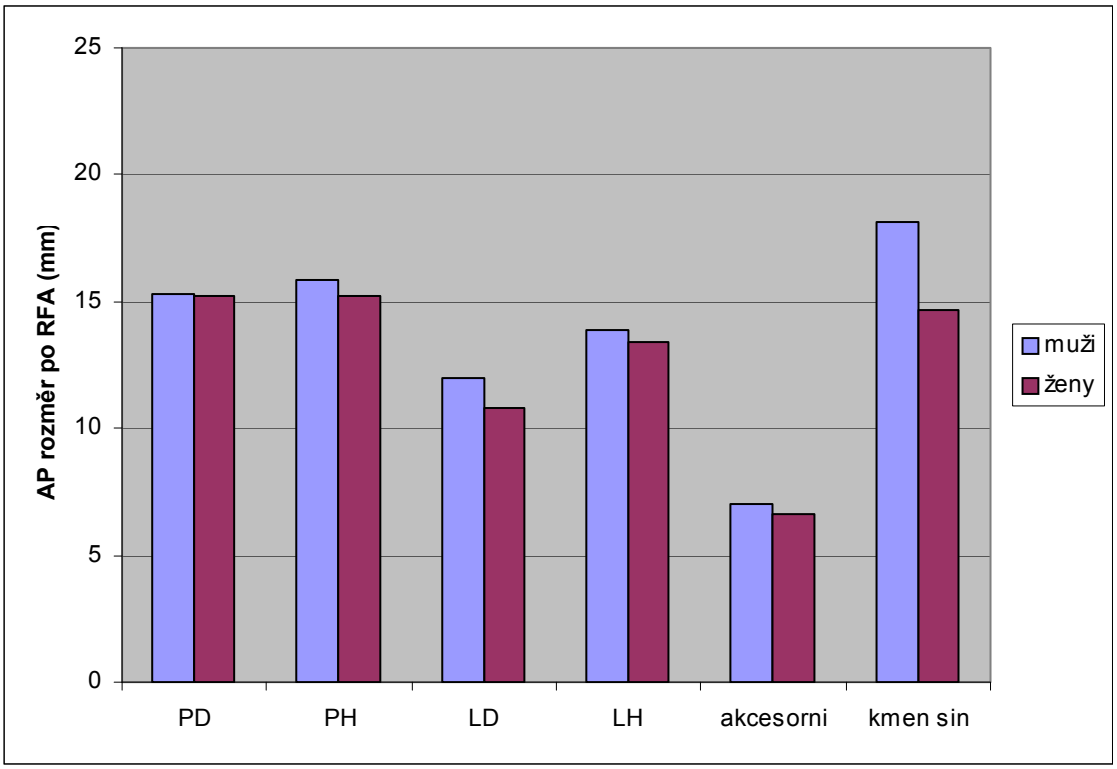
Graf 7:



Srovnání celkové plochy ústí všech plicních žil před a po radiofrekvenční ablaci mezi muži a ženami). Hodnoty průměrného obsahu ústí příslušné žíly před RFA modře, po ní červeně

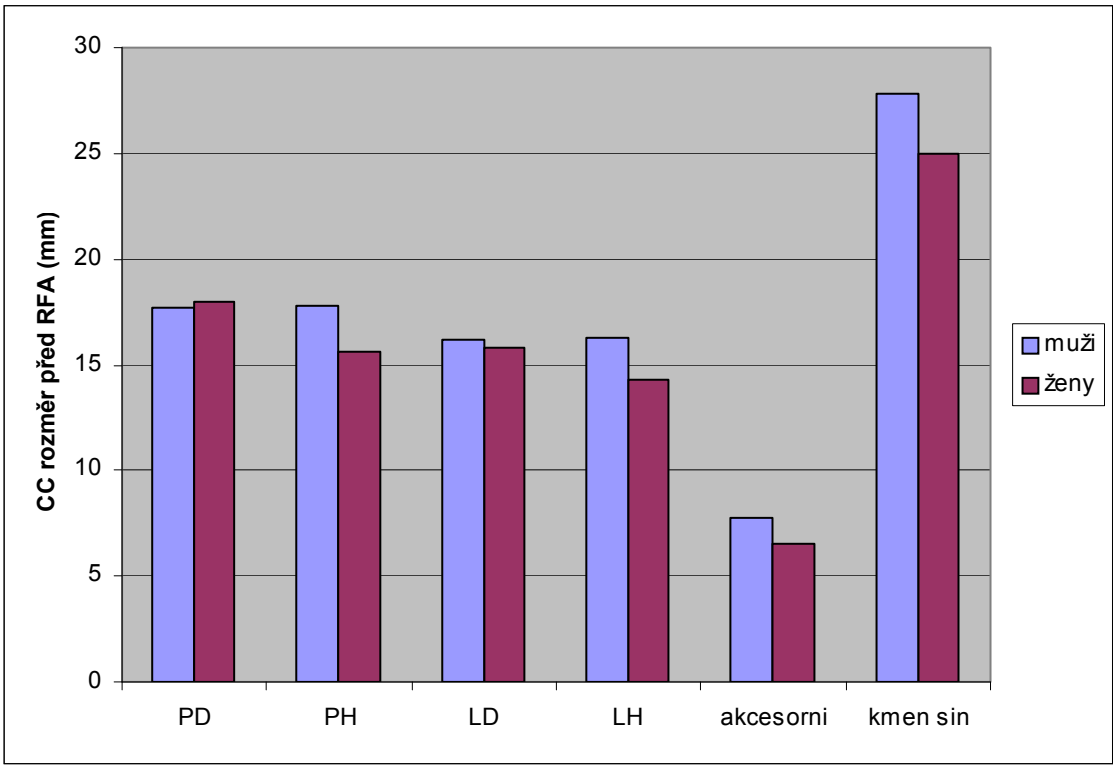
Graf 8a,b:

