

**3D ECHOKARDIOGRAFIE...  
PRO ZAČÁTEČNÍKY I POKROČILÉ**

Kniha vyšla za laskavé podpory společností:



GENERÁLNÍ SPONZOR



Edwards

MUDr. Sylva Kovalová Ph.D.  
MUDr. Josef Nečas, CSc.

# **3D ECHOKARDIOGRAFIE... PRO ZAČÁTEČNÍKY I POKROČILÉ**

## AUŘI

- MUDr. Sylva Kovalová Ph.D., Centrum kardiovaskulární a transplantační chirurgie, Brno
- MUDr. Josef Nečas, CSc., Centrum kardiovaskulární a transplantační chirurgie, Brno

## RECENZENT

- Prof. MUDr. Aleš Linhart, DrSc., II. interní klinika – klinika kardiologie a angiologie Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy

## DŮLEŽITÉ UPOZORNĚNÍ

*Ochranné obchodní známky (chráněné názvy) léků ani dalších výrobků nejsou v knize zvlášť zdůrazňovány. Z absence označení ochranné známky proto nelze vyvozovat, že v konkrétním případě jde o název nechráněný.*

Toto dílo, včetně všech svých částí, je zákonem chráněno. Každé jeho užití mimo úzké hranice zákona je nepřípustné a je trestné. To se týká zejména reprodukování či rozšiřování jakýmkoli způsobem (včetně mechanického, fotografického či elektronického), ale také ukládání v elektronické formě pro účely rešeršní i jiné. K jakémukoli využití díla je proto nutný písemný souhlas nakladatele, který také stanoví přesné podmínky využití díla. Písemný souhlas je nutný i pro případy, ve kterých může být udělen bezplatně.

## Sylva Kovalová, Josef Nečas, 3D ECHOKARDIOGRAFIE... PRO ZAČÁTEČNÍKY I POKROČILÉ

© Sylva Kovalová, Josef Nečas, 2016

© Maxdorf, 2016

Cover layout © Jan Hugo, 2016

Cover photo © iStockphoto.com / Nongkran\_ch (top), z archivu autorů (bottom)

Vydal Maxdorf s. r. o., nakladatelství odborné literatury, Na Šejdru 247/6a, 142 00 Praha 4

e-mail: info@maxdorf.cz, internet: www.maxdorf.cz

Jessenius® je chráněná značka [No. 267113] označující publikace určené odborné zdravotnické veřejnosti

Odpovědný redaktor: Ing. Veronika Pátková

Ilustrace: Ing. Jaroslav Nachtigall, Ph.D.

Sazba: Blanka Filounková

Tisk: Books Print s.r.o.

Printed in the Czech Republic

**ISBN 978-80-7345-508-8**

# OBSAH

Poděkování .....	6
Předmluva .....	7
Slovo autorů .....	10

## OBECNÁ ČÁST

<b>1</b>	<b>Základní principy 3D echokardiografie .....</b>	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>Zahájení práce s 3D daty .....</b>	<b>17</b>
<b>3</b>	<b>Úprava 3D obrazu .....</b>	<b>18</b>
<b>4</b>	<b>Orientace 3D obrazu .....</b>	<b>22</b>
<b>5</b>	<b>Cropping .....</b>	<b>24</b>
<b>6</b>	<b>Multiplanární rekonstrukce .....</b>	<b>26</b>
6.1	Základní principy .....	26
6.2	Manipulace s rovinami .....	26
6.3	Orientace rovin .....	29
6.4	Funkce iCrop .....	36
<b>7</b>	<b>Paralelní řezy – iSlice .....</b>	<b>37</b>
<b>8</b>	<b>Kvantifikace .....</b>	<b>39</b>
8.1	3D volumetrie levé komory .....	39
8.2	3D volumetrie levé síně .....	49
8.3	3D kvantifikace mitrální chlopně .....	54
8.4	3D volumetrie pravé komory .....	54

## SPECIÁLNÍ ČÁST

<b>9</b>	<b>Topografická anatomie – základní principy analýzy a prostorové vztahy .....</b>	<b>56</b>
9.1	Levá síň .....	58
9.2	Pravá síň .....	61
9.3	Aorta a plicnice .....	63
9.4	Komory .....	65
<b>10</b>	<b>Mitrální chlopeň .....</b>	<b>69</b>
10.1	Anatomická versus chirurgická orientace .....	69
10.2	Anatomie mitrální chlopně .....	70

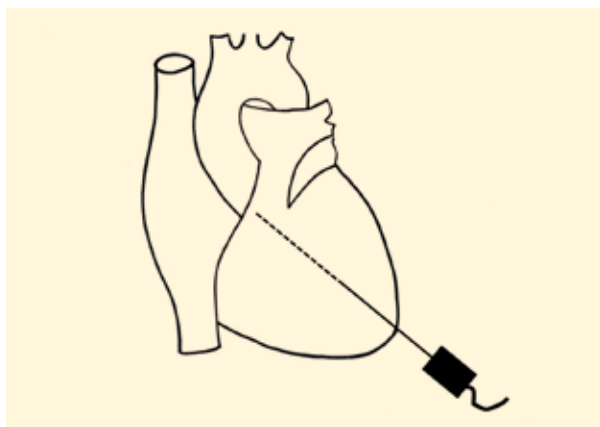
10.3	Hodnocení komisur a koaptační linie .....	70
10.4	Měření mitrální chlopně .....	72
10.5	Kvantifikace mitrální regurgitace PISA metodou ve 3D verzi .....	76
<b>11</b>	<b>Aortální chlopeň</b> .....	88
11.1	Anatomická orientace aortální chlopně .....	88
11.2	Anatomie aortálního kořene .....	88
11.3	Zobrazení komisur, mezicípových trojúhelníků a cípů .....	91
11.4	Měření aortálního anulu, kořene a ST junkce .....	92
11.5	Měření výšky a hloubky cípů, výšky koaptace a efektivní výšky cípů .....	96
11.6	Analýza koaptační linie .....	99
11.7	Aortální regurgitace ve 3D zobrazení .....	99
<b>12</b>	<b>Trikuspidální chlopeň</b> .....	100
12.1	Anatomická orientace trikuspidální chlopně .....	100
12.2	Anatomie trikuspidální chlopně .....	100
12.3	Měření trikuspidálního anulu .....	101
12.4	Trikuspidální regurgitace .....	101
<b>13</b>	<b>Pulmonální chlopeň</b> .....	102
<b>14</b>	<b>Hodnocení chlopenních náhrad</b> .....	103
14.1	Mitrální chlopeň .....	103
14.2	Aortální chlopeň .....	106
14.3	Trikuspidální chlopeň .....	107
<b>15</b>	<b>Defekty síňového septa</b> .....	108
15.1	Pravé defekty .....	108
15.2	Pseudodefekty .....	111
<b>16</b>	<b>Defekty komorového septa</b> .....	114
16.1	Průřez komorami na úrovni baze srdeční .....	114
16.2	Komorové septum „en face“ z pravé komory .....	116
16.3	Vizualizace komorového septa z levé komory .....	117
16.4	Longitudinální průřez komorovým septem při pohledu zezadu .....	118
<b>17</b>	<b>Zásady analýzy komplexních srdečních vad</b> .....	119
<b>18</b>	<b>Patologické útvary a cizí materiál v srdečních dutinách</b> .....	122
	<b>Několik slov na závěr</b> .....	126
	<b>Literatura</b> .....	127
	<b>Přehled použitých zkratk</b> .....	128
	<b>Seznam ilustrací</b> .....	129
	<b>Rejstřík</b> .....	137

# 1 ZÁKLADNÍ PRINCIPY 3D ECHOKARDIOGRAFIE

Ultrazukové zobrazení srdce prodělalo za poslední čtyřicet let dlouhou cestu od jednorozměrného obrazu k trojrozměrnému. 3D echokardiografie se stala běžně dostupnou metodou a je od ní očekáváno nejen názorné a realistické zobrazení srdečních struktur, ale taky snadné a rychlé řešení diagnostických rébusů. Zatímco kvalita a autentičnost obrazu v mnohém splnila očekávání, zpracování dat, orientace v obraze a jeho interpretace není vždy tak snadná a přímočará, jak echokardiografisté očekávali. Důvodem je potřeba zcela odlišného přístupu ve zpracování a hodnocení 3D dat, než na jaký jsme byli dosud zvyklí.

V *jednorozměrném zobrazení* můžeme ultrazukový svazek vycházející ze sondy připodobnit k dlouhé jehle, která postupně proniká jednotlivými strukturami a každé ultrazukové rozhraní zobrazí v čase jako různě silnou linii. Kromě tloušťky linie jsou dalšími informacemi pouze směr a rychlost pohybu linie (k sondě nebo od ní) v průběhu srdečního cyklu (➔ **obr. 1a,b**).

V *dvojrzměrném zobrazení* je ultrazukový svazek jakýmsi „nožem“ poskytujícím ultratenký řez a výsledkem je „výkres“ vějířového tvaru, zachycující průřez objektem ve zvoleném místě. Společným rysem jedno- i dvojrzměrného zobrazení je „průřez“ (nebo „propich“ – v případě jednorozměrného zobrazení) jednotlivými srdečními strukturami.

