proLékaře.cz | 6.11.2026

DIAGNOSTIKA AORTÁLNÍ STENÓZY

K. Linhartová

Souhrn

Aortální stenóza se vyskytuje u 2,5 % osob nad 65 let a v rozvinutých zemích je nejčastěji korigovanou chlopenní vadou. Cílem tohoto přehledu je probrat diagnostiku aortální stenózy a její úskalí. Hodnocení aortální stenózy se opírá o echokardiografické měření maximální rychlosti aortálního jetu, středního gradientu a vypočtenou plochu aortálního ústí. V případě diskordance jednotlivých parametrů záleží další hodnocení vady zejména na ejekční frakci a tepovém objemu levé komory. Echokardiografie byla roku 2007 obohacena o možnost trojrozměrného jícnového zobrazení v reálném čase. Tato metoda přináší výhodu akvizice trojrozměrné sady dat z vybrané oblasti aortální chlopně, kořene a ascendentní aorty a spolehlivého měření rozměrů z multiplanární rekonstrukce. Při vyšetření kandidátů katetrizační implantace aortální chlopně, kde je přesné měření kruciální pro správné určení velikosti protézy, dosahuje trojrozměrná jícnová echokardiografie z echokardiografických metod nejvyšší shody s výpočetní tomografií.

Klíčová slova

aortální stenóza – trojrozměrná echokardiografie – multidetektorová výpočetní tomografie – katetrizační implantace aortální chlopně

Abstract

The diagnosis of aortic stenosis. Aortic stenosis is found in 2.5% of patients aged over 65 years, and in developed countries it is the most commonly corrected valve disease. Our aim was to review the diagnosis of aortic stenosis and its pitfalls. The diagnosis is based on echocardiographic maximal transaortic velocity, mean transaortic gradient and calculated aortic valve area. In case of discordance between the distinctive parameters, further assessment relies mainly on the ejection fraction and stroke volume of the left ventricle. In 2007, the real time three-dimensional transesophageal echocardiography was introduced into clinical practice. This method enables three-dimensional dataset acquisition of the selected part of the aorta or aortic valve and reliable measurement of dimensions using multiplanar reconstruction of the image. Accurate measurements are crucial for valve prosthesis sizing before transcatheter implantation of the aortic valve, and the three-dimensional transesophageal echocardiography provides results that are closest to the computed tomography measurements.

Keywords

aortic stenosis – real time 3D transesophageal echocardiography – computed tomography – transcatheter implantation of the aortic valve

Úvod

Aortální stenóza (AS) se vyskytuje u 2,5 % osob nad 65 let a v rozvinutých zemích je nejčastěji korigovanou chlopenní vadou [1]. Základní diagnostickou metodou je echokardiografie. Roku 2007 byla do klinické praxe uvedena trojrozměrná transezofageální echokardiografie v reálném čase (RT 3D TEE), která umožňuje zpřesnění diagnostiky vady a dále se uplatňuje především v rámci multimodálního přístupu k vyšetření pacientů před katetrizační implantací aortální chlopně (TAVI), během ní i po ní. Cílem tohoto přehledu je probrat echokardiografickou diagnostiku AS a její úskalí a podat informaci o možnostech RT 3D TEE pří vyšetřování kandidátů TAVI. Základní součásti echokardiografického hodnocení AS shrnuje tab. 1.

Morfologie aortální chlopně a kořene aorty

Bikuspidní morfologie je přítomna u více než 50 % stenotických kalcifikovaných aortálních chlopní. Degenerace trojcípé aortální chlopně převažuje až od osmé dekády, tedy v nejvyšších věkových skupinách [2]. Morfologii posuzujeme echokardiograficky podle otevírání chlopně v krátké ose. Bikuspidní aortální chlopeň je ve více než polovině případů spojena s dilatací aorty buď již na úrovni kořene aorty, zejména u pacientů s AS však velmi často až na úrovni proximální ascendentní aorty, 4–6 cm od anulu [3].

Kvantifikace aortální stenózy

Základními parametry hodnocení AS jsou maximální rychlost aortálního jetu, maximální a střední gradient na aortální chlopni a efektivní plocha aortálního ústí (AVA), tj. vypočtená rovnicí kontinuity (tab. 2) [4,5]. Klasifikaci AS podle těchto parametrů ukazuje tab. 3.

