

POZNÁMKY K SOUČASNÝM CESTÁM VÝVOJE ZOBRAZOVACÍCH TECHNIK VE VÝPOČETNÍ TOMOGRAFII*

NOTES TO CURRENT WAYS OF DEVELOPMENT IN COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGING TECHNIQUES*

přehledový článek

**Jiří Ferda
Jan Baxa
Hynek Mírka
Tomáš Vendiš**

Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN, Plzeň

Přijato: 15. 12. 2018.

Korespondenční adresa:

prof. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D.
Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN
Alej Svobody 80, 306 40 Plzeň
e-mail: ferda@fnplzen.cz

Konflikt zájmů: žádný.

Podpořeno projektem MZ ČR Konceptní rozvoj výzkumné instituce 00669806 – FN Plzeň a projektem Univerzity Karlovy v Praze Progress Q39.

*pocita 40. výročí uvedení výpočetní tomografie do české radiologie

*a tribute to 40th anniversary of computed tomography introduction in the Czech radiology

Hlavní stanovisko práce

Článek prezentuje současné směry vývoje techniky vyšetření výpočetní tomografií.

SOUHRN

Ferda J, Baxa J, Mírka H, Vendiš T. Poznámky k současným cestám vývoje zobrazovacích technik ve výpočetní tomografii

Práce ukazuje, jakými současnými směry vývoje se ubírá v zobrazovacích postupech výpočetní tomografie. Jsou zmíněny možnosti snížení dávky pomocí cínové filtrace, skenovací možnosti hrudníku se separací pulmonální a aortální arteriální fáze, nízkodávková vyšetření dětí bez nutnosti sedace či anestezie, adaptivní aplikace kontrastní látky s redukcí jejího objemu, možnosti analýzy dat pomocí nových postupů, jako je pokročilá analýza materiálového složení, incipientní zavádění metod analýzy založené na hlubokém učení a umělé inteligenci.

Klíčová slova: technika CT skenování, nízkodávková CT vyšetření, aplikace kontrastní látky, analýza obrazů, DECT.

Major statement

The manuscript is presenting current ways of the development in techniques of computed tomography imaging.

SUMMARY

Ferda J, Baxa J, Mírka H, Vendiš T. Notes to current ways of development in computed tomography imaging techniques

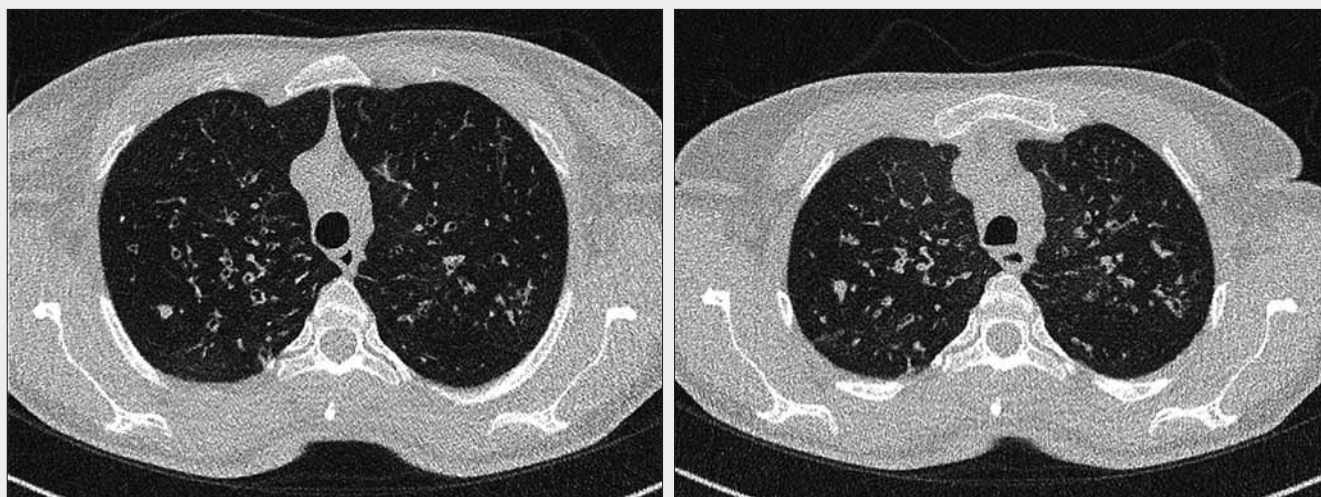
The article is presenting current ways of the development of the scanning techniques in computed tomography. The following methods are mentioned: tin filtration of the spectra, scanning with the separate pulmonary and aortic arterial phase imaging, low-dose children imaging without sedation or anaesthesia, adaptive application of the contrast material with the possibilities of the dose reduction, novel trends in material analysis and the advent of the deep learning based methods and other artificial intelligence approaches in diagnostic

Key words: techniques of CT scanning, low-dose CT imaging, contrast material application, image analysis, DECT.

