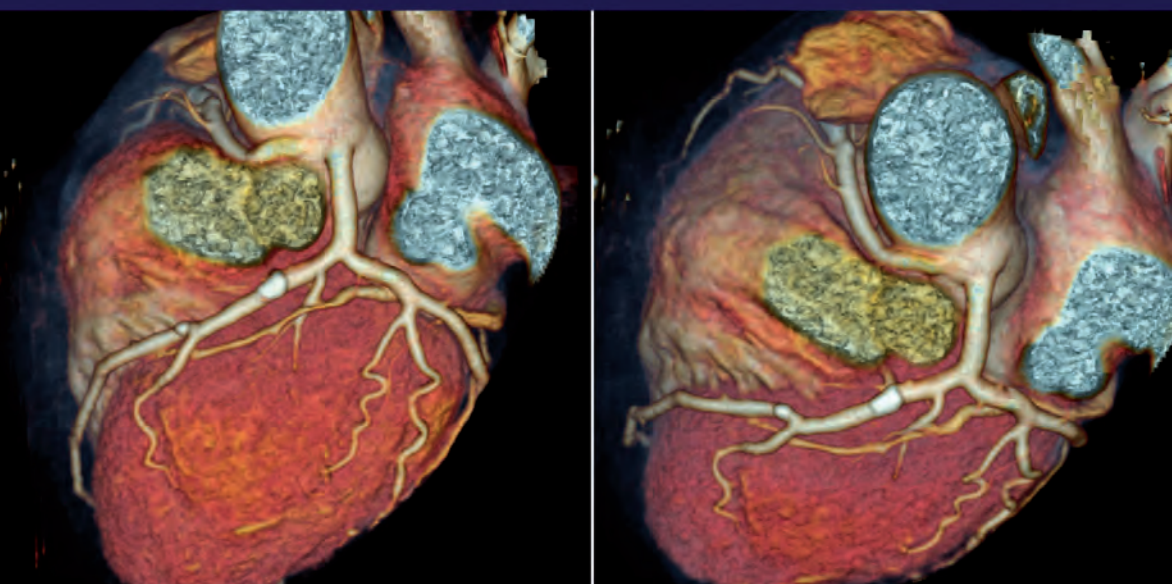


Jan Baxa  
Jiří Ferda

# 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](http://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 mL, 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

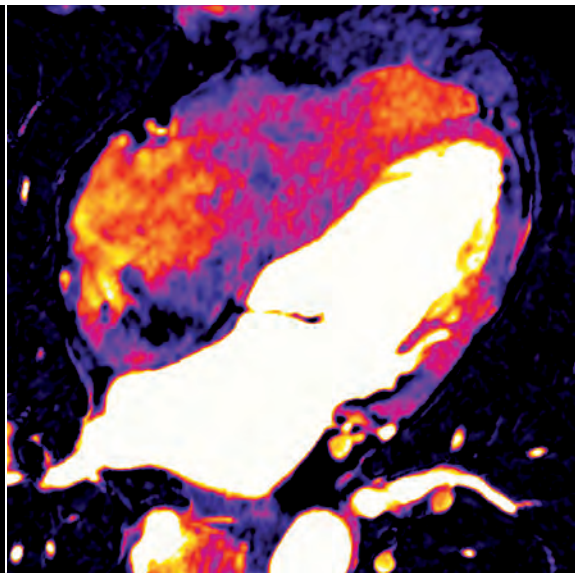
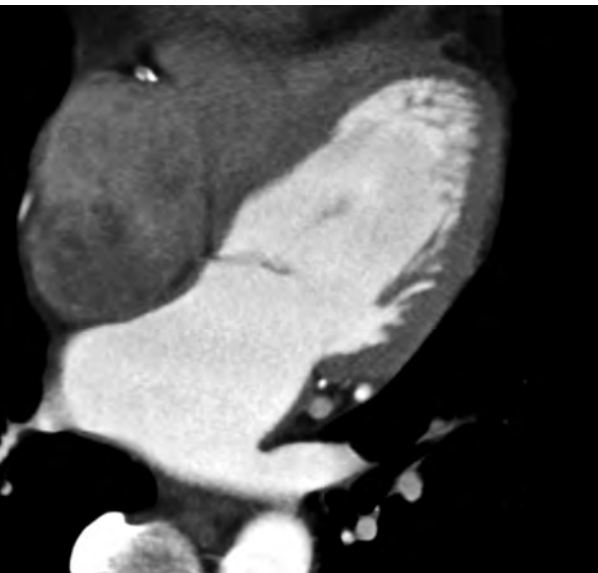
## OBEČNÁ ČÁST

