

A jobb kamrai morfológia és funkció echokardiográfiás vizsgálata – Az M-módtól a 3D speckle-tracking képalkotásig

**Nemes Attila,
Forster Tamás**

Szegedi Tudományegyetem,
Szent-Györgyi Albert
Klinikai Központ,
Általános Orvostudományi Kar,
II. sz. Belgyógyászati Klinika és
Kardiológiai Központ, Szeged

Levelezési cím:
Prof. dr. Nemes Attila
6725 Szeged, Semmelweis utca 8.
E-mail:
nemes.attila@med.u-szeged.hu

Kulcsszavak:
jobb kamra, morfológia, funkció,
echokardiográfia

Keywords:
right ventricle, morphology, function,
echocardiography

A jobb kamra

Korábban bemutattuk a bal pitvar (BP) és a bal kamra (BK) korszerű echokardiográfiás vizsgálati lehetőségeit (1, 2). Cikksorozatunk harmadik tagjaként jelen munkánk célja annak bemutatása, hogy a ma elérhető echokardiográfiás eljárások miben tudnak segíteni a JK-morfológia és -funkció vizsgálata során.

A jobb kamra (JK) a szív jobb oldalán a (BK) körül elhelyezkedő szívüreg, amely oldalról háromszög alakú, keresztmetszeti képe félholdhoz hasonlít, a szívcsúcs felől a bázis fele szélesedik (3). A JK három részből áll:

- ❖ elkülönített beáramlási traktust („inflow”-t vagy „inlet”-t), amely magában foglalja a tricuspidalis (vagyis a jobb atrio-ventricularis) billentyűt,
- ❖ a kordákat és a >3 papilláris izmot;
- ❖ trabekularizált csúcsot (apex); és infundibulumot vagy conust, amely a kiáramlási (outflow) traktusnak felel meg (4).

Más nevezéktan szerint sinus és conus részek különíthetők el (5). Megkülönböztethetünk ugyanakkor ante-

A jobb kamra elsődleges szerepe a pulmonalis keringés fenntartása, de bizonyos betegségek fennállása esetén morfológiájában és funkciójában lényeges változások mehetnek végbe. Ennek megfelelően pontos megítélése kiemelt fontosságú, amelyre a noninvasív echokardiográfiás eljárások lehetőséget teremtenek. A jelen összefoglaló közlemény célja a jobb kamra vizsgálatára alkalmas különböző echokardiográfiás módszerek bemutatása, kihangsúlyozva a legmodernebbnek tartott háromdimenziós (és/vagy) speckle tracking eljárások fontosságát.

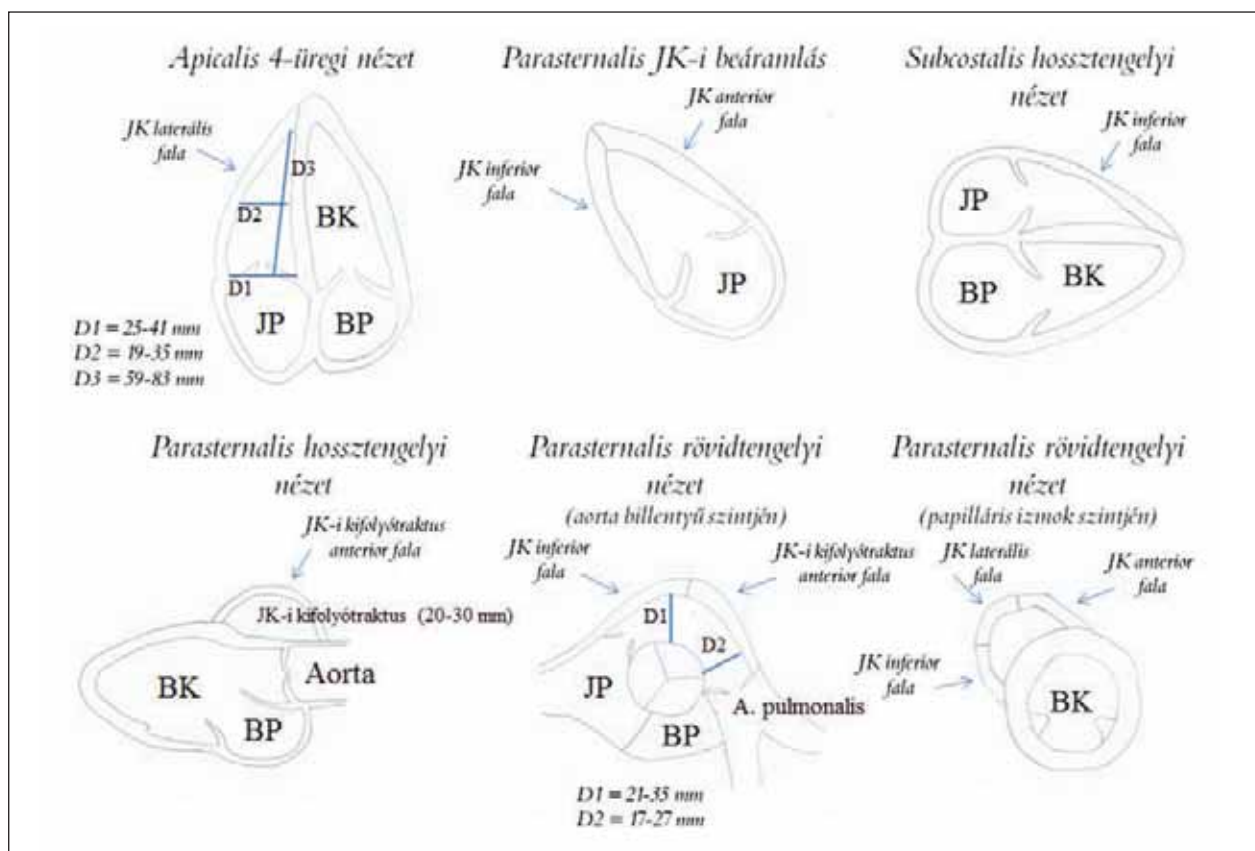
Echocardiographic assessment of the right ventricular morphology and function – From M-mode to 3D speckle-tracking imaging

The primary role of right ventricle is to maintain pulmonary circulation, but in case of certain disease states significant alterations could be proceeded in its morphology and function. Regarding to these facts its accurate assessment by non-invasive echocardiographic methods has a highlighted relevance. The present review was designed to demonstrate different echocardiographic tools in the assessment of the right ventricle emphasizing importance of the most recent three-dimensional (and/or) speckle tracking procedures.

rior, inferior és laterális JK-falakat, valamint bazális, középső (midventricularis) és apikális (csúcsi) szegmentumokat (6). A JK-ban az alábbi három fontos izomköteg található:

- ❖ parietalis,
- ❖ szeptomarginális és
- ❖ moderátor köteg.

A JK diasztolében a jobb pitvar felől a tricuspidalis billentyűn keresztül telődik, míg szisztolében a pulmonalis billentyűn keresztül az arteria pulmonalis fele ürül. A JK belfelülete a BK-hoz képest trabekularizáltabb, míg a JK-izomtömeg nagysága mindössze egyötöde-egyhatoda a BK-inak és sokkal vékonyabb a fala. A JK-kontrakció az inlet és a trabekulált myocardium összehúzódásával kezdődik, majd az infundibulum kontrakciójával fejeződik be (3). Ennek megfelelően vannak, akik JK-perisztaltikáról beszélnek. A JK falában a mélyen elhelyezkedő izomrostok felelősek a longitudinális, a bázistól az apexig irányuló mozgásért, amelynek következtében a JK hossz tengelyében rövidül és tricuspidalis billentyű az apex fele mozdul el,



1. ábra. A jobb kamrai szegmentumok ábrázolhatósága különböző típusos nézetekben és a fontosabb méretek. Rövidítések: BK: bal kamra, BP: bal pitvar, D: átmérő, JK: jobb kamra, JP: jobb pitvar

míg a felületesen elhelyezkedő, a tricuspidalis billentyűvel párhuzamosan elhelyezkedő cirkumferenciális rostok a JK ürege fele irányuló mozgásért felelnek („fújtató” hatás). Ezek az izomrostok összeköttetésben állnak a BK-i szuperficiális izomrostokkal és biztosítják a két kamra közötti összeköttetést (5, 7). Ennek megfelelően a BK-kontrakcióval egy időben a JK-i szabad fal is kontrahál. A JK funkciójának pontosabb

megismeréséhez fontos tudnunk, hogy a BK-nál ismert rotációs és csavarodási mozgásoknak a JK esetén nincs lényeges szerepük.

A szívfrekvencia, a Frank–Starling-mechanizmus és az autonóm idegrendszer képes szabályozni a JK funkcióját (3). A JK vérellátásáért alapvetően a jobb koronária felelős az akut marginális ágakon keresztül (8). Ramus descendens posterior (RDP) koronária artéria okklúzió

Rövidítések:

2D: kétdimenziós; 2DE: kétdimenziós echokardiográfia; 2DSTE: kétdimenziós speckle-tracking echokardiográfia; 3D: háromdimenziós; 3DSTE: háromdimenziós speckle-tracking echokardiográfia; A': a tricuspidalis anuluson rögzített TDI-görbén mérhető kesei diasztolés miokardiális sebesség; AP4CH: (apical 4-chamber view) apikális 4-üregi nézet; AT: (acceleration time) akcelerációs idő; BK: bal kamra; BP: bal pitvar; DE: Doppler-echokardiográfia; dp: nyomáskülönbség; dt: időkülönbség; E' vagy e': a tricuspidalis anuluson rögzített TDI-görbén mérhető korai diasztolés miokardiális sebesség; EDD: (end-diastolic diameter) jobb kamrai kifolyótraktusban mérhető végdiasztolés átmérő; EDV (end-diastolic volume) jobb kamrai végdiasztolés térfogat; EF: jobb kamrai ejekciós frakció; ESD: (end-systolic diameter) jobb kamrai kifolyótraktusban mérhető végszisztolés átmérő; ESV (end-systolic volume) jobb kamrai végszisztolés térfogat; ET: (ejection time) ejekciós idő; FAC: (fractional area change) jobb kamrai frakcionális areaváltozás; GLS: globális longitudinális strain; IVA: (isovolumetric acceleration time) izovolumetriás akcelerációs idő; IVC-CI: (inferior vena cava collapsibility index) vena cava inferior kollapszibilitási index; IVCT: szisztolés (isovolumetric contraction time) izovolumetriás kontrakciós idő; IVV: (isovolumetric velocity) izovolumetriás sebesség; IVRT: diasztolés (isovolumetric relaxation time) izovolumetriás relaxációs idő; JK: jobb kamrai; LED: jobb kamrai végdiasztolés hossz; LES: jobb kamrai végszisztolés hossz; MME: M-mód echokardiográfia; MPI: (myocardial performance index)=RIMP=Tei-index; MRI: (magnetic resonance imaging) mágneses rezonanciás vizsgálat; RDA: ramus descendens anterior koronária artéria; RDP: ramus descendens posterior koronária artéria; RIMP: (RV index of myocardial performance)=MPI=Tei-index; RT3DE: real-time háromdimenziós echokardiográfia; RV: (right ventricular) jobb kamrai; RVOT: (right ventricular outflow tract) jobb kamrai kifolyótraktus; RVSF: (right ventricular shortening fraction) jobb kamrai rövidülési frakció (2DSTE-vel mérve); S vagy S' vagy Sm: tricuspidalis anulus előmozdulásának longitudinális sebessége szisztolében (TDI-jal mérve); SF: (shortening fraction) rövidülési frakció; STE: speckle-tracking echokardiográfia; TAM (tricuspid annular motion) vagy TAPSE (tricuspid annular plane systolic excursion): tricuspidalis anulus síkjának szisztolés előmozdulása (MME-vel mérve); TCO: (tricuspid valve closure-opening time) a tricuspidalis billentyű záródásától a nyitódásáig eltelt idő; TDI: (tissue Doppler-echokardiográfia) szöveti Doppler-echokardiográfia

esetén, amennyiben a JK is involvált, annak csak az inferior falát érintheti a keringési eltérés. Az RDP merőleges ágakat is lead, mely septalis perforátorok látják el vérrel a kamrai septum posterior egyharmadát. A moderátor köteget a bal koronária leszálló szárának (ramus descendens anterior, RDA) első septalis perforátor ágai látják el. A conus artéria az infundibulum vérellátását végzi, az esetek 30%-ában külön beszáradása van, és kollaterálisként szolgálhat az RDA-hoz. Az RDA láthatja el a JK-i apex egy részét is, míg az esetek <10%-ában a bal koronária körbefutó szárának posterolaterális ágai a posterior JK-i szabad fal egy részének ellátásáért felelős (8).

Az echokardiográfia a korszerű kardiovaszkuláris képalkotás alappillére maradt annak ellenére, hogy az utóbbi évtizedekben hatalmas fejlődés ment végbe a komputertomográfiás (computer tomography, CT) és a mágneses rezonanciás (magnetic resonance imaging, MRI) képalkotás terén. Ma már számos echokardiográfiás technika érhető el, beleértve a klasszikus M-mód (MME), kétdimenziós (2DE), Doppler (DE) és szöveti (tissue) Doppler-echokardiográfiás (TDI) módszerek mellett a modernnek tekinthető háromdimenziós (3D) és/vagy speckle-tracking echokardiográfiás (STE) eljárásokat. A jobb kamra vizsgálatokor használt típusos nézeteket és a fontosabb méretek normálértékeit az 1. ábrán tüntettük fel (9), a szövegben a leggyakrabban használt módszertanokat csillaggal jelöltük.

M-mód echokardiográfia (MME)

Az MME az egyik legrégebbi, legtöbbet alkalmazott echokardiográfiás eljárás. A módszer kivitelezése egyszerű, a vizsgálat egy adott síkban bizonyos struktúrák (jelen esetben a JK falainak) időbeli elmozdulásának ábrázolását teszi lehetővé (2).

Morfológia

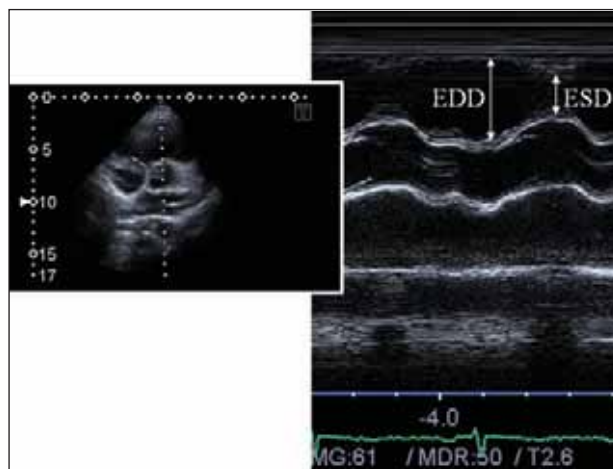
A JK-FALVASTAGSÁG ÉS MÉRETEK MÉRÉSE

Elméletileg mind a parasternalis, az apicalis és a subcostalis nézetekben direkt méréseket végezhetünk az M-mód felvételeken a szív ciklusnak megfelelően a JK-i dimenziók mérése céljából, de a 2DE alkalmasabb eljárásnak tűnik az átmérők lemérésére (8) (2. ábra).

Funkció

*TRICUSPID ANNULAR PLANE SYSTOLIC EXCURSION (TAPSE) VAGY TRICUSPID ANNULAR MOTION (TAM) MÉRÉSE

A TAPSE/TAM egyszerű és a klinikai rutinban könnyen használható JK-i funkcionális paraméter, amelyet a JK anularis síkjának a szívcsúc felé történő szisztolés longitudinális irányú előmozdulásának a távolságaként definiálunk és AP4CH-ban vizsgálunk (8) (3. ábra). Ilyenkor az



2. ábra. Parasternalis rövidtengelyi nézetben a szív bázisánál a jobb kamrai kifolyótraktusban (right ventricular outflow tract, RVOT) végdiasztolében (end-diastolic diameter, EDD) és végszisztolében átmérőértékek (end-systolic diameter, ESD) mérhetők, majd a mért paraméterekből rövidülési frakció (shortening fraction, SF) számítható az alábbi képlet segítségével: $RVOT-SF (\%) = (EDD - ESD) / EDD$

ultrahangnyalábót a laterális tricuspidalis anulusra helyezzük. A TAPSE/TAM a legkevésbé vizsgáló- és képminőség-függő paraméter, amelynek prognosztikus ereje ismert, de relatíve töltés- és szögfüggő paraméter, értékét a BK funkciója és a szív mozgása befolyásolhatja és csak a longitudinális funkciót jellemzi, a septum és az RVOT funkcióját nem (normálértéke: $24 \pm 3,5\%$, cutoff <17 mm [10], alsó és felső referenciaértéke 16-30 mm [8]).

RIGHT VENTRICULAR OUTFLOW TRACT SHORTENING FRACTION (RVOT-SF) SZÁMÍTÁSA

A szív bázisánál parasternalis rövidtengelyi nézetben a JK-i kifolyótraktusban (right ventricular outflow tract, RVOT) végdiasztolében (end-diastolic diameter, EDD) és végszisztolében (end-systolic diameter, ESD) átmérőértékek mérhetők, majd a mért paraméterekből rövidülési frakció (shortening fraction, SF) számítható az alábbi képlet segítségével:

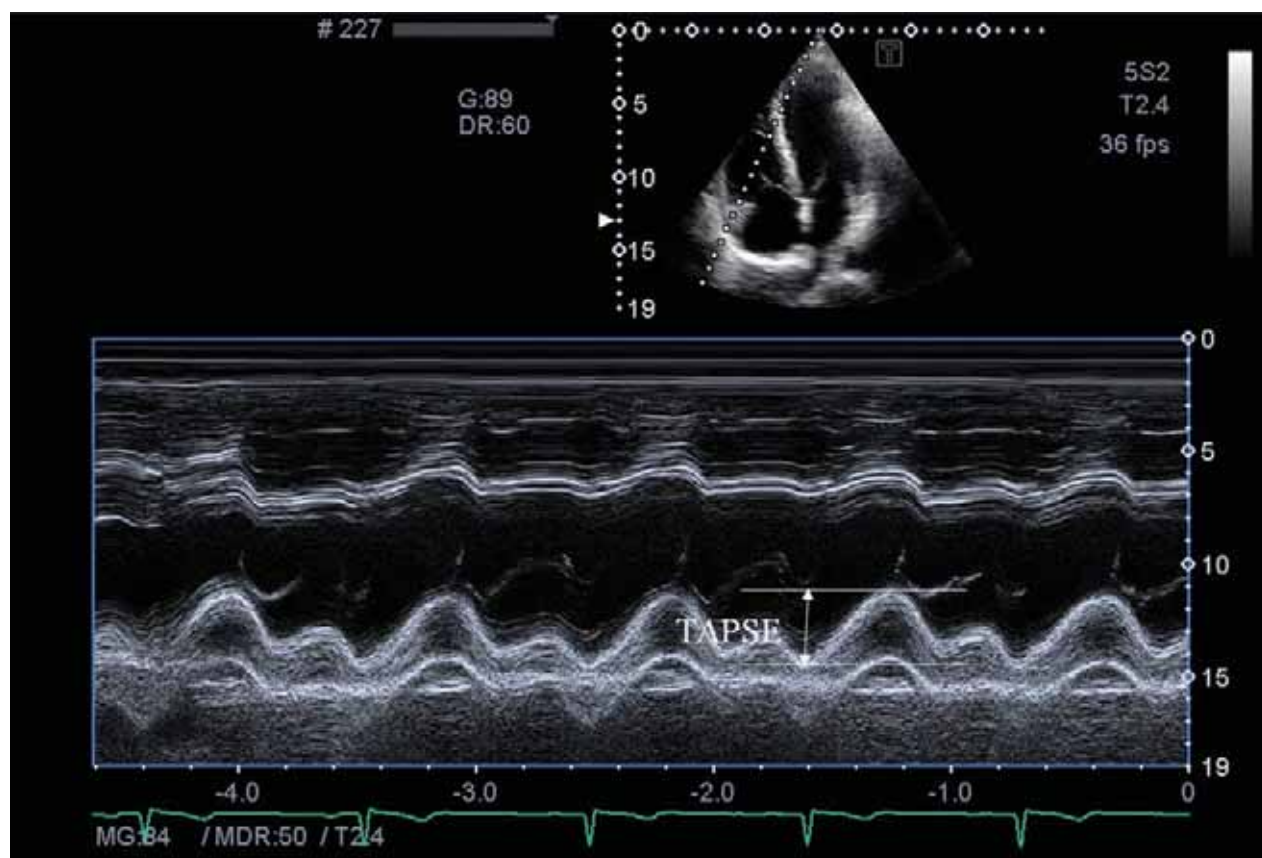
❖ $RVOT-SF (\%) = (EDD - ESD) / EDD$ (normálérték: $43 \pm 18\%$) (2. ábra) (9).