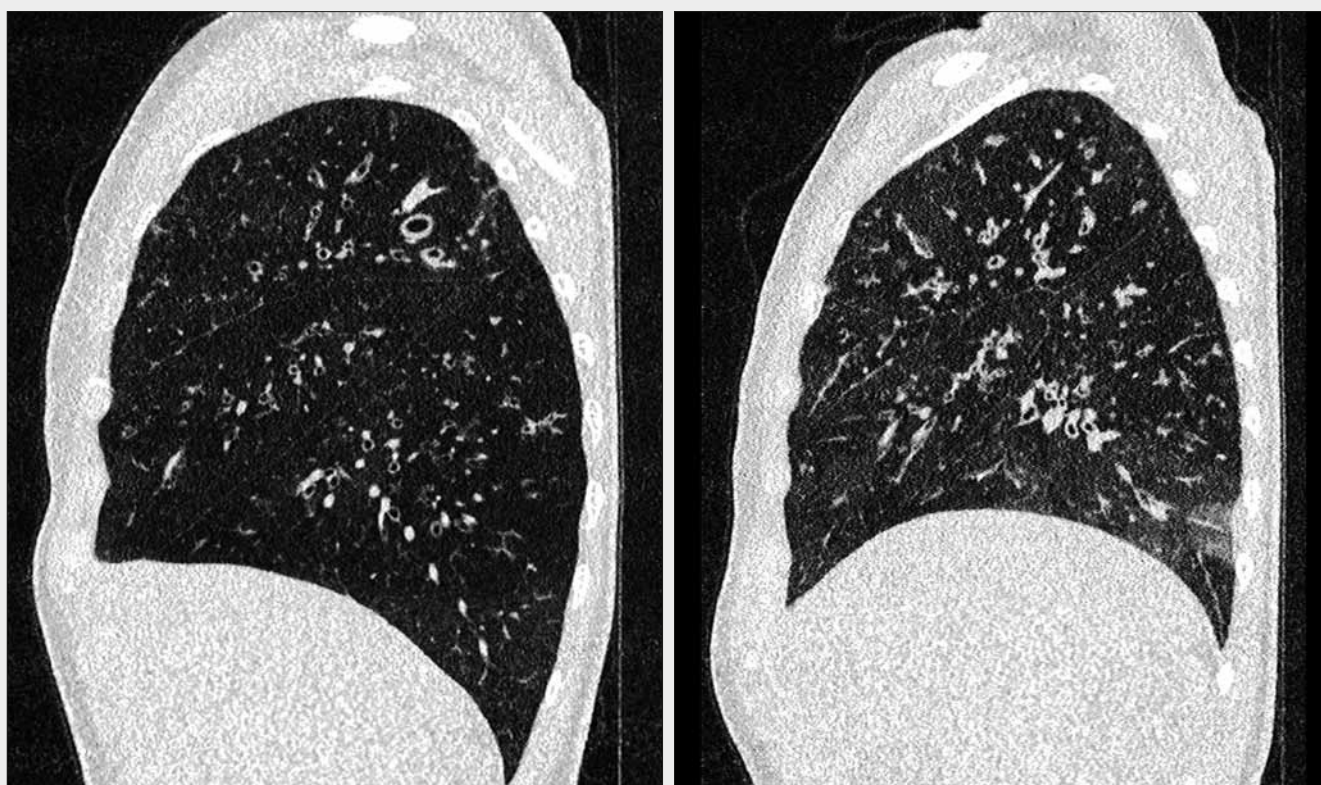
ÚVOD

Před 40 lety byl instalován ve Fakultní nemocnici v Hradci Králové první výpočetní tomograf, k pacientům v tehdejších Československu tak našla cestu jedna z vyšetřovacích metod, která stála za převratem v lékařské diagnostice. Výpočetní to-

mografie umožnila lékařskému oboru radiologie získat klíčovou roli v rozvoji medicíny pro 21. století. Během skomírání socialistického zdravotnictví bylo často bráněno některým nepohodlným regionům převratnou technikou novinku pro vyšetřování nemocných získat, a proto až nová doba od deva-



▲ Obr. 1A



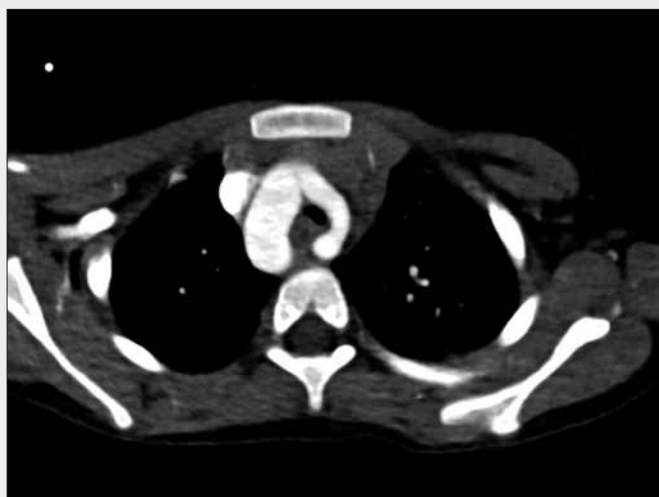
▲ Obr. 1B

Obr. 1. Nízkodávkové CT plic v nádechu a výdechu, cystická fibróza, žena BMI 23, použití 100 kV s cínovým filtrem, DLP pro vyšetření v nádechu 7,8 mGycm (0,117 mSv), pro vyšetření ve výdechu 8,0 mGycm (0,120 mSv); axiální (A) a sagitální (B) obrazy šíře 0,75 mm vlevo inspirium, vpravo expirium)
Fig. 1. Low-dose lung CT in the inspirium and expirium, cystic fibrosis, female BMI23, 100 kV with tin pre-filtration, DLP in inspirium 7.8 mGycm (0.117 mSv), in expirium 8.0 mGycm (0.120 mSv); axial (A) and sagittal (B) images in inspirium (right) and expirium (left)

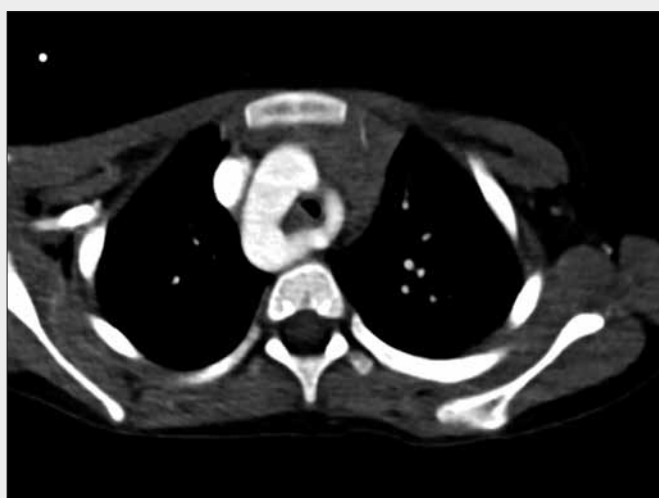
desátých let 20. století dovolila, aby se výpočetní tomografie stala zcela samozřejmou. Od devadesátých let došlo k mohutnému rozvoji technického řešení výpočetního tomografu, kdy nové technické novinky a později i rychlý rozvoj výpočetních systémů dovolil vznik zcela nových vyšetřovacích technik, které se začaly prosazovat jako klíčové body v rozhodování o léčebných postupech prakticky ve všech oblastech medicíny. Zásadními technologickými novinkami byly postupně spirální způsob skenování, zavedení multidetektorového způsobu akvizice dat, poté uvedení techniky simultánního skenování více energiemi záření a materiálová analýza, pokročilá techni-

ky perfuzního vyšetření a farmakokinetické analýzy, uvedení nových metod rekonstrukce obrazových dat pomocí iterativních algoritmů, nové způsoby filtrace záření X a podobně.

V době 40. výročí uvedení výpočetní se v přehledovém článku zabýváme současnými leitmotivy vývoje skenovacích technik, zpracování dat a klinického postavení výpočetní tomografie, na jejichž vývoji a klinickém testování se v posledních letech podílíme. Sdělení má za úkol podat zprávu o tom, jak se jednotlivé směry vývoje výpočetní tomografie prolínají a jakým způsobem se nové technologické postupy a vývoj informatiky mohou nyní i nedaleké budoucnosti podílet na změnách vy-



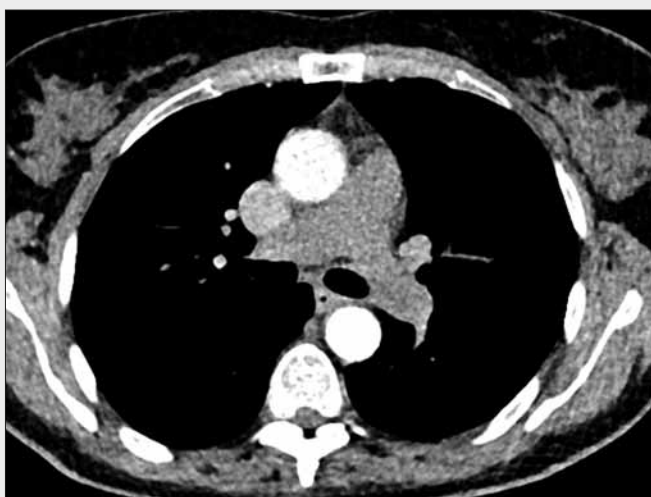
▲ Obr. 2A



▲ Obr. 2B



▲ Obr. 2C



Obr. 2. **Ultrarychlé skenování hrudníku pomocí techniky flash-spiral.** A, B – 4letá dívka s aortálním prstencem a stenózou průdušnice, 70 kV, DLP 19 mGycm, trvání skenu 0,2 s, vyšetření bez sedace nebo anestezie; C – dvoufázová CT angiografie hrudníku v jednom zadržení dechu, žena BMI 19, hluboká žilní trombóza a bolest na hrudi, CTA vyloučila plicní embolii i aortální disekci, použití 80 kV, DLP pro vyšetření v pulmonální arteriální fázi 18,4 mGycm (0,276 mSv), pro vyšetření v arteriální fázi 16,6 mGycm (0,264 mSv). Axiální (A) a sagitální (B) obrazy, vlevo pulmonální, vpravo aortální arteriální fáze).