Rychlost proudění, a tedy i tlakový gradient závisí nejen na stupni stenózy, ale i na průtoku. To je třeba brát v úvahu při iniciálním hodnocení vady a také při srovnání hodnot naměřených u téhož pacienta s různým časovým odstupem. Gradient stoupá při zvýšení tepového objemu: např. při zvýšení sympatické aktivity (zátěž, rozčilení, hypertyreóza), ale také při bradykardii. Naopak klesá při sedaci nebo hypovolemii, při nedostatečném plnění, např. při fibrilaci síní s rychlou odpovědí komor; při zachované ejekční frakci (EF) levé komory (LK). U chronicky sníženého tepového objemu při systolické dysfunkci LK je gradient nízký i při významném stupni stenózy.

Planimetrické měření AVA je limitováno nepravidelností a trojrozměrnou geometrií

Tab. 1. Hodnocení aortální stenózy.

- morfologie aortální chlopně a ascendentní aorty
- kvantifikace vady:
  - maximální rychlost aortálního jetu, maximální gradient pomocí modifikované Bernoulliho rovnice, střední transaortální gradient
  - plocha aortálního ústí (AVA) výpočtem z rovnice kontinuity
  - hypertrofie levé komory, přítomnost subaortální obstrukce
- rozměry a systolická funkce levé komory
- nález na ostatních chlopních
- funkce pravé komory a přítomnost plicní hypertenze

proLékaře.cz | 6.11.2026

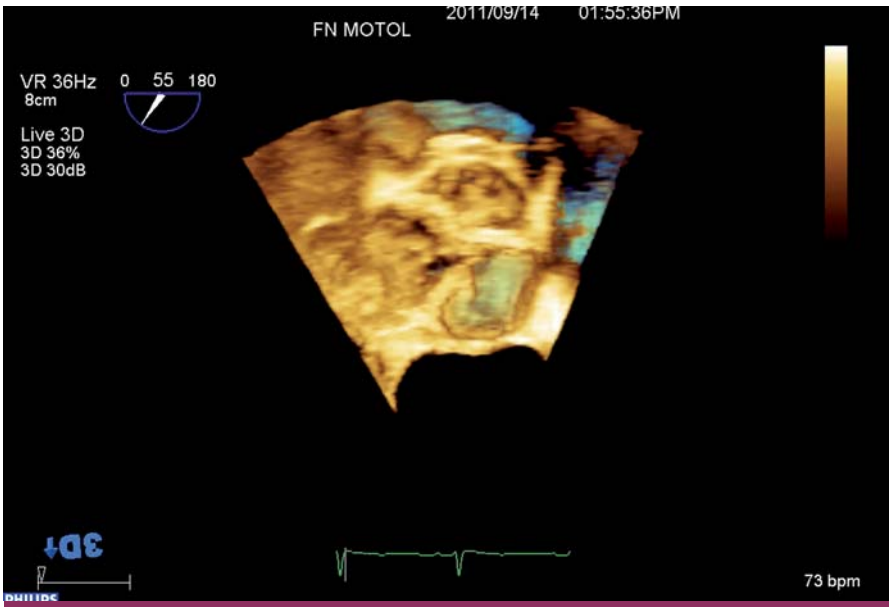
Tab. 2. Kvantifikace aortální stenózy.

maximální gradient: ΔP max = 4× ($Vmax_{aorta}^2$ – $Vmax_{LVOT}^2$)
$Vmax_{LVOT}^2$ lze pominout, pokud ≤ 1 m/s
střední gradient: ΔP střední je průměrný gradient na chlopni během systolické ejekční periody*
plocha aortálního ústí: AVA_{AO} = 0,785 × d_{LVOT}^2 × ($Vmax_{LVOT}$ / V max_{aorta}) **
bezrozměrný index = $Vmax_{LVOT}$ / $Vmax_{aorta}$ ***

$Vmax_{aorta}$ = maximální rychlost proudění v aortě, LVOT= výtokový trakt levé komory, $Vmax_{LVOT}$ = maximální rychlost proudění ve výtokovém traktu levé komory, d_{LVOT} = průměr LVOT
*Hodnocení je součástí softwaru echokardiografického přístroje a *nelze* jej spočítat zjednodušenou Bernoulliho rovnicí ze střední rychlosti.
**Parametr relativně nezávislý na průtoku.
***Měření dLVOT je podstatným zdrojem nepřesností ve výpočtu arey. Chybu lze eliminovat použitím bezrozměrného indexu.