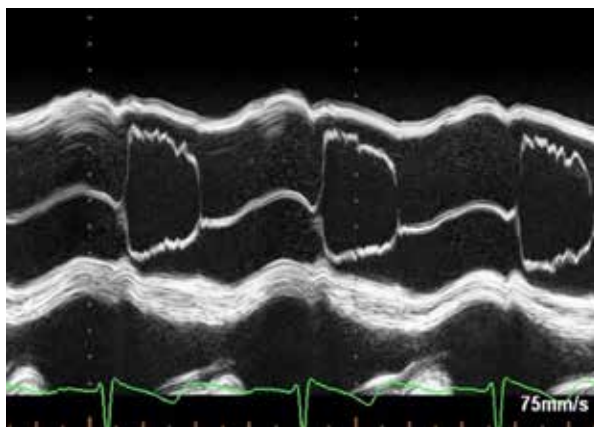


**Obr. 1a** Transtorakální jednorozměrné vyšetření jedním skenovacím paprskem

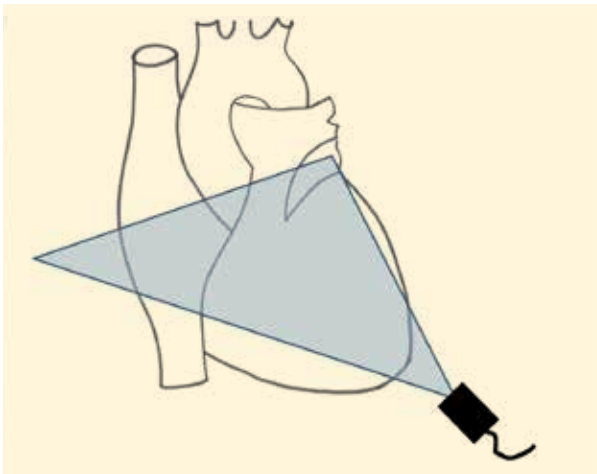
Místo, odkud pomyslný řez začneme, a směr, kterým bude veden, nabízí v TTE zobrazení (➔ **obr. 2a,b**) více možností (parasternální, apikální, subxifoideální a suprasternální přístup). Postupnou změnou úhlu sondy vzhledem k povrchu těla lze pak získat celou sérii řezů ze zvoleného místa.

V TEE zobrazení jsou možnosti v tomto ohledu omezenější. Polohu sondy v jícnu (popř. žaludku) můžeme měnit jen omezeně (povytažení, zasunutí, rotace), rovinnou řezu (pomyslného „nože“) vzhledem k srdci je možno elektronicky otáčet v rozsahu 180° (➔ **obr. 2c**). Pozici roviny řezu (stupeň její rotace) určuje úhlový indikátor obvykle v levém horním kvadrantu obrazu. Poloha roviny řezu tedy není zcela libovolná, rovina řezu vychází ze sondy v jícnu a pouze se „otáčí“ kolem osy procházející hlavou sondy.

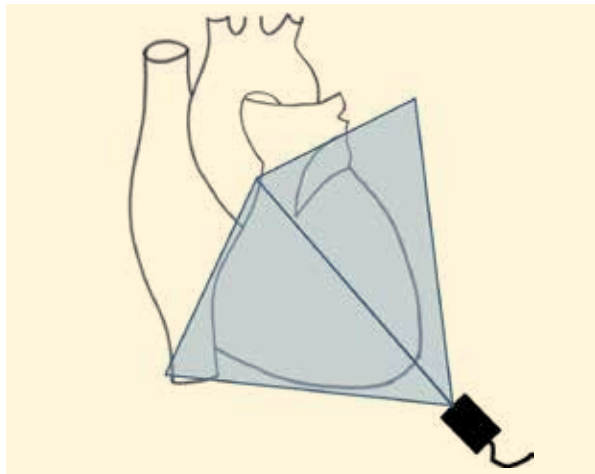
Série 2D řezů získaných v různých místech objektu umožní technicky zdatnějším echokardiografistům ve vlastní představě zrekonstruovat jednodušší tvary a prostorové vztahy. Protože ve 2D echokardiografii rutinně pracujeme s limitovaným počtem projekcí, většinou spíše přiřazujeme konkrétním 2D obrazům diagnózy, aniž bychom prováděli v představách přesné trojrozměrné rekonstrukce nálezů. Zjednodušeně řečeno – **ve 2D zobrazení jsme schopni udělat poměrně**



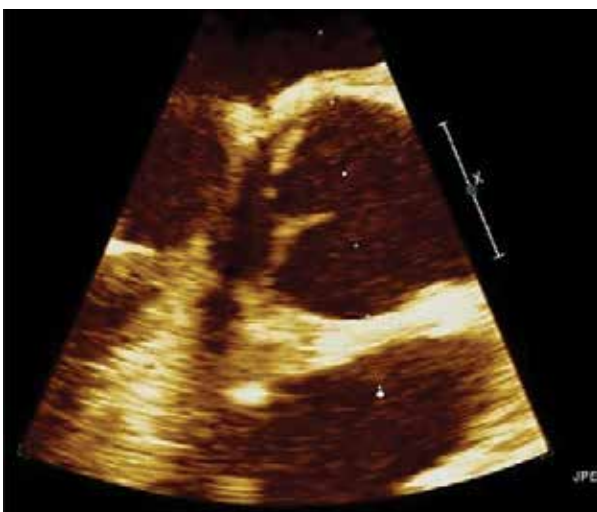
**Obr. 1b** Transtorakální M-mode aortální chlopně



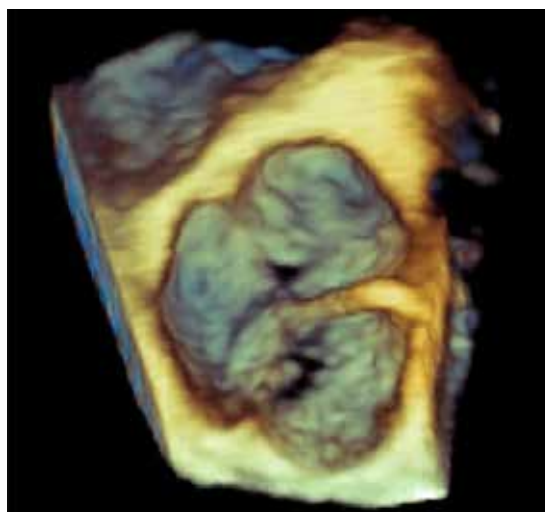
**Obr. 2a** Transtorakální 2D řez sektorovým segmentem roviny



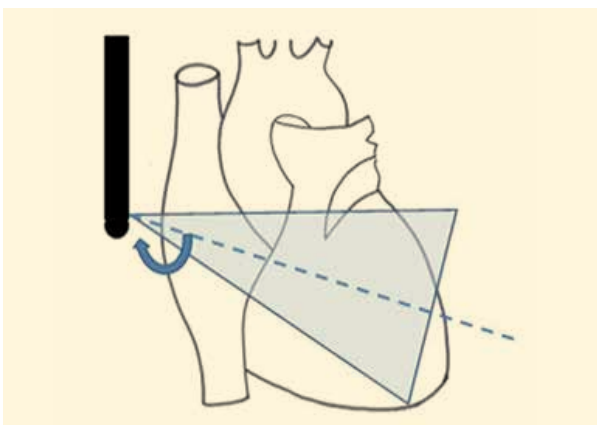
**Obr. 3a** Transtorakální 3D akvizice jehlanovitého (pyramidového) objemu



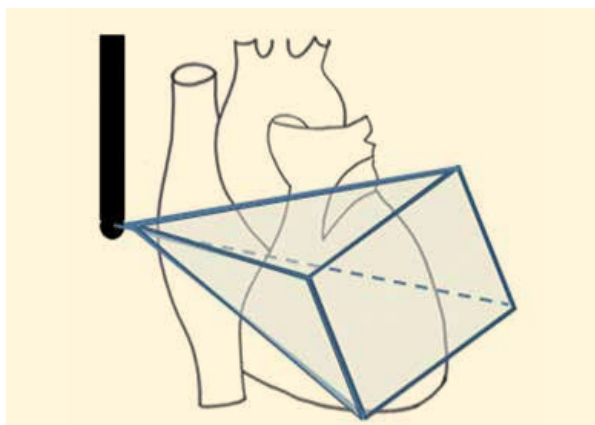
**Obr. 2b** Transtorakální 2D zobrazení podélného řezu aortálním kořenem