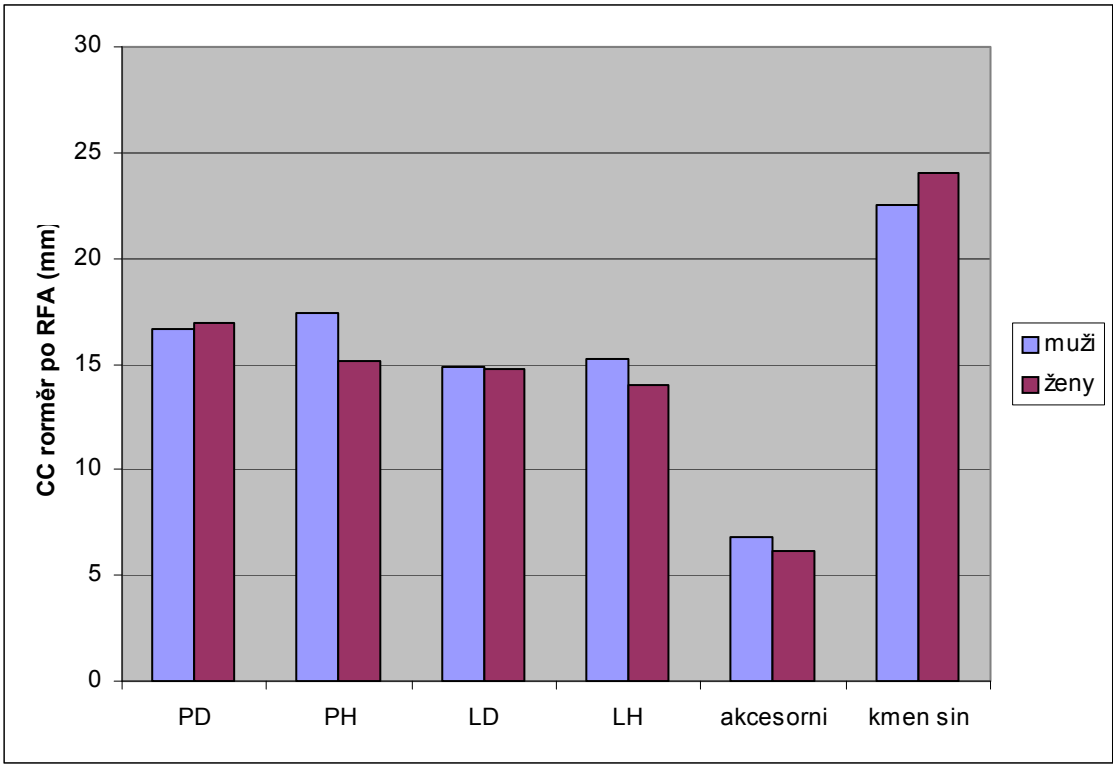




Srovnání předozadního rozměru ústí jednotlivých plicních žil u mužů a žen před (horní graf) a po radiofrekvenční ablaci (spodní graf). Na ose x jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo). Hodnoty šíře ústí příslušné žíly u mužů modře, u žen červeně.

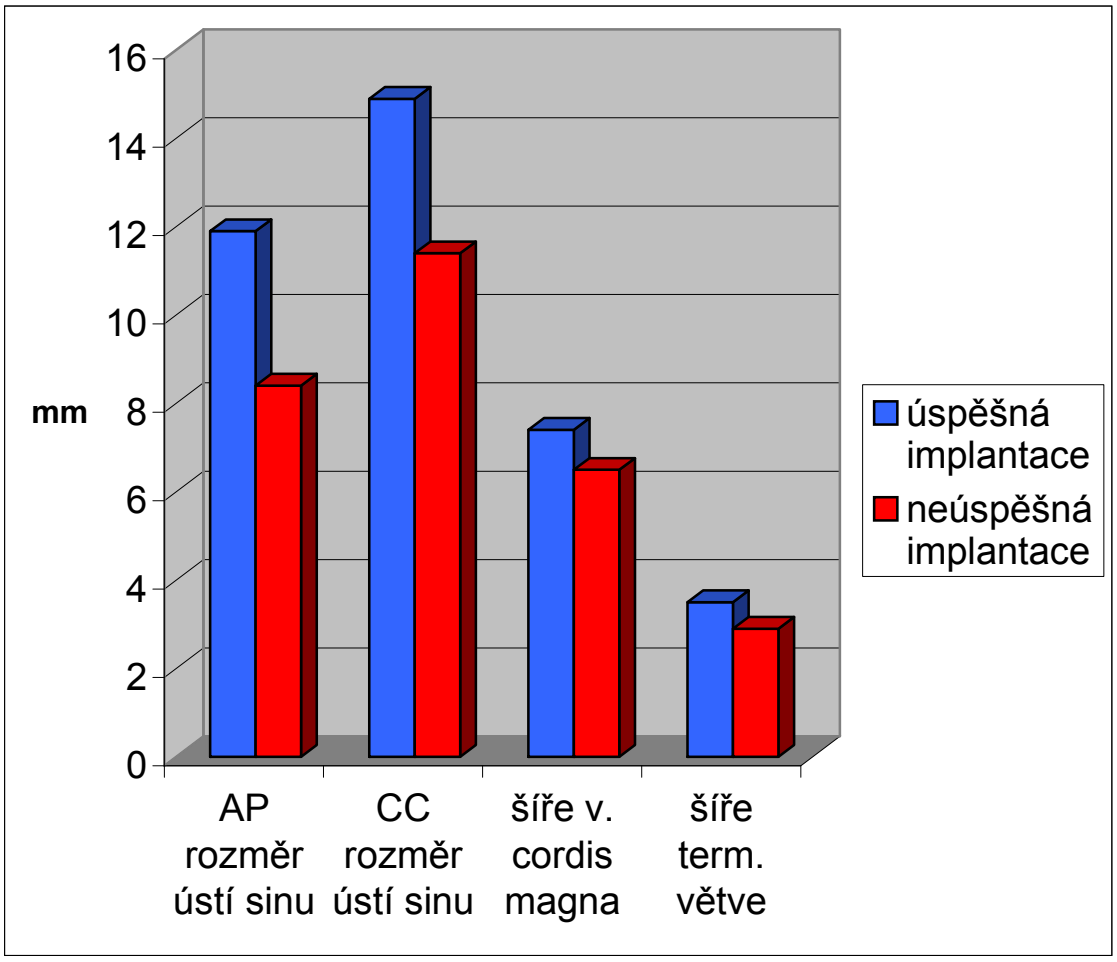
Graf 9a,b:





Srovnání kraniokaudálního rozměru ústí jednotlivých plicních žil u mužů a žen před (horní graf) a po radiofrekvenční ablaci (spodní graf). Na ose x jednotlivé plicní žíly (PD – pravá dolní, PH – pravá horní, LD – levá dolní, LH – levá horní, kmen sin. – společný kmen - ústí plicních žil vlevo). Hodnoty šíře ústí příslušné žíly u mužů modře, u žen červeně.

