

## ÖSSZEFOGLALÓ KÖZLEMÉNY

## Korszerű perctérfogat-monitorozási módszerek pontossága és precizitása

VÉGH Anna, REUSZ S. György

Semmelweis Egyetem, I. Sz. Gyermekgyógyászati Klinika

**Az összefoglaló célja:** A perctérfogat (CO) meghatározása fontos része a hemodinamikailag instabil betegek ellátásának. Számos noninvazív módszer áll rendelkezésre napjainkban, amelyek más és más klinikai szituációban lehetnek hasznosak. Az összefoglalónk célkitűzése az aktuális szakirodalom áttekintése a leggyakrabban alkalmazott módszerek pontosságának és precizitásának vonatkozásában.

**Eredmények:** A legtöbb eszköz, különösen a nem invazívak, pontossága és precizitása elmarad a referenciamódszerektől. Fokozottan igaz ez azokra a módszerekre, amelyek indirekt módon mérik a perctérfogatot. Ezenfelül nagy heterogenitás tapasztalható az egyes kutatások között. Lényeges szempont egy módszer kiválasztásakor az adott klinikai kontextus sajátosságainak mérlegelése. A legpontosabb módszerek azok, amelyek egyszerű fizikai elvek alapján működnek, mint például az echokardiográfia vagy a thermodilutio.

**Következtetések:** A jobb összehasonlíthatóság érdekében elengedhetetlen lenne standardizált kutatási protokollok alkalmazása, amely meghatározza a vizsgálandó szívciklusok számát, a használt módszert, a klinikai környezetet, a résztvevő betegek életkorát és állapotát.

**Kulcsszavak:** perctérfogat, minimálisan invazív monitorozás, noninvazív monitorozás, hemodinamikai monitorozás

Current evidence on the accuracy and precision of non-invasive cardiac output monitoring

Végh A, Reusz SGy.

**Purpose of review:** Assessing cardiac output (CO) is an important part of monitoring the hemodynamically unstable patients. Different non-invasive CO measurement devices are currently available, that can be useful in various clinical situations. The purpose of this article is to review current literature on commonly employed methods especially regarding their accuracy and precision.

**Results:** Most of the devices, especially the non-invasive ones have the disadvantage of questionable accuracy and precision. Generally speaking, the more a method is based on assumptions and mathematical models, the less precise it will be. There is also significant heterogeneity between individual studies. Clinically it is important to consider the purpose of the measurement before choosing a method. In terms of accuracy the most reliable ones are, the ones that are based on simple physical principles and minimal assumptions, for example transthoracic echocardiography, and thermodilution.

**Conclusions:** To have better comparability between individual studies it would be imperative to have standardized study protocols regarding the number of cardiac cycles assessed, the used method, the clinical environment, the age and clinical condition of the study population.

**Keywords:** cardiac output, minimally invasive monitoring, noninvasive monitoring, hemodynamic monitoring

## RÖVIDÍTÉSJEGYZÉK

ARDS	akut respirációs distressz szindróma
CaCO <sub>2</sub>	artériás CO <sub>2</sub> -tartalom
CaO <sub>2</sub>	artériás O <sub>2</sub> -tartalom
CO	percvolumen
C <sub>p</sub>	betegspecifikus állandó
CSA	kiáramlási pálya átmérője
D	a bal kamra üregének átmérője

**Levelező szerző:**

Dr. Végh Anna,  
Semmelweis Egyetem,  
I. Sz. Gyermekgyógyászati Klinika;  
1083 Budapest, Bókay János u. 53–54.  
E-mail:  
[vegh.anna@med.semmelweis-univ.hu](mailto:vegh.anna@med.semmelweis-univ.hu)

DOI: <https://doi.org/10.33668/hn.25.007>

Hypertonia és Nephrologia  
2021;25(2):69-76.

EC	elektromos kardiometria
FT	a kiáramlás ideje
I <sup>2</sup>	heterogenitás
IC	impedancia-kardiográfia
Li	lítium
LoA	egyezés határai
m	oldat mennyisége
MAP	artériás középnyomás
PAC	pulmonalis artériás katéterezés
PPV	pulzusnyomás-variabilitás
SV	pulzustérfogat
SVR	szisztémás vascularis rezisztencia
SVV	verőtérfogat-variabilitás
t	idő
TRR	RR-távolság az EKG-n
VO <sub>2</sub>	O <sub>2</sub> -fogyasztás
VTI	áramlási idő integrál
Z	mellkasi bioimpedancia
$\bar{v}_{FT}$	átlagos áramlási sebesség a kiáramlás alatt
Z <sub>0</sub>	alapimpedancia
$\Delta Z_c$	a szív ciklus miatt keletkező impedanciaváltozás
$\Delta Z_r$	a légzés miatt keletkező impedanciaváltozás
$\phi$	fáziskésés

## Bevezetés

A perctérfogat a szív által percenként az érpályába továbbjutott vér mennyisége, amelynek pontos meghatározása segítséget nyújthat dinamikus vagy instabil hemodinamikai állapotok ellátásakor.