Fig. 2. **Ultrafast chest scanning using flash-spiral technique.** A, B – girl 4 years with aortic ring and steosed trachea, 70 kV, DLP 19 mGycm, scan duration 0.2 s, no sedation or anaesthesia; C – dual phase chest CT angiography in a single breath-hold, female BMI 19, deep venous thrombosis, chest pain, examination excluded both pulmonary embolism and aortic dissection, used 80 kV, DLP in the pulmonary phase 18.4 mGycm (0.276 mSv), in the arterial phase 16.6 mGycm (0.264 mSv), Pulmonary (A) and aortic (B) phases.

šetřovacích stereotypů. Zaměřeno je na představení vzájemného vztahu nastavení expozičních parametrů, adjustace podání kontrastní látky a standardizace vyšetřovacích technik.

OPTIMALIZACE EXPOZIČNÍCH PARAMETRŮ

Výpočetní tomografie je tradičně považována za zobrazovací metodu, která nemocné zatěžuje významnou absorbovanou dávkou. Jde jednak o problémy dávky z jednoho každého vyšetření, ale současně i vzhledem k opakovanému využívání CT jako metody sledování vývoje onemocnění se výrazně zvyšuje i individuální dávka za dobu léčby onemocnění. V konečném důsledku rozšiřováním indikací, zvýšením dostupnosti metody i výše uvedeným opakovaným vyšetřováním roste i kolektivní dávka populace, která padá na vrub CT. Důvody narůstající populační dávky z CT spolu s požadavky, aby bylo možné některé techniky proveditelné vyšetřovací metody (CT věnčitých tepen, vícefázová vyšetření a dynamické perfuzní studie) zavést do běžné klinické praxe, vyvolaly tlak na technická řešení k omezení dávky z jednotlivých vyšetření. K významným změnám ve filozofii manipulace s energiemi použitého záření přispělo používání výpočetní tomografie s použitím dvojí energie záření (DECT). Fyzikální teorie týkající se absorpce záření v závislosti na energii a materiálovém složení v DECT našly své konkrétní praktické uplatnění a právě pokusy s rekonstrukcemi dat z DECT umožnily vyvinout nové skenovací techniky i pro běžné typy vyšetření.

Původně bylo hlavním směrem vývoje omezování dávky omezování rozsahu vyšetření, bylo snahou co možná nejvíce omezit skenovaný rozsah vyšetření, nebo dokonce vyšetřovat některé orgány jen v několika výběrových úrovních. Při použití spirálních technik skenování se ještě po roce 2000 i v době použití multidetektorové technologie mělo za to, že je možné snížit dávku především omezením množství záření, které se používá pro prozáření vyšetřovaného objektu. Systémy automatické dávkové modulace měly za úkol adaptovat nastavení hodnoty mAs, tak aby úroveň šumu byla v celém rozsahu vyšetření homogenní. Tento trend umožnil snížit rozdíly kvality zobrazení mezi oblastmi s rozdílným objemem tkání (krk versus hrudník), s rozdílnou sumární absorpcí záření v předozadním a laterolaterálním směru (oblast ramen) a oblastí s rozdílnou vnitřní strukturou v ose Z, a tudíž sumární absorpcí (rozdíl mezi hrudníkem s obsahem vzdušné tkáně plic a břichem) (1). Zvýšená hladina šumu při některých skenovacích technikách s maximálně využitou redukcí nastavení hodnoty mAs však vedly k extrémnímu zvýšení hodnoty šumu v obraze. Nutnost vyrovnat se se zvýšenou hladinou šumu vyvolala zájem o zpracování nejprve obrazových, poté i hrubých dat. Byly používány rekonstrukce širších obrazů, než byla nejmenší možná šíře datové stopy, následně došlo k reintrodukcí iterativního způsobu rekonstrukce do zpracování hrubých dat v data obrazová (2). Dalším technologickou inovací bylo zavedení nového typu detektoru s přímou analogově-digitální konverzí, s dramatickým potlačením úrovně vzniku elektronického šumu, snížením podílu elektronického šumu v obraze bylo možné účinně snížit i množství dopadajících kvant záření X, která jsou nutná na vznik kvalitního obrazu – významným snížením nastavení hodnot mAs, došlo k podstatnému snížení dávky (3).

Teprve v posledních několika letech se objevily možnosti podstatným způsobem ovlivnit dávku nejúčinněji, a to optimalizací expozičních hodnot pomocí manipulace s energií záření X. Nejúčinnější metodou redukce dávky je snížení energie záření a/nebo filtrace pro tvorbu obrazu bezcenných částí spektra záření vznikajícího na anodě Röntgenovy trubice.

Nejúčinnější filtrací se v poslední době ukázalo použití cínového filtru (4, 5). Filtrace cínem dovoluje odstranit ze spektra záření vznikajícího na anodě energie, které jsou mimořádně nízké a které jsou především zdrojem sekundárního záření, nikoliv nositelem informace o skutečné absorpci záření. Cínová filtrace slouží k významnému snížení dávky u vyšetření vyššími voltážemi (v současném slova smyslu) 100–120 kV. Zdánlivým paradoxem je vyšší účinnost na snížení šumu u pacientů s vyšším průměrem těla. Cínová filtrace kromě jiného snižuje i artefakty z utvrzení paprsku, neboť prefiltrace cínem dosahuje podobného efektu jako zvýšená absorpce záření s nižší energií tvrdými materiály. Synergickým jevem je tedy snížení dávky a zvýšení kvality zobrazení. Tohoto jevu lze využít k nízkodávkovému vyšetřování struktur s vysokým kontrastem, vedle zobrazení plicní tkáně je hlavním využitím zobrazení skeletu. Aditivní prefiltrace cínem je využitelná i pro vyšetřovací techniky s duální energií záření, kdy filtrace dovoluje lepší využití separace spekter vyšší a nižší expoziční hodnoty a tak dovoluje zkvalitnit materiálovou dekompozici (6).

K tomu, aby bylo možné rekonstruovat kvalitní obrazová data, je třeba mít dostatečné kvantum záření, které je použité. Je-li použito snížení hodnoty napětí k velmi nízkým hodnotám – 80 – 70 – 60 kV – dochází k vyšší absorpci záření, a proto je nutné zabezpečit adekvátní penetraci pro zabezpečení dostatečné registrace kvant procházejících vyšetřovaným objektem. Zdroje záření X v nedávné minulosti neměly dostatečný výkon k tomu, aby nižší úroveň penetrace při nízkovoltážním skenování dostatečně kompenzovaly vyšší produkci množství záření. K tomu, aby bylo možné provést vyšetření se snížením napětí na 80 kV nebo i méně, je nutné adekvátně zvýšit výkon zářiče. U astenických osob je teoreticky možné, aby v běžném skenovacím režimu bylo použito dostatečné množství záření pro vyšetření hrudníku, avšak u osob vyšší hmotnosti a u většiny osob v oblasti břicha a pánve skenování selhává. Pro použití množství záření adekvátního k dostatečně kvalitní datové akvizici je jednou z možných cest použití expozice dvěma zdroji záření stejnou voltáží, tedy technikou, která se nazývá dual-source-single-energy (DSSE).