A paraméter mérése során probléma lehet a kép orientációjával, a JK anterior falának meghatározásával, így könnyen alulbecsülhetjük annak értékét.

A VENA CAVA INFERIOR KOLLAPSIBILITÁSÁNAK VIZSGÁLATA (IVC-CI MÉRÉSE)

Az inferior vena cava-ra (IVC) helyezett M-mód segítségével annak kollapszibilitása vizsgálható az alábbi egyszerű képlet segítségével:

❖ inferior vena cava collapsibility index (IVC-CI) = $(\text{maximum IVC-átmérő} - \text{minimum IVC-átmérő}) / \text{maximum IVC-átmérő} (\%)$.



3. ábra. M-mód echokardiográfia során csúcsi négyüregi képen a jobb kamra anularis síkjának a szívcsúcs felé történő szisztolés longitudinális előmozdulása (tricuspid annular plane systolic excursion, TAPSE vagy tricuspid annular motion, TAM) lemérhető

A JK-i diasztolés diszfunkció (csökkent jobb kamrai tágulékonyosság, emelkedett végdiasztolés nyomás) jobb pitvari nyomásemelkedéshez vezethet, így ilyen esetben az IVC kollapszibilitása csökkent lehet vagy hiányozhat (11).

Kétdimenziós echokardiográfia (2DE)

A klinikusok számára a 2DE a napi rutin része, kivitelezése egyszerű, relatíve rövid idő alatt megtanulható. A vizsgálat lényege, hogy a szektorba illesztett JK-t a szív ciklusnak megfelelően egy adott síkban az idő függvényében vizsgáljuk (2).

Morfológia

*A JK VIZUÁLIS BECSLÉSE

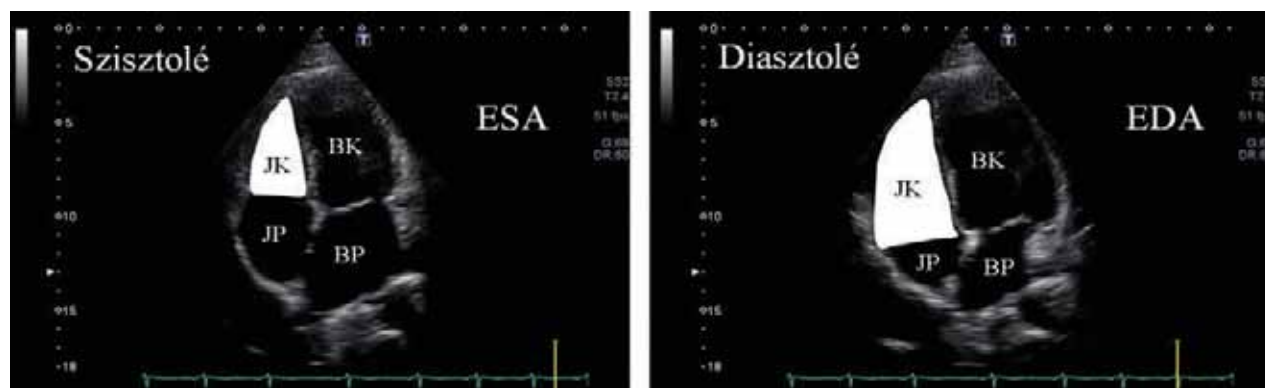
A JK falrészleteinek elemzését különböző nézetekben végezzük (1. ábra), a méretek durva vizuális becslése a BK-hoz hasonlítva történik. Normális esetben annak kb. kétharmada; enyhén megnagyobbodott, ha nagyobb, mint a BK kétharmada, de annál kisebb; közepesen megnagyobbodott, ha kb. a BK-val megegyező nagyságú; és súlyosan megnagyobbodott, ha meghalad-

ja a BK méretét (9). JK-i térfogatterhelés esetén a JK dilatál és a septum végdiasztolében ellaposodik (D-jel), míg nyomásterhelés esetén a maximális ellaposodás végszisztolében van (12). Normális esetben a BK képezi az apexet, a JK megnagyobbodásával a septum alakjának fent leírt változásával a szívcsúcsot elfoglalja.

A JK-I FALVASTAGSÁG ÉS MÉRETEK MÉRÉSE

A 2DE során mérhető fontosabb JK-i paramétereket az 1. ábrán tüntettük fel (7). A JK-i átmérőket végdiasztolében a szektor közepébe illesztett, JK-ra fókuszált AP4CH nézetben mérjük. JK-dilatációról/megnagyobbodásról akkor beszélünk, ha a bazális JK-átmérő >42 mm (D1), midventricularis JK-átmérő >35 mm (D2) és a hossz tengelyi JK-átmérő >86 mm (D3) (1. ábra). A JK-i szabadfal-vastagságot diasztolében, subcostalis nézetből javasolt mérni, normálértéke 1-5 mm, JK-hipertrofiáról akkor beszélünk, ha >5 mm (8, 13). A mért JK-paraméterekből az alábbi indexek számítása lehetséges:

- ❖ sphericitási index: AP4CH nézetben végdiasztolében mért midventricularis rövid átmérő (D2) és a hossz-átmérő aránya (D3). JK-remodelling és -dilatáció esetén értéke emelkedett (9).
- ❖ excentricitási index: Számításához a BK-i antero-posterior és septolaterális átmérőértékek ismerete



4. ábra. A jobb kamrai frakcionális areaváltozás (fractional area change, FAC) az alábbi képlet segítségével számítható: $FAC (\%) = (EDA - ESA)/EDA \times 100$, ahol az EDA és ESA a csúcsi négyüregi képen, planimetria során mért végdiasztolés és végszisztolés jobb kamrai areát jelenti

szükséges, térfogat- és nyomástürelheléses állapotokban arányuk >1 (9, 14).

★A JK-I AREÁK MÉRÉSE

A JK-i végdiasztolés (end-diastolic, EDA) és végszisztolés areát (end-systolic, ESA) AP4CH nézetben mérjük az endokardiális határ körberajzolását követően úgy, hogy a trabekulákat és a papilláris izmokat a mérések során nem vesszük figyelembe, vagyis az üreg részét képezik (4. ábra). Ügyelni kell, hogy a JK legnagyobb mérete legyen ábrázolva, és az endokardiális határ pontosan legyen definiálva. Az EDA és ESA normálértéke a guideline-ok alapján 10–25 cm² és 4–14 cm² (8) (8–24 cm² és 3–15 cm²) (15).

A JK-I TÉRFOGATOK MÉRÉSE

A BK-i térfogatmérésekhez hasonlóan a szív ciklust is figyelembe vevő JK-i térfogatok „area-length” és „disk summation” módszerekkel elvileg mérhetők (1). A JK alakja azonban nem írható le egyszerű geometriai alakzatként (pl. AP4CH nézetben a kifolyótraktust egyáltalán nem vesszük figyelembe), így a 2DE-vel nemcsak technikailag, de elviekben sem mérhetők korrekt JK-térfogatértékek (alulbecsültek), és a rutinban ezek a mérések nem használatosak (8). Ezen a problémán a 3D-echokardiográfiás módszerek és az MRI segíthetnek. A JK-i diasztolés és szisztolés térfogat indexált normálértékei a guideline alapján 44–80 ml/m² és 19–46 ml/m² (8) (32–87 ml/m² és 8–44 ml/m²) (15).

Funkció

★FRACTIONAL AREA CHANGE (FAC) MÉRÉSE

A FAC (frakcionális areaváltozás) mérése az alábbi képlet segítségével ajánlott:

❖ $FAC (\%) = (EDA - ESA)/EDA \times 100$, ahol az EDA és ESA az AP4CH-ben planimetria segítségével mért végdiasztolés és végszisztolés JK-i areát jelenti (normálérték: $49 \pm 7\%$, cutoff $<35\%$) (2, 10) (4. ábra). A módszer figyelembe veszi a JK-kontrakció longitudinális és radiális komponensét, a JK-i kifolyó-

traktus hatását azonban nem (8, 16). Értéke jól korrelál az MRI során meghatározott JK-i ejekciós frakcióval (EF-fel) (10). Az FAC mérésekor problémát az endokardiális határ meghatározása és a trabekulák korrekt elkülönítése jelentheti, valamint a módszer gyenge reprodukálhatósága (7). A FAC a szívelégtelenség, a hirtelen szívhalál és a stroke független prediktorának bizonyult pulmonalis embóliás és miokardiális infarktusos betegekben (10, 16, 17).

EJEKCIÓS FRAKCIÓ (EF) MÉRÉSE

A BK-hoz hasonlóan a JK-EF az alábbi képlet alapján számítható:

❖ $EF (\%) = (EDV - ESV)/EDV$, ahol az EDV és ESV a JK-i végdiasztolés és végszisztolés térfogatot (end-diastolic/end-systolic volume) jelenti (normálérték: $>44\%$).

A jelenleg elérhető eredmények alapján azonban, tekintettel a JK-i geometria vizsgálatában rejlő számos, korábban részletezett hibalehetőségre, a szakmai irányelvek szerint 2DE során a JK-EF mérése nem ajánlott (8).

A VENA CAVA INFERIOR KOLLAPSZIBILITÁSÁNAK VIZSGÁLATA (IVC-CI MÉRÉSE)

Az MME-nél leírtak érvényesek (11).

Doppler-echokardiográfia (DE)

DE a rutinban széleskörűen alkalmazott echokardiográfiás eljárás. DE segítségével egy mozgó „tárgyról” visszaverődő hullám frekvenciájának (és hullámhosszának) megváltozását mérjük, amely arányos annak sebességével (2).