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 pístěle .....	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

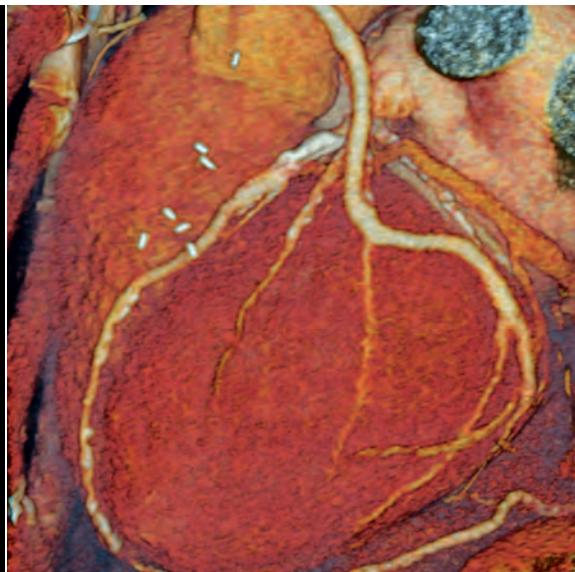
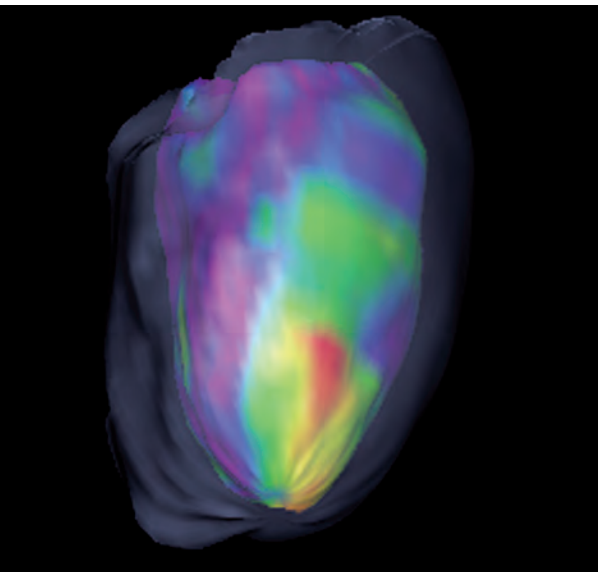
<b>36</b>	Mitrální chlopeň.....	148
<b>37</b>	Trikuspidální chlopeň .....	150
<b>38</b>	Intrakardiální zkratky.....	152
<b>39</b>	Parciální anomální návrat plicních žil .....	154
<b>40</b>	Komplexní anomálie srdce .....	156
<b>41</b>	Dilatační kardiomyopatie .....	158
<b>42</b>	Hypertrofická kardiomyopatie.....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



Diabetická mikroangiopatie



# OBECNÁ ČÁST



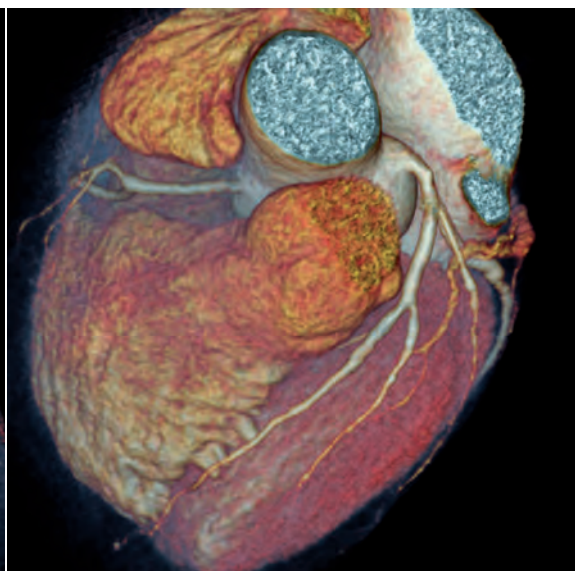
# 1 Základní technické předpoklady a historie