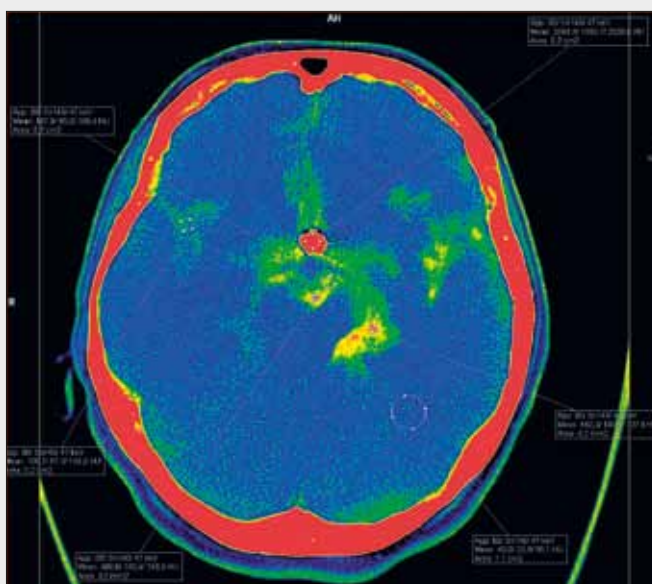
Podstatné snížení dávky záření je možné také dosáhnout i u perfuzních vyšetření, a to jednak snížením voltáže u dynamického skenu na 100–80 kV, ale dále také optimalizací rozložení skenů v čase, snížením počtu skenů před nástupem arteriální fáze a snížení počtu zachycených ve fázi v době postupného vymývání kontrastní látky.

Jelikož volba správné skenovací techniky nemůže a nemá být subjektivním rozhodnutím vyšetřujícího personálu, slouží k objektivnímu posouzení vhodného nastavení expozice a volby vhodného vyšetřovacího protokolu asistenční techniky. Technika dávkové optimalizace využívá analýzy absorpce záření na plánovacím skenu. Na dvouzdrojovém výpočetním tomografu třetí generace je nejprogresivnějším postupem k optimalizaci dávky využití dávkové modulace pomocí manipulace nastavení voltáže od 70 po 140 kV v desetikilovoltových krocích.

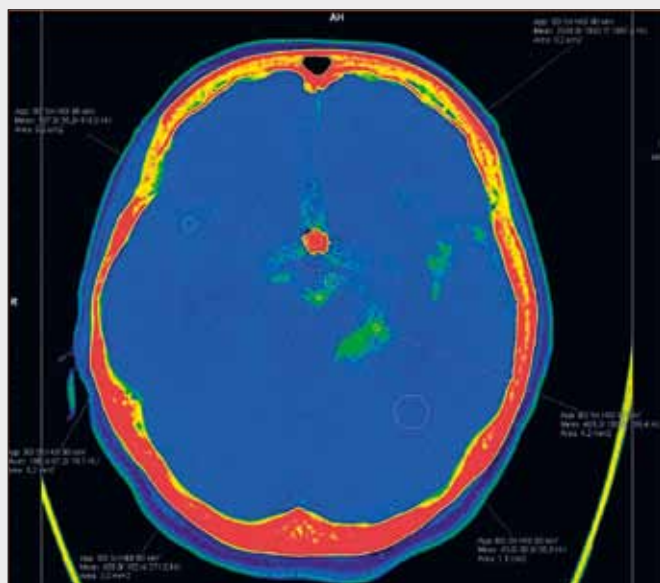
Optimalizace dávky a skenovacího protokolu a přizpůsobení volby skenovacího protokolu klinické otázce vede k zá-



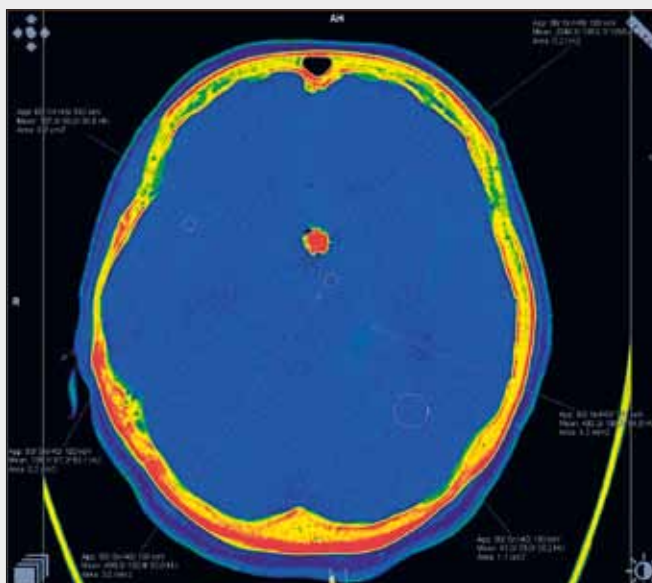
▲ Obr. 3A



▲ Obr. 3B



▲ Obr. 3C



▲ Obr. 3D

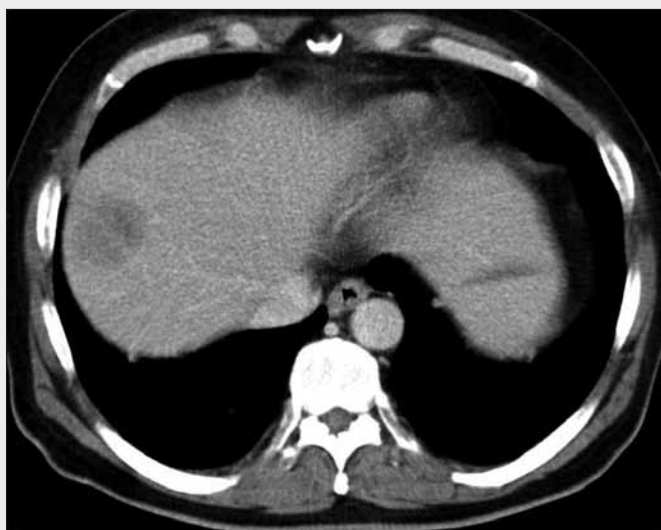
Obr. 3. Spektrální analýza pomocí DECT (80 kV/Sn 140 kV), monochromatické zobrazení, intraprocudurální reruptura při coilingu aneurysmatu přední komunikující mozkové tepny, vpravo přítomná krev, vlevo se rozlévá iodová kontrastní látka. A – CT, 120 kV-like merged image; B – barevné zobrazení densit odpovídající 47 keV; C – 80 keV; D – 140 keV. Demonstrace změny kontrastu obrazu využitím nízkovoltážního a vysokovoltážního skenování. Fig. 3. Spectral analysis using DECT (80 kV/Sn 140 kV), monochromatic imagin, intraprocedural re-rupture during coiling of the aneurysm on anterior communicating cerebral artery. The blood on the right side, on the left side iodine contrast material. A – CT, 120 kV-like merged image; B – colour coded maps of densities equivalent to 47 keV; C – 80 keV; D – 140 keV. Presentation of the changes in iodine based image-contrast based on low-voltage and high-voltage imaging.

sadnímu snížení dávky v aspektech dávky z jednotlivého vyšetření, kumulativní dávky pacientovy i celé populační dávky.