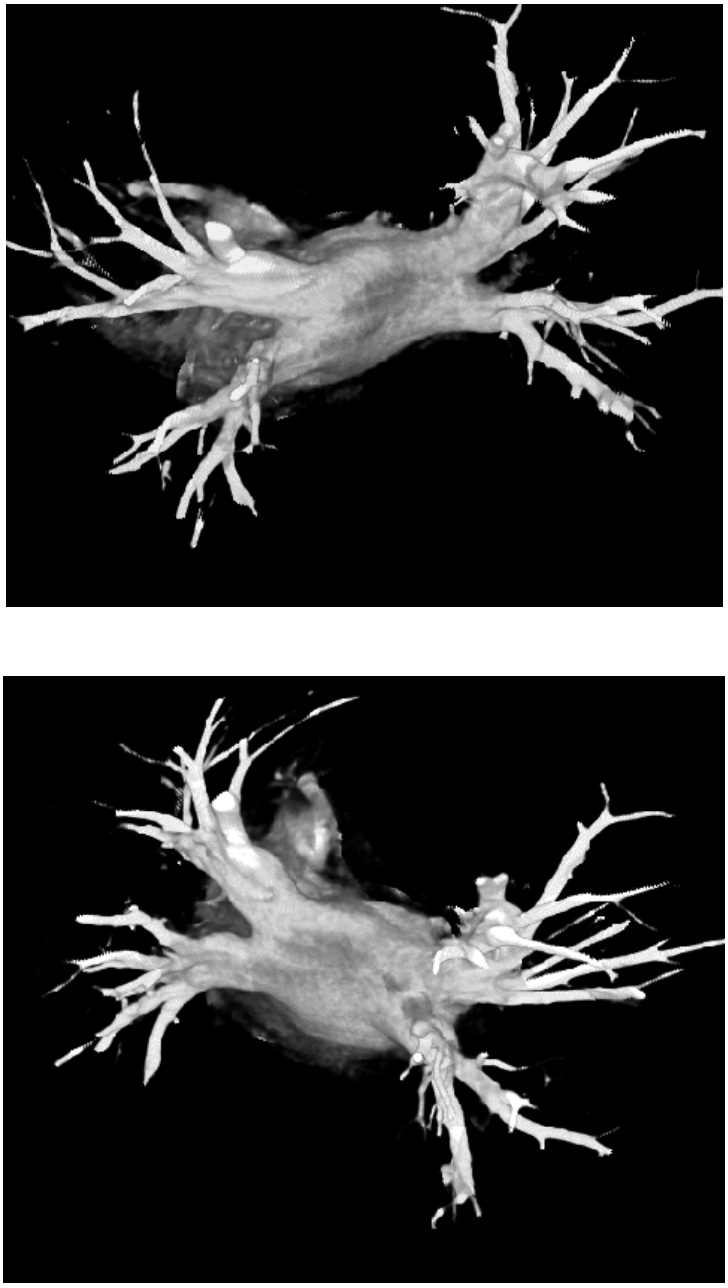
Graf 10:



Srovnání šíře (předozadní a kraniokaudální rozměr) ústí koronárního sinu, šíře v. cordis magna a terminální žilní větve vhodné pro implantaci LK elektrody ve skupině pacientů s úspěšnou transvenózní implantací (modré sloupce) a neúspěšnou implantací (červené sloupce)

