

Jan Baxa
Jiří Ferda

Multidetektorová výpočetní tomografie srdce



UPOZORNĚNÍ

Všechna práva vyhrazena.

Žádná část této tištěné či elektronické knihy nesmí být reprodukována a šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu nakladatele.

Neoprávněné užití této knihy bude trestně stíháno.

Galén

Na Bělidle 34, 150 00 Praha 5

www.galen.cz

© Galén, 2012

Jan Baxa
Jiří Ferda

Multidetektorová výpočetní tomografie srdce



Autoři

as. MUDr. Jan Baxa, Ph.D.

doc. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D.

Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN Plzeň

Recenzenti

prof. MUDr. Pavel Eliáš, CSc.

Radiologická klinika LF UK a FN Hradec Králové

prim. MUDr. Milan Novák

Radiodiagnostické oddělení nemocnice Privamed, Plzeň

Poděkování

Autoři děkují za dlouhodobou plodnou spolupráci přátelům kardiologům

prof. MUDr. Richardu Rokytovi MSc, PhD., MUDr. Janu Peškovi a prim. MUDr. Miloslavu Zikmundovi.

Jan Baxa, Jiří Ferda

MULTIDETEKTOROVÁ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE SRDCE

První vydání v elektronické verzi

Vydalo nakladatelství Galén, Na Bělídle 34, 150 00 Praha 5

Editor nakladatelství PhDr. Lubomír Houdek

Šéfredaktorka nakladatelství PhDr. Soňa Dernerová

Odpovědná redaktorka Mgr. Jarmila Prokešová

Sazba Petra Veverková, DTP Galén

G311063

Kniha vznikla za podpory výzkumného projektu MSM 0021620819

a projektu Experimentální chirurgie – nové technologie v medicíně, registrační číslo: CZ.1.07/2.2.00/15.0049.



Všechna práva vyhrazena.

Tato publikace ani žádná její část nesmí být reprodukována, uchovávána v rešeršním systému nebo přenášena jakýmkoli způsobem (včetně mechanického, elektronického, fotografického či jiného záznamu) bez předchozího souhlasu nakladatelství.

© Galén, 2012

ISBN 978-80-7262-886-5 (PDF)

ISBN 978-80-7262-887-2 (PDF pro čtečky)

OBSAH

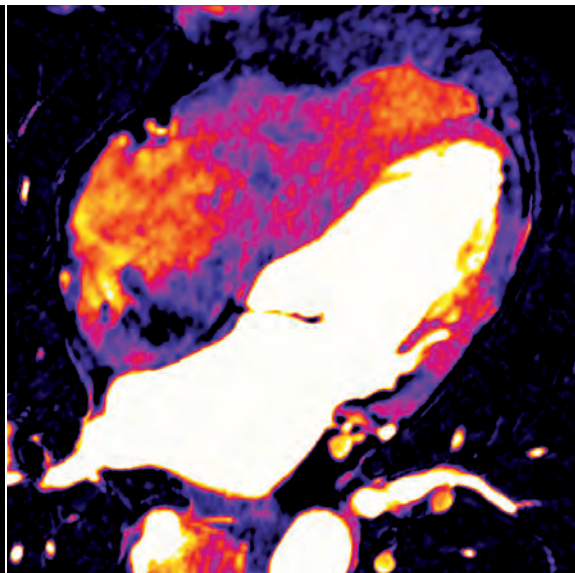
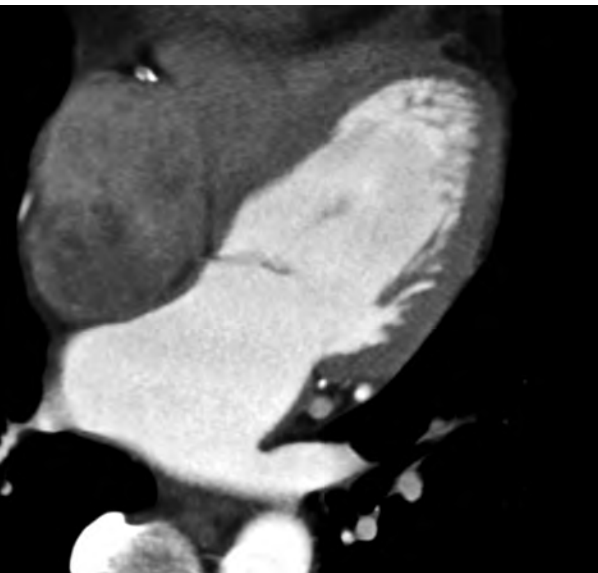
OBECNÁ ČÁST

1	Základní technické předpoklady a historie	10
2	EKG synchronizace	12
3	Retrospektivní gating	14
4	Prospektivní triggering	16
5	Časové rozlišení – I.	18
6	Časové rozlišení – II.	20
7	Prostorové rozlišení	22
8	Kontrast a šum	24
9	Aplikace kontrastní látky – základní parametry	26
10	Aplikace kontrastní látky – způsob časování	28
11	Aplikace kontrastní látky – bolus, objem, koncentrace, viskozita	30
12	Akviziční parametry – rozsah a směr	32
13	Akviziční parametry – expozice a datová stopa	34
14	Faktor stoupání a perioda rotace	36
15	Rekonstrukce dat	38
16	Problematika nastavení a editace rekonstrukční fáze	40
17	Multifázová rekonstrukce	42
18	Multiplanární rekonstrukce	44
19	MIP rekonstrukce	46
20	VRT rekonstrukce	48
21	Softwarové nástroje a analýza plátu	50
22	4D zobrazení a analýza funkčních parametrů	52
23	Hodnocení a archivace dat	54
24	Kvantifikace koronárních kalcifikací	56
25	Dynamické perfuzní zobrazení	58
26	Zobrazení duální energií	60
27	Hybridní zobrazení	62
28	Možnosti redukce dávky ionizačního záření	64
29	Zobrazení na CT přístroji s jedním zdrojem záření	66
30	Zobrazení na CT přístroji se širokým detektorem	68
31	Zobrazení na CT přístroji se dvěma zdroji záření	70
32	Premedikace a příprava pacienta	72
33	Klinické indikace CT zobrazení srdce	74

