

MULTIDETEKTOROVÁ CT-ANGIOGRAFIE KRKAVIC

MULTI-DETECTOR-ROW CT-ANGIOGRAPHY OF THE CAROTIDS

přehledový článek

Jiří Ferda
Milan Novák
Hynek Mírka

Radiodiagnostická klinika LF UK
a FN, Plzeň

Přijato: 15. 11. 2007

Korespondenční adresa:

doc. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D.
Radiodiagnostická klinika LF UK
a FN
Alej Svobody 80, 306 40 Plzeň
e-mail: ferda@fnplzen.cz

Podpořeno výzkumným projektem
MSM 0021620819

SOUHRN

Ferda J, Novák M, Mírka H. Multidetektorová CT-angiografie krkavic

Paralelně s neinvazivním zobrazováním karotid dopplerovskou ultrasonografií, vyvíjí se od poloviny 90. let 20. století CT angiografie. Ačkoliv rozlišení v ose Z zůstávalo v prvních letech jen 2 až 3 mm, senzitivita i specifita dosáhla suficientních hodnot pro detekci stenóz karotické bifurkace. V průběhu zavádění multidetektorových systémů umožňujících zobrazení se submilimetrovým izotropickým rozlišením výrazně vzrostla kvalita zobrazení v oblasti karotické bifurkace a také se zvětšil anatomický rozsah skenovatelný v optimální kvalitě. Hodnocení, zahrnující v sobě i detekci rizikových měkkých plátů, odstupů tepen z oblouku aorty, vertebrálních tepen, krkavic v karotickém kanále i intrakraniálních tepen jsou v současné době integrální součástí posuzování CT angiografie krkavic. V současnosti se stávají dalšími zdokonaleními v pohledu na onemocnění tepen krku a hlavy možnosti posouzení objemu protékající krve v mozku z dat CT-angiografie nebo aplikace skenování duální energií.

Klíčová slova: CT-angiografie, krkavice, MDCT.

SUMMARY

Ferda J, Novák M, Mírka H. Multi-detector-row CT-angiography of the carotids

Parallel to the noninvasive imaging of the carotid arteries with doppler-ultrasound, CT-angiography of the carotids is developing since early nineties of the twenties century. Although the Z-axis resolution remained only 2 to 3 mm in the early years, the sensitivity and specificity reached sufficient values in detection carotid bifurcation stenoses. During introduction of the multidetector-row systems with enabled submillimeter isotropic resolution increased rapidly the image quality in the carotid bifurcation and also increased the optimum quality scanable range. The assessments, including soft-plaque-in-risk detection, the aortic arch branches, vertebral arteries and carotid arteries in carotid channel and arteries forming circle of Willis are an integrall part of the carotid CT-angiography evaluation. Further improvements of cervical arteries imaging as detectability of the blood volume perfusion deficits calculated from CT-angiography data sets or dual-energy scanning introducing the more complex diagnostic view in diseases of the cervical arteries are discussed.

Key words: CT-angiography, carotid artery, MDCT.

ÚVOD

Zavedením spirálního způsobu sběru dat při výpočetní tomografii byl učiněn začátkem 90. let minulého století zásadní krok k tomu, aby bylo možné zachytit náplň cévního systému v arteriální fázi během relativně krátké expozice. Nový způsob spirálního CT vyšetření spojený s časově a objemově cíleným podáním kontrastní látky se začal označovat jako CT angiografie (CTA). Jednou z prvních aplikací CTA se stalo zobrazení krčního úseku krkavic. Klinické výsledky publikované v roce 1994 (1, 2) potvrdily vynikající diagnostický potenciál této metody, v témže časovém období byla podobná metodika použita i k diagnostickému zobrazení plicního arteriálního řečiště i abdominálních cév.

V polovině 90. let byla poprvé vyzkoušena spirální akvizice dvou datových stop během posunu o jeden závit šroubovice pomocí již dříve známého tzv. split detektoru (CT TWIN, Elscint, Haifa, Izrael). Dvouřadý systém nazývaný double-helical system otevřel cestu k vývoji nových konstrukcí detektorové soustavy, která vyústila na přelomu tisíciletí v zavedení víceřadého detektorového systému pro snímání několika datových stop najednou, zprvu čtyři, brzy již šestnáct během jednoho závitu šroubovice.

Díky možnostem akvizice dat v tenkých vrstvách za relativně velmi krátkou dobu došlo při použití multidetektorové výpočetní tomografie (MDCT) k výraznému zlepšení prostorového rozlišení v ose Z. Výrazný posun v prostorovém rozlišení byl dán akvizicí dat s izotropickým submilimetrovým rozlišením. Krátká akviziční doba navíc umožnila výrazně redukovat objem podávané kontrastní látky při zachycení náplně arteriálního systému s minimální kontaminací krčních žil.

V současnosti se stávají dalšími zdokonaleními v pohledu na onemocnění tepen krku a hlavy možnosti posouzení objemu protékající krve v mozku z dat CT-angiografie, nové způsoby subtrakce skeletu a kalcia z plátů zpracováním dat při skenování duální energií záření X.

V práci jsou shrnuty zkušenosti našeho pracoviště s provedením více než 3000 vyšetření krčních tepen pomocí 2řadého, 16řadého, 64řadého přístroje a nově i iniciální zkušenosti s dvouzdrojovým přístrojem schopným využít zobrazení dvojí energií záření X.

AKVIZICE DAT

Původní technika vyšetření CTA krkavic se opírala o akvizice jedné datové stopy o šíři 2–3 mm. V současné době je nutné vzít jako minimální požadavek na nejvyšší rekonstruovatelnou vrstvu vhodnou ještě pro hodnocení krčních úseků tepen 2 mm, pro hodnocení tepen od karotického kanálu po intrakraniální cévy 1 mm a méně (3).

Kolimace u multidetektorových přístrojů je udávána jako násobek počtu aktivních detektorových řad a šíře datové stopy ($6 \times 0,6$ mm, $16 \times 0,75$ mm). Vzhledem k různému fyzikálnímu principu využívání detektorové soustavy 64- a více-řadých systémů je možná vhodnějším označením než mnohořadý (multi-row) označení mnohokanálový (multi-channel) způsob pořízení dat, je pak využíváno 64 až 128 datových stop pořízených za jedno otočení detektorové soustavy o 360°. Samozřejmě je šíře jedné datové stopy

0,625 mm a méně. U všech multidetektorových systémů je tedy získáván datový soubor, z něhož je možné rekonstruovat zobrazení s izotropickým submilimetrovým rozlišením (4, 5).

Faktor stoupání (pitch) má dopad výslednou kvalitu zobrazení jen nepřímým ovlivněním tzv. hustoty dat. Při použití nižších faktorů (1 a méně) se virtuální šroubovice skládá z těsně naléhajících či překrývajících se jednotlivých závitů a není zapotřebí provádět datovou interpolaci, naopak u použití faktoru stoupání 2 je u jedno- a dvouřadých systémů používána tzv. 180° interpolace dat, která s sebou přináší nižší kvalitu zobrazení (6).

Při vyšetření zahrnujících oblast oblouku aorty, krku a intrakraniálního prostoru je problémem stejná dávka záření na objem vyšetřované tkáně. V oblasti ramen se výrazně projevuje rozdílná absorpce záření v příčném a předozadním směru, v oblasti krku je relativně malá vrstva tkáně a v oblasti intrakraniální, zejména při bázi relativně vysoce denzní objem tkáně s homogenním rozložením hustoty. V takto komplikované oblasti není možné jednoduchým způsobem aplikovat dávkovou modulaci, aniž bychom výrazně snížili kvalitu dat v některé z vyšetřovaných částí. Moderní způsob dávkové modulace využívá trojrozměrného dávkového modelu, kdy je z plánovacího skenu stanoven profil absorpce v ose Z. Tento ani jednodušší způsob modulace v transversální rovině není u zobrazení krčních tepen zvláště výhodný a artefakty vznikající v úrovni pažních pletenců jsou korigovány pouze algoritmem „cone-beam“ rekonstrukce (6).