Tab. 3. Klasifikace aortální stenózy.

	Lehká	Střední	Těžká
rychlost aortálního jetu (m/s)	2,6–2,9	3,0–4,0	> 4,0
střední gradient (mmHg)	< 30	30–50	> 50
AVA (cm^2)	> 1,5	1,0–1,5	< 1,0
indexovaná AVA (cm^2/m^2)	> 0,85	0,60–0,85	< 0,60
bezrozměrný index	> 0,50	0,25–0,50	< 0,25



Obr. 1. RT 3D TEE kalcifikované aortální stenózy.

ústí. Výrazného zpřesnění planimetrie dosáhneme pomocí RT 3D TEE. Ani přesná planimetrie však nemusí odrážet efektivní AVA u osob s nízkým srdečním výdejem.

Úskalí diagnostiky aortální stenózy

Hodnocení AS je snadné, pokud všechny měřené parametry odpovídají shodnému stupni vady a je-li zachovaná EF LK.

AS u pacienta s vysokým transaortálním gradientem a nízkou EF LK má být korigována co nejdříve. Operován má být i pacient se středním transaortálním gradientem odpovídajícím středně těžké stenóze, avšak s nízkou efektivní AVA a s nízkou EF LK s průkazem funkční rezervy pomocí dobutaminové echokardiografie (5–20 μg/kg/min). V obou případech obvykle dochází po operaci k vzestupu EF LK. K vzestupu nemusí dojít u pacientů s nízkou EF např. na podkladě poinfarktové jizvy nebo toxického poškození myokardu bez průkazu funkční rezervy. Rozhodování o dalším postupu v těchto případech je na základě individuálního posouzení rizika, protože jde často o polymorbidní pacienty [5].

V poslední dekádě byla definována nová klinická jednotka, AS s nízkým průtokem a nízkým gradientem při normální EF LK [6]. Jde o pacienty se středním transaortálním gradientem < 40 mmHg, s AVA < 1 cm^2 při zachované EF LK. Vyskytuje se častěji u starých lidí, s arteriální hypertenzí a malým lumen LK. Abychom mohli AS správně zařadit do této jednotky, musí být kladně zodpovězeny následující otázky:

Je gradient správně změřen a byly hemodynamické podmínky měření standardní?

Je AVA indexovaná na tělesný povrch, AVAi < 0,6 cm^2/m^2 u osob malého vzrůstu?

Je tepový objem < 35 ml^2/m^2?

Je správně změřena plocha výtokového traktu LK, tzn. je cirkulární nebo jsme schopni ji změřit spolehlivě planimetricky [7]?

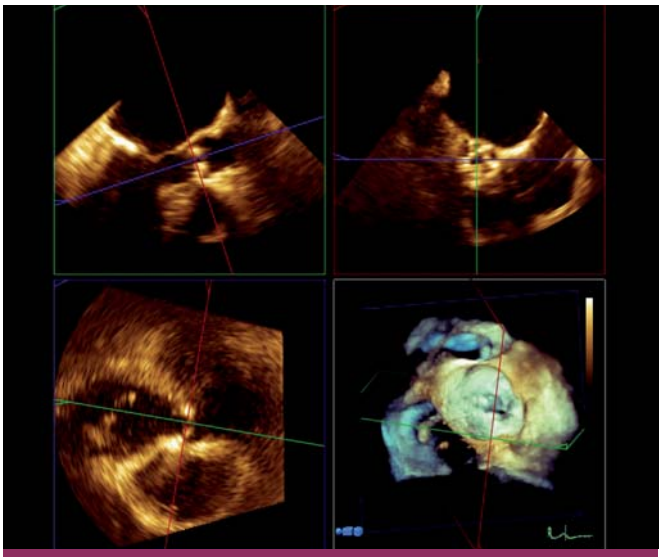
Pokud ano, pak AS hodnotíme jako těžkou a dle retrospektivních analýz i tito pacienti, jsou-li symptomatičtí, významně profitují z operace vady oproti konzervativnímu postupu [8].