**Obr. 3b** Transezofageální 3D zobrazení aortálního kořene a chlopně

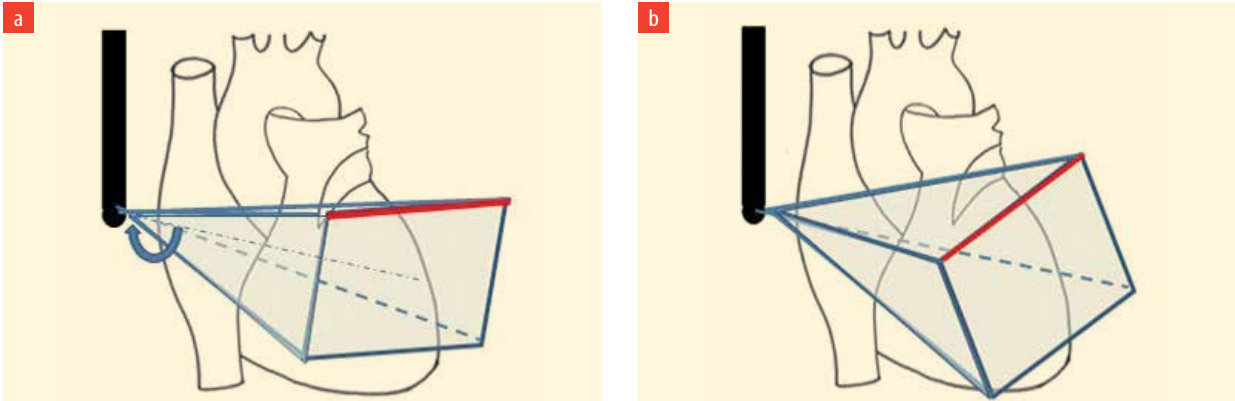


**Obr. 2c** Transezofageální 2D sektor – jeho rotace kolem podélné osy



**Obr. 3c** Jehlanovitý skenovací objem může rotovat kolem podélné osy





**Obr. 4a,b** Transezofageální 3D akvizice – rotace skenovacího jehlanu. Pro orientaci červeně vyznačena horní hrana jehlanu

### přesně diagnózu, aniž bychom věděli, jak nález ve skutečnosti vypadá.

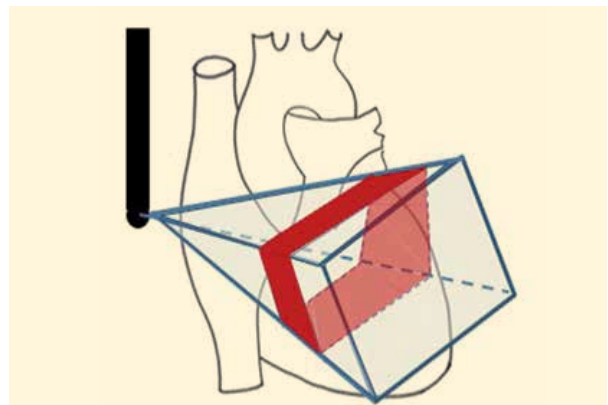
3D zobrazení nepracuje primárně s řezy. Základní balík dat má tvar jehlanu s bazí tvořenou kulovou plochou a obsahuje informace jak o reliéfu obsažených dutin, tak o struktuře obsažených tkání. Budeme ho nazývat datasetem. Pro názornost si představme prostorovou šablonu tvaru jehlanu (hrot v místě hlavy sondy), pomocí níž „vyřízneme“ ze srdce oblast zájmu (➔ obr. 3a,b). Podobně jako můžeme při TEE 2D zobrazení elektronicky rotovat rovinou řezu, je možné rotovat ve 3D zobrazení „jehlanovou oblastí zájmu“ kolem její dlouhé osy tak, abychom uvnitř optimálně umístili oblast zájmu (➔ obr. 3c). Pro orientaci je důležitá horní hrana baze jehlanu (➔ obr. 4a,b), stupeň její rotace udává podobně jako ve 2D zobrazení úhlový indikátor v levém horním kvadrantu obrazu.

Na rozdíl od 2D zobrazení, ve 3D existují dva odlišné principy akvizice:

- První z nich je *live mode* – živý záznam. Pomocí polohy výše uvedené šablony zvolíme oblast zájmu (tvaru jehlanu) a tuto oblast zaznamenáme. Délka záznamu – smyčky – je volitelná v sekundách nebo srdečních cyklech. Modifikací tohoto způsobu akvizice, která se jeví dokonce výhodnější, je tzv. *zoom mode*, kdy si v rámci jehlanové šablony zvolíme jen její část – tzv. oblast zájmu, jejíž všechny tři rozměry (samozřejmě v rámci předdefinovaného – jehlanovitého – tvaru) můžeme libovolně nastavit (➔ obr. 5). Zaznamenáváme živě podobně jako *live mode*, délka smyčky je volitelná. Při použití metody *live* i *zoom mode* není sice nutný současný záznam EKG křivky, přesto však by měl být standardně proveden. V praxi je vhodné volit oblast zájmu co nejmenší (tak, aby obsahovala vše, co nás zajímá, ale ne

zbytečný prostor v okolí), protože s rostoucí velikostí oblasti zájmu klesá snímková frekvence záznamu.

- Druhým způsobem akvizice je *full-volume mode*. Během tohoto způsobu akvizice je základní balík dat (jehlan) poskládán z několika segmentů (u novějších přístrojů je počet komponent volitelný) v průběhu několika srdečních cyklů. Každá část jehlanu tedy pochází z jiného srdečního cyklu, finálně jsou všechny části „spojeny“ dohromady. Pro záznam je tedy potřeba kvalitní EKG křivka. Aby bylo možno jednotlivé části hladce a plynule spojit v jeden dataset, je nutné, aby srdeční cykly byly stejně dlouhé a nemocný se nepohyboval, včetně dechových pohybů. V případě nepravidelného srdečního rytmu (např. fibrilace síní) jednotlivé úseky záznamu na sebe plynule nenavazují a záznam je jakoby rozřezán na jednotlivé části – což



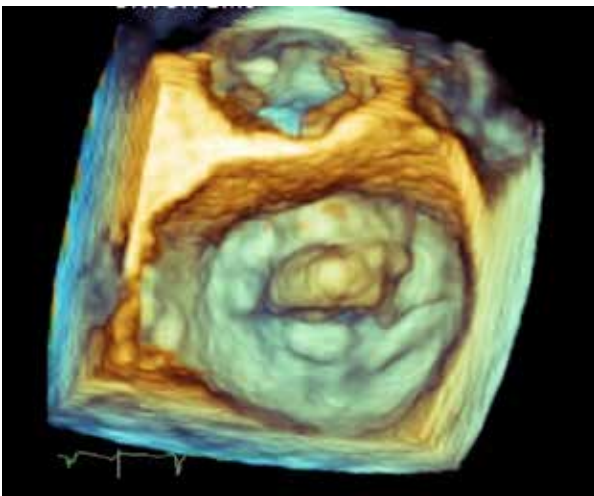
**Obr. 5** Princip transezofageální 3D akvizice „zoom mode“, zobrazuje se jen červeně vyznačený segment jehlanovitého skenovacího objemu



**Obr. 6** Takzvané stitching artefacts způsobené pohybem pacienta nebo dysrytmií. Lze rozlišit všech sedm dílčích a nesynchronizovaných segmentů datasetu

nazýváme stehovými artefakty, „stitching artefacts“ (☞ obr. 6).

Každý z uvedených způsobů akvizice dat (☞ obr. 7a,b) má své výhody i slabá místa. Metoda živého záznamu poskytuje realistický „živý“ 3D záznam zvolené oblasti zájmu. Snímky mají poměrně dobré prostorové rozlišení, časové rozlišení – snímková frekvence (volume rate) je ve srovnání s full-volume záznamem nižší. Jak již bylo řečeno, existuje inverzní vztah mezi velikostí oblasti zájmu a snímkovou frekvencí. Čím větší oblast zájmu zvolíme, tím nižší bude snímková frekvence. Během nahrávání live záznamu není nezbytně nutné snímat EKG křivku. Live způsob záznamu je výborný při detailním morfologickém hodnocení určité (známé) oblasti (např. mitrální nebo aortální chlopeň nebo její části).



**Obr. 7a** Mitrální chlopeň – zoom mode

Naopak full-volume mode má sice nižší prostorové rozlišení, ale obecně širší úhel zobrazení a podstatně vyšší časové rozlišení – snímkovou frekvenci (volume rate). Je to metoda vhodná hlavně pro hodnocení vzájemných prostorových vztahů jednotlivých struktur a pro barevné dopplerovské mapování toků, protože sektor barevného mapování je zde ve srovnání s live zobrazením širší a barevné mapování má výrazně vyšší snímkovou frekvenci než v live zobrazení. Nevýhodou full-volume zobrazení je potřeba kvalitního EKG záznamu a nutnost eliminace jakýchkoli pohybů (včetně respiračních). Pohyby pacienta nebo poruchy rytmu vedou k výše zmíněným „stitching“ artefaktům.

Moderní přístroje nabízejí i *další způsob akvizice označovaný jako high volume rate (HVR)*, který je kompromisem mezi live a full-volume akvizicí. Zjednodušeně lze vysvětlit princip této metody takto: Představte si, že baze jehlanu, který je zvolenou oblastí zájmu, tvoří šachovnice. Přístroj nejprve skenuje všechna bílá políčka, v druhé fázi pak černá políčka a tento proces několikrát opakuje. V době, kdy skenuje černá políčka, analyzuje záznamy z bílých políček a naopak a ty porovnává jak se sousedními černými, tak i s předcházejícími záznamy z bílých políček.

Dochází tedy k porovnávání záznamů jednotlivých okrásků se sousedními oblastmi a současně i s předchozími záznamy ze stejného okrásku. Nedošlo-li k výraznějšímu pohybu skenované oblasti, je výsledkem poměrně kvalitní obraz s vysokým časovým rozlišením (vysokou snímkovou frekvencí). Pohyby pacienta nebo nepravdělná akce srdeční zhoršují kvalitu záznamu, nevedou však k typickým „stitching artefaktům“. Záznam lze tedy



**Obr. 7b** Táž mitrální chlopeň – full-volume mode – patrně horší prostorové rozlišení

získat i bez apnoické pauzy, současný EKG záznam je však nezbytnou podmínkou.