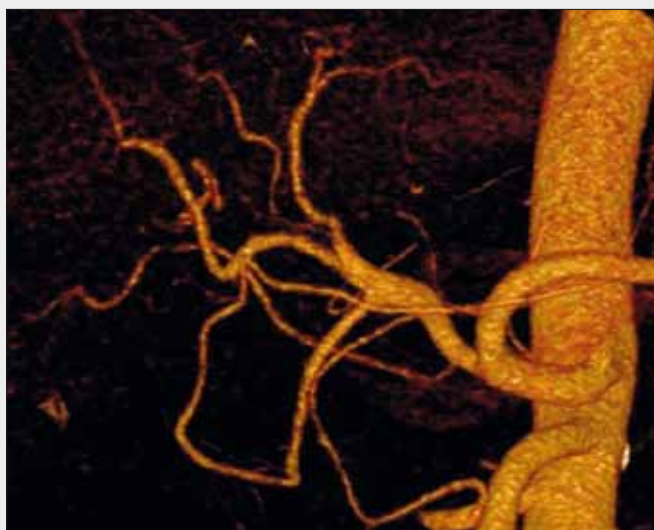
OPTIMALIZACE PODÁNÍ KONTRASTNÍ LÁTKY

Od začátku století se stalo naprostou samozřejmostí podávat kontrastní látku přetlakovým injektorem, časovat její podání a používat neionické (nedisociující) kontrastní látky místo ionických (disociujících), které měly výrazné nefrotoxické účinky vzhledem ke své hyperosmolaritě. V této nedávné minulosti

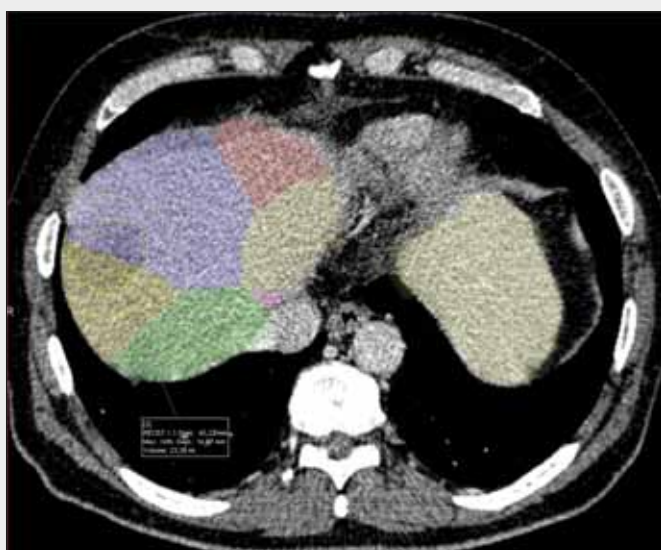
bylo klíčovým momentem časově cílené podání kontrastní látky k zachycení optimálního nasycení vyšetřovaného orgánového systému – cév u CT angiografie, nebo naopak jater nebo ledvin při vyšetřování orgánů. Trendem v této nedávné době bylo sice postupně snižovat objemy intravenózně podané kontrastní látky, často však na vrub podávání kontrastních látek s vysokou koncentrací. Jak již bylo uvedeno výše, energie použitého záření zásadním způsobem ovlivňuje míru absorpce v materiálu (7). Snímkovací techniky měkkým zářením jsou známou metodou jak s vysokým kontrastem zobrazit tkáň, kde jsou rozdíly v absorpci jen malé, jde o známou techniku používanou především v mamografii. Na podobném principu je možné zvýšit kontrast mezi jednotlivými tkáněmi i při ske-



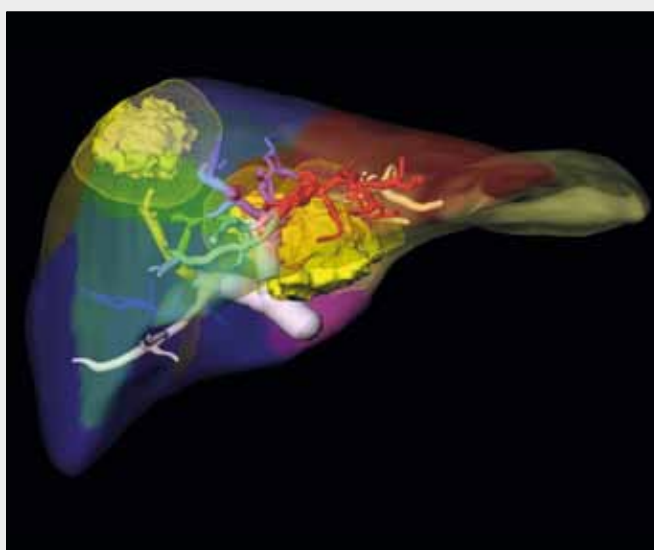
▲ Obr. 4A



▲ Obr. 4B



▲ Obr. 4C



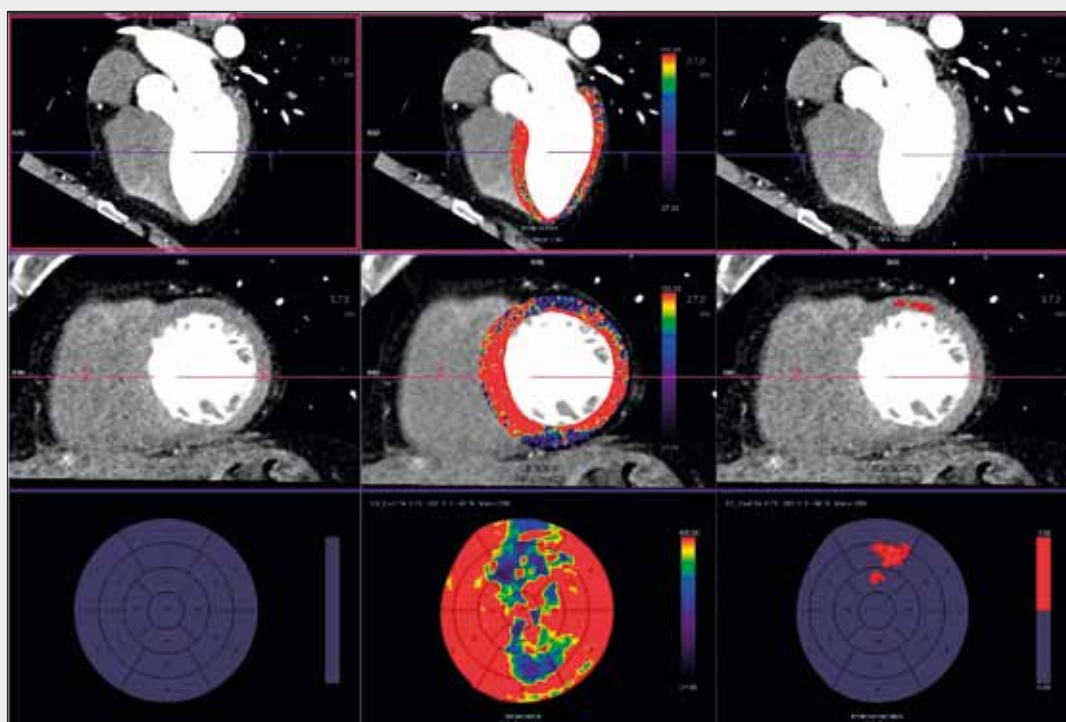
▲ Obr. 4D

Obr. 4. **Virtuální segmentace jater a hodnocení teritoriálního zásobení jaterního ložiska pomocí pokročilé automatické analýzy při plánování radioembolizace.** A – CT; B – 3D rekonstrukce CT angiografie ukazuje dvojici tepen, které zásobují jaterní metastázu; C – barevně znázorněná segmentace jater, metastáza na pomezí 8. a 4. jaterního segmentu; D – trojrozměrný segmentální model jater s projekcí metastáz