Kalcifikaci aortální chlopně lze kvantifikovat pomocí multidetektorové výpočetní tomografie (MDCT) a stanovit kalciové skóre chlopně, tj. objem kalcia v chlopni. Obecně platí, že čím více je kalcifikovaná chlopeň, tím těžší je vada, avšak korelace mezi transaortálním gradientem a kalciovým skóre aortální chlopně byla např. v naší studii 0,53, a nestačí tedy k přesné kvantifikaci vady [9].

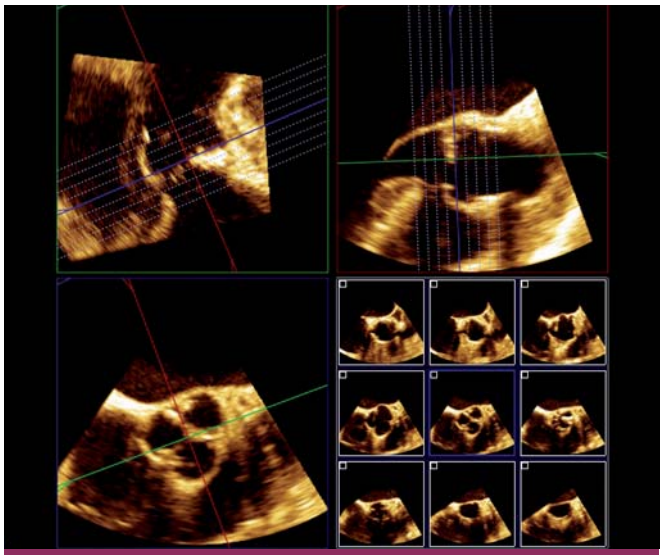
Trojrozměrná transezofageální echokardiografie v reálném čase v hodnocení aortální stenózy

Kalcifikacemi aortální chlopně i kalcifikacemi protrudujícími do stěny aorty se tvar oblasti výtokového traktu, aortální chlopně, kořene a ascendentní aorty deformuje a odchyluje se od původního cirkulárního průřezu, takže měření z dvojrozměrného (2D) obrazu nemusí zachytit reprezentativní hodnoty. RT 3D TEE umožňuje zaznamenat a uložit kompletní dataset tvaru kulové výseče, který tyto struktury obsahuje. Používáme nejčastěji tzv. zobrazení „full-volume“ vzniklé rekonstrukcí ze čtyř cyklů či zobrazení „zoom“ získané během jednoho cyklu (obr. 1). Z těchto

proLékaře.cz | 6.11.2026



Obr. 2. RT 3D TEE aortální chlopně, multiplanární rekonstrukce.



Obr. 3. RT 3D TEE aortální chlopně, i-slice tomografie.

dat lze následně pomocí hodnotícího softwaru provést multiplanární rekonstrukci (obr. 2), tj. současné zobrazení dvojrozměrných řezů dané oblasti ve třech (nejčastěji) na sebe kolmých rovinách, podobně jako u MDCT, a potom v off-line zpracování ve vybraných 2D řezech lze měřit rozměry či plochy (planimetrii). Tento postup přináší dvě základní výhody oproti 2D TEE:

1. při současném zobrazení ve třech na sebe kolmých rovinách umožní nastavení rovin tak, aby měření byla kolmá na osu aorty;
2. posouváním krátké osy nebo tzv. i-slice tomografií (obr. 3) zajistíme, aby měření byla přesně v požadované úrovni aorty.

Takto můžeme získat nejspolehlivější planimetrické měření AVA, postihnout kalcifikacemi zneokrouhlený průsvit aorty, a vyvarovat se tak významných chyb v měření. Kromě toho lze měřit i další parametry, např. vzdálenost koronárního ústí od roviny anulu nebo výšku Valsalvova sinu [10].