SPECIÁLNÍ ČÁST

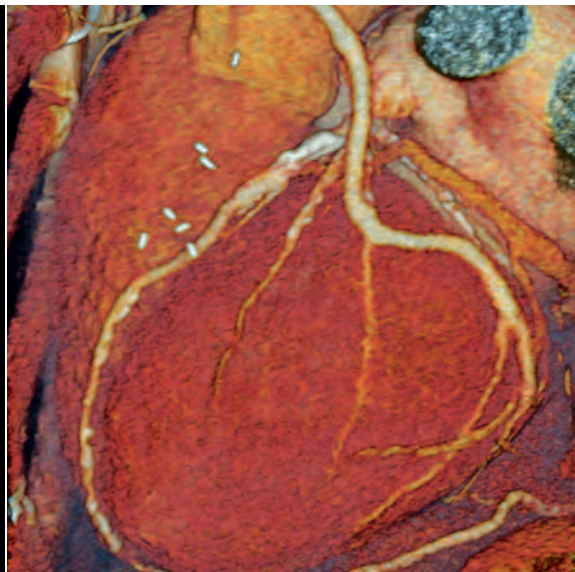
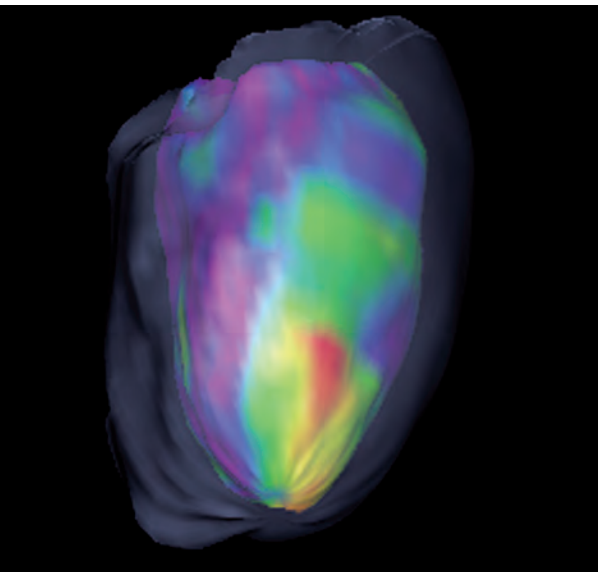
1	Pravá věnčitá tepna	78
2	Levá věnčitá tepna	80
3	Dominance levé věnčité tepny	82
4	Anomální odstup věnčitých tepen – přední průběh tepny	84
5	Anomální odstup věnčitých tepen – retroaortální průběh tepny	86
6	Anomální odstup věnčitých tepen – interarteriální průběh tepny	88
7	Anomální odstup věnčitých tepen – transseptální průběh tepny	90
8	Anomální odstup věnčitých tepen – syndrom Blandův-Whiteův-Garlandův	92
9	Koronární píštěle	94
10	Myokardiální můstky	96
11	Srdeční žíly	98
12	Variabilita srdečních žil	100
13	Aterosklerotické pláty	102
14	Fibrózní aterosklerotické pláty	104
15	Lipoidní aterosklerotické pláty a pozitivní remodelace	106
16	Nestabilní aterosklerotické pláty	108
17	Kalcifikované pláty a kalcifikace ve stěně tepen	110
18	Kalciové skóre	112
19	Koronární ateroskleróza – postižení jedné tepny	114
20	Koronární ateroskleróza – postižení více tepen	116
21	Diabetická angiopatie	118
22	Chronický uzávěr věnčité tepny	120
23	Akutní uzávěr věnčité tepny	122
24	Spontánní disekce věnčité tepny	124
25	Disekce věnčité tepny u disekce aorty	126
26	Stenty ve věnčitých tepnách	128
27	Restenózy a komplikace implantace stentů	130
28	Okluze koronárního stentu	132
29	Základní roviny zobrazení srdce	134
30	Projekce na aortální chlopeň	136
31	Subvalvulární stenóza	138
32	Valvulární stenóza	140
33	Valvulární regurgitace a kombinované vady	142
34	Bikuspidální aortální chlopeň	144
35	Supravalvulární stenóza	146

36	Mitrální chlopeň.....	148
37	Trikuspidální chlopeň	150
38	Intrakardiální zkratky	152
39	Parciální anomální návrat plicních žil	154
40	Komplexní anomálie srdce	156
41	Dilatační kardiomyopatie	158
42	Hypertrofická kardiomyopatie	160
43	Arytmogenní kardiomyopatie pravé komory.....	162
44	Nádory perikardu	164
45	Nádory myokardu	166
46	Nádory intrakardiální.....	168
47	Srdeční aneuryzma a pseudoaneuryzma	170
48	Intrakardiální trombóza	172
49	Infekční endokarditida	174
50	Akutní perikarditida.....	176
51	Konstriktivní perikarditida	178
52	Hemoperikard	180
53	Zátěžová ischemie myokardu	182
54	Akutní infarkt myokardu	184
55	Chronický infarkt.....	186
56	Arteriální bypassy	188
57	Žilní bypassy	190
58	Stenózy proximální anastomózy bypassů.....	192
59	Stenózy distální anastomózy bypassu	194
60	Stenózy nativního řečiště po operaci bypassů	196
61	Chronická okluze bypassu	198
62	Subakutní okluze bypassu a uzávěr sekvenčního pokračování	200
63	Stenóza bypassu	202
64	Komplikace po kardiouchirurgických výkonech	204
65	Zobrazení plicních žil	206
66	Alternativní vaskulární nálezy u CT koronarografie	208
	Literatura	210
	Summary	213



Diabetická mikroangiopatie

OBECNÁ ČÁST



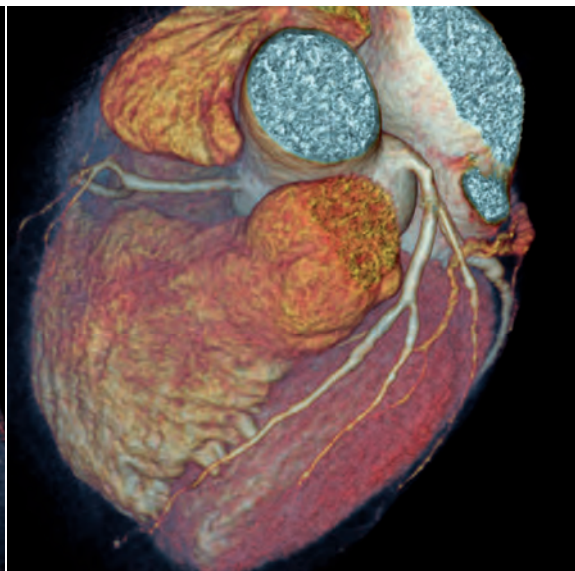
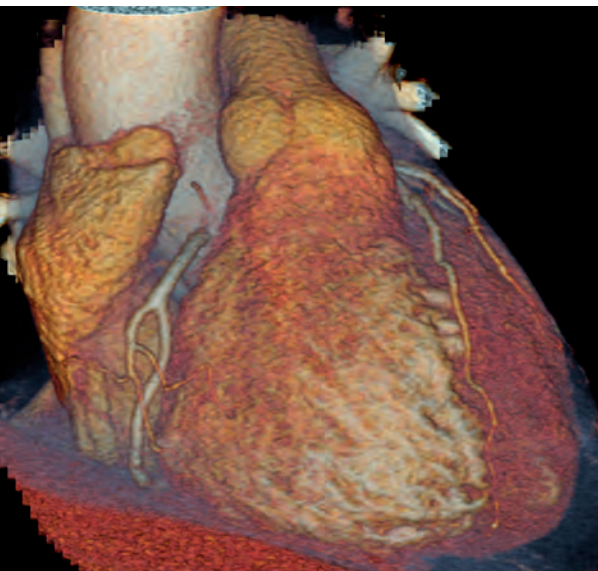
1 Základní technické předpoklady a historie