APLIKACE KONTRASTNÍ LÁTKY

Zásadním faktorem ovlivňujícím diagnostickou kvalitu zobrazení CTA v oblasti hlavy a krku je podmínka kvalitního, pokud možno homogenního naplnění arteriálního systému v zobrazované oblasti s co nejmenší kontaminací žilního systému v povodí jugulárních žil (7, 8). Kontrastní látku podáváme do antekubitální žíly flexibilní plastovou kanylou o světlosti 20 gauge přetlakovým injektorem. Přístup volíme pokud možno z pravé strany, abychom omezili případné artefakty z přeplněné brachiocefalické žíly, jež vlevo kříží odstupy tepen z aortálního oblouku. Kvalitu náplně cévního lumina ovlivňuje tzv. příkon podávaného jódu; jde o množství podávaného jódu za jednotku času (5). Příkon jódu v mg/min je závislý na průtoku aplikované kontrastní látky a na koncentraci jódu. Celkový objem podávané kontrastní látky je závislý na celkové akviziční době. Obecným pravidlem je podání kontrastní látky o objemu, který je výsledkem součinu skenovacího času a zvoleného průtoku. Celkově by neměl objem podané kontrastní látky klesat pod 50 ml (8).

Způsob podání kontrastní látky závisí na rychlosti akvizice dat. Pro pomalejší akvizici dat – 15 a více s – je lépe zvolit průtok 3 ml/s, protože postačí méně strmý vzestup koncentrace jódu ve vyšetřované cévě. U krátkých skenovacích časů kolem 5 s je vhodné naopak zvolit vyšší průtok 4–5 ml/s, aby došlo k prudkému nárůstu denzity cévy v co nejkratší době a data byla pořízena „na vlně“ bolusu. U pomalejší akvizice dat nenastává problém nesprávné synchronizace aplikovaného bolu kontrastní látky a začátku akvizice, vzestup i pokles denzity v arteriálním systému je pomalejší. Při velmi krátké

Tab. 1. **Porovnání akvizčních parametrů** – CTA s použitím subtrakce skeletu z nativního obrazu a CTA s použitím skenování duální energií (Somatom Definition Siemens, Erlangen, SRN)

Tab. 1. **Comparison of the acquisition parameters** – CTA with the use of the non-enhanced data subtraction and CTA using dual energy scanning

| | CT | DSA | DE CTA |
|---------------|-----------------|-----------------|---------------------------|
| | NECT | CTA | soustava A/ soustava B |
| eff. mAs | 60 | 150 | 56/250 |
| kV | 120 | 120 | 140/80 |
| datové stopy | 2 × 32 × 0,6 mm | 2 × 32 × 0,6 mm | 2 × 32 × 0,6 mm |
| stoupání | 1,2 | 1 | 0,65 |
| rotace (s) | 0,33 | 0,33 | 0,33 |
| akvizice (s) | 6 | 7 | 9 |
| CTDIvol (mGy) | 4,34 | 10,8 | 11,1 |

akvizici dat je nezbytné správně načasovat spuštění akvizice dat. Vzhledem k tomu, že rychlost skenování je potom vyšší než rychlost šíření bolusové vlny, je vhodné při využití automatického spuštění skenování navolit zpoždění mezi docílením cílové hodnoty prahu (100–120 HU) a vlastním startem skenování 5–7 s. V současné době je již standardním způsobem aplikace kontrastní látky použití proplachu fyziologickým roztokem. Proplachem je možné ve většině případů eliminovat artefakty utvrzení paprsku z žil přeplněných koncentrovanou kontrastní látkou (7, 8). U krátkých aplikací je však nutné předejít i vypláchnutí bolusu z arteriálního systému při pozdním spuštění datové akvizice.

REKONSTRUKCE DAT

Pro rekonstrukci obrazů z hrubých dat je třeba rozhodnout, zda bude využíváno jen tzv. sekundárních hrubých dat (tenkých obrazů) ke komplexní analýze v trojrozměrném prostoru, nebo zda bude využito axiálních obrazů k hodnocení cév. Jako sekundární hrubá data se používají obrazy v co nejúžší vrstvě s překrýváním (rekonstrukční increment) o $\frac{1}{3}$ šíře v případě multidetektorových systémů, u jedno- a dvouřadých systémů šlo o překrývání o $\frac{1}{2}$. U multidetektorových systémů nezáleží na tom, jsou-li využívány axiální vrstvy nebo sekundární hrubá data k hodnocení cévního lumina, vždy se optimální šíře rekombinované vrstvy pro posuzování lumina i stěny pohybuje od 1 do 1,5 mm.

Rekonstrukčním algoritmem je možné významně ovlivnit kvalitu zobrazení získaných během postprocessingu. Nejvýznamnějším hlediskem musí být, aby nedošlo ke ztrátě prostorového ani kontrastního rozlišení. Pro hodnocení rovinných obrazů jsou nevhodné algoritmy rekonstrukce s přílišným potlačením rozhraní mezi jednotlivými voxely, naopak neúměrné zvýraznění jednotlivých rozhraní způsobuje problémy s posouzením jemných kontrastních rozdílů. Optimálním rekonstrukčním algoritmem pro hodnocení cévního lumina, stěny i pro následné rekonstrukce rovinné i trojrozměrné je střední potlačení denzitních rozhraní přibližně na $\frac{1}{4}$ až $\frac{1}{3}$ mezi nejvíce rozhraní potlačujícím algoritmem a nejvíce rozhraní zvýrazňujícím algoritmem. Pro výrazné kalcifikované tkáně a pro zobrazení lumina implantovaných stentů je vhodné použití algoritmu středně zvýrazňujícího denzitní rozhraní.

POSTPROCESSING

Nejvýznamnějším způsobem zpracování dat pro hodnocení cévního lumina, stěny a aterosklerotických plátů jsou rovinné rekonstrukce, případně rekonstrukce zakřivených ploch. Stejně jako pro hodnocení rovinných obrazů v transverzální orientaci je optimální šíří zobrazované vrstvy 1–1,5 mm, kdy dochází k významnému potlačení šumu bez úbytku prostorového rozlišení a rozlišení pro nízké kontrastní objekty. Rovinná zobrazení jsou jediná vhodná pro detailní zobrazení karotického kanálu.

Prostorové rekonstrukce charakteru maximum intenzity projection (MIP) jsou nejstarším způsobem trojrozměrných rekonstrukcí cév prvně zkoušených právě při zobrazení krkavic. Díky časté přítomnosti kalcifikací a přítomnosti skeletu v rovinách projekcí je jednodušší využití vrstvého zobrazení algoritmem MIP o šíři 5–10 mm se znázorněním anatomie oblasti bifurkace společné karotidy v několika projekcích.

Nejrozšířenějším a nejoblíbenějším způsobem trojrozměrné rekonstrukce pro CTA je v současné době volume rendering technique (VRT), která využívá objemového zobrazení s definováním průhlednosti a stínování jednotlivých voxelů v kombinaci několika denzitních intervalů. Volba vhodného algoritmu VRT je významným faktorem pro zhotovení přehledné dokumentace topografické situace na krku i intrakraniálně.

Pro kvantifikaci stenóz krčních tepen lze využít automatickou cévní analýzu se segmentací cévy z trojrozměrného objemu dat. Program pro cévní analýzu vytváří planární zakřivené rekonstrukce radiálně orientované podél proudnice cévy. Semiautomatický způsob kvantifikace stenózy spočívá ve vyhledání nejúžšího místa cévy s objektivním změřením nejmenšího průměru cévy v místě stenózy společně s exaktním vyhledáním referenční úrovně pro měření stenózy. Tento způsob hodnocení významnosti stenózy minimalizuje subjektivitu kvantifikace (9).