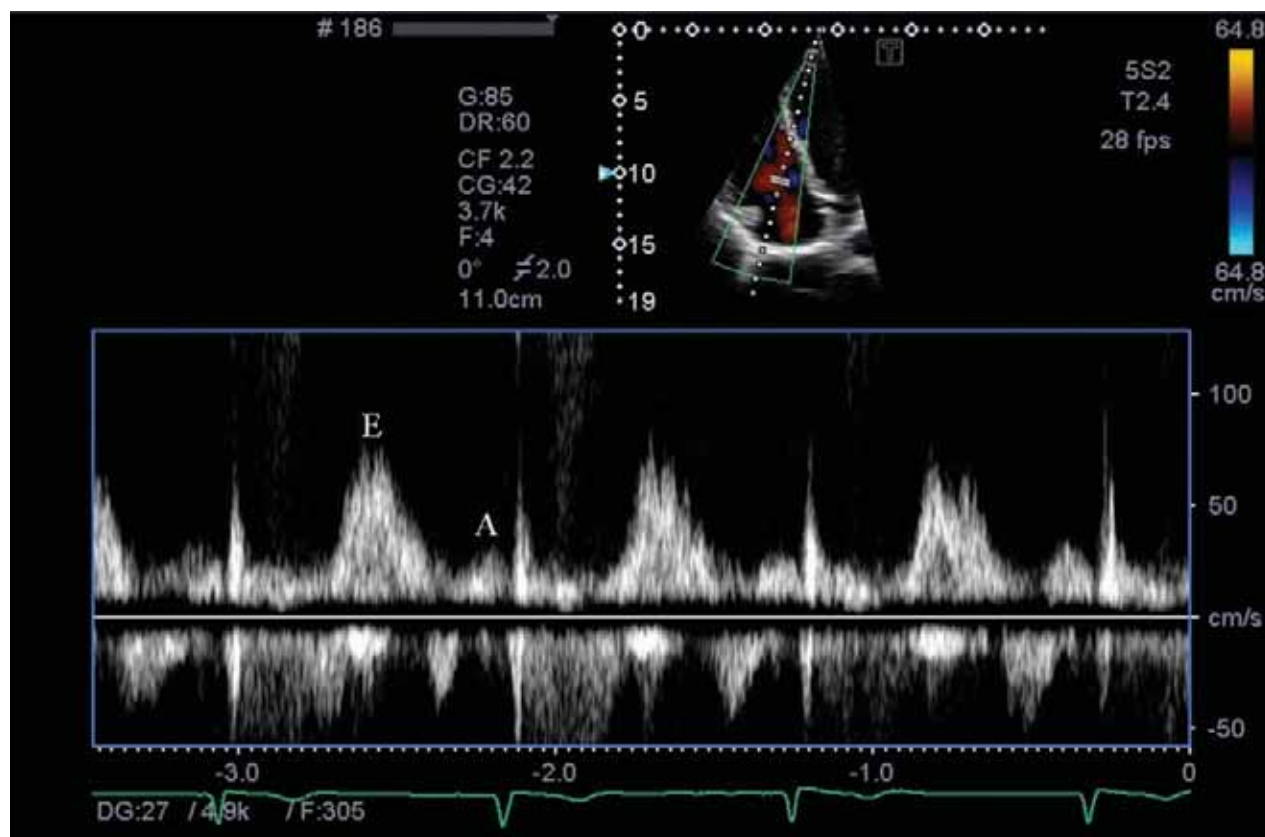
Morfológia

Morfológiai paraméter nem mérhető.

Funkció

★A TRICUSPIDALIS BEÁRAMLÁSI GÖRBE ELEMZÉSE

A bal szívféltelhez hasonlóan a tricuspidalis billentyűn



5. ábra. A jobb kamrai diasztolés diszfunkció jellemzésére Doppler-echokardiográfia során trans-tricuspidalis E- és A-hullám mérhető

keresztüli korai gyors (E-hullám) és kései, a pitvari kontrakció idejére eső (A-hullám) diasztolés telődés az E-hullám decelerációs idejével együtt pulztilis Dopplerrel vizsgálható és így a JK diasztolés funkciója egyszerűen jellemezhető (5. ábra). Normális esetben az $E > A$. Ennek megfelelően a JK-i diasztolés diszfunkció mértéke az alábbiak szerint jellemezhető (8, 9):

- ❖ enyhe, ha az $E/A < 0,8$ (károsodott relaxáció; 1. típus),
- ❖ közepes, ha E/A 0,8 és 2,1 közé esik, valamint a TDI-gel mért $E/E' > 6$ vagy a hepatis vénákban diasztolés áramlási predomancia van (pseudonormális; 2. típus),
- ❖ súlyos, ha $E/A > 2,1$ és az E-hullám decelerációs ideje < 120 ms (restriktív minta; 3. típus).

***RV-INDEX OF MYOCARDIAL PERFORMANCE**

(RIMP VAGY MPI VAGY-TEI-INDEX) SZÁMÍTÁSA

A töltésfüggő RIMP a teljes szisztolés és diasztolés JK-i teljesítményt jellemzi, pulztilis Doppler segítségével parasternalis rövidtengelyi nézetben mérjük (8) (6. ábra). Az ejekciós időt (ejection time, ET) a pulmonalis billentyűnél vizsgáljuk, míg az izovolumetriás értékeket a tricuspidalis áramlásból. Számítása az alábbi képlet segítségével történik:

- ❖ $MPI = (IVRT + IVCT)/ET = (TCO - ET)/ET$, ahol az IVCT (isovolumetric contraction time) a (szisz-

tolés) izovolumetriás kontrakciós időt, míg az IVRT (isovolumetric relaxation time) a (diasztolés) izovolumetriás relaxációs időt jelöli [TCO (tricuspid valve closure-opening time) = $IVCT + ET + IVRT$].

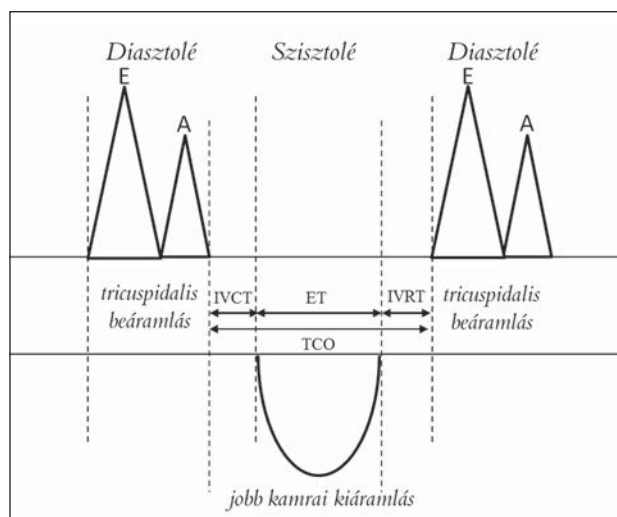
Pulztilis Doppler-vizsgálat esetén normálértéke: $0,26 \pm 0,085$, cutoff $> 0,43$ (9, 10) (más forrás szerint $> 0,40$) (8). Prognosztikus ereje ismert, bár jobb pitvari nyomásemelkedésnél megbízhatatlan paraméter és limitáltan használható normális JK esetén (10). Amennyiben a paraméterek mérése külön-külön történik, az R–R-távolság egyeztetése szükséges.

A DP/DT SZÁMÍTÁSA

A módszertan lényege a kamrai nyomás emelkedésének jellemzése, amely a szisztolés funkció paramétere. A vizsgálat során folyamatos hullámú DE során a tricuspidalis regurgitációs jet-ről rögzítünk egy spektrális képet (7. ábra). Számításához megmérjük azt az időt, amely ahhoz szükséges, hogy a mért sebesség 1 m/sec-ről (4 Hgmm-ről) 2 m/sec-ra (16 Hgmm-re) nőjön: $JK \text{ dP/dt} = 12 \text{ Hgmm/dt (sec)}$ (cutoff: $< 400 \text{ Hgmm/sec}$) (8–10). A módszer töltésfüggő, a vele kapcsolatos irodalom limitált, a napi klinikai gyakorlati alkalmazása nem ajánlott (8).

A PULMONALIS ARTÉRIÁS ÁRAMLÁS VIZSGÁLATA

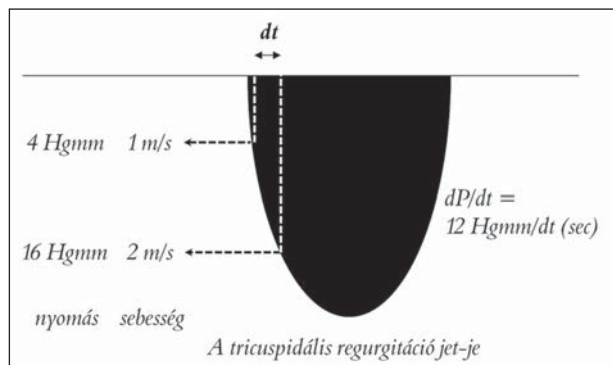
Késő-diasztolés anterográd áramlás detektálása fél-



6. ábra. A jobb kamrai „miokardiális performance index” (RIMP vagy MPI vagy Tei-index) a teljes szisztolés és diasztolés jobb kamrai teljesítményt jellemzi és pulzushullámú Doppler segítségével parasternalis rövidtengelyi nézetben mérjük. Az ejekciós időt (ejection time, ET) a pulmonalis billentyűnél vizsgáljuk, míg az izovolumetriás értékeket a tricuspidalis áramlásból. Számítása az alábbi képlet segítségével történik: $Tei\text{-index} = RIMP = MPI = (IVRT + IVCT) / ET = (TCO - ET) / ET$, ahol az IVCT az izovolumetrikus kontrakciós idő, míg az IVRT az izovolumetrikus relaxációs időt jelöli. TCO (tricuspid valve closure opening time) $= IVRT + ET + IVCT$

úton a pulmonalis billentyű lemezei és a pulmonalis artéria bifurkáció között az arteria pulmonalisban a restriktív diasztolés telődés jele (8). Főleg Fallot-tetralógiában észlelhető, amikor az emelkedett JK-i végdiasztolés nyomás a pulmonalis billentyű korai nyitódását és a jobb pitvari A-hullám pulmonalis artériába áramlását okozza.

7. ábra. A dP/dt számítása során a tricuspidalis regurgitációról rögzítünk egy folyamatos hullámú spektrális képet Doppler-módszerrel. Rögzítjük az időkülönbséget (dt), amely alatt a mért sebesség 1 m/sec-ről (4 Hgmm) 2 m/sec-re (16 Hgmm) nő: $JK\text{-i } dP/dt = 12 \text{ Hgmm/dt (sec)}$



A HEPATIKUS VÉNÁK/VENA CAVA INFERIOR VIZSGÁLATA

A csökkent JK-i tágulékenység és emelkedett végdiasztolés nyomás a pitvari kontrakcióval reverz áramláshoz vezethet a hepaticus vénákban és az IVC-ben, amely Dopplerrel detektálható (11).