Srdce jako celek vykonává během své trvalé aktivity velmi komplexní pohyb v několika směrech. Společně s aktivně se stahujícím srdečním svalem se pasivně pohybují koronární tepny, jejich poloha se tedy mění v závislosti na fázi srdečního cyklu. Nejmenší rozsah pohybů koronárních tepen je patrný v pozdní systolické a střední až pozdní diastolické fázi. V těchto částech srdečního cyklu je tedy ideální pro morfologické zobrazení pomocí tzv. virtuálního „zmrazení“ srdce. K tomu je nutné CT vyšetření synchronizovat s EKG křivkou, která

představuje informaci o elektrické aktivitě srdečního svalu.

Historie CT zobrazení srdce

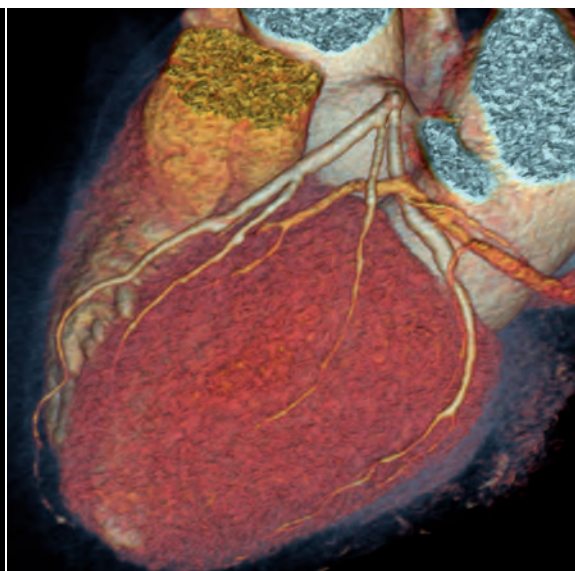
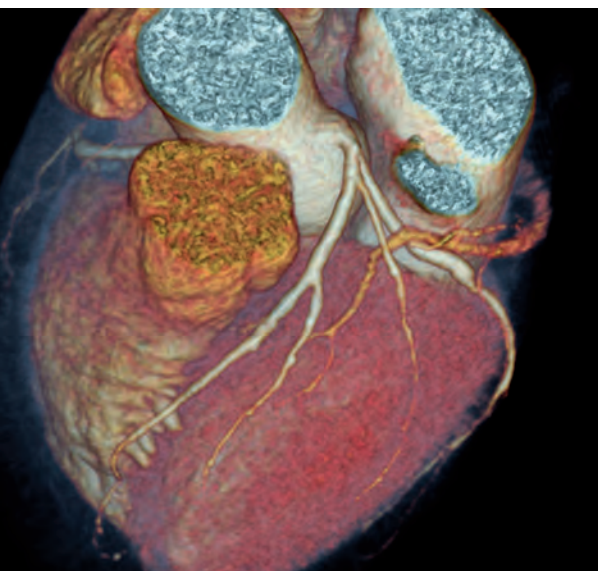
CTA koronárních tepen byla první kliniky využitelnou neinvazivní zobrazovací metodou schopnou přímo zobrazit koronární řečiště. Použití této metody bylo a je významně závislé na technickém rozvoji spirální a multidetektorové technologie. V období používání tzv. konvenčních výpočetních tomografů 3. generace bylo možné hodnotit maximálně tvar a velikost



Zobrazení věnčitých tepen, základní projekce, stenóza ramus interventriculari anterior a ramus circumflexus

srdečních oddílů, šíří stěny myokardu nebo přítomnost kalcifikací na chlopních a hlavních kmenech koronárních tepen. Se zvyšujícím se počtem datových stop za jednu otáčku a významným zkrácením periody rotace gantry docházelo k postupnému zkracování doby akvizice, které bylo pro vyšetření koronárních tepen nezbytné. Zkrácení periody rotace na 420 či 375 ms znamenalo i zkrácení časového rozlišení, které bylo možné dále redukovat pomocí různých algoritmů rekonstrukce obrazů ze získaných hrubých dat. Zobrazení koronár-

ních tepen bylo možné již na přístrojích s kolimací 4×1 mm nebo $16 \times 0,75$ mm. Ovšem z dnešního hlediska bylo využití těchto přístrojů významně omezeno zejména pohybovými artefakty při tachykardii či dysrytmii. U současných moderních přístrojů je již samozřejmostí izotropní zobrazení prostoru pomocí submilimetrové kolimace, zásadním tématem zůstává zlepšení časového rozlišení na úroveň, která by umožnila hodnocení osob s vyšší hodnotou srdeční akce či výraznými dysrytmiemi (např. fibrilace síní či extrasystolie).



2 EKG synchronizace

Mimo zobrazení srdce znamenala možnost spirálního záznamu dat při kontinuálním pohybu stolu velký pokrok směrem k objemovému zobrazení. Zároveň tato technika zlepšila časové rozlišení ve srovnání se sekvenčním způsobem akvizice. Pro zobrazení srdce bez pohybových artefaktů je však nezbytné synchronizovat akvizici s kontinuálním záznamem EKG křivky.