NOVÉ TRENDY V AKVIZICI A ZPRACOVÁNÍ DAT

Hodnocení perfuze z dat CTA

Za nejvýraznější nedostatek CT angiografie tepen hlavy a krku je považována absence hodnocení hemodynamiky. Perfuzní vyšetření mozku je součástí akutních vyšetření u mozkové ischemie, využít lze i při hodnocení perfuzní rezervy mozku v hyperkapnii. Nejnovější metodou perfuzního zobrazení je zobrazení celého objemu pomocí mapy objemu protékající krve – cerebrální blood volume (CBV). Z dat CT angiografie je možné vypočítat trojrozměrnou mapu CBV. Tato zobrazení jsou vhodná především pro hodnocení rozsahu restrikce CBV při akutní mozkové ischemii, tedy pro posouzení rozsahu již proběhlé nekrózy mozkové tkáně. Mapa CBV může sloužit také pro posuzování kritické perfuze mozku u těžkého stupně obliterujícího postižení tepen zásobujících mozek.



▲ Obr. 1A



▲ Obr. 1B

Obr. 1. MDCTA krkavic u nemocného s náhle vzniklou levostranou hemiplegií

A – zakřivená rekonstrukce, exulcerovaný plát v bulbu karotidy s nízkými densitami v obnaženém cholesterolovém jádru; B – VRT obraz demonstrující ulceraci; C – koronární obraz ukazuje uzavřenou pravou vnitřní krkavici v sífonu materiálem zčásti tvořeným trombem (se středními densitami), zčásti cholesterolem (nižší density); D – VRT zobrazující uzavřenou intrakraniální část levé vnitřní krkavice a levou střední mozkou tepnu; E, F – axiální a koronární obraz rekonstruovaný z dat CTA ukazuje absenci arteriálního syčení mozkové tkáně v oblasti nekrotického jádra ischemie; G, H – 3D objem perfuzních obrazů objemu protékající krve (CBV) vypočtený z dat CTA

Fig. 1. MDCTA of the carotid in patient suffered from sudden left sided hemiplegia

A – curved planar reformation, exulcerated plaque in carotid bulb with low densities in the cholesterol core; B – volume rendered image demonstrated the ulceration; C – coronal planar reformation showed occluded right internal carotid with material partially formed by clot (middle densities) and partially by cholesterol (lower densities); D – volume rendered image showed occluded intracranial left internal carotid and middle cerebral artery; E, F – reconstructed from CTA data, axial and coronal images showed absent arterial enhancement in necrotic ischemic core; G, H – 3D volume cerebral blood volume (CBV) perfusion images were calculated from CTA data

Subtrakce skeletu

Pro automatizaci subtrakce skeletu je v současné době možné využít jednak provedení nativního a postkontrastního vyšetření s následnou subtrakcí skeletu nebo nověji u CT systému se dvěma zdroji záření zpracováním zobrazení dvojí (duální) energií.

Metoda digitální subtrakce pomocí výpočetní tomografie (tzv. DSA CT) se opírá o akvizice dat nejprve bez podání kontrastní látky nízkou dávkou, poté akvizicí dat po podání kontrastní látky s dávkou ekvivalentní běžné CTA. Pro kvalitní subtrakci skeletu a přesné zobrazení voxelů nasycených kontrastní látkou je nutné zachovat stejnou polohu objektů v obou fázích. Nevýhodami metody jsou zvýšení dávky ionizujícího záření a problémy se adekvátní subtrakcí.

Zobrazení duální energií

U CT systému se dvěma zdroji záření je pro CTA krčních a intrakraniálních tepen možné využít skenování při použití napětí 140 a 80 kV. Zobrazení duální energií využívá jevu závislosti absorpce záření rozdílných chemických prvků,

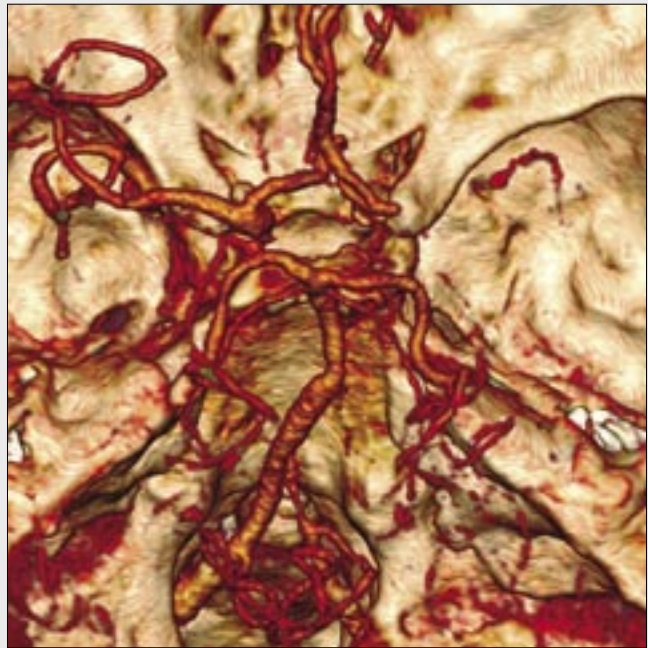
v tomto případě zejména mezi kalcium a jódem, na energii záření. Díky vyšší strmosti stoupání denzity při nižší energii záření X je možné identifikovat voxely s obsahem kalcia a s obsahem jódu. Vyhodnocením dat vzniká mapa voxelů s obsahem jódu a s obsahem kalcia. Voxely s obsahem kalcia lze z výsledného obrazu eliminovat. Kromě subtrakce skeletu lze takto odstranit i kalcifikace z oblasti bifurkace karotidy, a tím lépe demonstrovat místo stenózy. Budoucím dalším využitím skenování dvojí energií bude zřejmě kvalitativní hodnocení složení měkkého aterosklerotického plátu – odlišení aterogenních hmot lipidové povahy a hmot s obsahem železa v destabilizovaných plátech. Vlastně bude možné provést chemickou analýzu aterosklerotického plátu a využít ji ke „stagingu“ aterosklerózy.

DOKUMENTACE

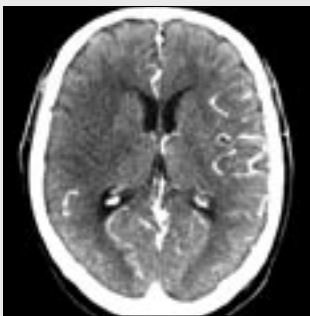
Multidetektorové přístroje v současné době produkují značné množství obrazových souborů, rychlá orientace mezi několika tisíci obrazy je velmi obtížná. Kvalita vyhodnocení



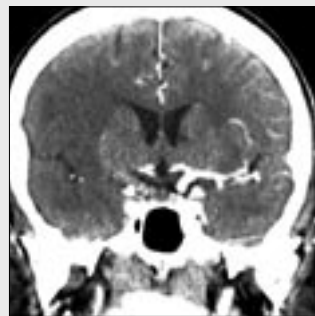
▲ Obr. 1C



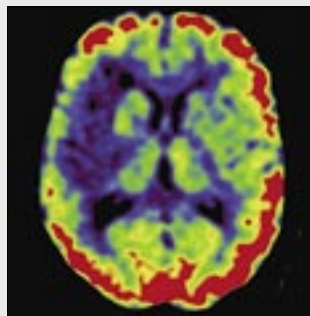
▲ Obr. 1D



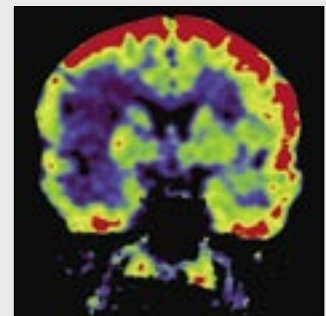
▲ Obr. 1E



▲ Obr. 1F



▲ Obr. 1G



▲ Obr. 1H

vyšetření je závislá nejen na správném posouzení patologických změn, ale rovněž na přehledné prezentaci výsledků formou výběru trojrozměrných i planárních zobrazení.