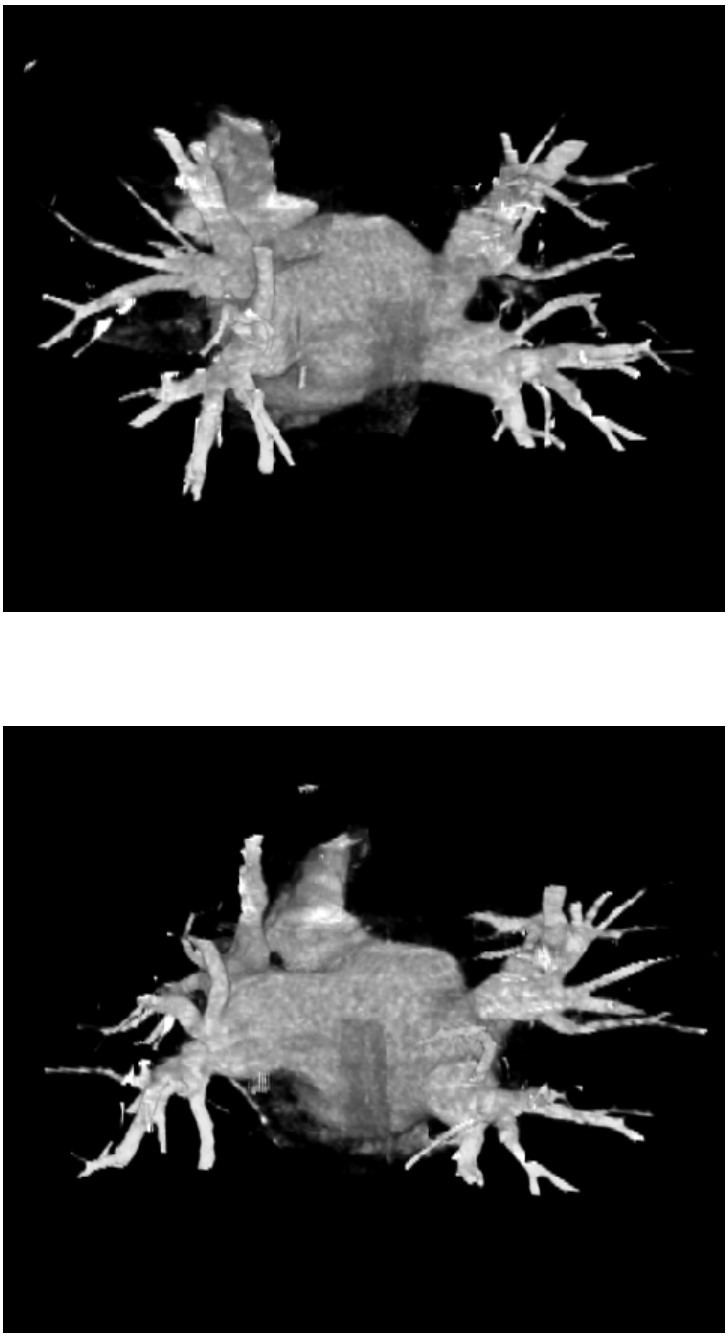
Obrazová dokumentace

Obr. 1



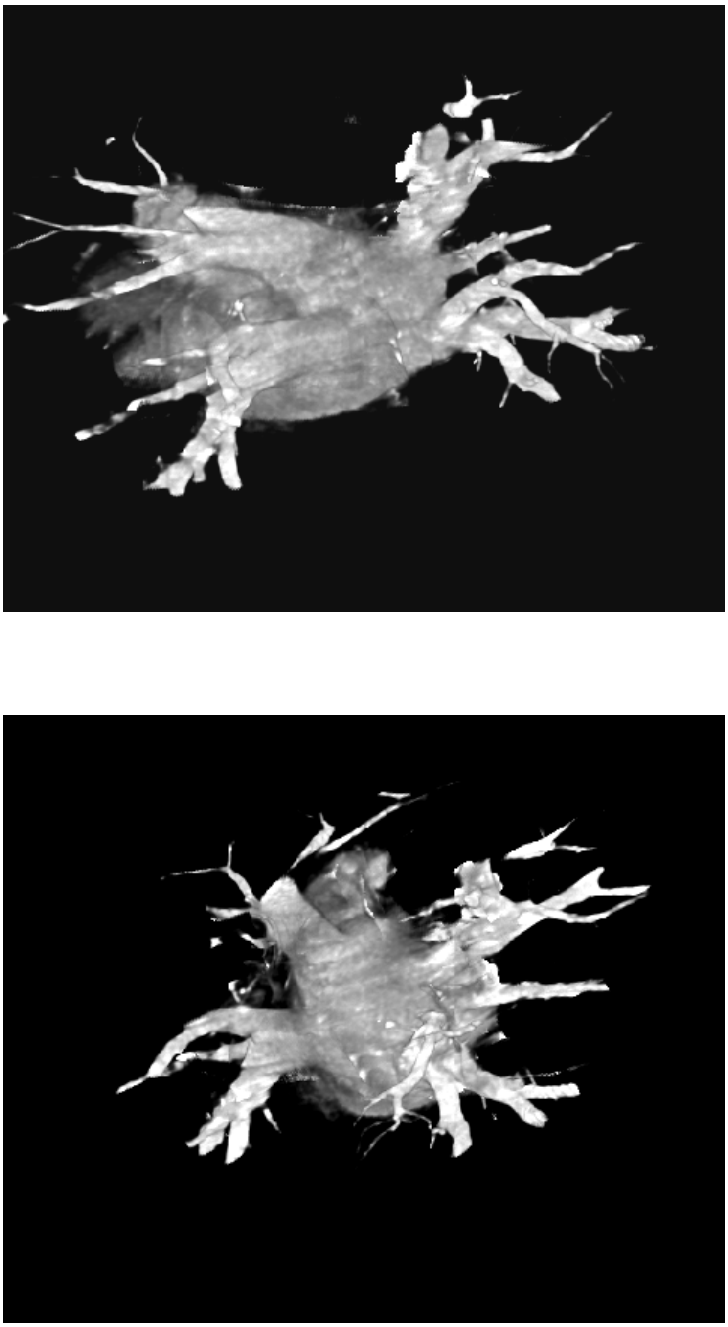
VR prostorové rekonstrukce levé síně srdeční a plicních žil. Pohled z dorsální strany šikmo zleva a šikmo zprava. Typické uspořádání ústí plicních žil, oboustranně patrné dvě plicní žíly ústící do levé síně.

Obr. 2



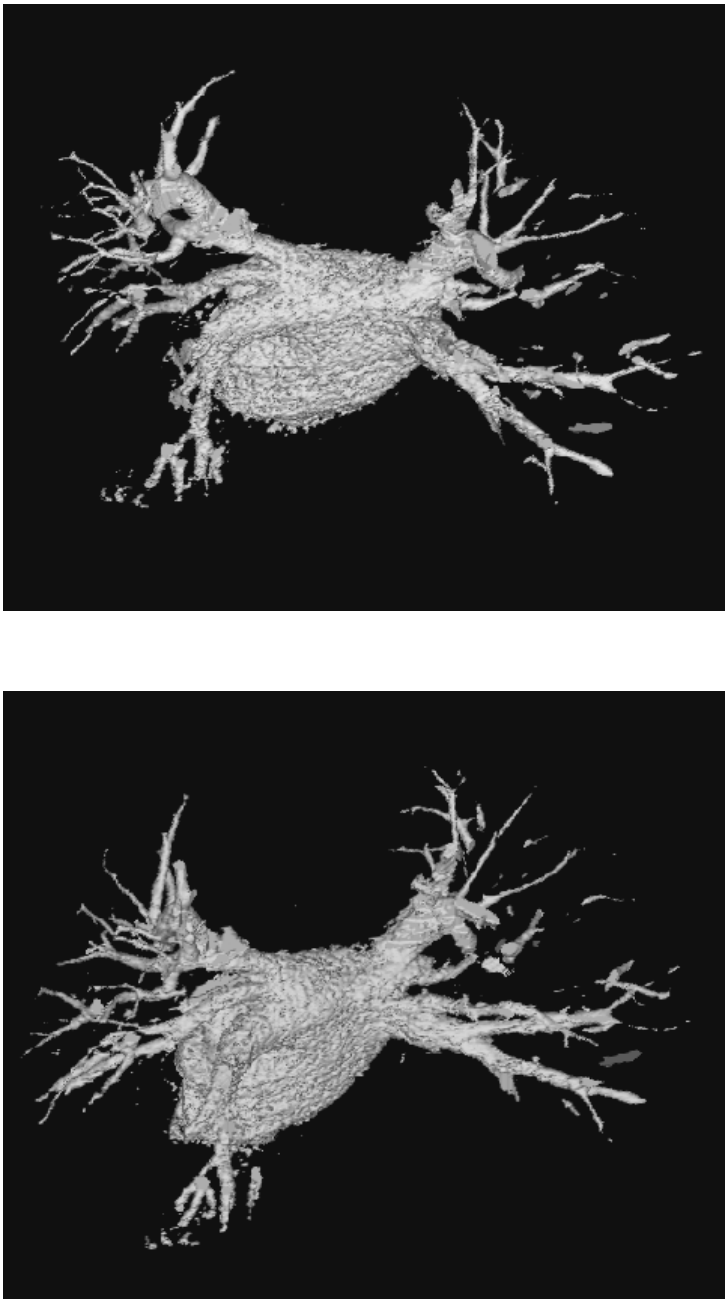
VR prostorové rekonstrukce levé síně srdeční a plicních žil. Pohled z dorsální strany šikmo zleva a šikmo zprava. Vpravo patrné dvě plicní žíly, vlevo jeden společný žilní kmen ústící do levé síně. Ventrokraniálně od něj ouško levé síně.