Szöveti doppler echokardiográfia (TDI)

A TDI segítségével a nagy amplitúdójú, alacsony sebességű, hossz tengelyi intrinszik anularis és miokardiális sebességértékek noninvaszív módon mérhetők (2).

Morfológia

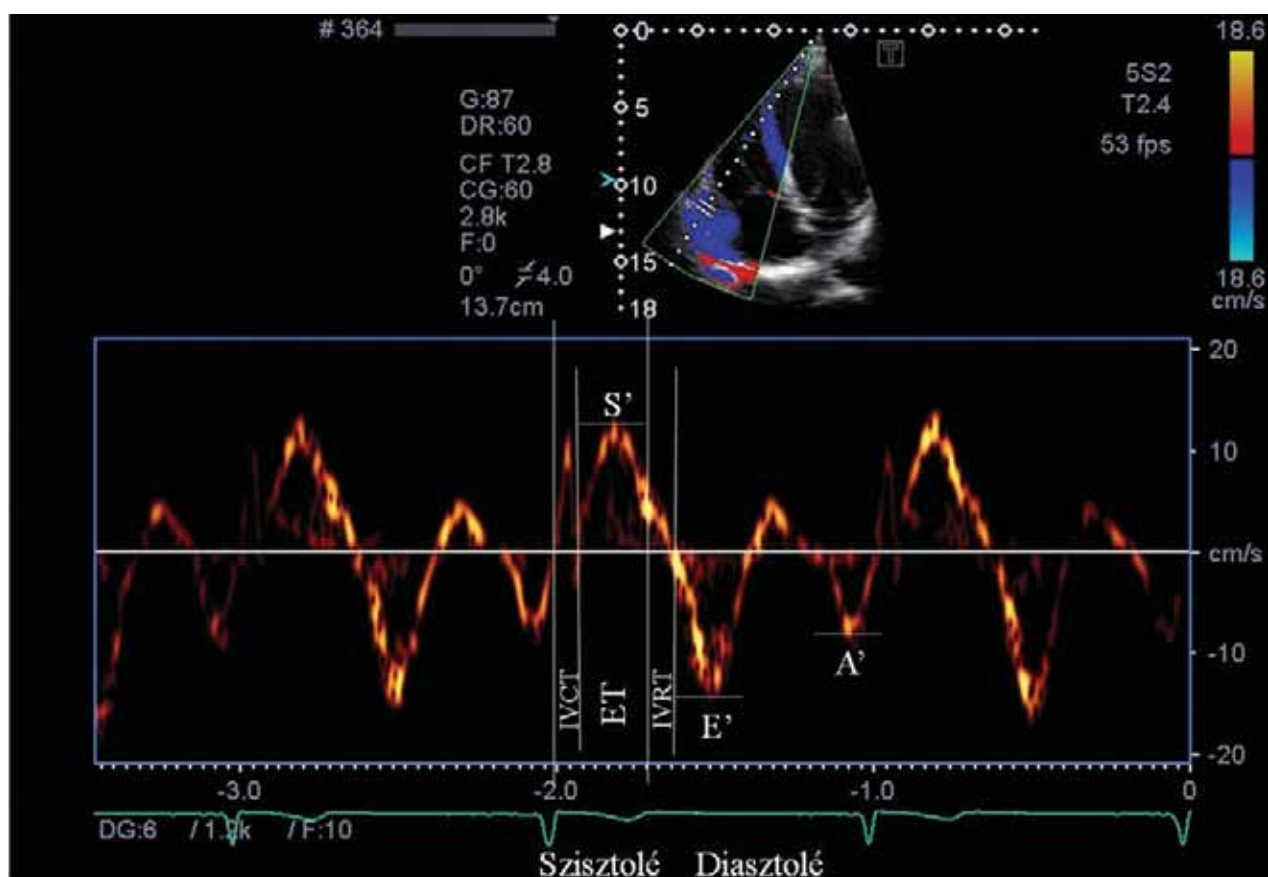
Morfológiai paraméter nem mérhető.

Funkció

*A TRICUSPIDALIS ANULUS ELMOZDULÁSI SEBESSÉGÉRTÉKEINEK MÉRÉSE

A tricuspidalis laterális anulusra helyezett (ezáltal a szabad fali mozgást jellemző) szöveti Doppler segítségével rögzített görbén az alábbi, a JK funkcióját jellemző paraméterek számíthatók (8. ábra):

- ❖ a tricuspidalis anulus szisztolés mozgásának sebessége (RV S'): a tricuspidalis anulus előmozdulásának szisztolés longitudinális sebessége (S_m , S vagy S') a JK szisztolés funkciójának jellemzője. Normálértéke: $14,1 \pm 2,3 \text{ cm/s}$, cutoff $< 9,5 \text{ cm/s}$ pulzatilis TDI-vel mérve és $9,7 \pm 1,85 \text{ cm/s}$, cutoff: $< 6 \text{ cm/s}$ színes TDI-vel mérve (10). A pulzatilis TDI-vel mért RV S' a JK longitudinális funkciójának jellemzője, könnyen reprodukálható, radionuklid módszerrel meghatározott RV-EF-fel szemben validáltak, prognosztikus ereje ismert, de szög- és töltésfüggő és értékét a tricuspidalis regurgitáció befolyásolhatja (10, 11). A színes TDI-vel mért paraméter megengedi az egy ütésen belüli többszörös mintavételt (10).
- ❖ Az E' (vagy e') és E/E' (vagy E/e') számítása: a tricuspidalis anuluson rögzített TDI-görbén a diasztolés funkciót jellemző, korai (E') és késői (A') diasztolés miokardiális sebesség lemérhető. Az emelkedett E/E' arány emelkedett JK-i töltőnyomást jelez. Abnormálisnak akkor tekinthető, ha E' < 8 és az E/E' > 6 (8, 9). Lásd még a DE-vel a tricuspidalis beáramlási görbe elemzésénél leírtak.
- ❖ Myocardial isovolumetric acceleration (IVA) (színes TDI-vel mérve): A (szisztolés) izovolumetriás kontrakció alatti miokardiális akceleráció egy olyan index, amelynek számítása az alábbi képlet segítségével lehetséges: $IVA = IVV / AT$, ahol az IVV (isovolumetric velocity) az izovolumetriás miokardiális csúcsssebességet jelenti szisztolés izovolumetriás kontrakció idején, míg az AT (acceleration time) az eléréséhez szükséges időt jelöli (széles körű vizsgálati



8. ábra. Szöveti Doppler-echokardiográfia során a laterális tricuspidalis anulusról rögzített áramlási kép, melyen a szívciklus szakaszai elkülöníthetők és a típusos paraméterek lemérhetők. Rövidítések: A'=pitvari kontrakció idején mérhető késői jobb kamrai diasztolés csúcssebesség, E'=korai jobb kamrai diasztolés csúcssebesség, ET=ejekciós idő (ejection time), IVCT=izovolumetriás kontrakciós idő (isovolumetric contraction time), IVRT=izovolumetriás relaxációs idő (isovolumetric relaxation time), S'=jobb kamrai szisztolés csúcssebesség

eredmények hiányoznak, normálértéke: $>1,1 \text{ m/s}^2$ (11, 18), más adatok szerint $>2,2 \text{ m/s}^2$ (9).

RV-INDEX OF MYOCARDIAL PERFORMANCE (RIMP VAGY MPI VAGY TEI-INDEX) SZÁMÍTÁSA

Mérése a DE-nél leírtak szerint történik a TDI-vel rögzített görbéken, normálértéke: $0,38 \pm 0,08$, cutoff $>0,54$ (10) (8. ábra). Előnye a spektrális Doppler-alapú méréssel szemben, hogy azonos szívciklusban mérhetünk minden szükséges értéket, így a szívfrekvencia változásai nem befolyásolják az eredményt. Jobb pitvari nyomásemelkedésnél azonban megbízhatatlan (10).