U dvourozměrných rekonstrukcí je třeba do obrazového výběru zahrnout oblast stenozujícího procesu. Trojrozměrné VRT rekonstrukce je třeba zhotovit v šikmých projekcích na každé karotické povodí v oblasti krku s rozprojikováním větvení společné krkavice, dále zobrazit anatomii odstupů cév z oblouku aorty a dorzálně sklopenou projekci shora na Willisův okruh a vertebrobazilární řečiště. Pokud je charakter nálezu komplikovanější, je samozřejmě doplnění cílených projekcí.

HODNOCENÍ

Lumen cévy

Pro hodnocení cévního lumina je nutné použít širšího nastavení okna tak, aby bylo možno diferencovat mezi kontrastní náplní cév a kalcifikacemi.

Nejrozšířenějším a nejdůležitějším způsobem hodnocení stupně stenózy tepen je v oblasti krčního úseku karotid měření podle NASCET (North America Stenosed Carotid Endarterectomy Trial) kritérií. Hodnoceno je nejúžší místo zúžení dané do poměru s nejširším místem tepny na odvodné části. Odečtením poměru vyjádřeného v procentech od 100 % dává stupeň stenózy. V ostatních částech řečiště je měřena často širší volného lumina a dána do poměru s celou šíří cévy.

Alternativní metoda stanovení stenózy dle NASCET kritérií přímým měřením zbytkového lumina bylo hodnoceno Barletem et al. (10, 11). Kritéria pro stanovení významnosti stenózy (odpovídající kritériím NASCET) byla stanovena 1,3 mm pro stenózu 70 %, 2,2 mm pro stenózu 50 % při senzitivitě 88 %, specifitě 92 % a negativní prediktivní hodnotě (NPV) 98 %.

Vinutost cév

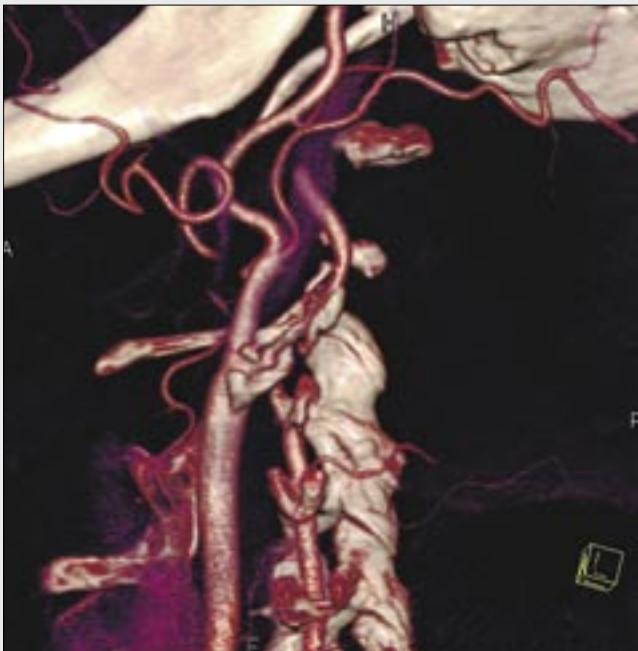
Vnitřní krkavice v krčním úseku mohou mít výrazně vinutý průběh, výrazná elongace cévy vede k vlnovitému průběhu v jedné rovině (tortuozitě) nebo k trojrozměrnému zavinutí (coilingu),