Obr. 3



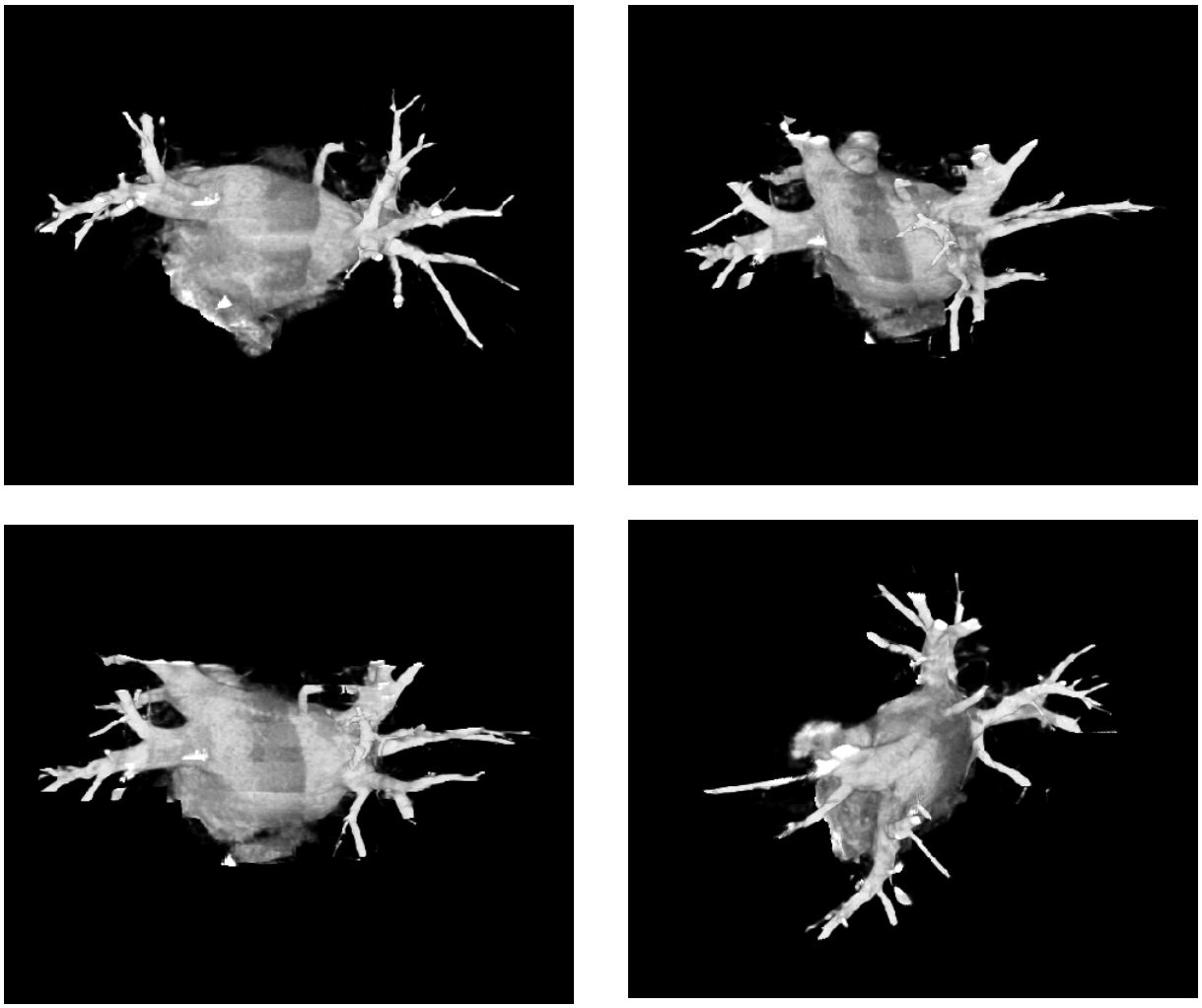
VR prostorové rekonstrukce levé síně srdeční a plicních žil. Pohled z dorsální strany šikmo zleva a šikmo zprava. Vlevo dvě plicní žíly, vpravo tři plicní žíly ústící do levé síně, akcesorní plicní žíla je menší, bývá uložena většinou mezi ústími horní a dolní plicní žíly.