Definice srdečního cyklu

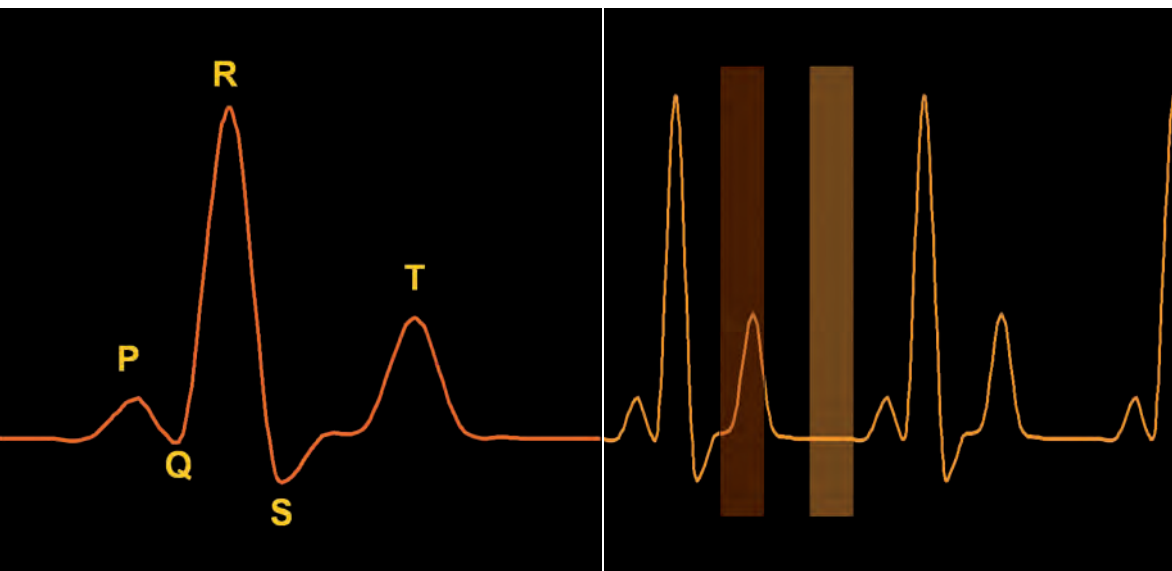
Srdce vykonává kontinuální pohyb, který je řízen centrem s nadřazenou elektrickou aktivitou. V případě sinusového rytmu se jedná o sinoatriální uzel a sinusový rytmus je definován přítomností vlny P, komplexu QRS a vlny T.

Zároveň je podmínkou konstantní vzdálenost mezi vlnou P, která odpovídá systolické fázi levé a pravé srdeční síně, a QRS komplexem odpovídajícím systolické fázi obou srdečních komor (PQ interval).

Obecně velmi důležitou částí EKG křivky pro CT zobrazení srdce je vzdálenost mezi vlnou T a P, která odpovídá diastolické fázi. Délka trvání této fáze je závislá na srdeční frekvenci. Diastolická fáze srdeční revoluce se nepřímo úměrně zkracuje se zvyšováním frekvence.

R-R interval

Pro potřeby EKG synchronizace je nutné přesně ohraničit opakující se fáze srdečního cyklu.



a. Křivka EKG, základní schéma

b. Intervaly pro rekonstrukce dat CT v systole a diastole

Vzhledem k nejvyšší voltáži ve většině případů byl zvolen kmit R a délka trvání jednoho cyklu je pak definována R-R intervalem. Jak vyplývá z výše uvedeného, délka R-R intervalu je závislá na srdeční frekvenci. Zároveň je třeba si uvědomit, že akviziční software stanovuje hodnotu frekvence pacienta z aktuální naměřené hodnoty vzdálenosti R-R intervalu.

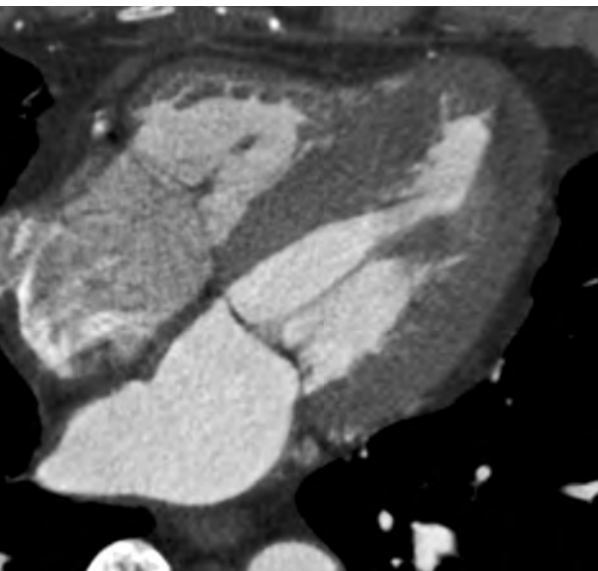
Poruchy rytmu

Mezi nejčastější poruchy rytmu patří fibrilace síní, kdy je různá délka R-R intervalu. Dále je nutné počítat s přítomností supraventrikulárních a komorových extrasystol. Oba typy se projeví vysokou variabilitou hodnoty

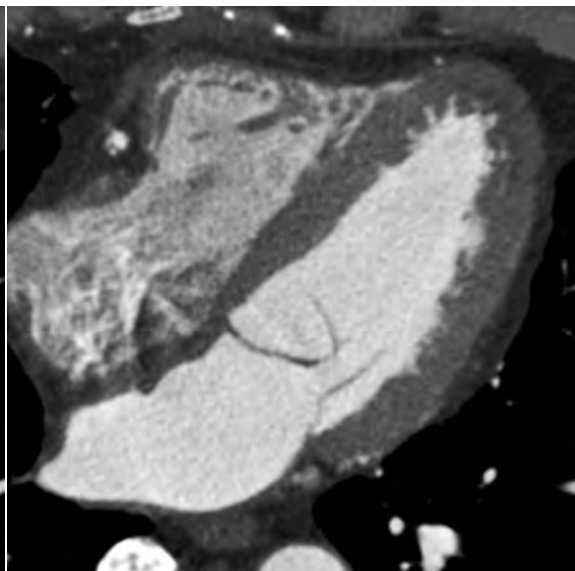
aktuální srdeční frekvence a odlišit je lze na základě tvaru QRS komplexu.

Definice fází R-R intervalu

Pro potřeby EKG synchronizace a zejména zpětné segmentace dat je nutné přesně definovat jednotlivé fáze R-R intervalu. Pro toto nastavení se dnes běžně používají tři způsoby: relativní interval, kdy je začátek zvolené fáze vyjádřen procentuálně ve vztahu k délce konkrétního R-R intervalu; absolutní interval, kdy je začátek fáze od předchozího kmitu R stanoven přesným časovým údajem v ms; reverzní absolutní interval je stanoven časovým intervalem zpětně od následujícího kmitu R.