Ať už zvolíme jakýkoliv způsob akvizice (zoom nebo full-volume), rozhodující je správná volba „oblasti zájmu“ – tedy té oblasti, kterou chceme ve 3D zobrazení mít. K správnému definování této oblasti před vlastní akvizicí nám pomáhají dvě na sebe kolmé 2D projekce na obrazovce monitoru. Základním pravidlem je upravit polohu sondy (popř. úhel roviny řezu) tak, aby struktura, kterou chceme analyzovat, byla dobře viditelná v obou kolmých projekcích.

Na začátku jsme konstatovali, že 3D zobrazení nepracuje s řezy, nýbrž s trojrozměrným tělesem – jehlanem. Zjednodušeně si rozdíl mezi 2D a 3D zobrazením můžeme představit jako rozdíl mezi výkresem a balíkem. Do balíku se vejde zcela jistě množství výkresů, tedy větší množství informací, problémem však je, jak se k těmto informacím dostat. Logickým řešením je balík prostě otevřít – ale je potřeba vědět jak, z které strany a jak velkou část odříznout, abychom se dostali přesně do těch míst, kam potřebujeme a abychom odkryli požadovanou strukturu. A to je přesně to, co činí analýzu 3D dat obtížnou, vyžaduje zkušenost a dobrou znalost anatomie. Je chybou se domnívat, že 3D data nám zcela bez námahy a bez znalosti anatomie poskytnou názornou informaci o prostorových vztazích. Orientaci ve 3D

datech je potřeba se učit krok po kroku, což může být různě dlouhá cesta v závislosti na individuální prostorové představivosti, v každém případě však vyžaduje trpělivost a dokonalou znalost anatomie. Stručně řečeno: **ve 3D zobrazení nález vidíme realisticky na vlastní oči, bez znalosti anatomie ho však nepoznáme. Navíc se k němu musíme propracovat cílenými řezy, což je bez znalosti anatomie rovněž nemožné.**

Začátečníci ve 3D echokardiografii si rovněž neuvědomují velmi těsnou vazbu mezi 2D a 3D metodou zobrazení. Ze 3D záznamu můžeme získat prakticky nekonečné množství 2D řezů – a to nejen typických projekcí, které ve 2D rutinně používáme, ale i takových projekcí, které v běžném 2D zobrazení nedostaneme. Rovinu řezu, pomocí které otevřeme pomyslný 3D balík dat, můžeme totiž umístit zcela libovolně. 2D řezy derivované ze 3D obrazu však nejsou jen jednou z možností analýzy, jsou přímo její nezbytnou součástí. 3D zobrazení bez řezů totiž ukazuje primárně pouze povrch jednotlivých struktur, což však ke kompletní diagnóze nestačí, spousta patologií je odhalitelná právě v řezech (např. porucha koaptace chlopně, postižení šlašiněk, charakteristika tkání apod.). 3D zobrazení tedy není metoda, která nahradí 2D zobrazení, obě metody budou i v budoucnu komplementární a společně zlepšit diagnostický potenciál echokardiografie.

### 3 ÚPRAVA 3D OBRAZU

Práci s raw data začínáme vždy úpravou kvality zobrazení jednotlivých datasetů, a to nejdříve černobílého obrazu (tedy bez barevného mapování toků).

#### Úprava černobílého (B/W) obrazu

Úprava černobílého obrazu zahrnuje:

- výběr typu **zobrazení (vision)**
- výběr **zabarvení tkání (colorization)**
- nastavení funkce **XRes**
- nastavení **intenzity signálu (gain)**
- nastavení **jasu (brightness)**
- nastavení **komprimování obrazu (compress)**
- nastavení **vyhlazení obrazu (smoothing)**

*Zobrazení (vision)* zvolíme vždy poslední – nejdokonalější (aktuálně typ H) v nabídkové škále. Toto zobrazení přidává barevné stínování – žluté tóny strukturám blízko sondy, modravé zabarvení strukturám vzdálenějším, čímž se výrazně zlepší prostorové vnímání obrazu.

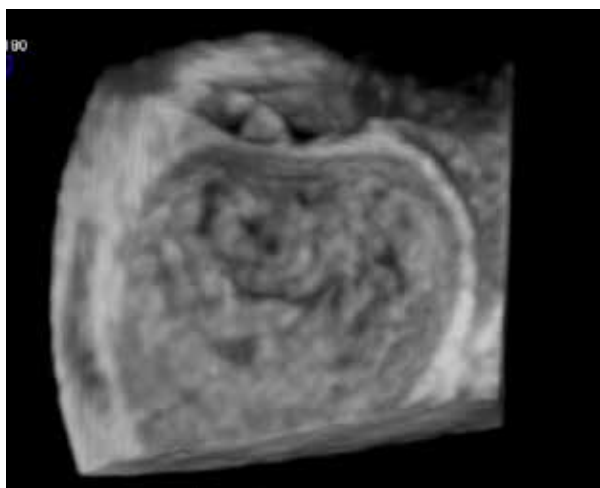
Aby se mohl uplatnit vliv zobrazení s prostorovým stínováním tkání, je potřeba, aby byly tkáně zabarveny (kolorizovány). Nejvhodnější *kolorizaci (colorization)* poskytuje žlutá barva (pro záznamy bez barevného

dopplerovského mapování). Bez kolorizace, při zvolení šedé škály, se vliv stínování tolik neuplatní a zbytečně ztrácíme velkou část prostorového vnímání obrazu. Proto doporučujeme **vždy** kolorizaci tkání ve 3D obrazu. Je to ostatně vhodné i pro odvozené 2D řezy.

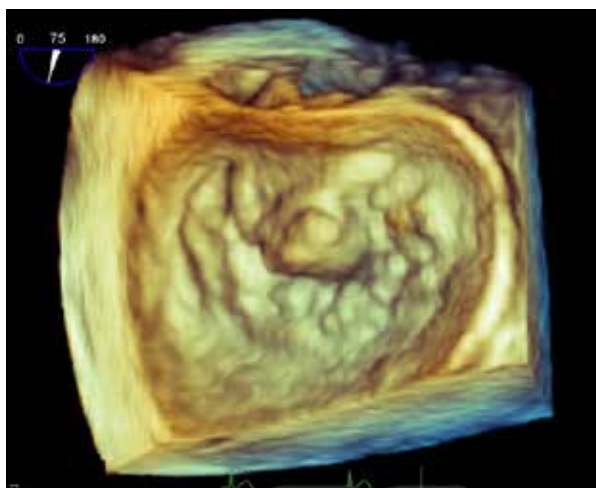
*Funkce XRes* potlačuje šum a artefakty a současně zvýrazňuje ultrazvuková rozhraní. Funkci XRes nastavíme obvykle na nízkou (low) hodnotu.

Správné nastavení výše uvedených parametrů výrazně zvýší informační hodnotu obrázku (➔ obr. 8a,b).

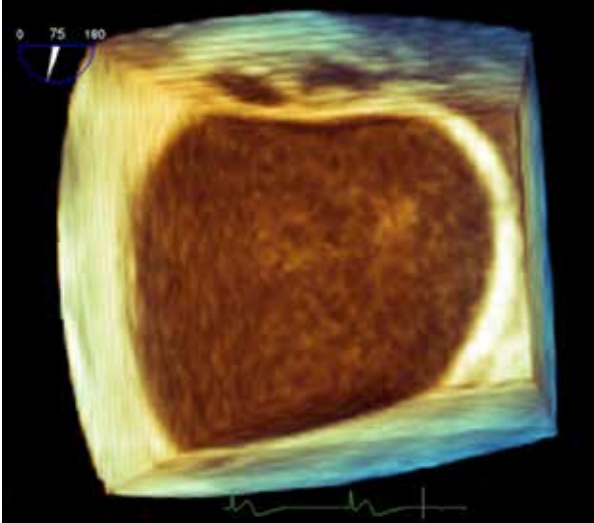
*Nastavení intenzity signálu (gain)* stejně jako dalších kvantitativních funkcí (jas, comprese, zvětšení apod.) se děje na obrazovce plynulým posunem ovladače. Příliš vysoká intenzita (overgaining) vede k vzniku artefaktů – tzv. šumu (noise), který může vlastní obraz zcela zakrýt (➔ obr. 9a). Naopak nedostatečná intenzita signálu vede ke vzniku falešných výpadků, které mohou být mylně interpretovány jako defekty (➔ obr. 9b). Správné nastavení gainu nemusí být vždy snadné – některé velmi tenké struktury, zvláště pokud jsou v nevýhodné pozici vůči sondě (nejsou orientovány kolmo na ultrazvukový svazek), mohou i při správném nastavení gainu vykazovat arteficiální výpadky. A naopak – v srdečních duti-