Obr. 4



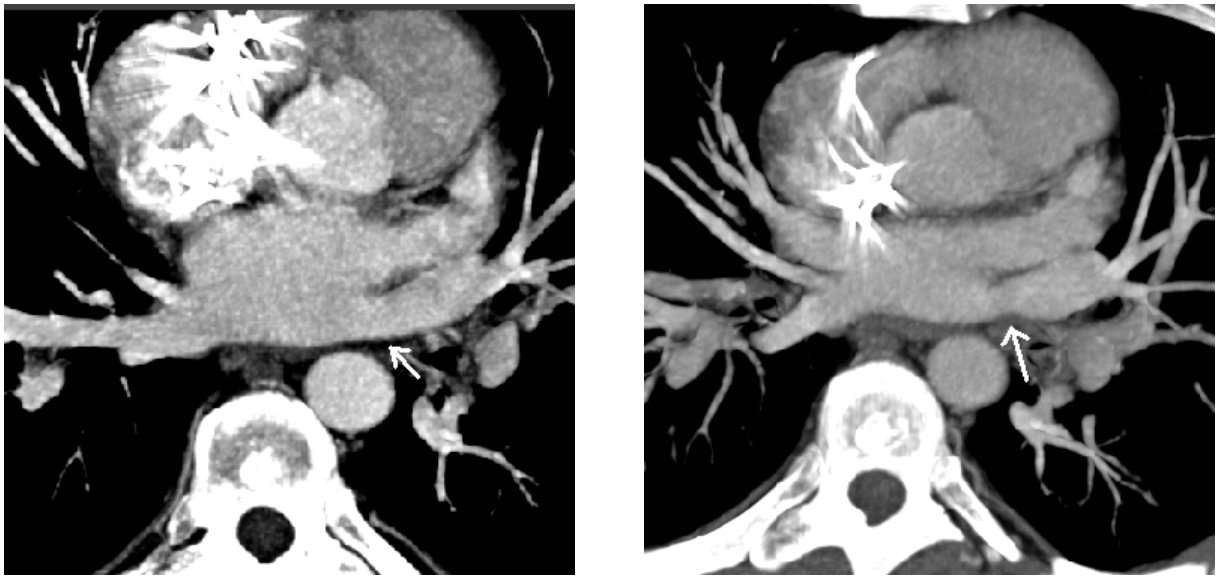
VR prostorové rekonstrukce levé síně srdeční a plicních žil jsou u tohoto pacienta horší kvality, náplň zde nebyla ideální. Pohled z dorsální strany a šikmo zleva. Na obou stranách zde jsou vidět tři žíly ústící do levé síně.

Obr. 5



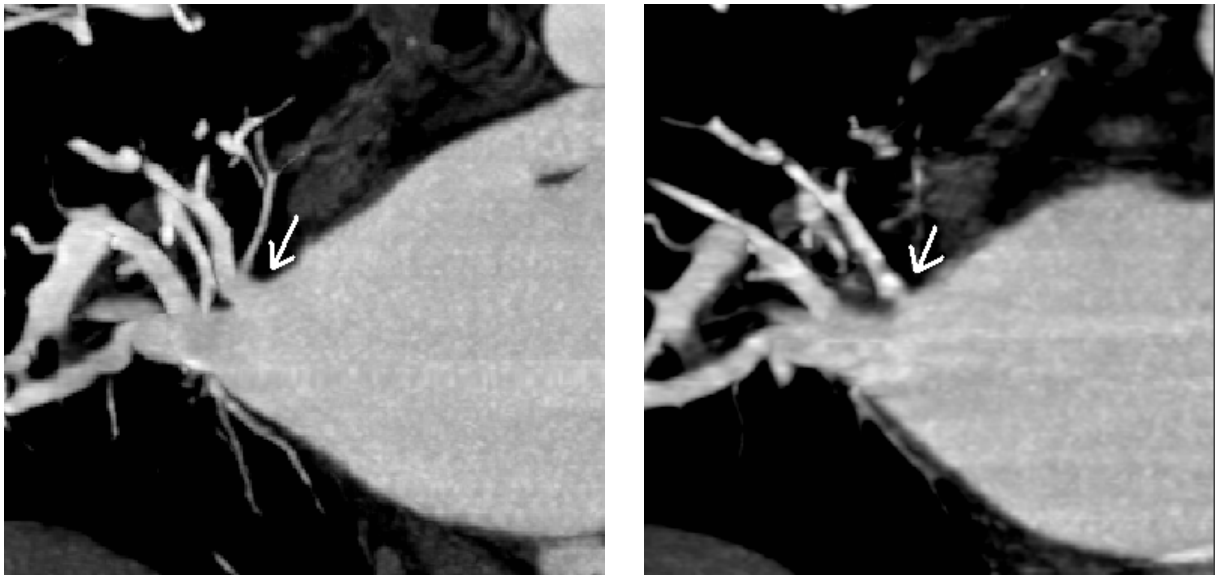
Šedoškálové VR prostorové rekonstrukce levé síně a plicních žil (pohled kaudokraniální, dorsální šikmý zprava, dorsální a dorsokraniální šikmo zleva) u nemocného se zcela atypickou akcesorní plicní žílou drénující část pravé plíce a ústící do levé síně v její centrální části shora dorsálně. Vpravo je dále přítomna akcesorní žíla v celkem typické lokalizaci mezi oběma obvyklými kmeny.