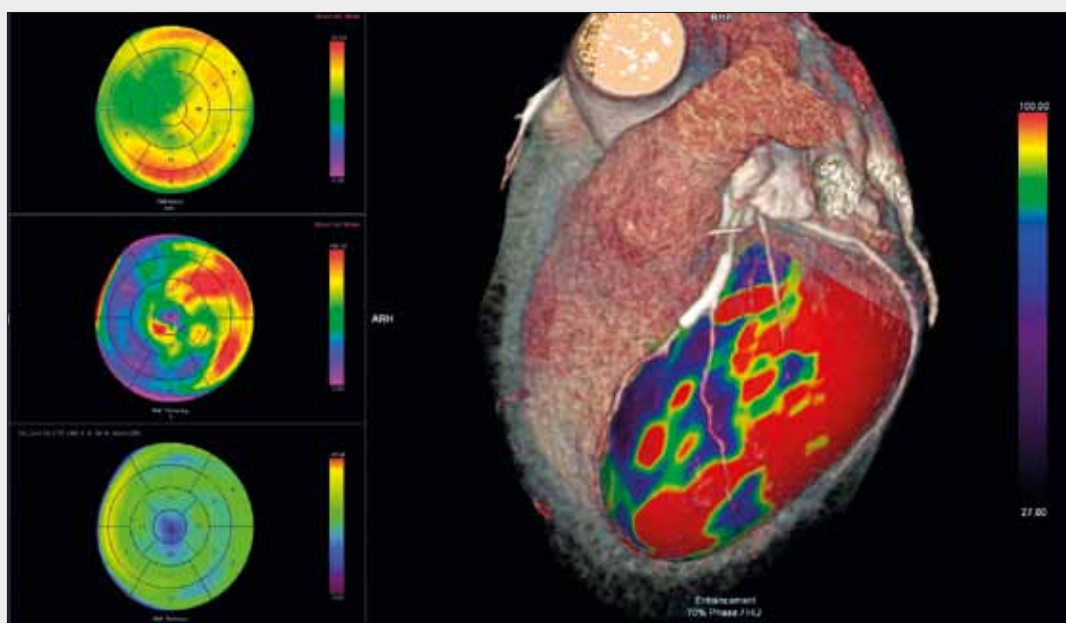
Fig. 4. **Virtual liver segmentation, evaluation of the teritorial blood supply using advanced automated analysis in the transarterial embolization planning.** A – CT; B – 3D CT angiograph showed doubled arterial supply of the liver metastatic lesion; C – color coded liver segmental anatomy projected into CT image, metastasis between 8th and 4th segment; D – three-dimensional liver model of the segments with metastases projection

nování výpočetní tomografií. Nízkovoltážní skenovací technika s použitím 100 kV a méně dovoluje zvýšit kontrastní rozlišení nejen u vlastních tkání, ale zejména zvýšit rozdíly v absorpci záření závislé na nasycení jódovou kontrastní látkou. Z absorpční křivky jódu je známý ostrý skokový nárůst absorpce fotoefektem v energiích záření, které odpovídají energii maxima fotonů vznikajících ve spektru napětí 70–80 kV, tedy energii 45 až 60 keV (6). Jsou-li tedy výrazněji ve spektru zastoupeny fotony s energiemi, kde se nejvíce uplatňuje fotoefekt na absorpci jódu, je možné získat výrazně vyšší kontrast obrazů i s nižší koncentrací jódu v tkáni. Lze tedy snížit celkové množství podávané jódové kontrastní látky i pro zobrazení tkání s amplitudovým sycením (cévní systém, hlavně arteriální, ale i například renální kortex) i tkání s kapacitním sycením (játra, pankreas, slezina, ale i systémové žíly) (7–11).

Kromě změny chování jódu při použití záření s nižší energií je v současnosti nutné více adaptovat i načasování intravenózní aplikace kontrastní látky a skenování. V situacích, kdy je podáván větší objem kontrastní látky a akvizice dat je relativně pomalá, je dostatečným způsobem pro monitorování přítoku kontrastní látky metoda bolus tracking, tedy sekvenčním skenováním čekání na přítok kontrastní látky do daného regionu (9–11). Avšak za situace, kdy jsou využity skenovací techniky s extrémním zkrácením akvizice doby, je nutné mít na paměti i situace, kdy kontrastní látka teče v systému pomaleji, než je skenovací rychlost. Pokud je skenovací čas celého objemu vyšetřované části těla kratší než tranzitní čas mezi mezními body rozsahu vyšetřovaného cévního systému, je nutné adaptovat čas skenování tak, aby byla zachycena optimální náplň ve všech oddílech cév. Ideálním způsobem načasování podání kontrast-



◀ Obr. 5A



◀ Obr. 5B

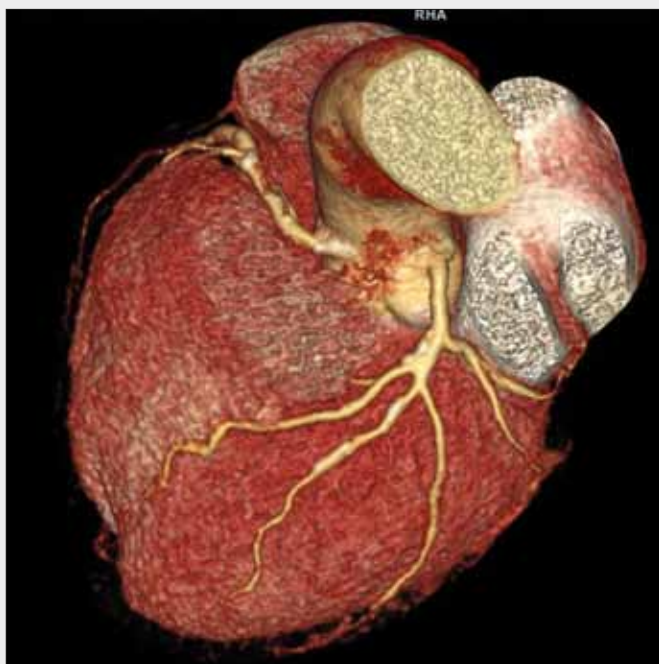
Obr. 5. CT angiografie koronárních tepen s recidivou bolestí na hrudi u nemocného po stentáži ramus intervenicularis anterior. A – analýza nasycení myokardu kontrastní látkou; B – kinetická analýza a superprojekce perfúzní mapy do modelu koronárních tepen a srdeční komory