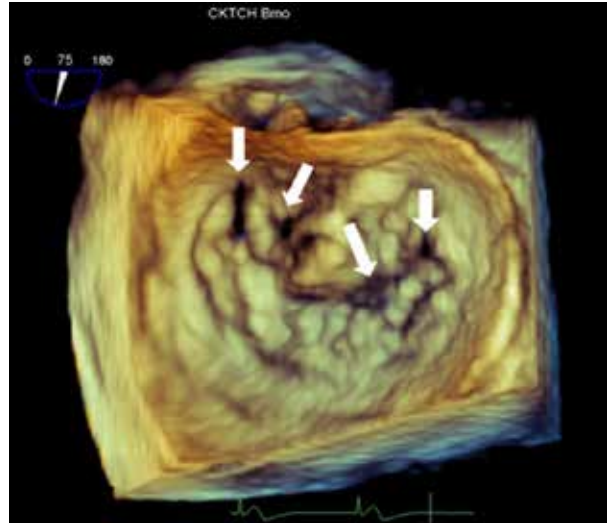
**Obr. 8a** Nesprávné nastavení parametrů vision, colorization, XRes



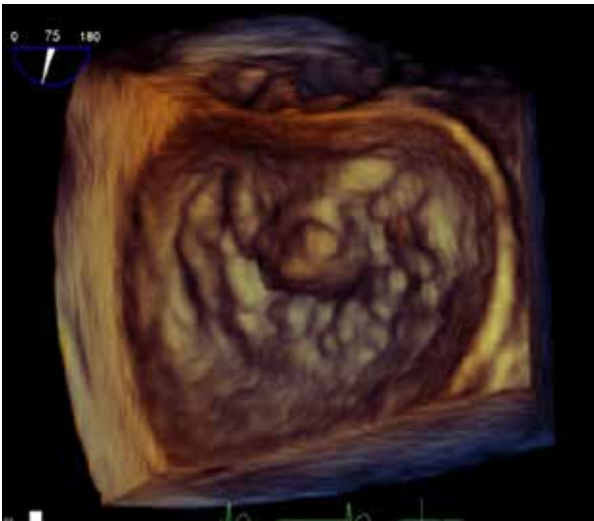
**Obr. 8b** Správné nastavení parametrů vision, colorization, XRes



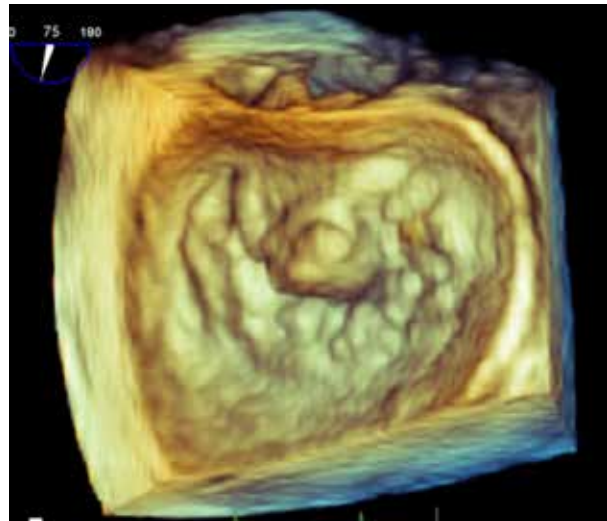
**Obr. 9a** Příliš vysoká intenzita signálu (gain) působící šum (noise) zakrývající vlastní obraz mitrální chlopně



**Obr. 9b** Příliš nízká hodnota signálu (gain) působící arteficiální defekty mitrální chlopně (šipky)



**Obr. 10** Příliš nízká hodnota jasu – tmavý, špatně hodnotitelný obraz

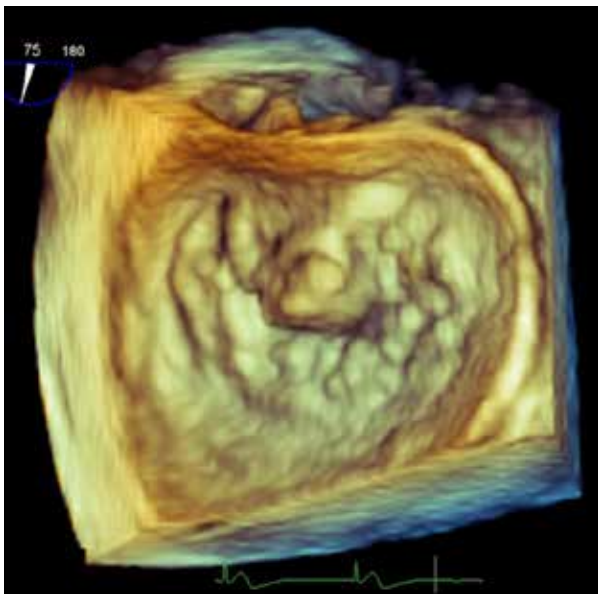


**Obr. 11** Příliš vysoká hodnota parametru compress – obraz působí rozostřeným dojmem

nách můžeme nalézt artefakty způsobené např. odrazem arteficiálních chlopní nebo jiného umělého materiálu, stagnací krve apod. Zvláště svízelná situace je při kombinaci artefaktů a falešných výpadků, správné nastavení gainu je tedy vždy snahou o dosažení kompromisu mezi nimi.

*Optimální nastavení jasu (brightness)* je ve velkém rozsahu individuální záležitostí. Pouze příliš nízká nebo příliš vysoká hodnota jasu může vést na obrázcích ke ztrátě informace (➔ **obr. 10**) a je pro oko nepříjemná.

*Optimální nastavení parametru compress* je kolem 20–25 %. Při vyšších hodnotách působí obraz rozostřeným dojmem (➔ **obr. 11**).



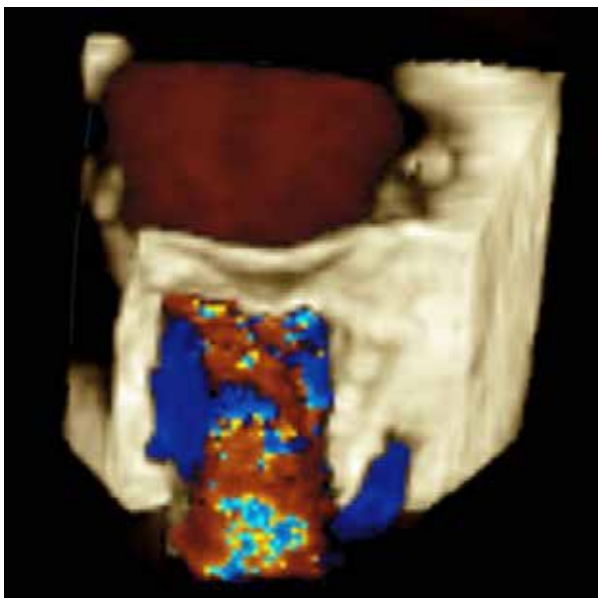
**Obr. 12** Optimální nastavení všech parametrů 3D obrazu

Kvalitní obraz získáme optimálním nastavením všech zmíněných parametrů (⇒ **obr. 12**).

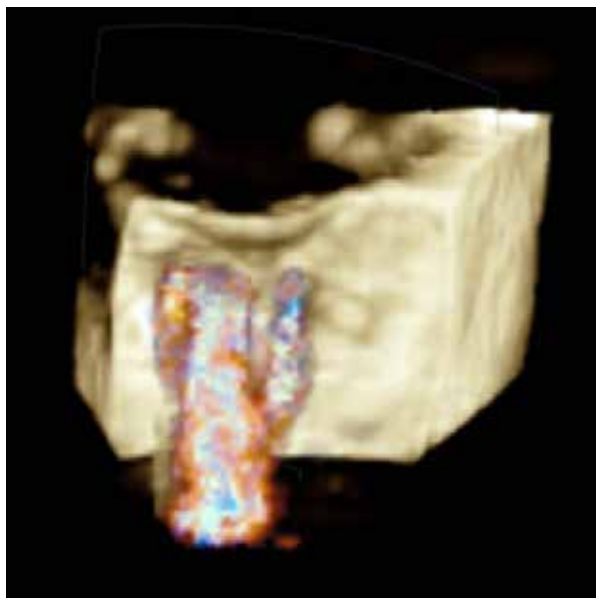
### Úprava obrazu s barevným mapováním toků (CFM)

Začneme nejprve úpravou obrazu tkání, a proto je dobré před počátkem úpravy přechodně potlačit barevné mapování. Úprava „černobílého“ obrazu (tkání) se záznamem barevného mapování toků je stejná jako úprava bez barevného mapování (viz výše) s jedinou výjimkou – pro kolorizaci tkání zvolíme méně intenzivní zbarvení tkání – žlutobéžová barva neinterferuje tolik s barevnými toky.