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

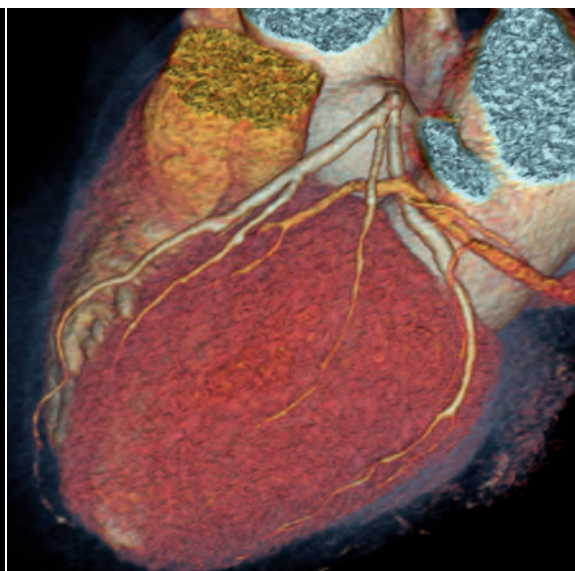
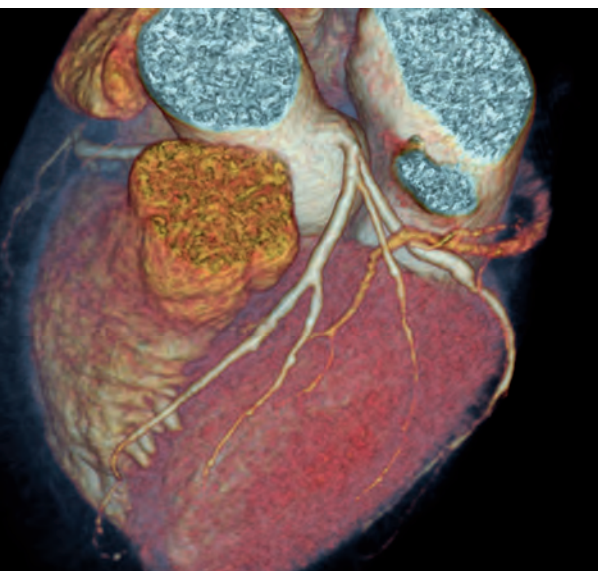
CTA koronárních tepen byla první kliniky využitelnou neinvazivní zobrazovací metodou schopnou přímo zobrazit koronární řečiště. Použití této metody bylo a je významně závislé na technickém rozvoji spirální a multidetektorové technologie. V období používání tzv. konvenčních výpočetních tomografů 3. generace 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  $4 \times 1$  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

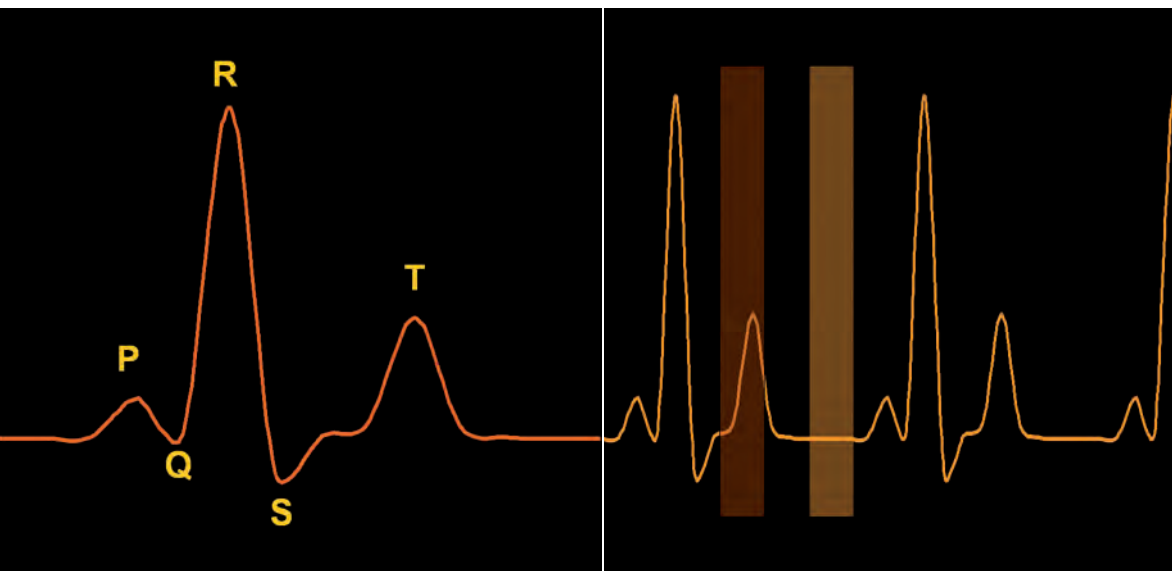
Srdce vykonává kontinuální pohyb, který je řízen centrem s nadřazenou elektrickou aktivitou. V případě sinusového rytmu se jedná o sinoatriální uzel a sinusový rytmus je definován přítomností vlny P, komplexu QRS a vlny T.