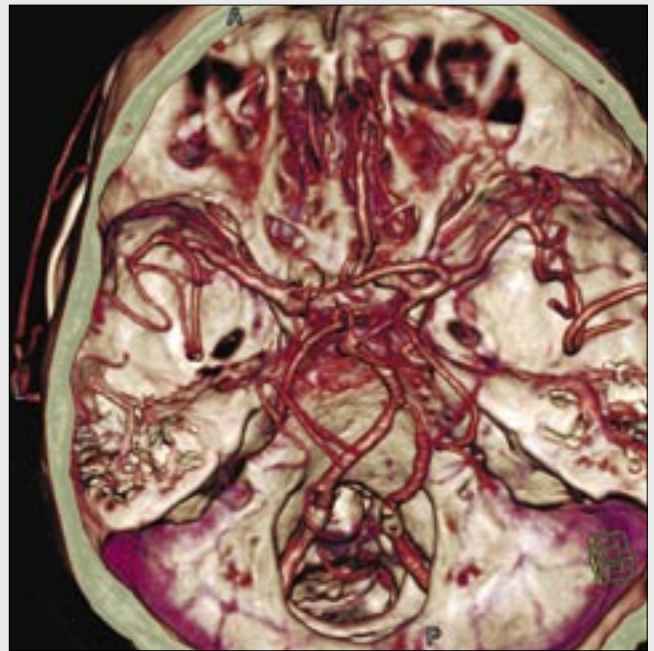
▲ Obr. 2A



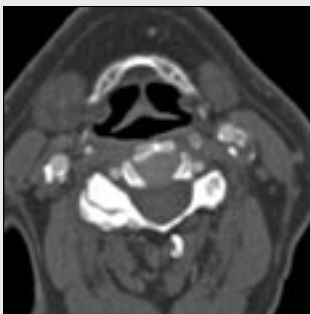
▲ Obr. 2B



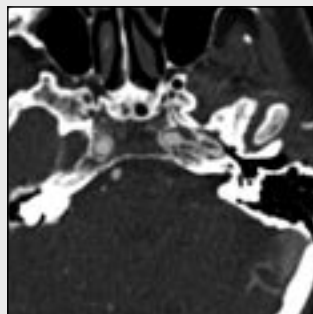
▲ Obr. 2C



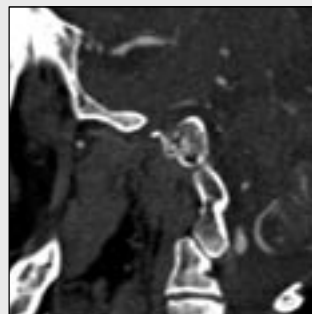
▲ Obr. 2D



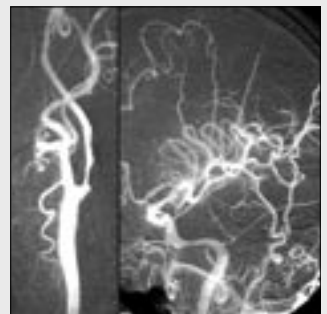
▲ Obr. 2E



▲ Obr. 2F



▲ Obr. 2G



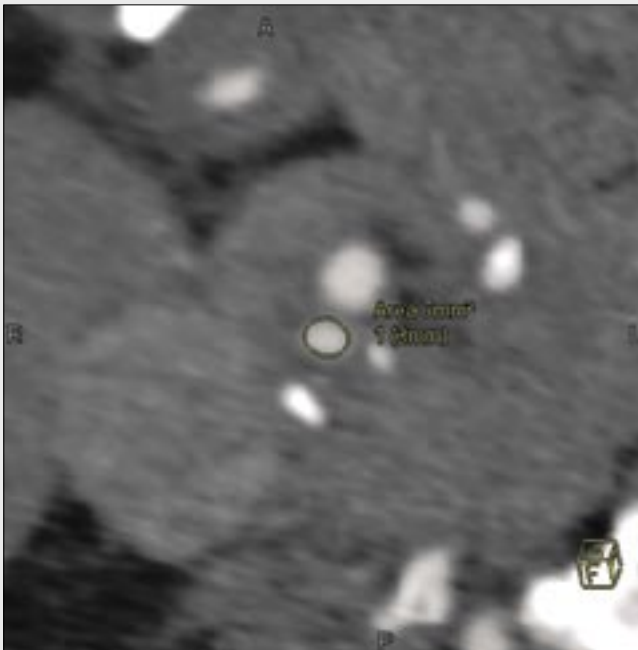
▲ Obr. 2H

Obr. 2. **Tandemová stenóza levé vnitřní krkavice**

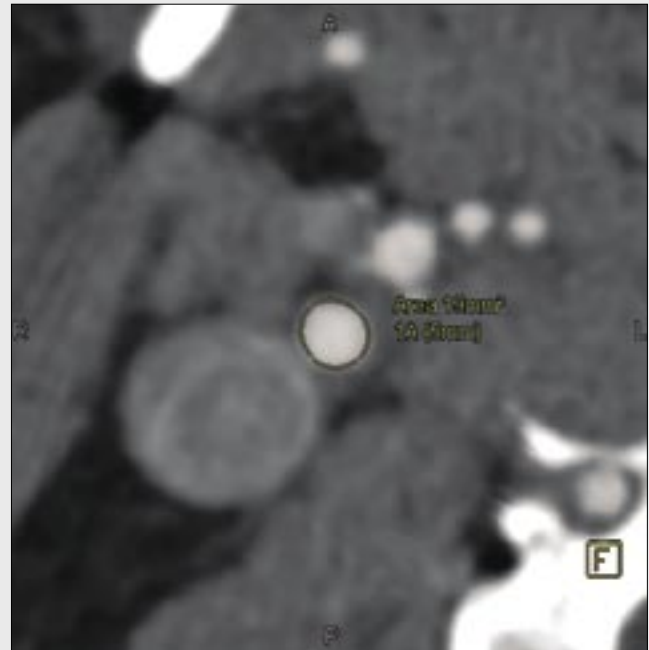
A-D – VRT obrazy, základní projekce pro CTA krkavic; E-G – planární obrazy ukazují dvě významné stenózy: v karotickém bulbu a v karotickém kanálu; H – DSA provedená během karotické angioplastiky ukazuje totožný nález jako CTA

Fig. 2. **Tandem stenoses of the left internal carotid**

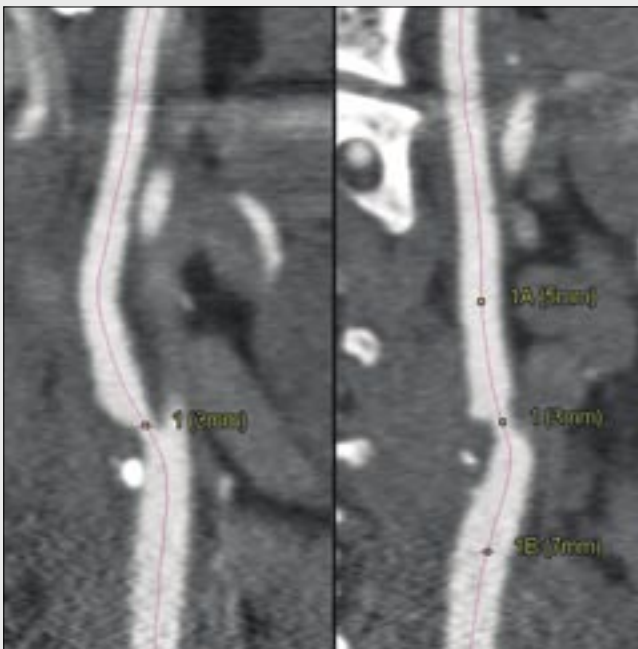
A-D – volume rendered images, essential projections for CTA of the carotids; E-G – planar images show two severe stenoses - in the carotid bulb and in the carotid canal; H – DSA performed during carotid angioplasty demonstrated the same finding as CTA



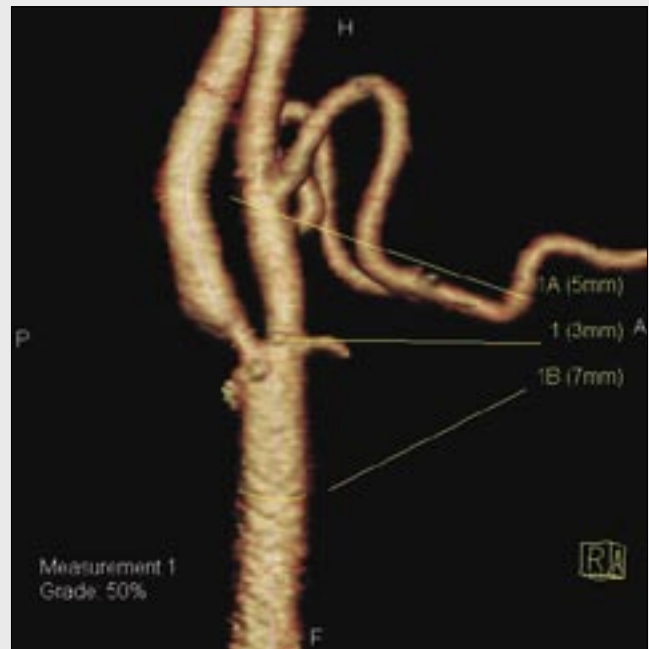
▲ Obr. 3A



▲ Obr. 3B



▲ Obr. 3C



▲ Obr. 3D

Obr. 3. Semiautomatická cévní analýza zúženého karotického bulbu podle NASCET kritérií

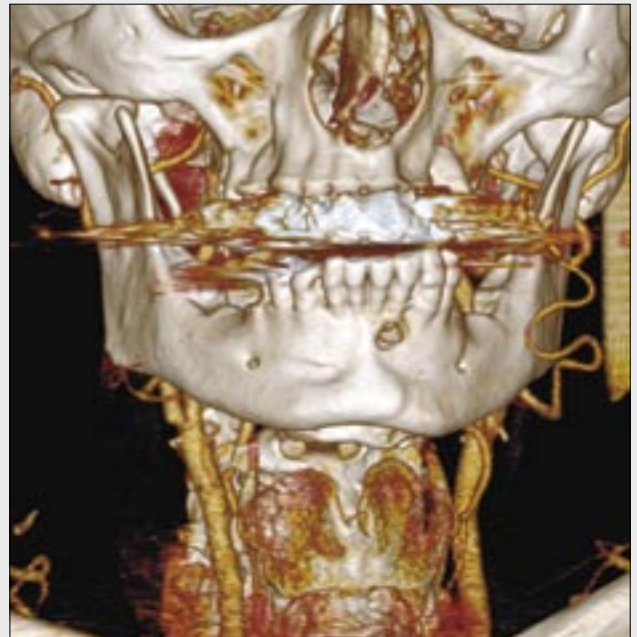
A – měření průměru a plochy ve stenotickém segmentu; B – měření průměru a plochy nad stenotickým segmentem; C – zakřivené planární rekonstrukce podél osy cévy byly použity pro nalezení místa maximálního zúžení; D – VRT demonstrující výsledky cévní analýzy

Fig. 3. Semi-automated vessel analysis of the stenosed carotid bulb according to the NASCET criteria

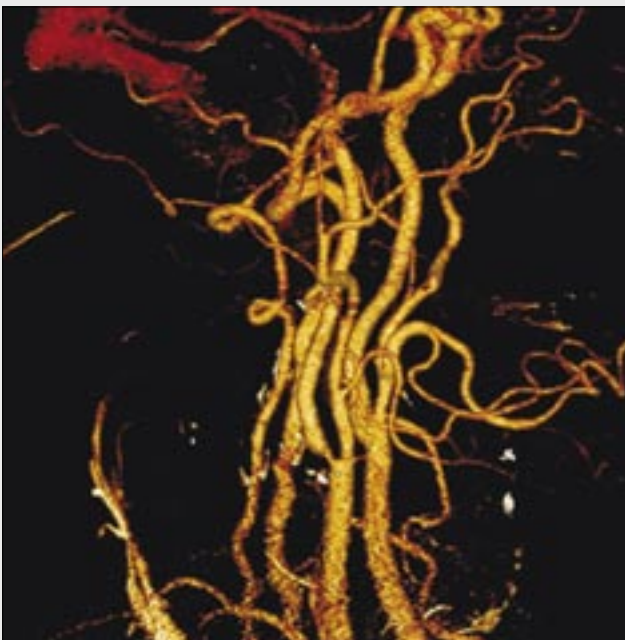
A – measurement of the diameter and area in the stenosed segment; B – measurement of the diameter and area above the stenosed segment; C – curved planar reformations along the vessel axis were used to identify the thinnest segment; D – volume rendered image showing the results of the vessel analysis