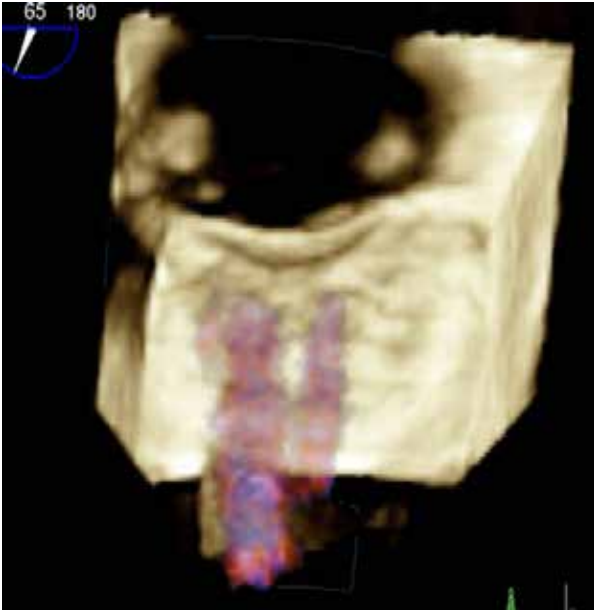
Klíčovým momentem pro nastavení CFM je volba typu **barevného zobrazení (color vision)**, jehož optimální hodnota v programu Qlab je číslo 2 a **filtru (filter)**, kde použijeme číslo 6. Jejich nesprávné nastavení znehodnocuje celý obraz a znemožňuje jakoukoli kvantifikaci regurgitace. Symetrické uspořádání barevné škály je dáno pozicí základní linie (baseline) na hodnotě 6. Zásadní rozdíl v zobrazení toků při nesprávném a správném nastavení zmíněných parametrů ukazuje (⇒ **obr. 13a,b**). Nastavení



**Obr. 13a** Nesprávné nastavení barevného mapování toků (nesprávná volba typu nastavení – color vision a nízká hodnota filtru)



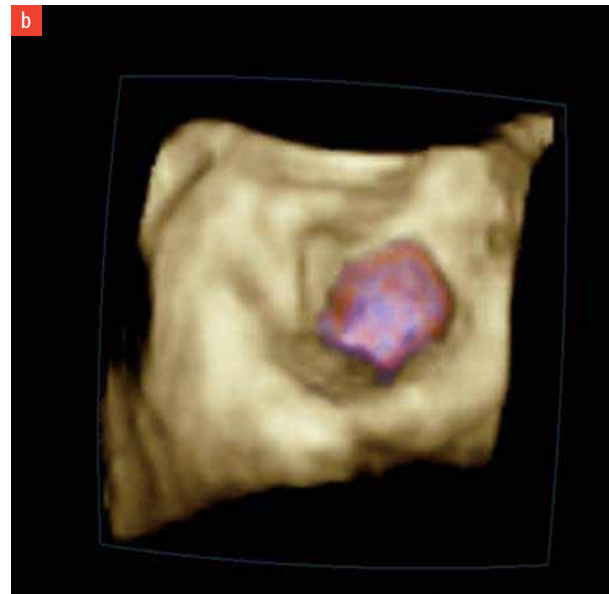
**Obr. 13b** Správné nastavení barevného mapování toků



**Obr. 14** Nízká hodnota intenzity signálu CFM (gain) – výrazně transparentní barva

**intenzity signálu (gain)** CFM je ve výsledku odlišné od nastavení stejného parametru „černobílého“ obrazu. Gain u barevného mapování toků ovlivňuje méně intenzitu barvy, spíše její transparentnost. Pokud gain snížíme i na nulovou hodnotu, barva z obrázku nevymizí, pouze bude semitransparentní, rovnoměrně rozložená a ve fialovém odstínu (➔ **obr. 14**). Co je však zásadní pro výpočty – rozměry konvergenční zóny (PISA) se nezmění. Konvergenční zónu (PISA) při různém nastavení parametru gain u barevného mapování toků ukazují ➔ **obr. 15a,b**. V rámci zpracování obrázků s CFM můžeme potlačit jak zobrazení barevných toků, tak zobrazení tkání. První možnost (potlačení barevných toků) volíme na začátku úpravy obrazu, kdy nejprve upravujeme zobrazení tkání (viz výše). Naopak potlačení tkání můžeme využít k zvýraznění krevních toků (bez interference s tkáněmi), což může být důležité pro hodnocení počtu, velikosti, lokalizace a vzájemných vztahů jednotlivých tokových fenoménů.

Jsme-li s výsledkem spokojeni, můžeme klip nebo obrázek uložit ve zvoleném formátu na zvolené místo s použitím vhodného kodeku (videoklipy). Pro podrobnosti celého procesu úpravy obrazu viz manuál výrobce.



**Obr. 15a,b** PISA při různém nastavení intenzity signálu CFM (gain) – liší se odstínem a transparentností, velikost se nemění

## 4 ORIENTACE 3D OBRAZU

Jak již bylo řečeno, orientace ve 3D obraze není jednoduchá. Důvodů je hned několik.

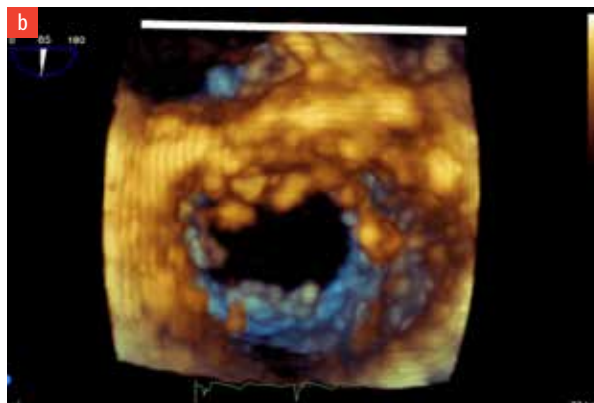
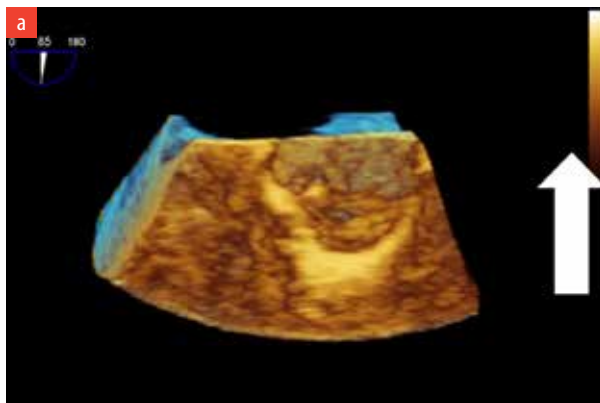
Prvním z nich je fakt, že kardiolog začínající s analýzou 3D dat většinou neví, jak jednotlivé nitrosrdeční struktury ve skutečnosti vypadají. Jednotlivé chlopně viděl možná na patologickém preparátu a ti šťastnější na otevřeném srdci během operace. Obraz je však v těchto případech pravděpodobně modifikován patologickým procesem, ale hlavně – jde o nález na zastaveném, nebíjícím srdci. 3D echokardiografie znamená (vůbec poprvé) realistický pohled dovnitř bijícího srdce. Rozeznat jednotlivé struktury napoprvé je podobně obtížné jako poznat cizího člověka pouze podle slovního popisu.

Druhým důvodem jsou komplikované prostorové vztahy mezi jednotlivými strukturami. Ty jednoduché známe z učebnic kardiologie (např. aortomitralní kontinuita), ale vzájemný vztah tří a více struktur nebo dokonce úhly mezi rovinami anulů jednotlivých chlopní v představě rekonstruujeme jen obtížně.

Konečně třetím důvodem je nezkušenost v práci se základním balíkem dat. Slovo balík je skutečně přiléhavé, protože dovnitř nevidíme. Jak tedy správně vést řez, abychom viděli skutečně to, co vidět chceme, a neztratili to, co je důležité? A hlavně zcela banální, ale klíčová otázka – co je nahoře a co dole, co vpravo, co vlevo a odkud se vlastně díváme – od hrotu nebo od baze srdeční?

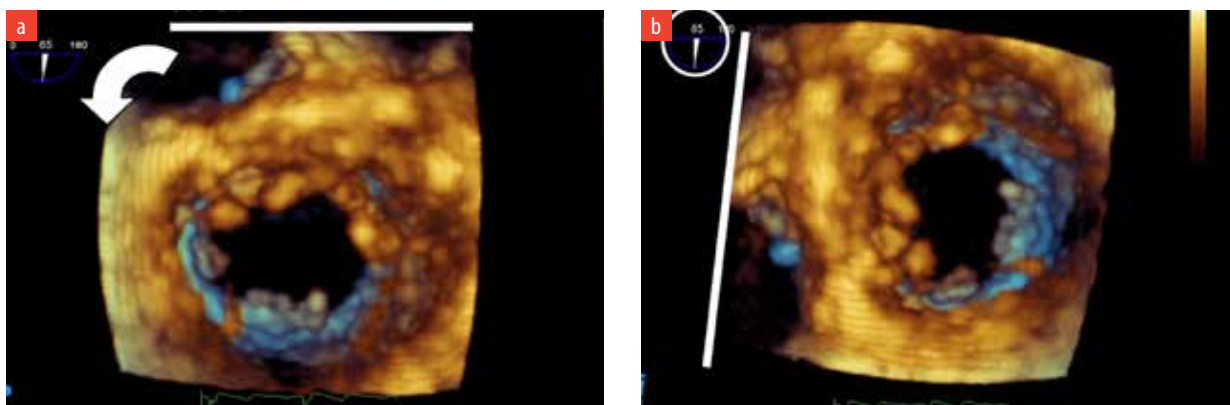
Pro kardiologa začínajícího s 3D echokardiografií by **orientace 3D obrazu** měla být výchozím bodem. Názo-ry a doporučení stran orientace 3D zobrazení se dosud vyvíjejí. Sami zastáváme názor, že nejpřirozenější a nejlogičtější je **anatomická** orientace. Vyjdeme z představy, že sedíme na konci jícnové sondy v místě výstupu ultrazukového paprsku a rozhlížíme se kolem sebe. Pokud je 3D obraz stejně orientovaný jako to, co vidíme, jde o anatomickou orientaci obrazu – tedy co je nahoře na obrázku, je nahoře i ve skutečnosti (u stojící osoby), co je vpravo na obrázku, je ve skutečnosti rovněž vpravo.