Přesné měření rozměrů a tvaru aorty je kruciální zejména u kandidátů TAVI pro správné určení velikosti protézy [11]. Porovnání výsledků měření aorty u 57 pacientů vyšetřených před a po TAVI pomocí MDCT, 3D a 2D TEE uvádějí Ng et al [12]. Plocha anulu pomocí planimetrie MDCT byla větší než pomocí planimetrie 3D TEE i výpočtem z 2D TEE (výpočtem z diametru při předpokladu cirkulárního tvaru anulu) (4,65 ± 0,82 cm^2 vs 4,22 ± 0,77 cm^2 vs 3,89 ± 0,74 cm^2; $p < 0,001$ mezi všemi hodnotami). Mezi výsledky získanými MDCT a echokardiograficky tedy existuje definovaný rozdíl daný modalitou, avšak RT 3D TEE vykazuje z echokardiografických metod největší shodu s MDCT.

Závěr

Echokardiografické hodnocení AS se opírá o hodnocení maximální rychlosti aortálního jetu, středního gradientu a vypočtené AVA. V případě diskordance jednotlivých parametrů záleží další hodnocení vady na EF a tepovém objemu LK. RT 3D TEE přináší výhodu kompletního datasetu aortální chlopně a ascendentní aorty s následnou možností multiplanární rekonstrukce. Ta umožňuje u AS spolehlivé měření rozměrů aorty i planimetrii AVA. Při vyšetření kandidátů TAVI dosahuje RT 3D TEE z echokardiografických metod nejlepší shody s MDCT.

Literatura

1. Stewart BF, Siscovick D, Lind BK et al. Clinical factors associated with calcific aortic valve disease. J Am Coll Cardiol 1997; 29: 630–634.

2. Roberts WC, Ko JM. Frequency by decades of unicuspid, bicuspid, and tricuspid aortic valves in adults having isolated aortic valve replacement for aortic stenosis, with or without associated aortic regurgitation. Circulation 2005; 111: 920–925.

3. Kang JW, Song HG, Yang DH et al. Association between bicuspid aortic valve phenotype and patterns of valvular dysfunction and bicuspid aortopathy: comprehensive evaluation using MDCT and echocardiography. JACC Cardiovasc Imaging 2013; 6: 150–161.

4. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE Recommendations for clinical practice. Eur J Echocardiogr 2009; 10: 1–25.

5. Vahanian A, Alfieri O, Andreotti A et al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). The Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). Dostupné z: www.escardio.org/guidelines.

6. Dumesnil JG, Pibarot P. Low-flow, low-gradient severe aortic stenosis in patients with normal ejection fraction. Curr Opin Cardiol 2013 [Epub ahead of print].

7. Michelena HI, Margaryan E, Miller FA et al. Inconsistent echocardiographic grading of aortic stenosis: is the left ventricular outflow tract important? Heart 2013; 99: 921–931.

8. Jander N, Minners J, Holme I et al. Outcome of patients with low-gradient 'severe' aortic stenosis and preserved ejection fraction. Circulation 2011; 123: 887–895.

9. Ferda J, Linhartová K, Kreuzberg B. Comparison of aortic valve calcium content in bicuspid and tricuspid stenotic aortic valve using non-enhanced 64-detector-row-computed tomography with prospective ECG-triggering. Eur J Radiol 2008; 68: 471–475.

10. Smith LA, Dworakowski R, Bhan A et al. Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography adds value to transcatheter aortic valve implantation. J Am Soc Echocardiogr 2013; 26: 359–369.

11. Zamorano J, Badano L , Bruce C et al. EAE/ASE Recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. J Am Soc Echocardiogr 2011; 24: 937.

12. Ng AC, Delgado V, van der Kley F et al. Comparison of aortic root dimensions and geometries before and after transcatheter aortic valve implantation by 2- and 3-dimensional transesophageal echocardiography and multislice computed tomography. Circ Cardiovasc Imaging 2010; 3: 94–102.

Doručeno do redakce: 15. 7. 2013
Přijato po recenzi: 5. 8. 2013

doc. MUDr. Kateřina Linhartová, Ph.D.
Kardiologická klinika
2. LF UK a FN v Motole, Praha
linhartkaterina@seznam.cz