Bármilyen hasznos is lenne, nem áll rendelkezésre olyan módszer, amellyel direkt módon, klinikai körülmények között mérni lehetne. Az indirekt módszerek egy referenciapopuláció alapján becsülnék meg bizonyos paramétereket, így valódi pontosságuk mindig elmarad a direkt módszerektől (1).

Az elmúlt évtizedek technikai fejlődésével számos új, noninvasív módszer jelent meg. Ezek használatával képet kaphatunk a hemodinamikai státuszról, és elkerülhetjük az invazív módszerek sokszor súlyos szövődményeit, emellett a beteg számára is kevésbé megterhelők. Esetükben azonban a mérési módszerek pontossága még bizonyításra vár. Munkánk célja áttekinteni és összehasonlítani az egyes noninvasív módszereket.

## Módszerek

Az összefoglaláshoz a Google Scholar, Pubmed, Researchgate adatbázisokban 2010 után megjelent összefoglaló, illetve az ezek által idézett közleményeket használtuk fel. A kereséshez a „hemodynamic monitoring”, „non-invasive cardiac output” kulcsszavakat használtuk.

### A hemodinamikai monitorok validálásának kihívásai

Az ideális mérési módszernek számos feltételnek kell megfelelnie. Ezek között szerepel, hogy a módszer pontos, precíz, ismételhető, eredményei nem függenek a vizsgálatot

végrehajtó személytől, trend kimutatására alkalmas, folyamatos mérésre ad lehetőséget. Emellett fontos szempont, hogy könnyen használható, megfizethető, használata könnyen elsajátítható és az adatok tárolása, megjelenítése is egyszerű legyen.

Az összehasonlító vizsgálatok eredményei sokszor nehezen értelmezhetők a torzításra és az egyezés határaitra (LoA) vonatkozólag. A vizsgálatok tervezésekor fontos kérdés a referenciamódszer kiválasztása. A „gold standard” pulmonalis thermodilutio invazív módszer, így kizárólag kutatás céljából emberen való használata etikailag erősen aggályos. Az egyéb nem invazív módszerek, mint például az ultrahang, pedig sok szempontból nem felel meg a referenciamódszerekkel szemben támasztott elvárásainknak. Az egyes referenciának használt módszereket részletesen is tárgyaljuk a továbbiakban (1). Ismertetni kell a felhasznált referenciamódszer pontosságát, hogy a két módszer összehasonlító vizsgálatok az átlagos eltérést meg tudjuk határozni. Meg kell határozni a legkisebb kimutatott pulzustérfogat-változás mennyiségét, a módszer limitációit (például intrapulmonalis, intracardialis, sőt, obesitas, oedema hatása), illetve, hogy instabil hemodinamikai állapotban ezek hogyan alakulnak.

Ha gyermekeken is használható módszert keresünk, számításba kell vennünk az eltérő testméretből eredő különbségeket, egészen kis gyermekeknél probléma lehet az anatómiai hozzáférhetőség, illetve a megfelelően alacsony CO és változásának érzékelése (2, 3).

Nehezíti a megfelelő módszer kiválasztását, hogy azon gyermekek esetében, akik ellátásában segítséget nyújthat a szoros hemodinamikai monitorozás, gyakran komplex kardiális anatómiával, kardiális vagy pulmonalis söntökkel rendelkeznek (4).

Az 1. táblázat a leggyakrabban használt hemodinamikai monitorok összehasonlítását tartalmazza.

1. táblázat. A leggyakrabban használt hemodinamikai státusz vizsgálatára szolgáló eszközök bemutatása