Na závěr je třeba upozornit na jednu důležitou skutečnost: jícnová **sonda** je lokalizovaná **za levou síní** – poskytuje nám tedy **pohled na struktury v dutině levé síně** a na mitrální chlopeň (ta je ostatně taky v dutině levé síně). Představme si, že nahráváme struktury v okolí levé síně – ne přímo v ní (např. aortální chlopeň, pravou síň apod.). Struktury za hranicemi levé síně nevidíme přímo, k jejich vizualizaci je třeba použít další manipulaci s datasetem. Například nás zajímá dutina pravé síně. Zhotovíme záznam a zorientujeme níže popsaným způsobem získaný 3D dataset do anatomické orientace. Tím získáme pohled do levé síně. Chceme-li si prohlížet struktury uvnitř pravé síně, je potřeba další manipulace s 3D datasetem – např. použití croppingu (viz dále) nebo rotace.



**Obr. 16a,b** Orientace 3D datasetu – krok 1 – rotace ve vertikálním směru o 90°. Horní hrana datasetu pro názornost zvýrazněna bílou linií





**Obr. 17a,b** Orientace 3D datasetu – krok 2 – rotace proti směru hodinových ručiček. Horní hrana datasetu pro názornost zvýrazněna bílou linií

Před vlastní manipulací s 3D daty ve volbě **rotace (rotation)** vždy nastavíme volbu **relativní (relative)**. Nejsme-li si jisti, že raw data jsou skutečně v základním postavení (např. mohlo dojít k náhodné manipulaci s datasetem), použijeme tlačítka **3D Home**, pomocí něhož se dataset dostává do postavení, v němž byl zaznamenán. To můžeme učinit ostatně kdykoliv, když se při manipulaci s daty ztratíme.

K docílení anatomické orientace surových dat (raw data) je potřeba zohlednit úhel rotace nastavený při akvizici (viz kap. 1) a pozici, v které jsou raw data uživateli předkládána. Bez složitých myšlenkových pochodů lze pro dosažení anatomické orientace 3D obrazu použít níže popsaný postup.

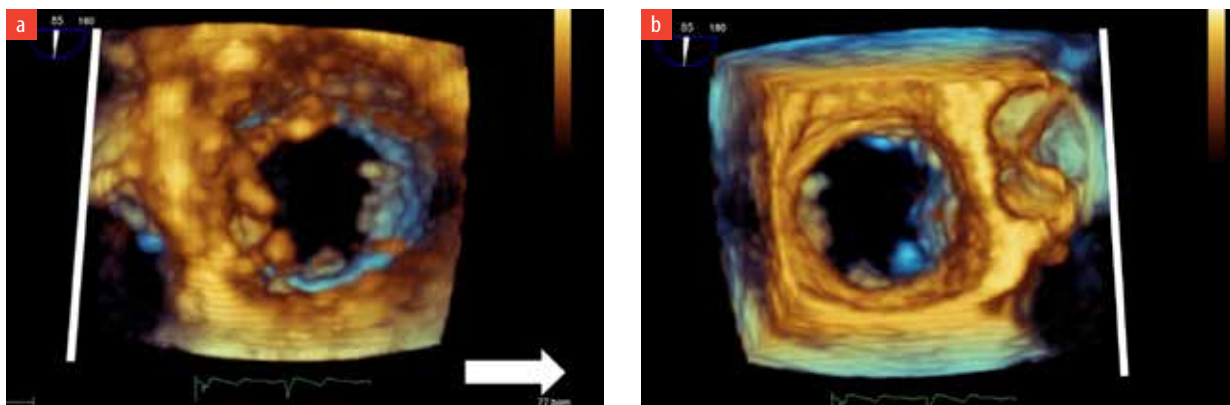
**Univerzální postup k dosažení anatomické orientace 3D datasetu zahrnuje následující kroky:**

- První krok spočívá v **rotaci ve vertikálním směru** 3D dat (jehlanu) o  $90^\circ$  – výsledkem bude pohled zespoda na základnu jehlanu (↻ obr. 16a,b).

- Druhý krok znamená **rotaci** objektem **proti směru hodinových ručiček**. Objektem rotujeme tak, aby se **horní hrana** 3D datasetu stala **rovnoběžnou s ukazatelem úhlu** v levém horním rohu obrázku (↻ obr. 17a,b). Pro snadnější pochopení je horní hrana základny v obrázku vyznačena horizontální linií.
- Třetí krok je **rotace v horizontálním směru o  $180^\circ$**  (↻ obr. 18a,b). Dověšením tohoto kroku **docílíme anatomické orientace 3D datasetu**.

Jiným způsobem, jak dosáhnout anatomické orientace, je využití známé pozice některých nitrosrdečních struktur, např. aortální chlopně, ouška levé síně, apod. Tento postup je rychlejší, vyžaduje již určitou zkušenost, ale výsledek nebude zcela přesný.

Všechny klipy i obrázky archivujeme vždy ve stejné (anatomické) orientaci. Klasickou výjimkou je však mitrální chlopeň. U ní dáváme přednost tzv. chirurgické orientaci s kořenem aorty nahoře, jak o tom bude řeč v kapitole o mitrální chlopně.



**Obr. 18a,b** Orientace 3D datasetu – krok 3 – rotace v horizontálním směru o  $180^\circ$  zleva doprava. Horní hrana datasetu pro názornost zvýrazněna bílou linií

## 5 CROPPING

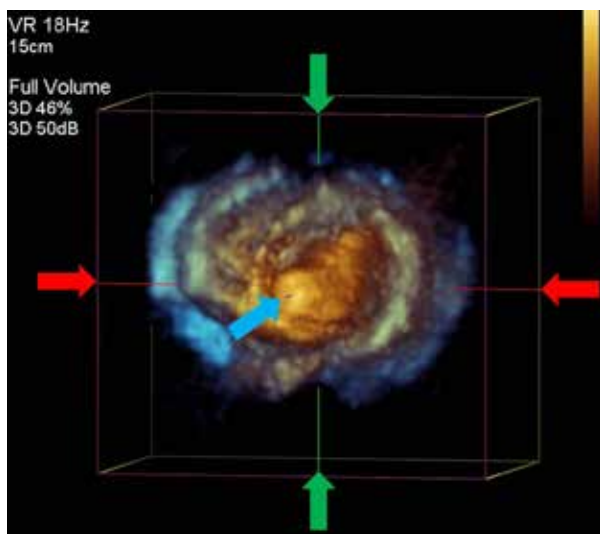
Cropping je funkce, která nám umožní otevřít základní dataset (tj. těleso tvaru jehlanu, jak jsme dříve popsali) a nahlédnout dovnitř. Je to velmi důležitá funkce, bez které se vůbec neobejdeme u dat typu full-volume a často ani u dat získaných metodou live, live-zoom.

Typ croppingu je v zásadě trojí – pomocí **crop-boxu (Crop Adjust Box)**, cropping **volnou rovinou (Crop Adjust Plane)** a nejnovější verze programu Qlab pak nabízí ještě třetí možnost – tzv. **iCrop**. Všechny typy mají své přednosti i slabé stránky. Používání crop-boxu je snadné, ale méně přesné, používání volné roviny poskytuje přesnější výsledky, uživatele však odrazují nesnadné manipulace s rovinou vyžadující poměrně velkou zkušenost. Poslední způsob – iCrop je v zásadě poměrně zdařilou modifikací crop-boxu, vyžaduje však představivost a znalost práce s multiplanární rekonstrukcí.

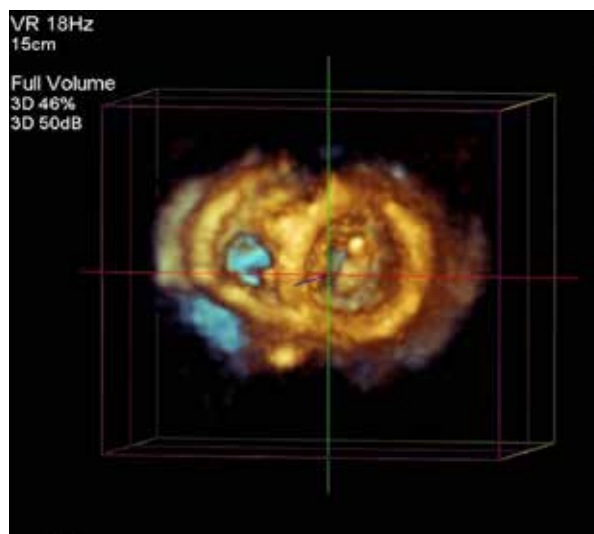
*Použití crop-boxu (Crop Adjust Box)* si lze zjednodušeně představit takto: Základní dataset vložíme do „krájecího zařízení“ tvaru kvádru, jehož každá strana je posuvná a může „odkrajovat“ periferní části datasetu (→ **obr. 19a,b**). Pro snazší orientaci jsou jednotlivé ro-

viny řezu barevně odlišeny: červené roviny se pohybují zprava a zleva (horizontálně), modré se pohybují shora a zdola (vertikálně) a zelené roviny zepředu a zezadu. K dosažení požadovaného řezu můžeme použít buď jen jednu (libovolnou) rovinu řezu, nebo postupně i všechny (maximální počet je stejný jako počet stěn kvádru – tedy 6). S upraveným datasetem pak můžeme kdykoli volně manipulovat a prohlížet jej z různých stran a úhlů. Chceme-li zachovat „ořezaný“ dataset, použijeme funkci retain crop. Velkou výhodou této metody je velmi snadná manipulace s rovinami řezu, naopak nevýhodou je fixní poloha jednotlivých rovin k sobě navzájem (jsou vzájemně kolmé) i k zpracovávanému tělesu, což umožní docílit optimálního pohledu dovnitř datasetu jen na struktury alespoň přibližně rovnoběžné s některou rovinou crop-boxu.