c. Čtyřdutinová projekce v systole



d. Čtyřdutinová projekce v diastole

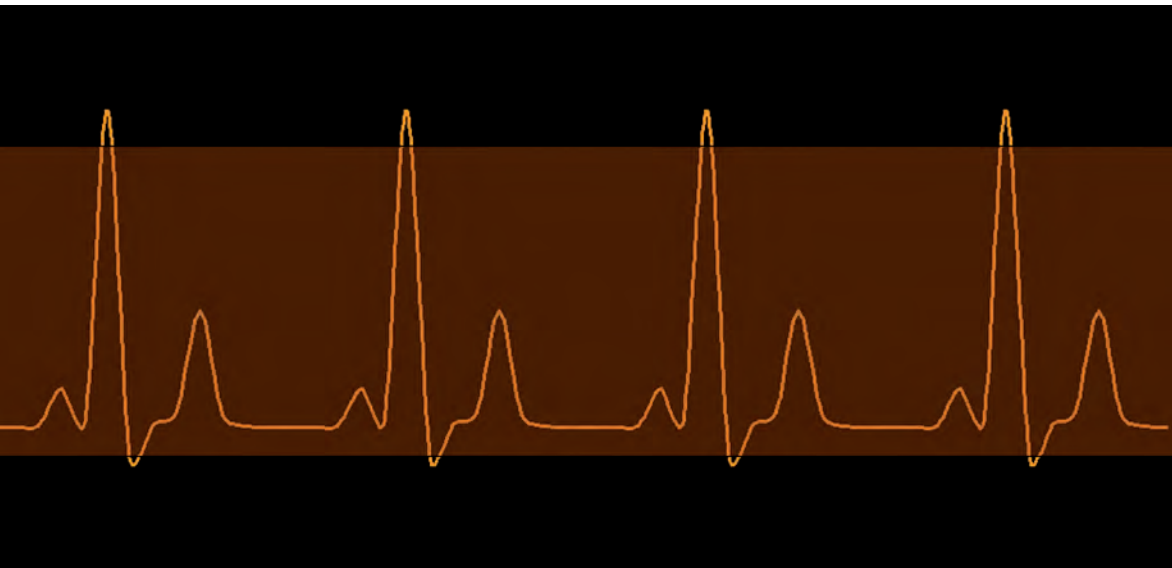
3 Retrospektivní gating

Vyšetření metodou retrospektivního EKG gatingu, tedy s kontinuálním záznamem dat v průběhu celého srdečního cyklu, bylo technicky možné již na spirálních jednodetektorových systémech, využití této techniky však bylo limitováno dalšími parametry. Kombinace multidetektorových přístrojů a kratší rotace rentgenky umožnila akvizici objemu srdce v rámci celého R-R intervalu v kvalitě izotropického zobrazení. Vzhledem k tomu, že podmínkou kompletního pokrytí objemu „bijícího“ srdce je pomalá rychlost posunu stolu a zároveň zobrazení v rámci jediného nádechu, je rychlost rotace systému

rentgenka-detektor zásadním faktorem určujícím kvalitu zobrazení.

Zpětná segmentace dat

Při použití retrospektivního gatingu je tedy k dispozici objem dat ve zvoleném rozsahu v každé fázi srdečního cyklu. Zpětně pak dochází k jejich segmentaci (rekonstrukci) v přesně definovaných úsecích R-R intervalu. Pro rekonstrukce se využívají jedno- nebo vícesegmentové algoritmy. Při jednosegmentovém jsou pro určitý obraz získána data z jediného srdečního cyklu. Pokud je srdeční frekvence vyšší (tzn. kratší R-R interval) lze



a. Kontinuální expozice a akvizice dat u EKG gatingu

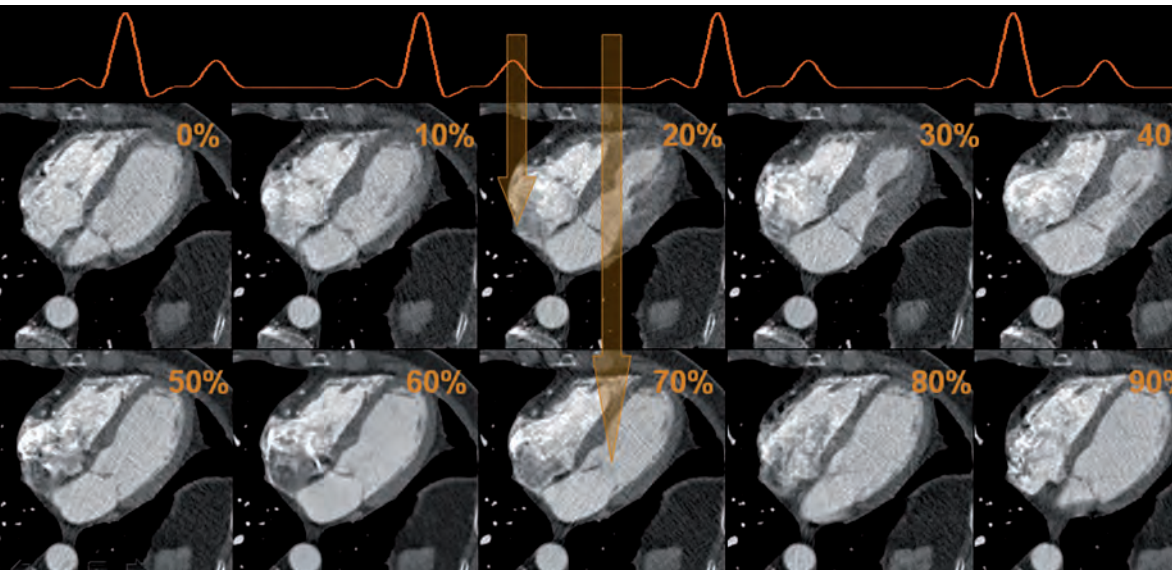
použít algoritmus pro rekonstruovaný obraz data z více srdečních cyklů (2–6). Výsledkem rekonstrukce jsou kvalitní obrazová data bez závislosti na srdečním rytmu s minimální šíří vrstvy odpovídající kolimaci a libovolným nastavením vzdálenosti axiálních obrazů (incrementu).

Edice rekonstrukční fáze

Významnou výhodou vyšetření s retrospektivním gatingem je možnost úpravy (editace) nastavení fáze R-R intervalu použité pro zpětnou segmentaci. V případě pravidelného srdečního rytmu jsou tyto oblasti v konstant-

ní vzdálenosti od kmitu R. Při nepravidelném rytmu je možné, že dojde k segmentaci z různých fází srdečního cyklu, a tedy významným pohybovým artefaktům v rekonstruovaném obrazu. V tomto případě lze provést manuální úpravu pozice oblastí pro zpětnou segmentaci na základě vizuálního hodnocení délky R-R intervalů. Kromě úpravy pozice lze také nevhodnou oblast zcela ze segmentace vyřadit, nejčastěji v případě komorových extrasystolických stahů.

Více je o možných úpravách nastavení rekonstrukčních fází uvedeno ve speciální kapitole.