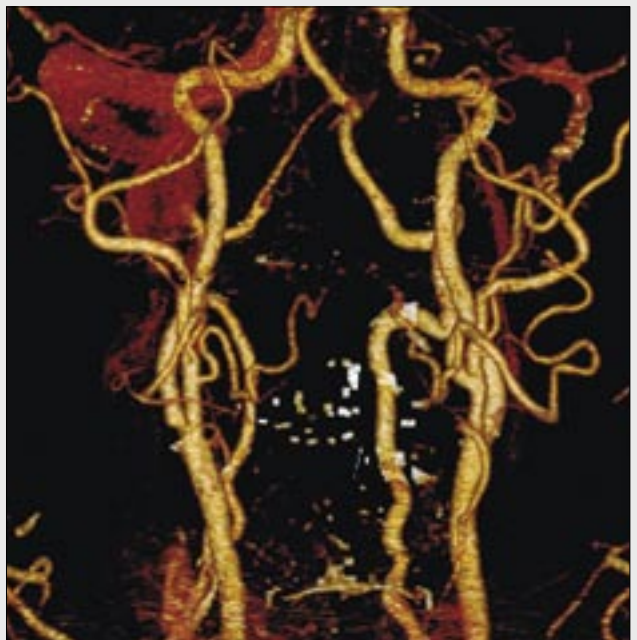
▲ Obr. 4A



▲ Obr. 4B



▲ Obr. 4C



▲ Obr. 4D

Obr. 4. Subtrakce skeletu použitím nativního zobrazení provedené před vlastní akvizicí CTA

A, B – dvě projekce před subtrakcí; C, D – subtrahované obrazy ukazují krční cévy včetně vertebrobasilárního systému

Fig. 4. Skeleton subtraction using non-enhanced CT performed before CTA data acquisition

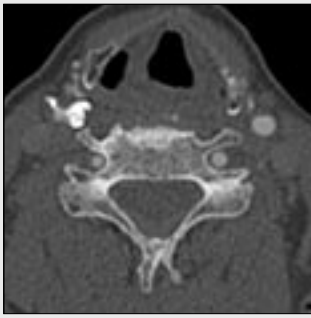
A, B – two views before subtraction; C, D – subtracted images showed cervical vessels including vertebrobasilar system

Obr. 5. Subtrakce skeletu, skenování duální energií bylo použito u těžce kalcifikované kritické stenózy pravé karotické bifurkace. Za povšimnutí stojí rozdílná densita kalcia a jódu na obrazech provedených s jinými hodnotami voltáže

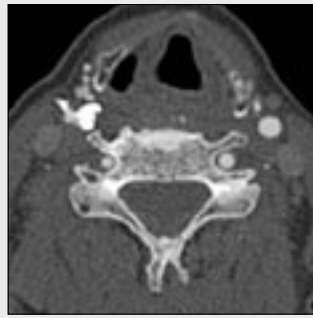
A – axiální obraz, použito 140kV; B – axiální obraz, použito 80 kV; C – sumační obraz 80/140 kV s faktorem sumace 0,3; D – obraz se subtrahovanými voxelů kalcifikací; E – VRT obraz před vyhodnocením dat duální energie; F, G – VRT a MIP, stejná projekce jako předchozí obraz kosti odstraněny vyhodnocením dat duální energie; H – MIP obraz, přehledná projekce krčních a intrakraniálních cév

Fig. 5. Skeleton subtraction, dual energy scanning used in severe calcified critical stenosis of the right carotid bifurcation. Note the different densities of calcium and iodine in images performed with different tube voltages

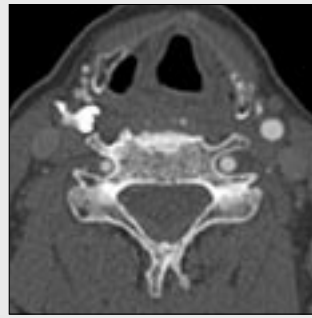
A – axial image performed with 140 kV; B – axial image performed with 80 kV; C – image with 80/140 kV summation, used factor 0.3; D – image with identified and subtracted calcium voxels; E – volume rendered image before dual energy image evaluation; F, G – volume rendered image and maximum intensity projection, the same view as on the previous image after dual energy bone removal; H – maximum intensity projection, general view of the cervical and intracranial arteries



▲ Obr. 5A



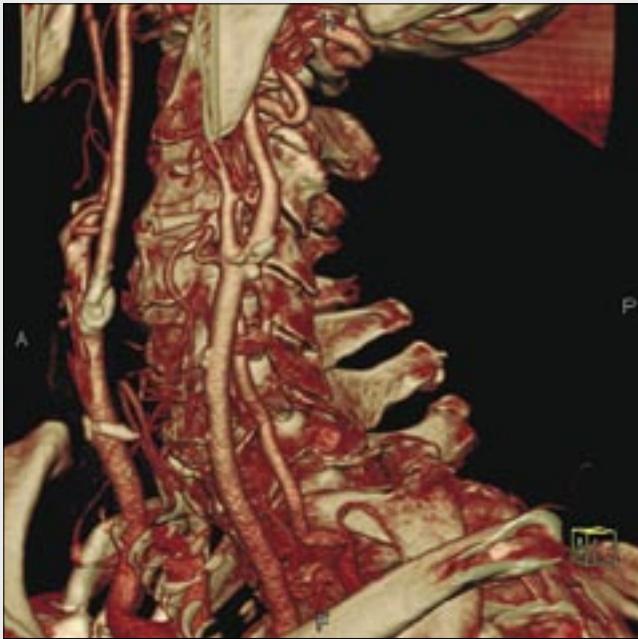
▲ Obr. 5B



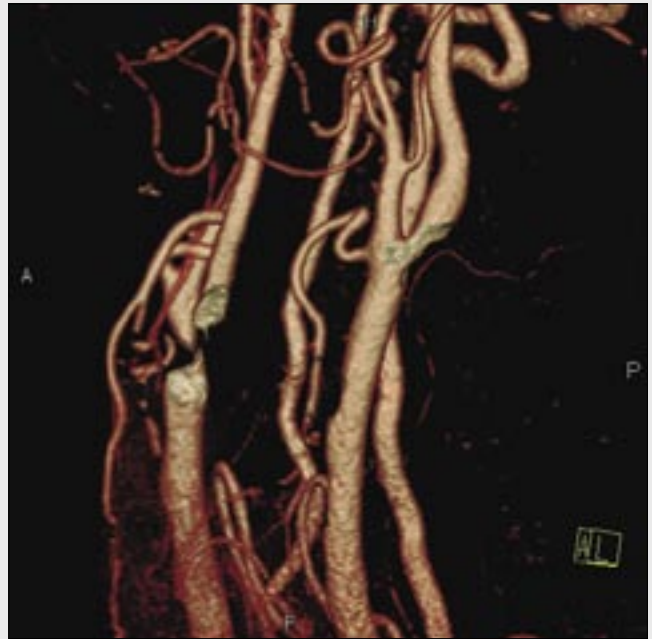
▲ Obr. 5C



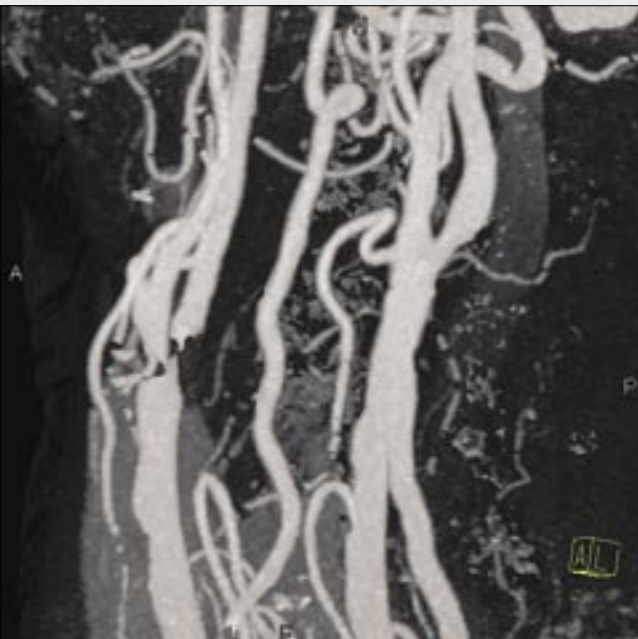
▲ Obr. 5D



▲ Obr. 5E



▲ Obr. 5F



▲ Obr. 5G



▲ Obr. 5H

obě možnosti mohou vést k zalomení cévy (kinking), jež se pak stává příčinou významného zúžení cévního průsvitu

Pro znázornění vinutosti cév je nejhodnější trojrozměrné zobrazení typu VRT.