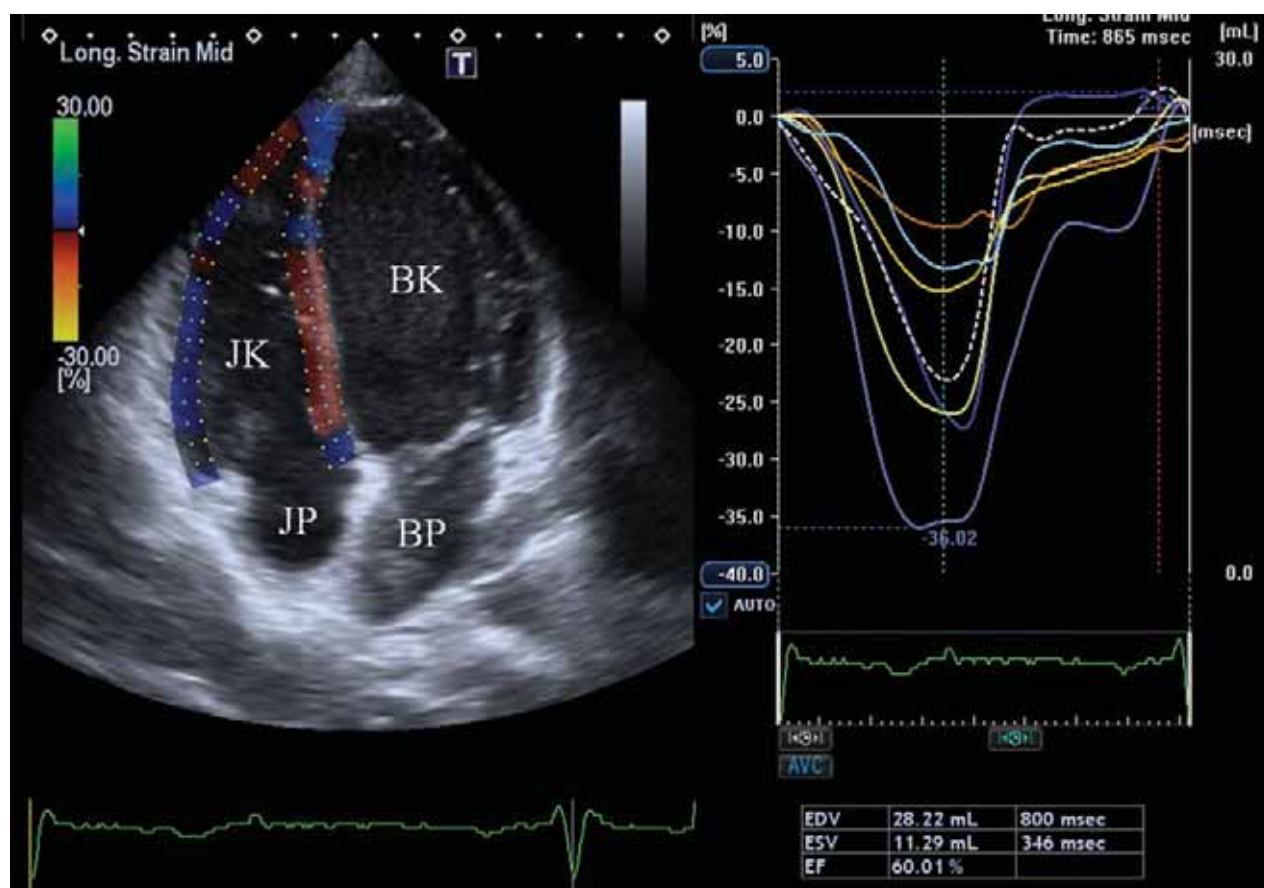
STRAIN ÉS STRAIN-RATE KÉPALKOTÁS

A szívizomzat egészének, vagy egy adott falrészlet hosszabbodásának-rövidülésének, vastagodásának-vékonyodásának jellemzésére miokardiális strain-paraméterek számíthatók, amelyek egy adott szövetrészlet deformációjának kvantitatív jellemzői. TDI során a myocardium két szomszédos pontja sebességének és a két pont közötti relatív távolságának a mérésével számítható a strain rate (deformáció

sebessége), majd maga a strain (1, 2). A TDI-vel mért strain/strain-rate komoly limitációkkal küzd (pl. reprodukálhatóság), helyette az újabb fejlesztésű speckle-tracking képalkotás van elterjedőben a klinikumban (lásd később).

Kétdimenziós speckle-tracking echokardiográfia (2DSTE)

A speckle-tracking echokardiográfia (STE) során a szívizomszövetről visszaverődő szóródásos echo-blokkok mintázatait (természetes akusztikus markereket, ún. „speckle-keket”) használjuk fel a képalkotáshoz. Amennyiben ez az analízis 2D-echokardiográfia során rögzített egy síkú 2D-felvételre történik, akkor 2DSTE-ről beszélünk (9. ábra). A módszer előnye a DE-hez képest, hogy nem szög- és töltésfüggő, de korrekt mérésekhez jó minőségű 2D-kép elkészítése szükséges az endokardiális határ egyértelmű definiálásához. Mivel egy elmozdulás általában háromdimenziós (3D), a síkból kilépő mozgások 2DSTE során nem ítéltetők



9. ábra. Kétdimenziós speckle-tracking echokardiográfia során a kétdimenziós apicalis 4-üregi felvételen a szegmentális longitudinális strain-paraméterek, volumetrikus adatok és ejekciós frakció számítható. A szegmentális strain-paraméterek (színes vonalak) és globális bal kamrai térfogatváltozás (szaggatott vonal) a szív ciklusnak megfelelően vizsgálhatók. Rövidítések: BK=bal kamra, BP=bal pitvar, EDV=jobb kamrai végdiasztolés térfogat, EF=jobb kamrai ejekciós frakció, ESV=jobb kamrai végszisztolés térfogat, JK=jobb kamra, JP=jobb pitvar

meg korrekt módon (8). A BK-hoz képest a strain-paraméterek JK esetén kevésbé homogének és legnagyobb értékeket az apicalis régióban és a kifolyótraktusban tudjuk mérni.

Morfológia

A JK-I MÉRETEK ÉS TÉRFOGATOK MÉRÉSE

2DSTE segítségével az apicalis nézetekben rögzített felvételeken a BK-hoz hasonlóan idő-kamrai térfogatgörbék becsülhetők, így a szív ciklusnak megfelelően az idő függvényében kamrai térfogatértékek mérhetők (2). A JK sajátos alakja miatt ennek mérése azonban elvileg pontatlan, validációs tanulmány egyelőre nem elérhető (lásd még 2DE-nél leírtak).

Funkció

STRAIN ÉS STRAIN-RATE KÉPALKOTÁS

A JK vizsgálatára leggyakrabban alkalmazott deformációs paraméter a globális longitudinális strain (GLS) (9. ábra) (19). A GLS a jobb kamra hosszirányú

rövidülését-hosszabbodását jellemző kvantitatív paraméter, amelyet a hosszváltozás és az eredeti hossz értékéből számítunk (2). A módszertan segítségével a globális paramétereken túl regionális strain és strain-rate értékek is számíthatók (8). Fontos megemlíteni a szabad fal és a septalis rész elkülönítésének fontosságát, mivel utóbbi a BK része is (!). A jelenlegi analitikai szoftverek mellett nagy az adatok variabilitása, különböző gyártók és szoftverek esetében lényegesen eltérhetnek, és a normál referenciaértékek sem adottak az elérhető ajánlások alapján (8). Az irodalom alapján a JK szabad fali GLS-ének normálértéke > 20% negatív előjellel (16).

A jelenleg elérhető kevés tanulmány rámutatott arra, hogy a deformációs paraméterek (pl. GLS) alkalmasak lehetnek különböző kórképek (pl. pulmonalis hipertónia, JK-i cardiomyopathia, kongenitális szívbetegségek, jobbszívfél-elégtelenség stb.) diagnosztikájában és kezelésének megítélésében (20), sőt bizonyos betegségek fennállása esetében azok prognosztikus ereje is bizonyítást nyert (16).

EJEKCIÓS FRAKCIÓ (EF) MÉRÉSE

A fent ismertett módon számított, a szív ciklust is figyelembe vevő térfogatértékekből EF elvileg számítható, validációtanulmány azonban nem elérhető.

RIGHT VENTRICULAR SHORTENING FRACTION (RVSF) ANALÍZIS

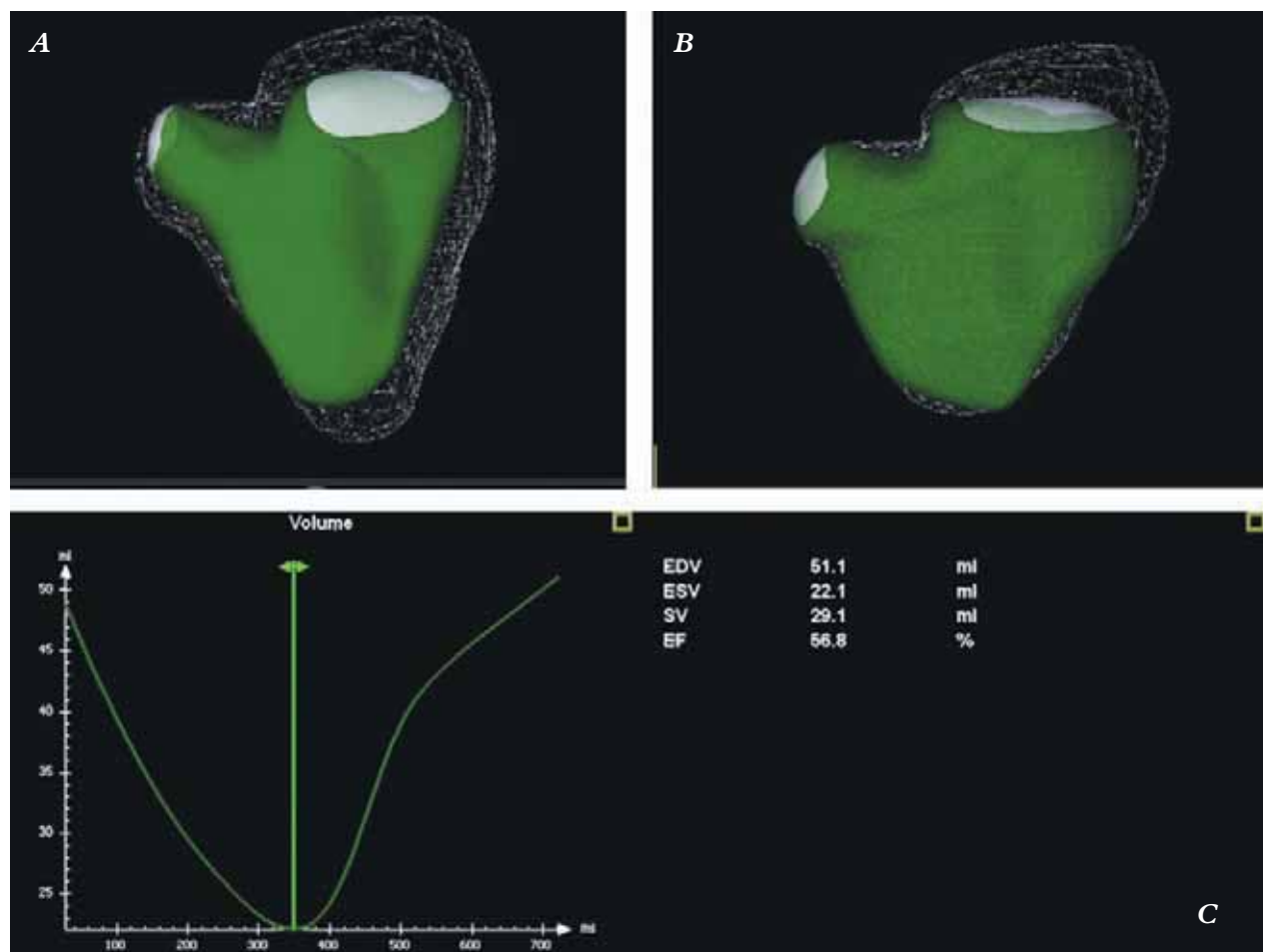
Ma már lehetséges az STE-alapú tricuspidalis anulus displacement (elmozdulás) automatikus számításának segítségével a JK funkciójának jellemzése. AP4CH nézetben a végdiasztolés képen három pontot kell definiálni: kettőt a tricuspidalis billentyű anterior és septalis lemezének eredésén, míg a harmadikat a JK csúcsánál. A tricuspidalis billentyű mozgásának automatikus követése és a JK hosszának szív ciklus szerinti változása alapján az RVSF az alábbi képlet segítségével számítható:

❖ $RVSF (\%) = [(LED - LES)/LED] \times 100$, ahol az LED és az LES a JK diasztolés és szisztolés hosszát jelenti (21).