Obr. 6



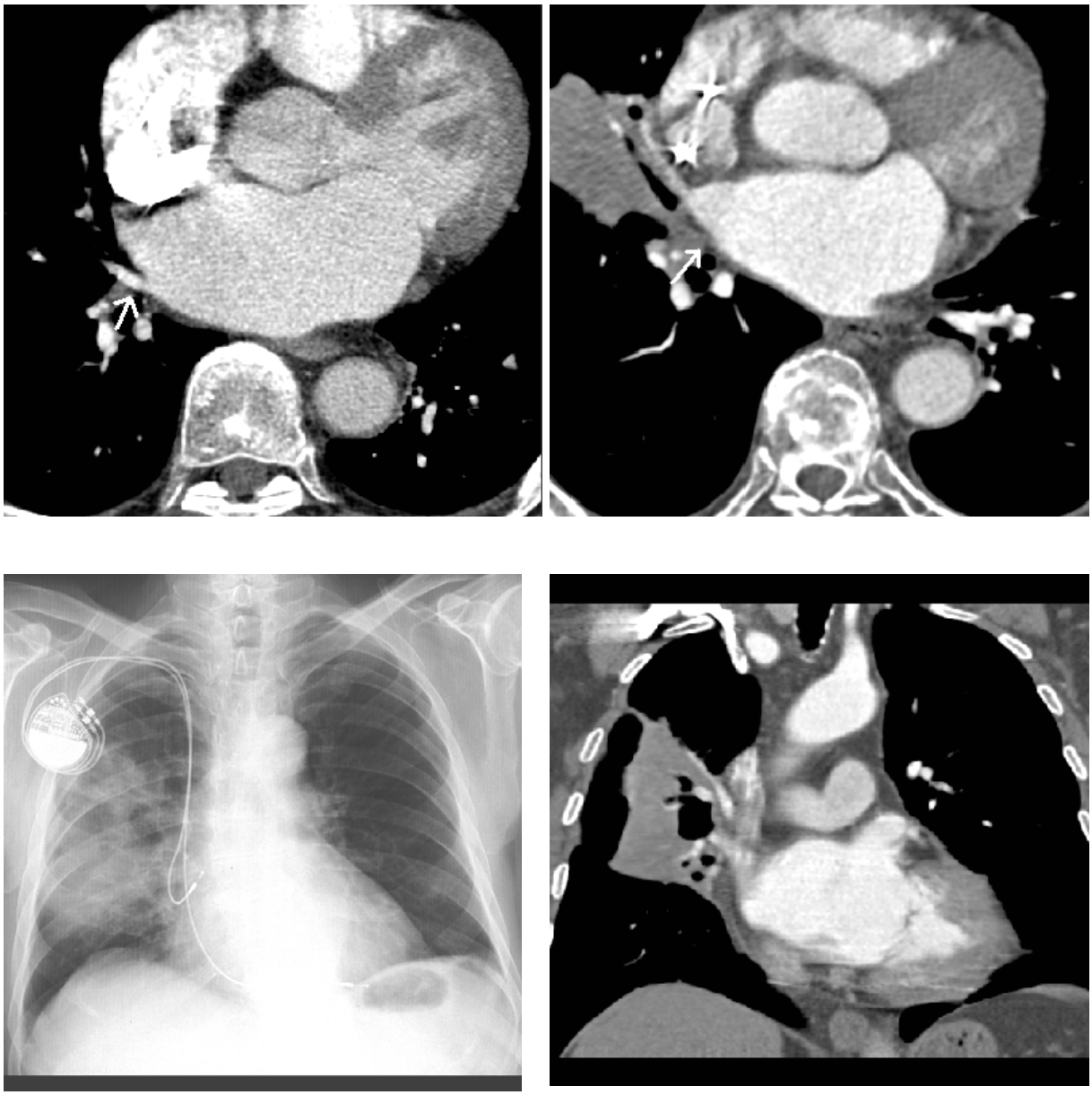
MIP rekonstrukce z tenkého řezu v transversální rovině k zobrazení levé horní plicní žíly před (vlevo) a po (vpravo) radiofrekvenční ablaci. Po výkonu je patrné zřetelné zúžení plicní žíly před jejím ústím do síně po ablaci (šipky).

Obr. 7



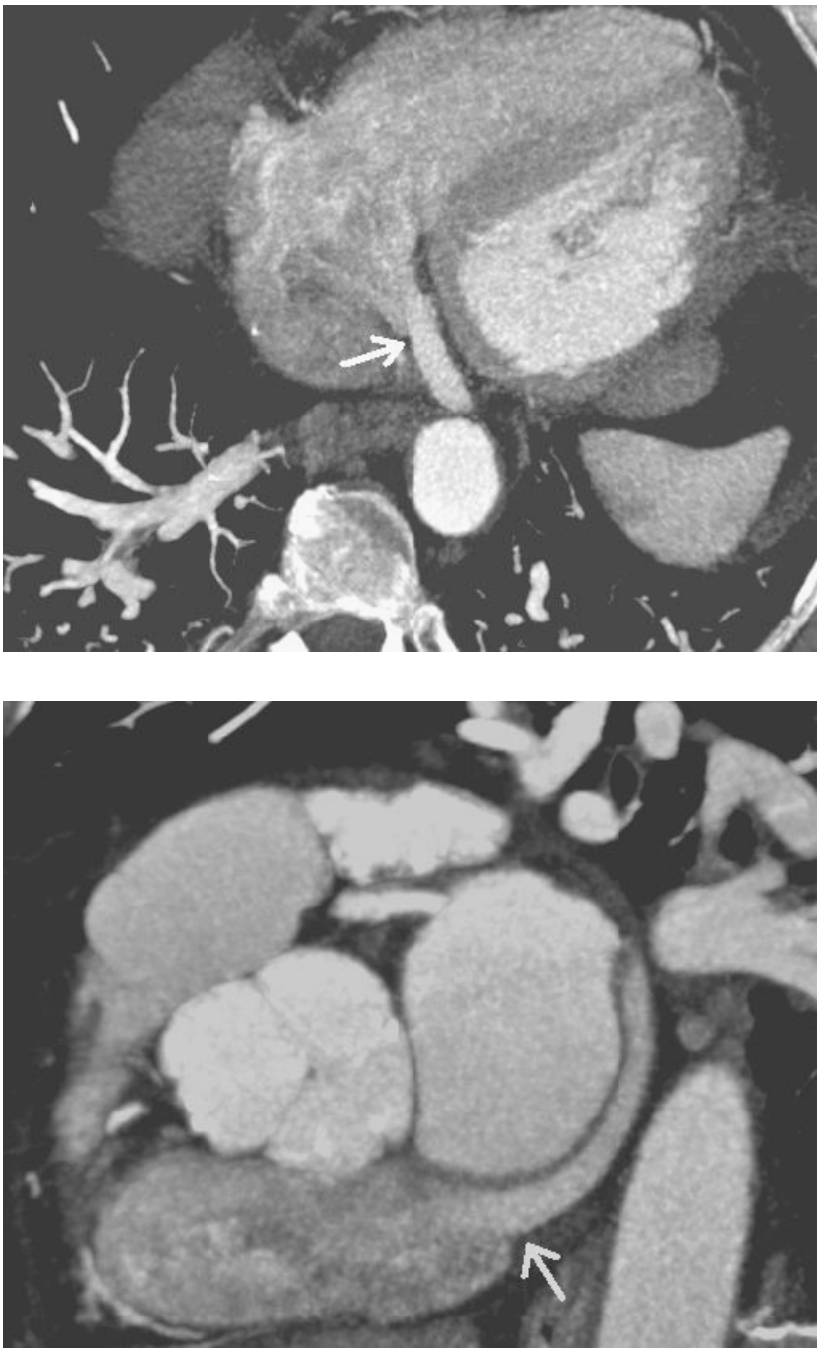
MIP rekonstrukce z tenkého řezu v koronární rovině k zobrazení pravé dolní plicní žíly před (vlevo) a po (vpravo) radiofrekvenční ablaci. Po výkonu je patrné zřetelné zúžení akcesorní plicní žíly ústící kraniálně od dolní plicní žíly (šipky).