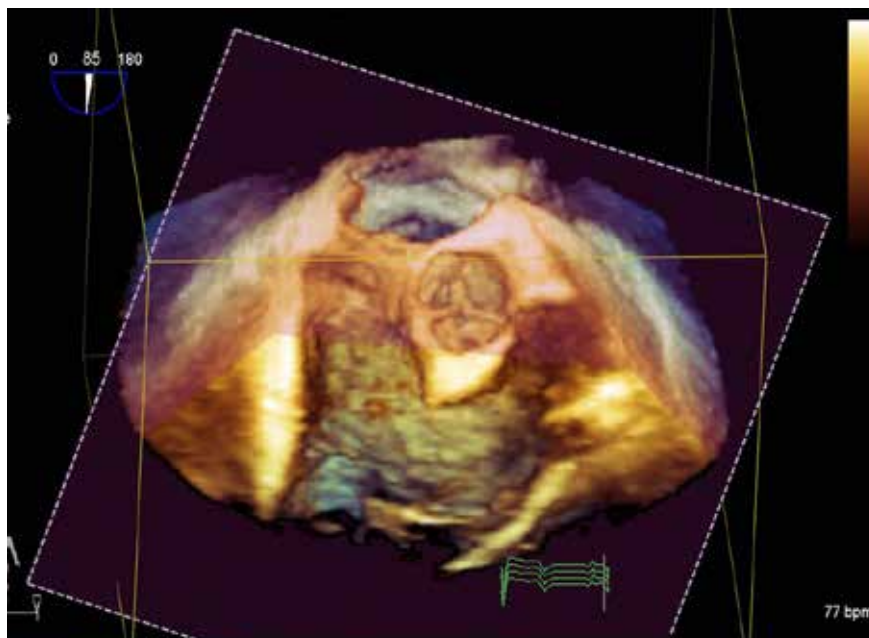
*Funkce cropping volnou rovinou (Crop Adjust Plane)* po aktivaci příslušného tlačítka nabídne rovinu, kterou můžeme pohybovat na obrazovce pomocí kurzoru podobným způsobem, jako manipulujeme s objektem na obrazovce. Sama rovina je průsvitná a o jejím prostorovém



**Obr. 19a** Cropping pomocí crop-boxu. Interaktivní dataset, barevné šipky označují směr pohybu rovin řezu



**Obr. 19b** Cropping pomocí crop-boxu. Cropping modrou rovinou otevírá dutiny obou komor



**Obr. 20** Cropping volnou rovinou. Rovina (vyznačena fialovou barvou, její ohraničení je pro názornost zvýrazněno) řeže objekt zepředu. Dataset částečně odříznut, což umožňuje pohled do dutiny pravé komory

vztahu k objektu nás informuje její barva. Je-li zelená, je rovina za objektem („řeže“ objekt zezadu), je-li fialová (➔ obr. 20), je umístěna před objektem („řeže“ objekt zepředu). Pohyb směrem ke středu datasetu a naopak umožňuje posuvník plain adjust. Manipulace s rovinou je zvláště pro začátečníky obtížná. Pohyb roviny v prostoru totiž nerespektuje předpokládaný soulad pohybu kurzoru a roviny (např. pohyb kurzorem doprava nezaručuje vždy pohyb rovinou doprava, pohyb kurzorem nahoru nezaručí vždy pohyb rovinou nahoru apod.) Pro pochopení manipulace si lze představit, že rovina jakoby klouže po povrchu koule, které se dotýká v jednom bodě. Střed datasetu je umístěn ve středu této koule. Pohyb kurzorem zahájíme tedy zkusmo, sledujeme reakci roviny a podle toho měníme směr pohybu kurzoru. Manipulace s volnou

rovinou vyžaduje trénink a velkou dávku trpělivosti, což mnoho uživatelů od této metody odradí a vede k spíše preferenci crop-boxu. Nespornou výhodou volné roviny však je získání skutečně cílených a velmi přesných řezů.

*Nové verze Qlabu nabízejí funkci iCrop.* Na rozdíl od crop-boxu, který je v podstatě kvádrem, do kterého umístíme 3D dataset, a zevně pak z něho pomocí posunu jednotlivých stěn cropping boxu odřezáváme vnější části, iCrop si můžeme představit jako jakousi šablonu tvaru kvádru, pomocí které cíleně „vyřezeme“ z nitra 3D datasetu příslušnou oblast zájmu. Protože tato funkce je úzce spojena s multiplanární rekonstrukcí (MPR), budeme se jí věnovat podrobněji v odd. 6.4.

Použití jakékoli metody croppingu je reverzibilní. 3D dataset může být navrácen kdykoli do původního stavu.

## 6 MULTIPLANÁRNÍ REKONSTRUKCE

### 6.1 ZÁKLADNÍ PRINCIPY

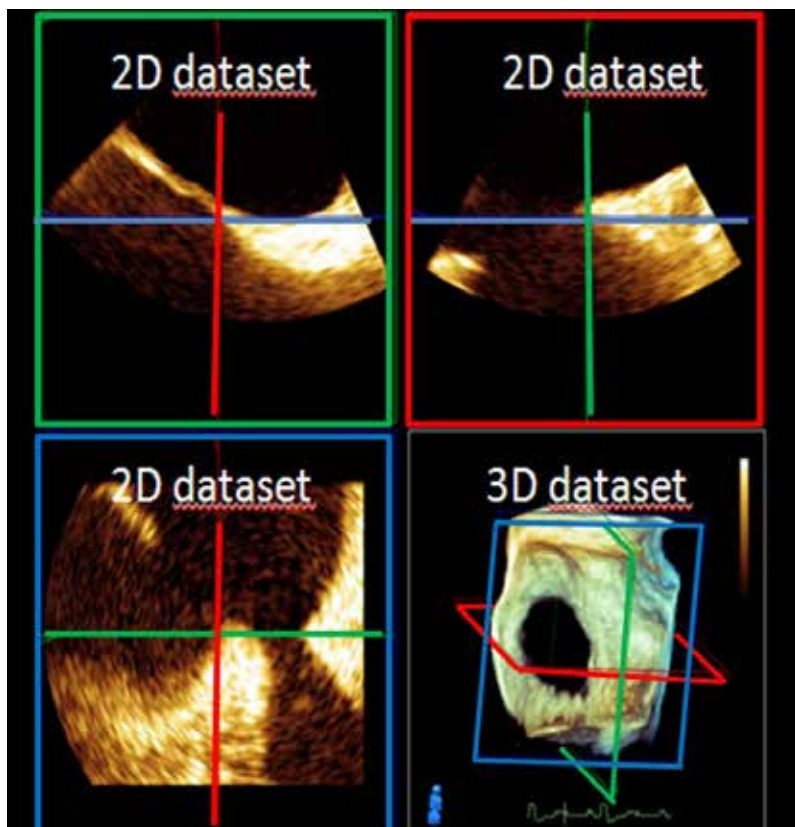
Multiplanární rekonstrukce (MPR) umožňuje získávání cílených 2D řezů z 3D dat. Podobně jako u croppingu nám MPR umožní pohled dovnitř do 3D datasetu, na rozdíl od croppingu však zde budou výsledkem 2D řezy, nikoliv „ořezaný“ 3D dataset s reliéfovým pohledem na srdeční struktury. Jak již napovídá název MPR, pracujeme zde současně s několika (konkrétně s třemi) rovinami řezu.

Po aktivaci MPR se obrazovka rozdělí na čtyři kvadranty. Rozdělení obrazovky je konstantní – v **pravém dolním kvadrantu** je referenční **3D dataset** a v něm **všechny tři roviny, které dataset „řežou“** – vidíme tedy polohu jednotlivých rovin (barevně odlišených) vůči datasetu. Zbývající tři kvadranty představují 2D

řezy poskytované jednotlivými rovinami (⇒ **obr. 21**). Červená rovina poskytuje 2D řez v červeném rámečku (pravý horní kvadrant – ⇒ **obr. 22a**), zelená rovina poskytuje 2D řez v zeleném rámečku (levý horní kvadrant – ⇒ **obr. 22b**) a 2D řez získaný modrou rovinou je v levém dolním kvadrantu (⇒ **obr. 22c**).

### 6.2 MANIPULACE S ROVINAMI

**Iniciálně je pozice rovin vzhledem k 3D datasetu v pravém dolním kvadrantu konstantní** a nelze ji v tomto kvadrantu měnit. 3D datasetem lze pohybovat pomocí kurzoru, roviny se však pohybují současně s ním. Chceme-li změnit pozici roviny vzhledem k datasetu (získat



**Obr. 21** Multiplanární rekonstrukce – referenční 3D dataset s rovinami řezu v pravém dolním kvadrantu a odvozené 2D řezy v ostatních třech kvadrantech