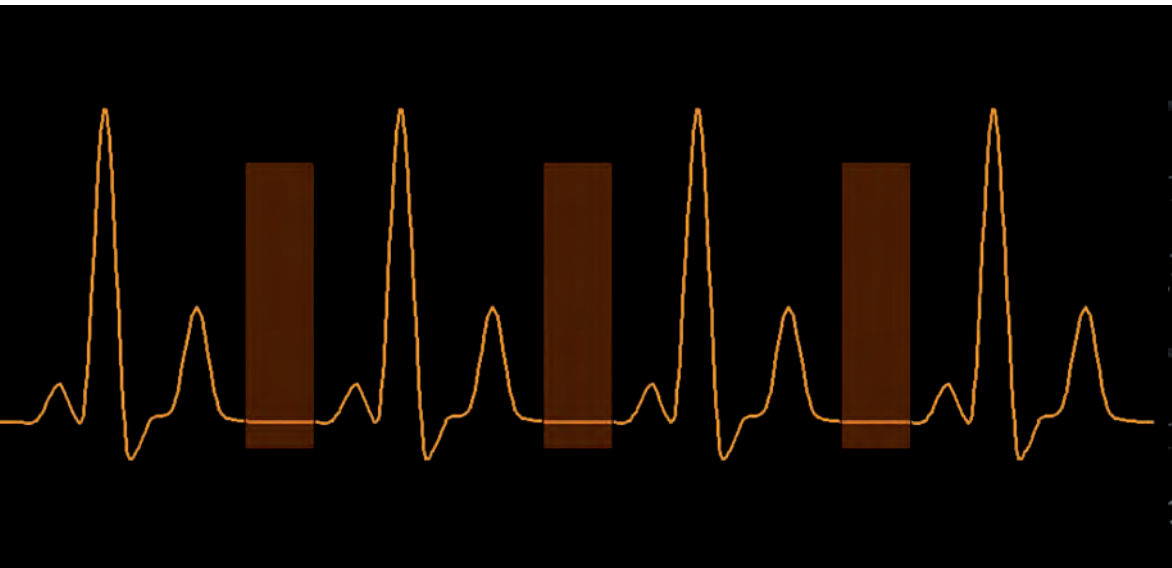


b. Multifázická rekonstrukce dat umožněná akvizicí dat s EKG gatingem

4 Prospektivní triggering

Principem prospektivního triggeringu (hradlování) je zavedená technika pro EKG – synchronizovaný sekvenční způsob vyšetření srdce. Při této technice je expozice rentgenky přerušována a spouštěna v předem fixně stanovené fázi R-R intervalu. Okamžik spuštění akvizice je tedy možné předem nastavit na určitou vzdálenost od kmitu R, která je pak konstantní během celé doby vyšetření. Po každé jednotlivé otáčce dojde k posunu stolu o maximálně širší datové stopy a k záznamu další části zvoleného objemu ve stejné fázi R-R intervalu. Tímto způsobem lze provést vyšetření celého objemu srdce – ovšem bez možnosti

rekonstrukce v jiné než předem zvolené fázi srdečního cyklu. Zpoždění spuštění akvizice vůči kmitu R je nastaveno pomocí časové hodnoty (ms) nebo poměrným způsobem pomocí procent (např. 60–80 % pro end-diastolickou fázi), kdy aktuální hodnota délky R-R intervalu je predikována na základě průměru vzdálenosti R-R v předchozích několika srdečních cyklech. Tento způsob je tedy výhodný u osob s pravidelným srdečním rytmem. Princip prospektivní EKG synchronizace je užíván pro zobrazení srdce pomocí elektron-beam CT, u moderních CT přístrojů se využívá zejména pro vyšetření kalciového skóre a u starších typů přístrojů



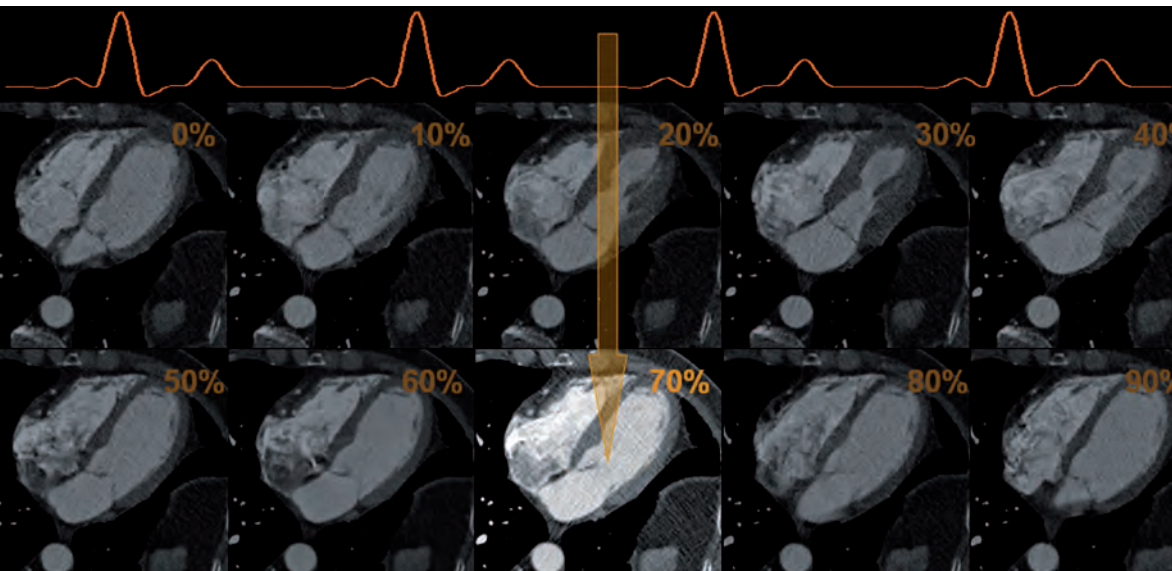
a. Přerušovaná expozice a akvizice dat u EKG triggeringu

může být také problém s délkou zadržení dechu.

Prospektivní EKG triggering lze u 16- a 64-detektorových CT přístrojů využít i ke zobrazení srdečních oddílů a případně koronárních bypassů. Zobrazení vlastního koronárního řečiště je v tomto případě výrazně limitováno prostorovým rozlišením sekvenčního způsobu skenování bez překryvu vrstev a vyšší pravděpodobností pohybových artefaktů při výrazně nepravidelném srdečním rytmu. Vyšetření pomocí prospektivní metody je také u starších typů přístrojů delší, což může znamenat nutnost aplikace většího množství kontrastní látky.

Adaptivně-sekvenční technika

Moderní techniky prospektivního EKG triggeringu u dvouřadových CT přístrojů umožňují díky rozšíření skenovacího úhlu na 460° větší flexibilitu zpětné úpravy fáze záznamu (možnost manuálního posunu rekonstrukční fáze až o 8%) a také kompenzaci při arytmií, kdy systém automaticky vynechá nebo opakuje záznam na základě výskytu nepravidelnosti rytmu. Využití této techniky je vhodné zejména u osob s výrazně kolísavou srdeční frekvencí. Limitací je opět delší doba akvizice, a tím vyšší nároky na množství aplikované kontrastní látky.



b. Rekonstrukce dat při akvizici dat s EKG triggeringem je možná jen v jediné fázi

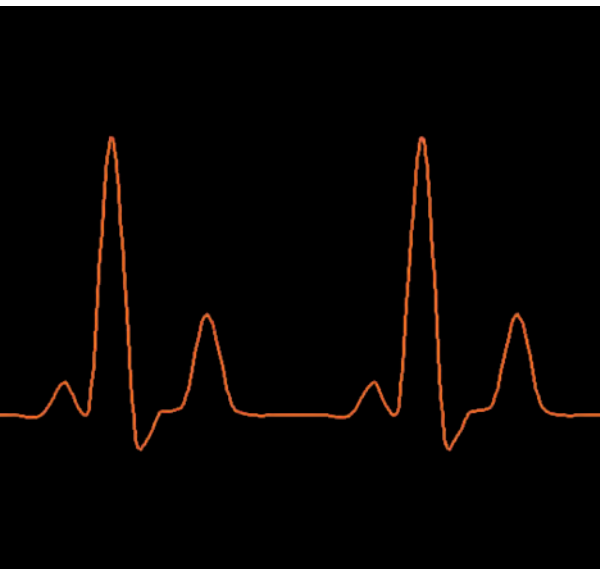
5 Časové rozlišení – I.