Fig. 5. Coronary CT angiography in aptient with recurrent chest pain afr stenting of left anterior descending artery. A – analysis of the myocardial enhancement; B – analysis of left ventrikle kinetic, superprojection of the perfusion map into three dimensional model of hte left ventricle and coronary arteries

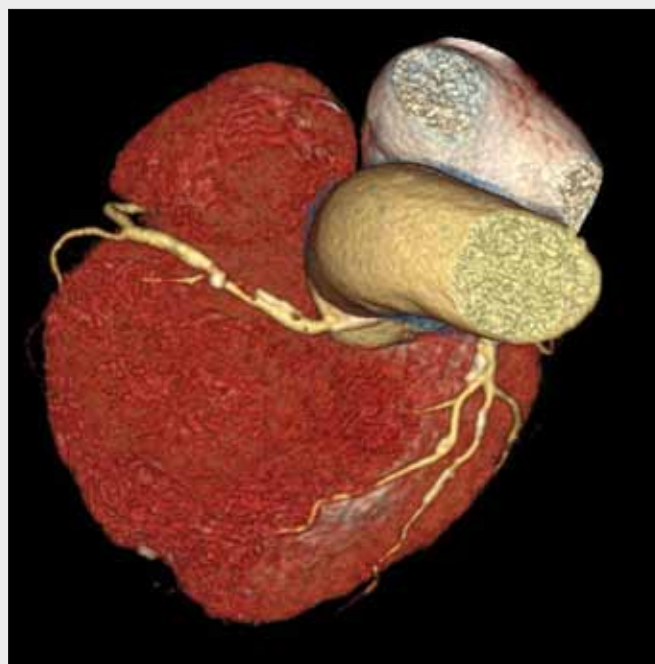
ní látky je pak technika určení tranzitního času pomocí bolus timingu, tedy sekvenčním skenováním v daném regionu po intravenózní aplikaci maloobjemového bolu kontrastní látky. Stanovením času optimálního nasycení kontrastní látkou a se znalostí času celkové akvizice lze pak přizpůsobit objem podané kontrastní látky, průtok i časové zpoždění skenování tomu, aby byla zachována optimální kvalita nasycení cévy nebo tkáně. Pro některé částečně oddělené cévní systémy je pak možné provést zobrazení separátně v několika fázích nasycení, jako je tomu v oblasti hrudníku při odděleném zobrazení plicní tepny a aorty s jednou aplikací kontrastní látky. Při současném po-

užití ultrarychlého skenovacího protokolu a nízkodávkového vyšetření se může celková dávka dvofázového vyšetření CTA hrudníku u osob běžného BMI blížit i 0,5 mSv, navíc vyšetření je možné provést v jediném nádechu v obou fázích.

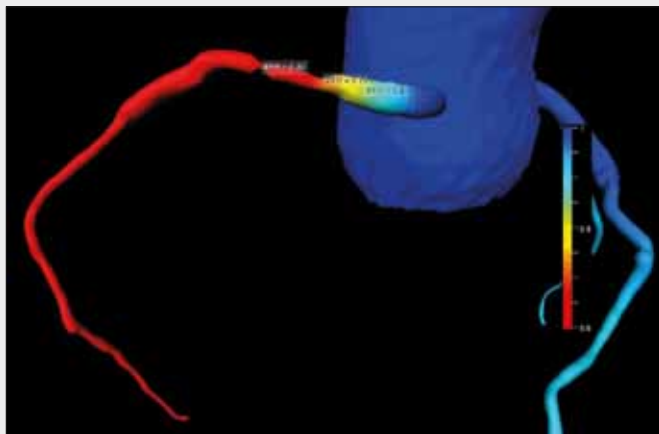
V případech vyšetřování nemocných neklidných a dále v situacích, kdy v časový faktor v nutnosti ošetření život ohrožujícího stavu hraje podstatnou roli, je urychlení vyšetření významným příspěvkem ke zkvalitnění péče o nemocného. Typickými situacemi, kdy minimalizace doby skenování hraje podstatnou roli, je vyšetřování agitovaných nemocných, vyšetřování dětských pacientů. V těchto případech bývá nutností vyšetření v celkové



▲ Obr. 6A



▲ Obr. 6B



▲ Obr. 6C

Obr. 6. Hodnocení frakční průtokové rezervy na základě analýzy CT koronarografie, experimentální SW Siemens Healthineers (testovaný autory). A, B – CTA ukazuje stenózu pravé věnčité tepny; C – zobrazení modelu tepen s hodnotami frakční průtokové rezervy, hodnota ve stenóze 0,54, kdy stejného výsledku bylo dosaženo i měřením při katetrizaci

Fig. 6. Evaluation of the fraction flow reserve, based on coronary CT angiography analysis, experimental SW of Siemens Healthineers (tested by the authors). A, B – CTA showing stenosed right coronary artery; C – colour coded three dimensional model of coronaries, fraction flow reserve in stenosed segment 0.54, confirmed during invasive measurement

anestezii. Urychlením vlastního skenu, krátkodobě fixovaného nemocného nebo uklidnění poučeného a připraveného dítěte, lze nutnost anestezie zcela eliminovat. Použitím ultrarychlého skenování pomocí dvouzdrojového CT se simultánním zapojením obou systémů rentgenka-detektory lze při faktoru stoupání (pitch) docílit expozic hrudníku i pod 0,5 s. Zkrácení času pak dovoluje jednak vyšetřovat nemocné bez celkové anestezie, často i sedace, ale také bez nutnosti zadržení dechu.

POKROČILÁ ANALÝZA DAT

Současný explozivní vývoj informačních technologií s sebou přináší i nové možnosti analýzy a vizualizace CT dat. Algoritmy, které dovolily rekonstruovat trojrozměrné modely nejprve skeletu, pak cévního systému, posléze celých orgánů, jsou v současnosti již zcela samozřejmou každodenní skutečností. Později se objevily metody generování perfuzních map, počítačem asistovaná vyhledávání ložisek (zejména plicních uzlů, plicní embolizace, polypů při CT kolonografii), spekt-

rální analýza s virtuální rekonstrukcí monoenergetického zobrazení (12). Kde jsou však nové možnosti datové analýzy? Pokročilé algoritmy pro trojrozměrné zpracování obrazových dat vycházejí pro zpracování denzitní textury tkáně nasycené kontrastní látkou (first-pass-like perfuzní mapy myokardu), detekce konektivity jednotlivých voxelů (určování segmentální příslušnosti ložisek v játrech a modelování jaterní segmentální anatomie, včetně plánování resekcí výkonů na játrech). Byť pokročilé, výše uvedené způsoby modelace jsou výraznými inovacemi v obrazové analýze, vycházejí stále z postupů computer assisted diagnostic (CAD). Zcela novým postupem v CT bude využití matematického modelování se zapojením postupů hlubokého a strojového učení (deep learning, machine learning) pro simulace dějů nebo rozhodovacích algoritmů v souvislosti se strukturálními změnami. Nové postupy patřící do rodiny postupů umělé inteligence (artificial intelligence – AI) využívají k simulaci fyziologického a patofyziologického chování některých systémů známé chování ověřené na stech až tisících případů a užívají na jednu stranu matematické modelování, na druhou zpětnou vaz-

bu s analogickými známými případy (13, 14). Systematické ověřování chování systémů a vyhodnocování zpětné vazby vede u těchto algoritmů k vlastnímu zdokonalování. Postupy AI využívají v učení, ale také analýze rozhodovacích postupů neuronálních sítí, které využívají rozhodování na základě multifaktoriální similarity a analogie na několika rozhodovacích úrovních s rozhodovacími uzly s prohrádní, retrohrádní nebo obousměrnou vazbou. Prvním z postupů, kde je ověřena spolehlivost metody, je kalkulace frakční průtokové rezervy u koronárních tepen pomocí CT (ctFFR). V současnosti byly publikovány první studie prokazující těsnou korelaci mezi kalkulovanými hodnotami naměřenými při katetrizaci.