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.

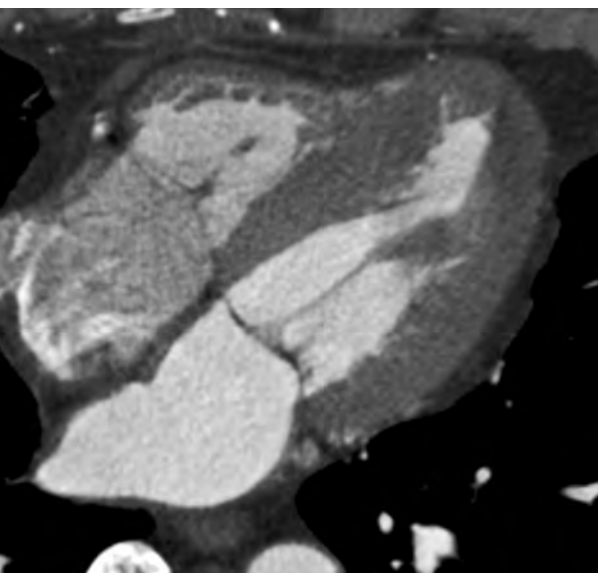
### Poruchy rytmu

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

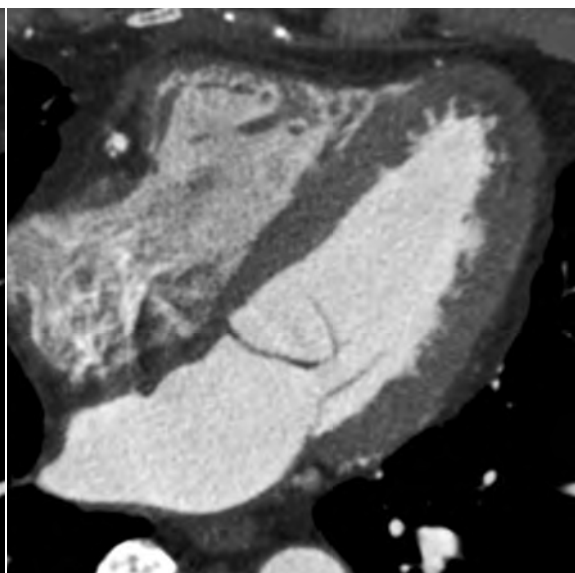
aktuální srdeční frekvence a odlišit je lze na základě tvaru QRS komplexu.