Časové rozlišení („temporal resolution“) je zásadním parametrem určujícím kvalitu zobrazení srdce. Je definováno hodnotou periody zobrazení, která udává dobu akvizice dat, která jsou potřeba k rekonstrukci jednoho axiálního obrazu. Vysoké časové rozlišení (krátká doba akvizice dat) je důležité zejména pro zobrazení objektů, které se během akvizice pohybují. Faktory nejvíce ovlivňující časové rozlišení jsou rychlost posunu stolu („table feed“), doba otáčky rotoru gantry („rotation time“), synchronizace s EKG záznamem a použitý algoritmus zpětné

segmentace dat pro výpočet axiálního obrazu z hrubých dat. Časové rozlišení je naprosto zásadní parametr pro možnost provádění vyšetření koronárních tepen, které během srdečního cyklu vykonávají velmi výrazné pohyby v několika různých směrech.

Rekonstrukční technika

Na starších přístrojích s helikální technologií byl k rekonstrukci dat využíván algoritmus s lineární interpolací 360°, kdy axiální obraz byl superponován ze dvou sousedních závitů virtuální šroubovice. Perioda zobrazení



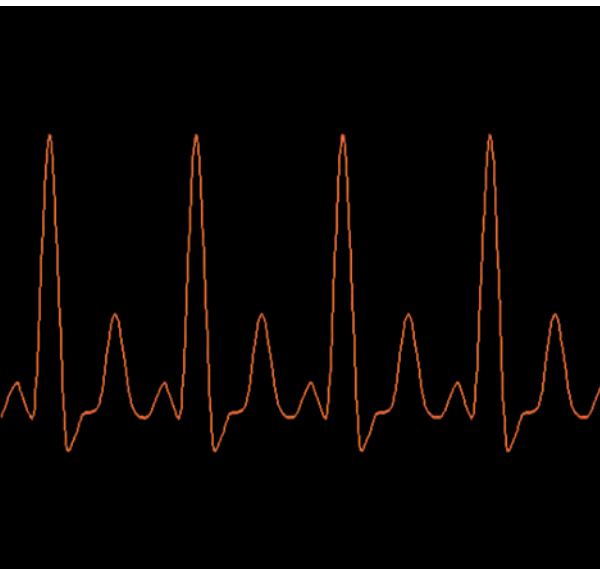
a. EKG u frekvence 60/min



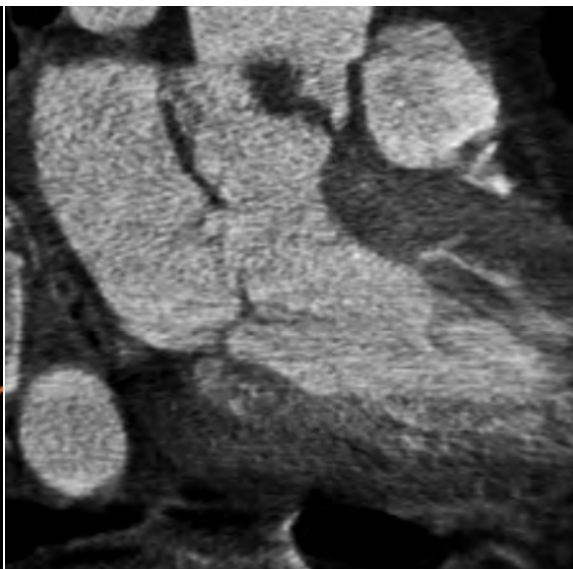
b. Časové rozlišení 83 ms, frekvence 60/min, zobrazení v systole bez pohybových artefaktů

byla při tomto algoritmu rovna době otáčky rotoru gantry a v rekonstruovaném obrazu se významně projevovaly pohybové artefakty rychle se pohybujících objektů. Spirální CT přístroje 3. generace již používaly rekonstrukční algoritmus využívající k vytvoření obrazu data jen z části otáčky („*partial-scan reconstruction technique*“) a v kombinaci s EKG korelační technikou dosáhlo časové rozlišení těchto přístrojů 500 ms. Akvizice však trvala přibližně 60 sekund s voxelem o rozměrech $0,6 \times 0,6 \times 3$ mm, a nebylo tedy možné vyšetření provést v rámci jednoho nádechu.

Významnou redukcí pohybových artefaktů znamenal rekonstrukční algoritmus s lineární interpolací 180° („*half-scan*“), při kterém dochází pomocí interpolace k doplnění poloviny datové otáčky, a tím k získání dat pro celý obraz. Při použití tohoto algoritmu se perioda zobrazení rovnala polovině doby otáčky rotoru gantry. Ani tyto hodnoty ale nedosahovaly úrovně dostatečné pro zobrazení koronárních tepen. První výraznější rozvoj vyšetřování srdce nastal až s možností zobrazení více obrazů za jednu otáčku („*multi-slice*“) a zrychlením otáčky rotoru gantry na 0,5 sekundy.



c. EKG u tachykardie 120/min



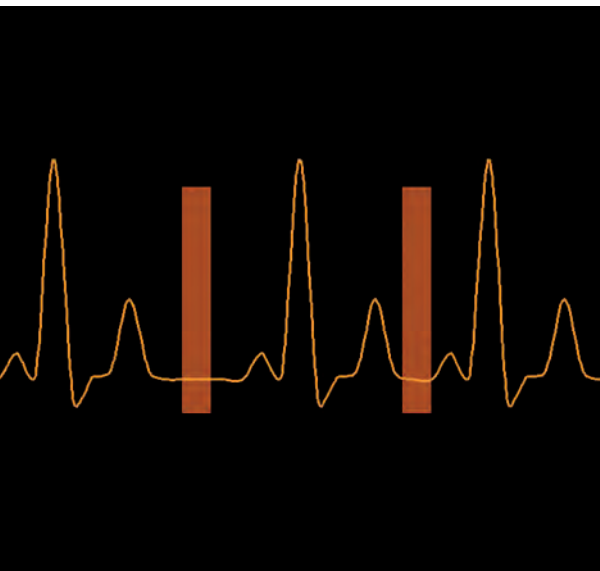
d. Časové rozlišení 83 ms, frekvence 120/min, zobrazení v systole již s pohybovými artefakty, nemocná v těžkém stavu s bakteriální endokarditidou

6 Časové rozlišení – II.