Metody AI dále mají zřejmě co říci v základní diferenciální diagnostice na základě podrobné strukturální analýzy textury. Novou kvalitativní úroveň v hodnocení na úrovni strukturální přineslo vyšetřování pomocí duální energie záření. Zkvalitněním separace spekter výše uvedenými technikami cínové filtrace se objevily možnosti matematického (nejen

statistického) zpracování strukturální kompozice tkání. Práce, které ukázaly možnosti diferencovat jednotlivé materiály a odlišit krev od kontrastní látky, byly teoretickým základem pro klinické studie se zaměřením vztahu vývoje syčení tkáně jódovou kontrastní látkou k predikci účinku chemoterapie. Kvalitativní zpracování obrazu je zaměřeno nejen na běžné hodnocení syčení tkáně, tvar nebo objem struktury, ale na pokročilé analýzy konkavitu/konvexity, strukturální harmonie, kontrastní spád a především na abstraktní kvalitativní veličiny, které není možné vizualizovat. Nové postupy analýzy obrazu, nazývané radiomika (podle vzoru genomika anebo proteomika), se mohou v blízké budoucnosti stát prostředky diferenciace mezi tkáněmi, u nichž lidské oko nedokáže rozeznávat odlišnosti. Podrobná statistická analýza datových souborů známých případů ukazuje na možnosti využití například v posuzování plicních uzlů v rámci screeningu bronchogenního karcinomu a využití opět metody deep learning a neuronálních sítí k samoučení analytických nástrojů.

LITERATURA

1. Zinsser D, Marcus R, Othman AE, Bamberg F, Nikolaou K, Flohr T, Notohamiprodjo M. Dose reduction and dose management in computed tomography – state of the art. *Rofo* 2018; 190(6): 531–541.
2. Bruder H, Raupach R, Sunnegardh J, Allmendinger T, Klotz E, Stierstorfer K, Flohr T. Novel iterative reconstruction method with optimal dose usage for partially redundant CT-acquisition. *Phys Med Biol* 2015; 60(21): 8567–8582.
3. Duan X, Wang J, Leng S, Schmidt B, Allmendinger T, Grant K, Flohr T, McCollough CH. Electronic noise in CT detectors: Impact on image noise and artifacts. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 201(4): W626–632.
4. Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, Allmendinger T, Flohr T, Husarik D, Baumüller S, Raupach R, Stolzmann P, Leschka S, Frauenfelder T, Alkadhi H. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Invest Radiol* 2014; 49(7): 465–473.
5. Huber A, Landau J, Ebner L, Bütikofer Y, Leidolt L, Brela B, May M, Heverhagen J, Christe A. Performance of ultralow-dose CT with iterative reconstruction in lung cancer screening: limiting radiation exposure to the equivalent of conventional chest X-ray imaging. *Eur Radiol* 2016; 26(10): 3643–3652.
6. Pelgrim GJ, van Hamersvelt RW, Willemink MJ, Schmidt BT, Flohr T, Schilham A, Milles J, Oudkerk M, Leiner T, Vliegenthart R. Accuracy of iodine quantification using dual energy CT in latest generation dual source and dual layer CT. *Eur Radiol* 2017; 27(9): 3904–3912.
7. Fleischmann U, Pietsch H, Korpelaar JG, Flohr TG, Uder M, Jost G, Lell MM. Impact of contrast media concentration on low-kilovolt computed tomography angiography: A systematic preclinical approach. *Invest Radiol* 2018; 53(5): 264–270.
8. Korpelaar JG, Mahnken AH, Ferda J, Hausleiter J, Baxa J, Hadamitzky M, Flohr TG, Schmidt BT. Quantitative evaluation of the performance of a new test bolus-based computed tomographic angiography contrast-enhancement-prediction algorithm. *Invest Radiol* 2015; 50(1): 1–8.
9. Lell MM, Fleischmann U, Pietsch H, Korpelaar JG, Haberland U, Mahnken AH, Flohr TG, Uder M, Jost G. Relationship between low tube voltage (70 kV) and the iodine delivery rate (IDR) in CT angiography: An experimental in-vivo study. *PLoS One* 2017; 12(3): e0173592.
10. Korpelaar JG, Benz MR, Schindera ST, Flohr TG, Schmidt B. Contrast gradient-based blood velocimetry with computed tomography: theory, simulations, and proof of principle in a dynamic flow phantom. *Invest Radiol* 2016; 51(1): 41–49.
11. Korpelaar JG, Bischoff B, Arnoldi E, Sommer WH, Flohr TG, Schmidt B. Evaluation of a new bolus tracking-based algorithm for predicting a patient-specific time of arterial peak enhancement in computed tomography angiography. *Invest Radiol* 2015; 50(8): 531–538.
12. Krauss B, Grant KL, Schmidt BT, Flohr TG. The importance of spectral separation: an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and dose efficiency. *Invest Radiol* 2015; 50(2): 114–118.
13. Baxa J, Vendiš T, Moláček J, Stěpanková L, Flohr T, Schmidt B, Korpelaar JG, Ferda J. Low contrast volume run-off CT angiography with optimized scan time based on double-level test bolus technique--feasibility study. *Eur J Radiol* 2014; 83(3): e147–155.
14. Itu L, Rapaka S, Passerini T, Georgescu B, Schwemmer C, Schoebinger M, Flohr T, Sharma P, Comaniciu D. A machine-learning approach for computation of fractional flow reserve from coronary computed tomography. *J Appl Physiol* (1985) 2016; 121(1): 42–52.
15. von Knebel Doeberitz PL, De Cecco CN, Schoepf UJ, Duguay TM, Albrecht MH, van Assen M, Bauer MJ, Savage RH, Pannell JT, De Santis D, Johnson AA, Varga-Szemes A, Bayer RR, Schönberg SO, Nance JW, Tesche C. Coronary CT angiography-derived plaque quantification with artificial intelligence CT fractional flow reserve for the identification of lesion-specific ischemia. *Eur Radiol* 2018 Dec. doi: 10.1007/s00330-018-5834-z [Epub ahead of print] PubMed PMID: 30523456.
16. Siogkas PK, Anagnostopoulos CD, Liga R, Exarchos TP, Sakellarios AI, Rigas G, Scholte AJHA, Papafakis MI, Loggitsi D, Pelosi G, Parodi O, Maaniitty T, Michalis LK, Knuuti J, Neglia D, Fotiadis DI. Noninvasive CT-based hemodynamic assessment of coronary lesions derived from fast computational analysis: a comparison against fractional flow reserve. *Eur Radiol* 2018 Oct. doi: 10.1007/s00330-018-5781-8 [Epub ahead of print] PubMed PMID: 30324382.