Real-time háromdimenziós echokardiográfia (RT3DE)

Az RT3DE az egyik legújabb echokardiográfiás fejlesztés, lényegéről, kivitelezéséről és használati lehetőségeiről már több hazai közlemény is született (1, 2, 22). Az RT3DE kivitelezése speciális ultrahangkészülék és ún. matrix-transzducer használata mellett történik. A vizsgálat célja 3D adatbázis („echoköd”, „volume”) digitális „begyűjtése”, majd az adatok online vagy offline elemzése speciális szoftverek segítségével (10. ábra). A módszer lényege a JK-ról a szív ciklust is figyelembe vevő 3D-modell létrehozása és így előnye, hogy a JK-t 3D szerver részletnek láttatja és a JK-i kontrakció radiális és longitudinális komponensét is figyelembe veszi (7, 16). A módszer fontos hátránya, hogy a jelenleg használható készülékek mellett a JK-i modellalkotás még problémákkal küzd, a szoftverek még fejlesztés alatt állnak, és alacsony a készülékek térbeli és időbeli felbontóképessége.

10. ábra. Volumetrikus real-time háromdimenziós echokardiográfia segítségével ma már elérhető lehetőség a jobb kamrai 3D modellalkotás akár egészségesekben (A), akár kóros állapotokban, pl. pulmonalis hipertónia fennállása esetén (B). Szisztolés (színes ábra) és diasztolés (hálószerű ábra) modellek segítségével a szív ciklust is figyelembe vevő térfogatok és ejekciós frakció számítható (C), amelyen a tricuspidalis és pulmonalis billentyűk térbeli elhelyezkedése is ábrázolható



Morfológia

A JK-I MÉRETEK ÉS TÉRFOGATOK MÉRÉSE

A szív ciklust is figyelembe vevő 3D-modell létrehozásához jó minőségű 2D-képek szükségesek, hogy a JK-i endokardiális határ meghatározható legyen (23). A jelenlegi szoftverek mellett a félautomata endokardiális határ meghatározása mellett manuális korrekció szükséges. Számos tanulmány igazolta, hogy az RT3DE-vel mért JK-i térfogatok alulbecsültek az MRI-hez képest (16, 24, 25), amelynek oka elsősorban az endokardiális határ nem megfelelő detektálása a szuboptimális felbontás miatt, valamint a BK-hoz képest kifejezettebb trabekularizáció (25). A jelenleg elérhető ajánlás szerint normális esetben az indexált JK-i EDV és ESV 40-89 ml/m² és 12-45 ml/m² (8).

Funkció

EJEKCIÓS FRAKCIÓ (EF) MÉRÉSE

A JK-i 3D-modell segítségével a globális és szegmentális végszisztolés és végdiasztolés térfogatértékek meghatározhatók, így a globális és az egyes szegmentumokra vonatkoztatott EF is számítható. Az irodalom kedvező inter- és intraobszerver variabilitást igazolt a JK-i térfogatértékek mellett a JK-EF mérésében is (26). Az irodalom alapján a RT3DE-vel mért JK-EF >45% tekinthető normális JK-i szisztolés funkciónak (9).

Háromdimenziós speckle-tracking echokardiográfia (3DSTE)

A 3DSTE egy olyan új echokardiográfiai eljárás, amely egyesíti az STE és a 3D-módszertanok előnyeit. Az RT3DE-nél leírtakhoz hasonlóan speciális ultrahangkészülék és mátrix-transzducer segítségével 3D-adatbázisok digitális rögzítését követően speciális szoftverek alkalmazása mellett virtuális 3D-modell hozható létre egy adott szívüregről. A modell segítségével a szív ciklust is figyelembe vevő volumetrikus változásokon túl azonban egy időben a falmozgások is kvantitatíven jellemezhetőek strain analízis segítségével (27). A módszer fiatal, alig pár éve lett bemutatva. Az irodalomban elérhető validációs tanulmányok száma csekély, és a BP-ra/BK-ra vonatkozik. A jelen kézirat írásakor speciálisan a JK-ra kifejlesztett szoftver-alkalmazás a kereskedelmi forgalomban nem érhető el (2016. június). Ennek megfelelően a BK-ra kifejlesztett modellt lehet a JK-ra illeszteni, ez azonban számos technikai problémával járhat együtt (befolyó- és kifolyótraktus detektálás, szegmentalizáció stb.) (11. ábra) (2).

Morfológia

A JK-I MÉRETEK ÉS TÉRFOGATOK MÉRÉSE

A BK-ra kifejlesztett szoftver segítségével megkísérelhető a JK-i modellalkotás (28). Teoretikusan a JK-i

méretek a 3D-modell segítségével kreált 2D hossz- és keresztmetszeti felvételeken lemérhetők. Egy közel-múltban publikált közlemény szerint egy új szoftver segítségével a JK-térfogatok a szív ciklus figyelembevételével a kardiális MRI-hez hasonlítva pontosan, reprodukálhatóan és gyorsan lemérhetőek (29).

Funkció

EJEKCIÓS FRAKCIÓ (EF) MÉRÉSE

A 3DSTE segítségével létrehozott modell alkalmas lehet a JK szív ciklusnak megfelelő globális és szegmentális EF értékeinek számítására, azonban az ezzel kapcsolatban elérhető irodalom minimális. *Muraru és munkatársai* szerint a fent említett szoftver alkalmas a JK-i EF pontos meghatározására (29).

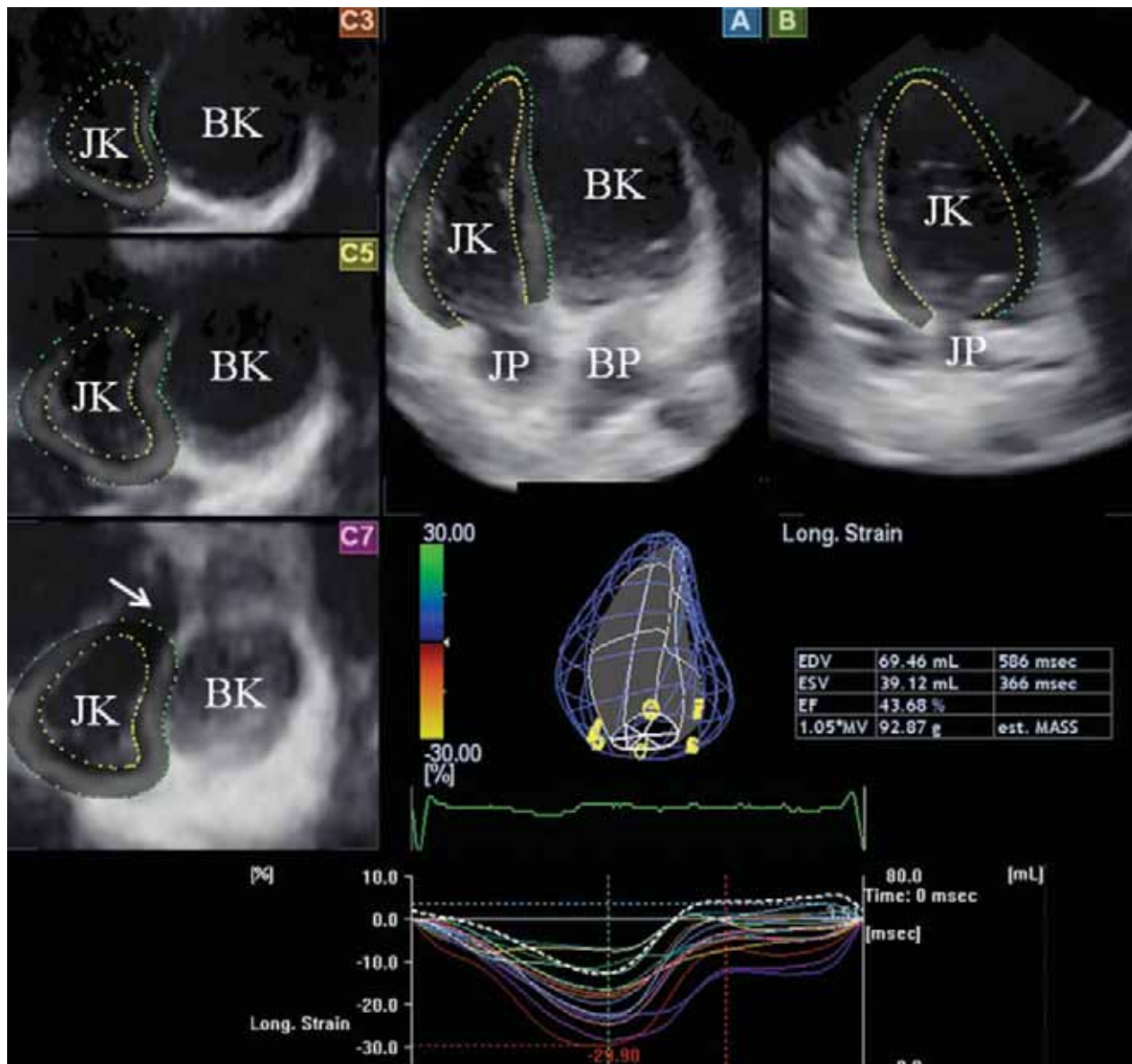
STRAIN-PARAMÉTEREK SZÁMÍTÁSA

Teoretikusan a térfogatomérésekkel egy időben ugyanazt a 3D-modellt használva számos strain-paraméter mérése is lehetséges, amely a falmozgások kvantitatív jellemzését teszi lehetővé (27). A „klasszikus” unidirekcionális radiális, longitudinális és cirkumferenciális strain értékek mellett „multidirekcionális” area strain (az LS és CS kombinációja) és 3D strain (valamennyi strain eredője, az elmozdulás irányába mutató strain) paraméterek is számíthatók. A fenti paramétereken túl teoretikusan különböző „displacement”, rotációs, csavarodási stb. paraméterek is mérhetők ugyanazon 3D-modellt felhasználva. Fontos itt is megemlíteni, hogy a JK egészére számított strain-paraméterek helyett érdemes a JK szabad falának és a septum strain értékeit külön-külön kezelni és értékelni.