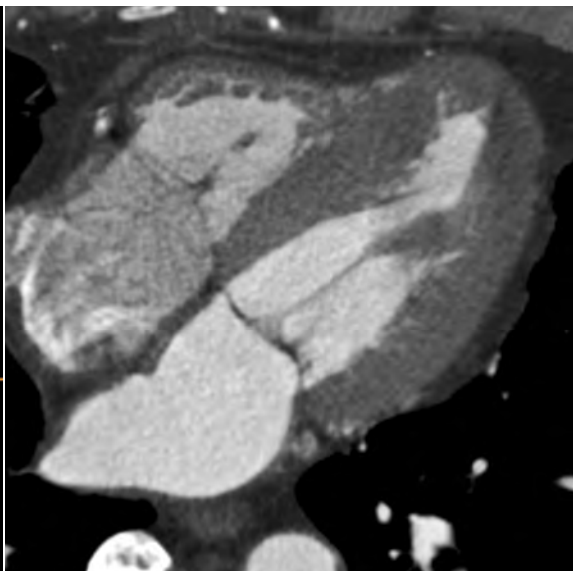
U multidetektorových CT přístrojů s jedním zdrojem a vyšším počtem řad detektorů (16–64) je časové rozlišení při vyšetření srdce závislé na srdeční frekvenci, pravidelnosti rytmu a periodě rotace (ideálně do 330 ms). Přesto na těchto přístrojích došlo k největšímu rozšíření cíleného vyšetřování srdce a pomocí nich se začalo s rutinním využitím.

Cílem technického vývoje je snížení časového rozlišení pod 100 ms při libovolné srdeční frekvenci. Pro zlepšení časového rozlišení je možné využít kompletaci dat z několika srdečních stahů (vícesegmentová rekonstrukční technika). Tato rekonstrukce

však trpí nestejnou měrností jednotlivých srdečních stahů a pohybů věnčitých tepen. Zásadním přínosem k dalšímu vylepšení časového rozlišení je způsob kompletace dat u dvouzdrojového CT přístroje v kombinaci s velmi rychlým posunem stolu. Zatímco u jednozdrojových CT přístrojů se časové rozlišení rovná polovině doby rotace gantry, u dvouzdrojového přístroje je to čtvrtina otáčky nezávisle na srdeční frekvenci vyšetřované osoby. Při trvání rotace 0,33 sekundy je tedy časové rozlišení 83 ms. Tohoto rozlišení lze dosáhnout i na jednozdrojových přístrojích za použití



a. Multisegmentová rekonstrukce využívá data ze dvou po sobě následujících stahů

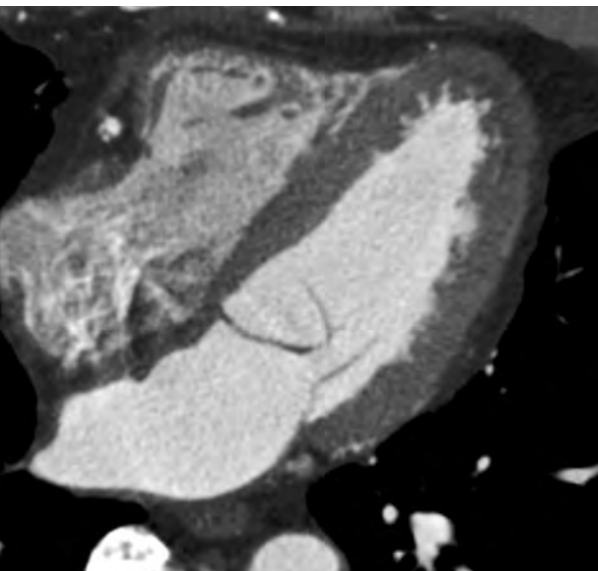


b. Pravá koronární tepna je při jednom stahu rotována o 90 stupňů a je užší

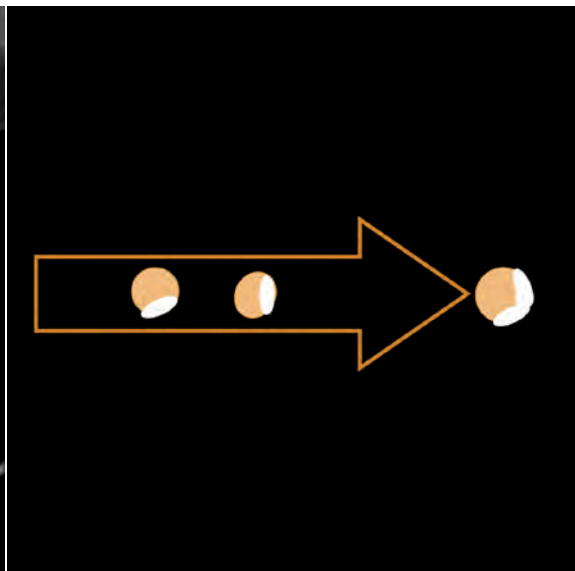
vícsegmentové rekonstrukce, ovšem je výrazně závislá na stabilním sinusovém rytmu s nižší frekvencí. Z tohoto důvodu se zatím u dvoudrojového přístroje nedoporučuje využití vícsegmentové rekonstrukce pro vyšetření koronárních tepen, zejména u pacientů s nestabilní srdeční frekvencí.

Na srdeční frekvenci vyšetřované osoby je závislá také hodnota faktoru stoupání (pitch), který se při vyšetření srdce pohybuje od 0,2 do 0,5. Dvoudrojové přístroje umožňují výrazně zkrátit dobu vyšetření celého srdce na 10 s u osob s nízkou frekvencí

nebo na 5 s u osob s vysokou frekvencí. V jiných kapitolách je detailně zmíněn způsob vyšetření pomocí tzv. „high-pitch“ módu, který kromě snížení radiační zátěže zlepšuje i časové rozlišení. Odlišným směrem vývoje než dvoudrojové CT přístroje je v současnosti další zvyšování počtu řad detektorů (až 320), a tím rozšíření oblasti pokryté jednou otáčkou gantry až na 12 cm, což představuje ve většině případů dostatečný rozsah pro vyšetření celého srdce. V tomto rozsahu je však možné na současných přístrojích provádět pouze sekvenční vyšetření a nikoliv spirální.



c. V jiném stahu má jiný průřez, kalcifikace v jiné poloze



d. Superprojekce dat ze dvou rozdílných stahů, nestejný pohyb vytvoří nereálný obraz