Stěna tepny

Pro hodnocení strukturálních změn ve stěně tepen je třeba zvolit užší nastavení okna tak, aby bylo možné diferencovat mezi nízcenedenzními lipidovými složkami plátu (12, 13), cévní stěnou denzity vazivové tkáně a materiálem středně denzním charakteru fibrózních plátů a bílého trombu. Rozdíly mezi denzitou lipidové části plátu a více denzními složkami jsou více vyjádřeny na obrazech získaných pomocí nižší energie záření (např. 80 kV – využívané u zobrazení duální energií).

V CT obrazu na planárních zobrazeních je možné diferencovat mezi stabilními a nestabilními aterosklerotickými pláty. Jako stabilní se označují pláty, které jsou tvořeny pouze kalcifikacemi, dále fibrózní tkání, jejíž denzita dosahuje hodnot 70–90 HU.

Potenciálně nestabilním plátem je plát s lipidovým (cholesterolovým) jádrem s denzitami blízcími se k 0 HU a fibrózní čepičkou.

Za projev nestabilního plátu je nutné považovat obnažené lipidové jádro plátu, ulcerace plátu nebo přítomnost nasedajícího trombu na destabilizovaný plát. Protože trombus v arteriálním systému je bílý, jeho denzita se pohybuje kolem 50 HU, je tedy nižší než u vaziva nebo u koagulované krve. Relativně vzácným nálezem u chronicky vyšetřovaných nemocných, avšak častým nálezem u nemocných při akutní cévní příhodě bývá vyprázdňený plát. Jde o původně ulcerovaný nestabilní plát s nasedající trombózou, který odloučením od spodiny způsobil rozsáhlou ulceraci v bulbu karotidy, kdy je téměř veškerý materiál plátu odloučen a embolizován do vyšší etáže (14).

Kolaterální oběh

Zatímco u uzávěru krkavice je kolaterálním oběhem druhostranné řečiště a často stejnostranná zevní krkavice cestou oftalmické arkády, u uzávěru vertebrálních tepen může být rozvinutý kolaterální oběh cestou hlubokých krčních tepen nejvýraznější známkou patologického nálezu. Významným nálezem je také kolaterální cirkulace u subklaviálního steal-syndromu při uzávěru podklíčkové tepny před odstupem vertebrální tepny. Pro další terapii závažných stenóz v oblasti krku je také značně důležité správně posoudit úplnost a suficienci Willisova krku a hodnocení tandemových stenóz v karotickém kanálu i v intrakraniálních úsecích krčních tepen (15). Nejen v případě, je-li zobrazení krčních tepen součástí akutního zobrazení cévních mozkových příhod, je samozřejmostí posouzení přítomnosti intrakraniálních uzávěrů, aneurysmat nebo arteriovenózních zkratů.

Další tkáně

Nedílnou součástí hodnocení vyšetření musí být hodnocení okolních tkání, jako jsou plicní vrcholy, štítná žláza, příštítná tělíska, přítomnost nádorových či dalších expanzivních procesů v oblasti orofaciální i intrakraniální, dále posouzení skeletu včetně přítomnosti traumatických změn. Hodnocení intrakraniálního žilního systému je možné téměř při všech vyšetřeních díky velmi krátkému tranzitnímu času mozku, u krčních žil jsou možnosti hodnocení limitovány minimální náplní.

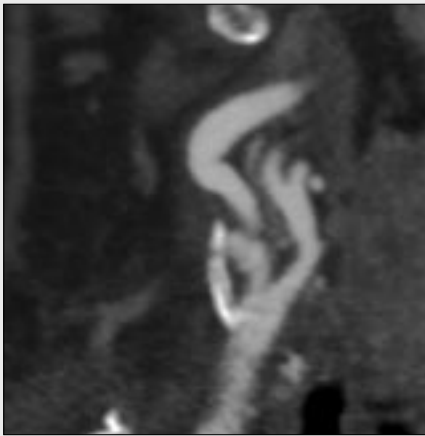
KLINICKÝ VÝZNAM CTA KRČNÍCH TEPEN

Senzitivita a specifita metody CTA pro hodnocení významné stenózy (stenóza a. carotis interna v oblasti krku >70 %) je vysoká – průměrná hodnota senzitivity 95 % (91–97 %), specifity 98 % (96–99 %) dle rozsáhlé metaanalýzy provedené na základě 15 metodicky nejvyšších studií v období let 1992–2002. Všechny studie zahrnuté do metaanalýzy používaly šíři axiálních obrazů 2–3 mm. Vysoká míra shody interpersonálního hodnocení je dalším výrazným faktorem validity CTA krkavic (interobserver agreement correlation 0,78–0,89, $p < 0,001$) (12).

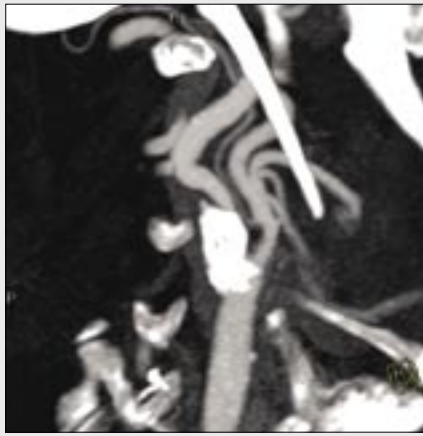
Nejvýznamnější indikací od prvních pokusů se zobrazením krčních tepen je aterosklerotické postižení karotické bifurkace. Při použití multidetektorových přístrojů je do vyšetření zahrnuta oblast odstupů tepen z oblouku aorty společně s intrakraniálním řečištěm, proto je možné CTA využít ke komplexnímu a morfologicky definitivnímu hodnocení tepen hlavy a krku. V diagnostickém algoritmu v případě prokázané stenózy při ultrazvukovém vyšetření krkavic je CTA definitivní diagnostická metoda. Jako metodu první volby ji používáme u akutních cévních mozkových příhod při mozkové ischemii a subarachnoidálním krvácení, kdy zobrazení krčních tepen slouží i k posouzení cévního přístupu před zvážením endovaskulární terapie.

Kvalita diagnostické informace CTA krkavic je dostatečná k tomu, aby zcela nahradila diagnostickou angiografii s výjimkou zobrazení hemodynamiky řečiště. Ve srovnání s kontrastní MR-angiografií je CTA metodou s vyšším prostorovým rozlišením a komplexnějším zobrazením prostorově-topografických vztahů. Nevýhodou je radiační zátěž a aplikace jódové kontrastní látky.

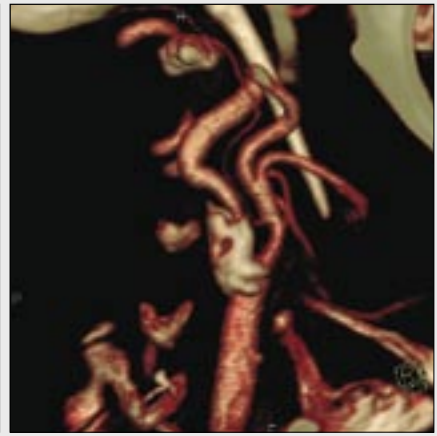
Novými aplikacemi CTA bude v krátké době integrální hodnocení mozkové perfuze, minimálně CBV parametru a také zřejmě podrobnější hodnocení struktury aterosklerotických plátů s hodnocením jejich chemického složení při skenování dvojí energií záření X.