Obr. 8



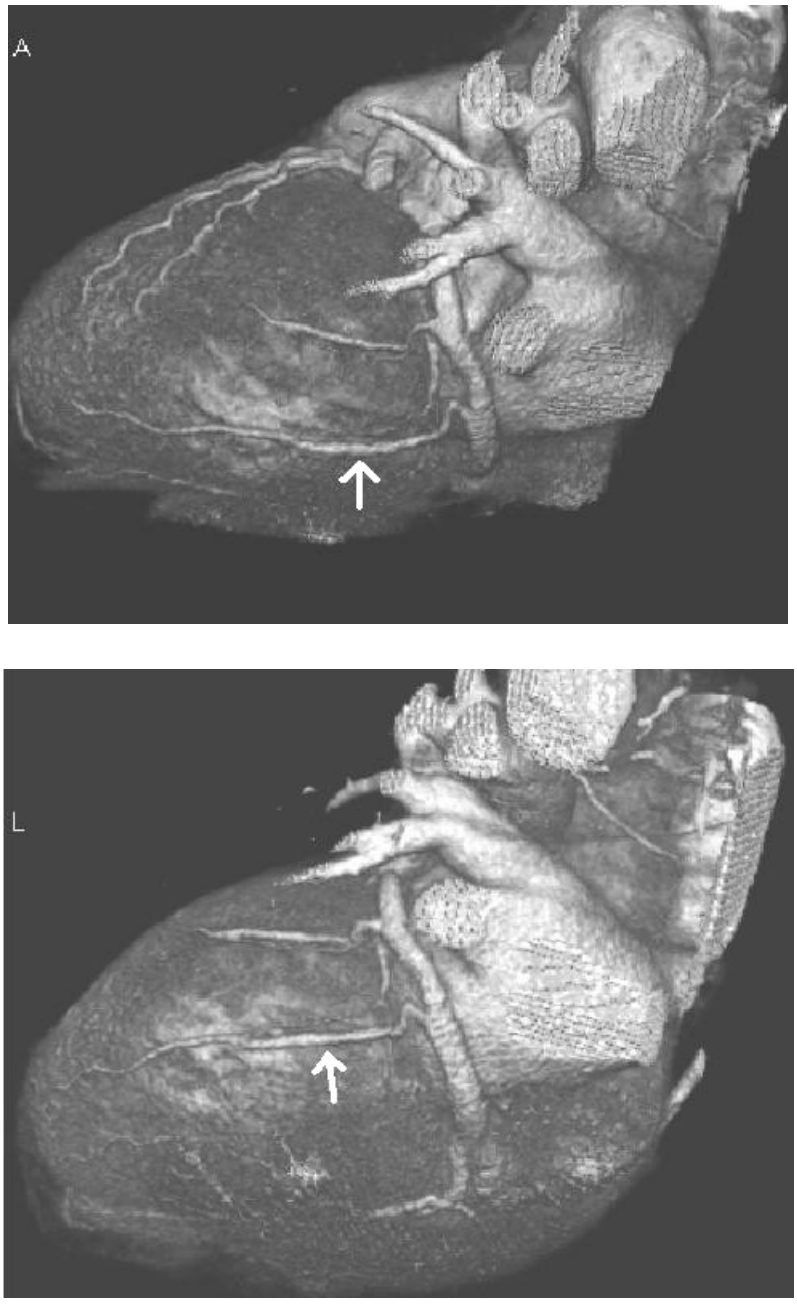
Transversální vrstva z CT angiografického vyšetření před (vlevo nahoře) a po (vpravo nahoře) radiofrekvenční ablaci. Před výkonem je patrná drobná akcesorní plicní žíla vpravo (označená šipkou), po ablaci je tato žíla uzavřena (šipka). Dále patrná kongesce v plicním parenchymu vpravo.
Na RTG snímku hrudníku (vlevo dole) i na koronární planární rekonstrukci z CT (vpravo dole) je dobře dokumentována kongesce v plicním parenchymu pravé plíce.

Obr. 9



Transversální rovina a šikmá koronární rovina zobrazující koronární sinus (šipky) zobrazená v MIP rekonstrukci tenké vrstvy, zde měříme dva na sebe kolmé rozměry jeho ústí.

Obr. 10



Prostorové šedoškálové VR rekonstrukce, pohled na koronární sinus a srdeční žíly při levé komoře (lehce šikmo shora a šikmo zdola). Šipkou označena posterolaterální koronární žíla vhodná pro implantaci levokomorové stimulační elektrody, sledovatelná až téměř k srdečnímu hrotu. Kraniálně od ní další laterální žíla, do které by elektroda též mohla být zavedena. Poměrně výrazná angulace žíly při jejím vústění většinou nečiní nepřekonatelnou překážku pro průchod vodiče.

Obr. 11

Prostorová VR rekonstrukce, pohled na laterální stěnu levé komory, kde u tohoto nemocného není přítomna žádná větší žilní větev, který by byla vhodná pro zavedení stimulační elektrody, což lze spolehlivě konstatovat i přes pruhovité artefakty patrné na kontuře levé komory.