### 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

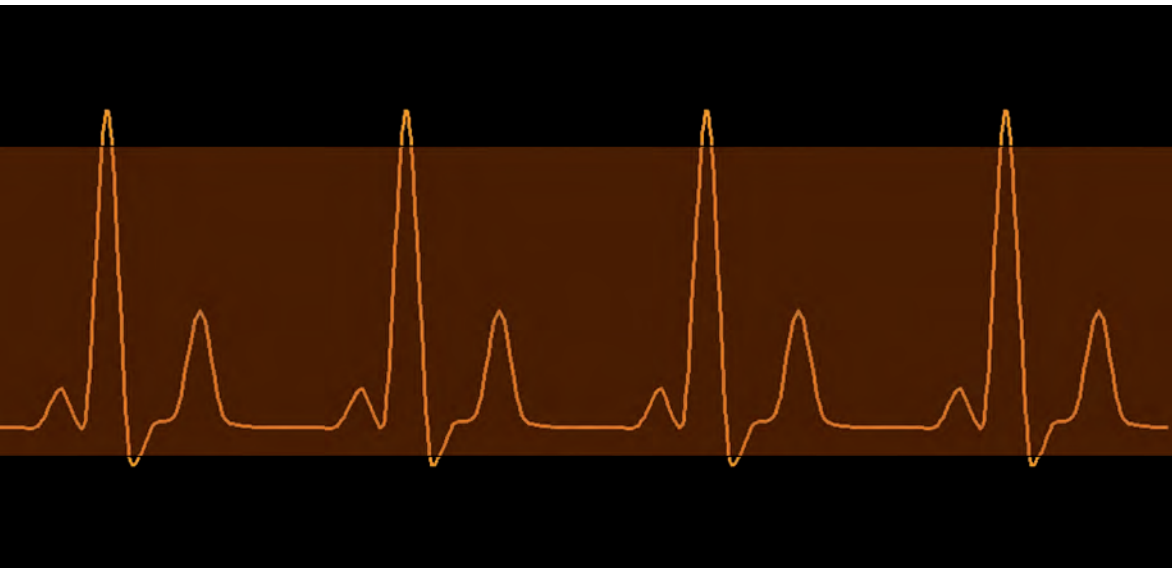
## 3 Retrospektivní gating

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



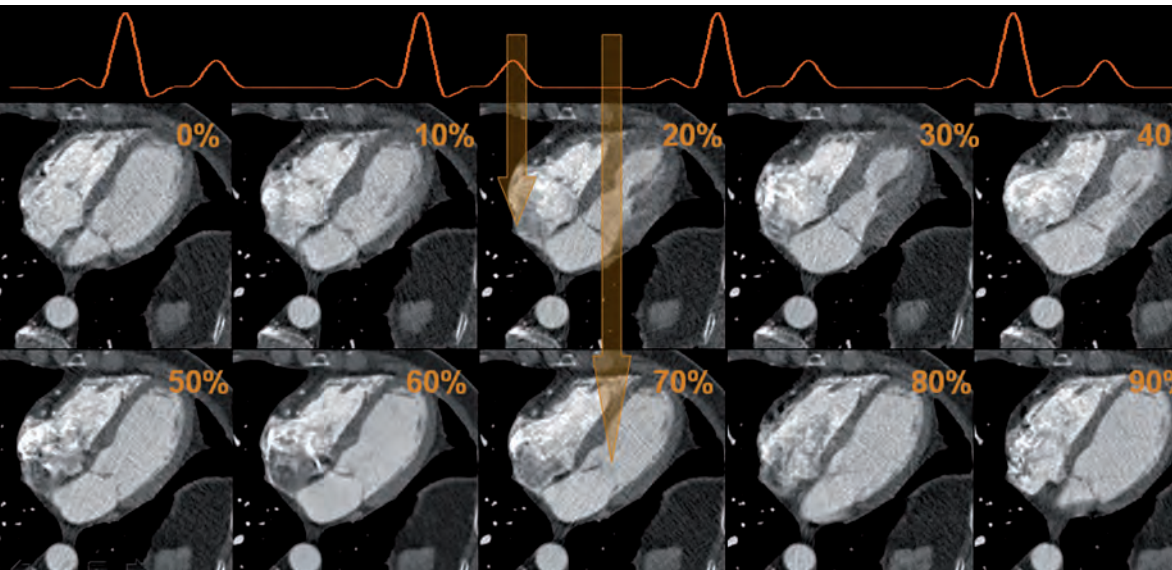
použít algoritmus pro rekonstruovaný obraz data z více srdečních cyklů (2–6). Výsledkem rekonstrukce jsou kvalitní obrazová data bez závislosti na srdečním rytmu s minimální šíří vrstvy odpovídající kolimaci a libovolným nastavením vzdálenosti axiálních obrazů (incrementu).

### 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