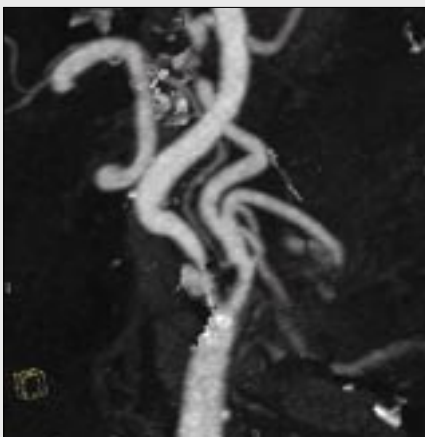
▲ Obr. 6A



▲ Obr. 6B



▲ Obr. 6C



▲ Obr. 6D

Obr. 6. Exulcerovaný plát skrytý ve skořápkovitých kalcifikacích, odstranění kalcia použitím vyhodnocení dat duální energie

A – zakřivená rekonstrukce; B – MIP obraz před odstraněním kalcia; C – VRT obraz před odstraněním kalcia; D – MIP obraz bez voxelů s obsahem kalcia ukazuje jasně exulcerovaný plát, který způsobuje významnou stenózu bulbu vnitřní krkavice

Fig. 6. Exulcerated plaque hidden in calcified shell, calcium using dual energy evaluation

A – curved planar reformation; B – maximum intensity projection before calcium removal; C – volume rendered image before calcium removal; D – maximum intensity projection of the carotid artery without calcium voxels showed clear exulcerated plaque caused severe bulb stenosis



▲ Obr. 7A



▲ Obr. 7B

Obr. 7. Uzavřená levá vnitřní krkavice, uzavěr distální části levé vertebrální tepny, která je v krčním úseku významně zúžená na více úrovních, k subtrakci skeletu bylo využito dat duální energie

A, B – trojrozměrné VRT obrazy po odstranění skeletu vyhodnocením dat duální energie

Fig. 7. Using dual energy evaluation, subtracted images showed occluded left internal carotid and occlusion of the distal vertebral artery, multiple severe stenoses of the cervical left vertebral artery

A, B – three-dimensional volume rendered images after dual energy bone removal

LITERATURA

1. **Castillo M.** Diagnosis of disease of the common carotid artery bifurcation: CT angiography vs catheter angiography. *AJR Am J Roentgenol* 1993; 161(2): 395–398.
2. **Cumming MJ, Morrow IM.** Carotid artery stenosis: a prospective comparison of CT angiography and conventional angiography. *AJR Am J Roentgenol* 1994; 163(3): 517–523.
3. **Ferda J.** CT angiografie. Praha: Galén 2004; 63–120.
4. **Saba L, Sanfilippo R, Pirisi R, Pascalis L, Montisci R, Mallarini G.** Multidetector-row CT angiography in the study of atherosclerotic carotid arteries. *Neuroradiology* 2007; 49(8): 623–637.
5. **Schuknecht B.** High-concentration contrast media (HCCM) in CT angiography of the carotid system: impact on therapeutic decision making. *Neuroradiology* 2007; 49(Suppl 1): S15–S26.
6. **Saba L, Caddeo G, Sanfilippo R, Montisci R, Mallarini G.** CT and ultrasound in the study of ulcerated carotid plaque compared with surgical results: potentialities and advantages of multidetector row CT angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28(6): 1061–1066.
7. **de Monye C, de Weert TT, Zaalberg W, Cademartiri F, Siepmann DA, Dippel DW, van der Lugt A.** Optimization of CT angiography of the carotid artery with a 16-MDCT scanner: craniocaudal scan direction reduces contrast material-related perivenous artifacts. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186(6): 1737–1745.
8. **Ferda J, Kastner J, Kreuzberg B, Novák M, Rohan V.** Zobrazení akutní mozkové ischemie. *Ces Radiol* 2007; 61(3): 231–241.
9. **Silvennoinen HM, Ikonen S, Soine L, Railo M, Valanne L.** CT angiographic analysis of carotid artery stenosis: comparison of manual assessment, semi-automatic vessel analysis, and digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28(1): 97–103.
10. **Bartlett ES, Walters TD, Symons SP, Fox AJ.** Carotid stenosis index revisited with direct CT angiography measurement of carotid arteries to quantify carotid stenosis. *Stroke* 2007; 38(2): 286–291.
11. **Bartlett ES, Walters TD, Symons SP, Fox AJ.** Quantification of carotid stenosis on CT angiography. *AJNR* 2006; 27: 13–19.
12. **Hollingworth W, Nathens AB, Kanne JP, Crandall ML, Crummy TA, Hallam DK, Wang MC, Jarvik JG.** The diagnostic accuracy of computed tomography angiography for traumatic or atherosclerotic lesions of the carotid and vertebral arteries: a systematic review. *Eur J Radiol* 2003; 48(1): 88–102.
13. **Hardie AD, Kramer CM, Raghavan P, Baskurt E, Nandalur KR.** The impact of expansive arterial remodeling on clinical presentation in carotid artery disease: a multidetector CT angiography study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28(6): 1067–1070.
14. **Saba L, Caddeo G, Sanfilippo R, Montisci R, Mallarini G.** Efficacy and sensitivity of axial scans and different reconstruction methods in the study of the ulcerated carotid plaque using multidetector-row CT angiography: comparison with surgical results. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28(4): 716–723.
15. **Waaiker A, van Leeuwen MS, van der Worp HB, Verhagen HJ, Mali WP, Velthuis BK.** Anatomic variations in the circle of Willis in patients with symptomatic carotid artery stenosis assessed with multidetector row CT angiography. *Cerebrovasc Dis* 2007; 23(4): 267–274.

R. A. Powsner, E. R. Powsner

ESSENTIAL NUCLEAR MEDICINE PHYSICS, SECOND EDITION / Fyzikální základy nukleární medicíny

Oxford: Blackwell Publishing 2006; 206 s., 208 obr., 25 tab., cena 35 GBP. ISBN 1-4051-0484-8.

Prvé tři kapitoly jsou věnovány fyzikálním základům nukleární medicíny, interakci ionizujícího záření s prostředím a výrobě radionuklidů pro lékařské aplikace. Další sedm kapitol pojednává o detektorech a zobrazovacích zařízeních včetně SPECT, PET a PET/CT. Poslední čtyři pojednání se zabývají radiační biologii, dozimetrií a radiační ochranou. Dodatky obsahují tabulku fyzikálních charakteristik radionuklidů, dávky z některých nejužívanějších radiofarmak, stručný výpočet konstanty S pro stanovení dávek z radiofarmak, průvodce po amerických předpisech NRC o radiační ochraně. Tento pozoruhodný úvod do technické problematiky oboru zaujme především velkým množstvím zcela originálních až nezvyklých ilustrací, v jiných obdobných knihách (s výjimkou prvního vydání této publikace) nikdy nepoužitých. Například vynikají schémata zobrazovacích přístrojů, názorné ilustrace napomáhající objasnění digitálního zobrazování, rekonstrukce obrazu, filtry ve Fourierově prostoru,

nechybí ani četné příslušné snímky ze scintilačních kamer. Obrázky nejsou sice barevné, ale jsou vylepšeny s použitím odstínů šedi. Didaktický charakter knihy je dále zvýrazněn uváděním důležitých pojmů v boxech odlišených od textu a testovými otázkami za každou kapitolou (správné odpovědi jsou v závěru knihy).

V podstatě úprava knihy a charakter ilustrací jsou obdobné jako v prvním vydání z roku 1998, jsou však novelizovány v soulase s pokrokem v oboru. Náročnějším čtenářům zvyklým na složitější výklad může připadat, že kniha problémy poněkud zjednodušuje, ale celkově se jedná o výtečnou učební pomůcku zejména pro začátečníky jak v pregraduálním, tak postgraduálním studiu.

Adresa nakladatelství: Blackwell Publishing Ltd., 9600 Garsington Road, Oxford OX4 2DQ, UK (www.blackwellpublishing.com).

prof. ing. Václav Hušák, CSc.