Az irodalomban folyamatosan emelkedő számú közlemény igazolja, hogy a JK-i falmozgások kvantitatív jellemzésére alkalmas 3DSTE-vel számított strain-paraméterek eltéréseket mutatnak különböző kórképekben. Erre példa *Smith és munkatársainak* adatai, miszerint pulmonalis hipertóniás betegekben csökkent JK-i strain-paraméterek igazolhatók és az area strain jól korrelál az JK-EF-fel és prognosztikus értékkel is bír (28). Hasonlóan egy másik tanulmányban könnyűlanc kardiális amiloidózisban a JK-i deformitás csökkenése volt igazolható 3DSTE-vel (30). Remélhetőleg idővel további irodalmi adatok fogják alátámasztani a strain-paraméterek diagnosztikus és prognosztikus jelentőségét.

Következtetések

A jelen összefoglaló közleményben bemutatott echokardiográfiai módszerek alkalmas eljárásnak tűnnek a JK-i méretek és funkció vizsgálatára. A közleményben csak a transthoracalis eljárásokat ismertettük, a transoesophagealis, valamint a kontrasztanyag használata melletti perfúziós vizsgálati lehetőségek bemutatásától eltekintettünk. Hasonlóan nem tárgyaltuk a pulmo-



11. ábra. Háromdimenziós (3D) speckle-tracking echokardiográfia során a jobb kamrai modell létrehozására specifikus szoftveralkalmazás egyelőre nem elérhető lehetőség. Ennek megfelelően a 3D modell létrehozásakor csak a bal kamrára kidolgozott alkalmazás használható. A háromdimenziós adatbázisból a szoftver automatikusan kétdimenziós apicalis 4-üregi (A) és 2-üregi (B), valamint a jobb kamra különböző szintjein keresztmetszeti nézetet (C) készít. A jobb kamra belfelületéről 3D modell hozható létre, és számos volumetrikus adat mérhető: végdiasztolés (end-diastolic volume, EDV) és végszisztolés (end-systolic volume, ESV) jobb kamrai térfogat, ejekciós frakció (EF) és izomtömeg (MASS) számítható. A fentiekén túl a szív ciklust is figyelembe vevő globális térfogatváltozás (szaggatott vonal) és számos globális és szegmentális funkcionális paraméter („displacement”, rotáció, strain stb.) számítható (jelen esetben longitudinális strain). Sajnos a jelenleg elérhető, a bal kamrára kifejlesztett alkalmazás a befolyó és kifolyótraktus pontos detektálásához (lásd nyíl), a jobb kamrai szegmentumok egzakt meghatározásához egyelőre nem tükrözi azokat az elvárásokat, amelyeket a jobb kamrai modell létrehozásához és a pontos mérésekhez megkövetelne. Rövidítések: BK=bal kamra, BP=bal pitvar, EDV=jobb kamrai végdiasztolés térfogat, EF=jobb kamrai ejekciós frakció, ESV=jobb kamrai végszisztolés térfogat, JK=jobb kamra, JP=jobb pitvar, MASS=jobb kamrai izomtömeg

nalis artéria és a kisvérköri keringés vizsgálati lehetőségeit. A JK-i méretek és a számszerű értékek irodalmi adatokon nyugszanak, amelyek eredetét a szövegben

feltüntettük. Figyelembe kell azonban venni, hogy némely esetben jelentős eltérések mutatkozhatnak a különböző források által megadott adatok normál/pa-

tológiás értékeiben. Az új módszerekkel mérhető paraméterek normálértékeinek megadásától meggyőző irodalmi adatok híján eltekintettünk. A módszerek ismeretése rávilágíthatja arra a figyelmet, hogy a korszerűnek mondott 3D (és) STE-eljárások nemcsak a BP/BK komplex morfológiai és funkcionális elemzésére alkalmasak, de a JK is részleteiben vizsgálható és olyan új lehetőségek is felmerülnek, mint a JK-i diszszinkronia

vizsgálata. Egyelőre azonban az eredmények, főleg a modernebb eljárásokkal kapcsolatban limitáltak és nem kellően validáltak.

Köszönetnyilvánítás

A szerzők köszönetüket szeretnék kifejezni dr. Apor Astridnak a 10. ábra elkészítésében nyújtott segítségével.

Irodalom

- Nemes A, Forster T. A bal pitvari méretek és funkció vizsgálata – az M-módtól a 3D speckle-tracking echokardiográfiáig [Evaluation of left atrial size and function – from M-mode to 3D speckle-tracking echocardiography]. *Orv Hetil* 2014; 155: 1624–1631.
- Nemes A, Forster T. A bal kamra korszerű echokardiográfiás vizsgálata – az M-módtól a 3D speckle-tracking képalkotásig [Recent echocardiographic examination of the left ventricle – from M-mode to 3D speckle-tracking imaging]. *Orv Hetil* 2015; 156: 1723–1740.
- Haddad F, Hunt SA, Rosenthal DN, et al. Right ventricular function in cardiovascular disease, Part I. Anatomy, physiology, aging, and functional assessment of the right ventricle. *Circulation* 2008; 117: 1436–1448.
- Goor DA, Lillehei CW. Congenital malformations of the heart. In: Goor DA, Lillehei CW. *Congenital malformations of the Heart: Embryology, anatomy, and operative considerations*. 1st ed. New York, NY: Grune & Stratton; 1975. p. 1–37.
- Ho SY, Nihoyannopoulos P. Anatomy, echocardiography, and normal right ventricular dimensions. *Heart* 2006; 92 (suppl 1): i2–i13.
- Jiang L. Right ventricle. In: Weyman AE, ed. *Principle and practice of echocardiography*. Baltimore, Md: Lippincott Williams Wilkins; 1994. p. 901–921.
- Rudski LG, Afilalo J. The blind men of Indostan and the elephant in the echo lab. *J Am Soc Echocardiogr* 2012; 25: 714–717.
- Rudski LG, Lai WW, Afilalo J, et al. Guidelines for the echocardiographic assessment of the right heart in adults: a report from the American Society of Echocardiography endorsed by the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, and the Canadian Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2010; 23: 685–713.
- Kossaiyf A. Echocardiographic assessment of the right ventricle, from the conventional approach to speckle tracking and three-dimensional imaging, and insights into the „right way” to explore the forgotten chamber. *Clin Med Insights Cardiol* 2015; 9: 65–75.
- Surkova E, Muraru D, Iliceto, et al. The use of multimodality cardiovascular imaging to assess right ventricular size and function. *Int J Cardiol* 2016; 24: 54–69.
- DiLorenzo MP, Bhatt SM, Mercer-Rosa L. How to best assess right ventricular function by echocardiography. *Cardiol Young* 2015; 25: 1473–1481.
- Howard LS, Grapsa J, Dawson D, et al. Echocardiographic assessment of pulmonary hypertension: standard operating procedure. *Eur Respir Rev* 2012; 21: 239–248.
- Valsangiacomo Buechel ER, Mertens LL. Imaging the right heart: the use of integrated multimodality imaging. *Eur Heart J* 2012; 33: 949–960.
- Ryan T, Petrovic O, Dillon JC, et al. An echocardiographic index for separation of right ventricular volume and pressure overload. *J Am Coll Cardiol* 1985; 5: 918–927.
- Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015; 16: 233–270.
- Portnoy SG, Rudski LG. Echocardiographic evaluation of the right ventricle: a 2014 perspective. *Curr Cardiol Rep* 2015; 17: 21.
- Anavekar NS, Skali H, Bourgoun M, et al. Usefulness of right ventricular fractional area change to predict death, heart failure, and stroke following myocardial infarction (from the VALIANT ECHO Study). *Am J Cardiol* 2008; 101: 607–612.
- Jurcut R, Giusca S, La Gerche A, et al. The echocardiographic assessment of the right ventricle: what to do in 2010? *Eur J Echocardiogr* 2010; 11: 81–96.
- Geyer H, Caracciolo G, Abe H. Assessment of myocardial mechanics using speckle-tracking echocardiography: fundamentals and clinical applications. *J Am Soc Echocardiogr* 2010; 23: 351–369.
- Kannan A, Poongkunran C, Jayaraj M, et al. Role of strain imaging in right heart disease: a comprehensive review. *J Clin Med Res* 2014; 6: 309–313.
- Ahmad H, Mor-Avi V, Lang RM, et al. Assessment of right ventricular function using echocardiographic speckle tracking of the tricuspid annular motion: comparison with cardiac magnetic resonance. *Echocardiography* 2012; 29: 19–24.
- Nemes A, Geleijnse ML, Soliman OI, et al. Real-time 3-dimenziós echokardiográfia – lehet egy dimenzióval több? [Real-time three-dimensional echocardiography – can there be one more dimension?]. *Orv Hetil* 2007; 148: 2451–2460.
- Leary PJ, Kurtz CE, Hough CL, et al. Three-dimensional analysis of right ventricular shape and function in pulmonary hypertension. *Pulm Circ* 2012; 2: 34–40.
- van der Zwaan HB, Helbing WA, McGhie JS, et al. Clinical value of real-time three-dimensional echocardiography for right ventricular quantification in congenital heart disease: validation with cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2010; 23: 134–140.
- Shimada YJ, Shiota M, Siegel RJ, et al. Accuracy of right ventricular volumes and function determined by three-dimensional echocardiography in comparison with magnetic resonance imaging: a meta-analysis. *J Am Soc Echocardiogr* 2010; 23: 943–953.
- van der Zwaan HB, Geleijnse ML, Soliman OI, et al. Test-retest variability of volumetric right ventricular measurements using real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2011; 24: 671–679.
- Nemes A, Kalapos A, Domsik P, et al. Háromdimenziós speckle-tracking echokardiográfia – egy újabb lépés a noninvazív háromdimenziós kardiális képalkotásban [Three-dimensional speckle-tracking echocardiography – a further step in non-invasive three-dimensional cardiac imaging]. *Orv Hetil* 2012; 153: 1570–1577.
- Smith BC, Dobson G, Dawson D, et al. Three-dimensional speckle tracking of the right ventricle: toward optimal quantification of right ventricular dysfunction in pulmonary hypertension. *J Am Coll Cardiol* 2014; 64: 41–51.
- Muraru D, Spadotto V, Cecchetto A, et al. New speckle-tracking algorithm for right ventricular volume analysis from three-dimensional echocardiographic data sets: validation with cardiac magnetic resonance and comparison with the previous analysis tool. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* (in press)
- Urbano-Moral JA, Gangadharamurthy D, Comenzo RL, et al. Three-dimensional Speckle Tracking Echocardiography in Light Chain Cardiac Amyloidosis: Examination of Left and Right Ventricular Myocardial Mechanics Parameters. *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)* 2015; 68: 657–664.