Eszköz	Megjelenés éve	Gyártó	Invaszió	CO-meghatározás módszere	Kalibráció	Főbb paraméterek	Főbb hátrányok	Mérési pontosság
Swan-Ganz™ katéter	1970	Edwards Lifesciences	centrális vénokatéter	transpulmonális thermodilútió	transpulmonális thermodilútió	statikus: CO, SV, SVR, dinamikus: CO, SV, SVV, PPV	magas szávdómérenyűtő	gold standard
PiCCO	1997	Pulsion Medical Systems	artériás és centrális vénokatéter	transpulmonális thermodilútió pulzusshullám-analízis	transpulmonális thermodilútió	statikus: CO, SV, SVR, dinamikus: CO, SV, SVV, PPV	nem használható 40 kg alatti betegeken, a tehetség első trimeszterében és izomrelaxánsokkal együtt, lítiumtoxicitás veszélye, drága elektrodák, nagyobb hemodinamikai változások után újra kell kalibrálni (6)	hasonló a Schwan-Ganz™ katéterhez (5)
LIDCO	1993	LIDCO Group Plc	artériás katéter	transpulmonális lítiumdiútió, pulzusshullám-analízis	transpulmonális thermodilútió	statikus: CO, SVR, dinamikus: CO, SV, SVV, PPV	alacsony értónus esetén megbízhatatlan, dinamikus paraméterek rosszul becslik a folyadékresponzivitást (8)	korai verziók pontatlank: új szoftver további validálást igényel
FloTrac	2005	Edwards Lifesciences	artériás katéter	pulzusshullám-analízis	konverziós faktor (biometrikus adatok alapján)	statikus: SVR, dinamikus: CO, SV, SVV, PPV		limitált adattarménység, de pontatlan PAC-hoz hasonlítva, átlagos hibaszázalék akár >40% (6)
NICO	1999	Novometrix Medical Systems	invaszív légút	részleges CO <sub>2</sub> -vizszalégzés	nem szükséges	CO (statikus)	pulmonális kórdílopok (például ARDS, atelectasia, sönt, pneumonia) (8)	további validáció szükséges
NICOM	2007	Cheetah Medical	noninvaszív	melkasi bioreaktancia	nem szükséges	CO, SV, SVV (dinamikus)	befolyásolja a méréseket az ödéma jelenléte, pleurális folyadékgyülem (9)	
MostCare	2005	Vytech Health	artériás katéter	pulzusshullám-analízis (PRAM-algoritmus)	nem szükséges	statikus: SVR, dinamikus: CO, SV, SVV, PPV, SPV, dp/dt/IMAX	hosszú tanulási fázis, jelentős különbségek vizsgádk mérési közt, nincs folyamatos mérés	
Szülvtérhang			noninvaszív	2D és 3D képalakítás; Doppler-ultrahang	nem szükséges	CO, SV, SVV-karnak mérete, kidermítés változása, foimozgászavár, struktúrális eltérések, diasztolés diszunkció jelenléte, perikardialis folyadék jelenléte stb.	statikus mérések csak, struktúrális szűbetegegek, illetve idősebb betegek esetén pontatlanul becsli a kidermítési pályát átmérőjét; szlv- és mellkasi mérések alatt nem használható (12)	átlagos hibaszázalék akár 2% alatt topoztatott vizsgádk esetén (10)
Esophageal Doppler	1999	Deltex Medical	oesophagealis ultrahangszál	Doppler-ultrahang és kidermítési pályánomogram	nem szükséges	SV, CO (statikus); gyorsulási-idd grafikon alapján információ a preloádól, afterloádról és kontraktilitásról	nem megfelelő szenzorpozíció veszélye (6)	kis esetszámú, eltérő betegcsoportokon elérhető vizsgálatok, közepes pontosság, átlagos hibaszázalék akár 60% (11)
USCOM	2001	USCOM Ltd.	noninvaszív	Doppler-ultrahang és kidermítési pályánomogram	nem szükséges	SV, CO, SVR (statikus)	statikus mérések csak, struktúrális szűbetegegek, illetve idősebb betegek esetén pontatlanul becsli a kidermítési pályát átmérőjét; szlv- és mellkasi mérések alatt nem használható (12)	limitált adattarménység, kis esetszámú vizsgálatok, átlagos hiba akár 56% (13)
BioZ® System	1992	CardioDynamics	noninvaszív	impedancia-kardiográfia	nem szükséges	CO, SV, SVR (dinamikus), TFC	nem pontos aortainsufficiencia, szeptikus sokk, artériás hipertenzió (MAP >130 Hgmm) esetében, valamint 120 cm-nél alacsonyabb vagy 230 cm-nél magasabb, illetve 30 kg-nál kisebb vagy 155 kg-nál nagyobb test súlyú betegegek esetén (14)	korai verziók pontatlank: új szoftver további validálást igényel (15)
ICON/AESCULONTM	2001	Cardiotronic, Inc	noninvaszív	elektromos kardiometria	nem szükséges	CO, SV, SVV, TFC	eltérő betegcsoportokon nagyon más pontosságú, átlagos százalékos hiba 48,0% volt (16)	

## Referenciamódszerek

### Fick-elv

A verőtérfigat-mérés „gold standard”-ja az Adolph Fick által az 1870-es években kidolgozott módszer. A Fick-elven működő eszközök alapja, hogy egy bizonyos anyag felvétele vagy leadása megegyezik az adott szerven/szervezeten átáramló vér és az adott anyag artériás és vénás mennyiség különbségének hányadosával. A direkt Fick-elv alapján tehát a perctérfigat megegyezik a szervezet  $O_2$ -fogyasztásának ( $VO_2$ ) és az artériás ( $CaO_2$ ) és vénás  $O_2$  ( $CaCO_2$ )-tartalom különbségének hányadosával:

$$CO = \frac{VO_2[\text{ml}/\text{min}]}{(CaO_2 - CaCO_2)[\text{vol}\%]}$$

(vol% = 1 ml  $O_2$ /100 ml).

A módszer jelentős hátránya, hogy a vérgázok értékeléséhez minden új mérés során artériás és vénás vérvételre van szükség. Invazivitásánál fogva jelentősen visszaszorult az ilyen eszközök használata (17).

### Dilutiós módszer

A dilutiós módszer lényege, hogy egy indikátoroldatot (például hideg sóoldat vagy lítium) fecskendeznek a vérbe és adott idő alatt mérik az indikátor koncentrációjának/hőmérsékletének változását. A teljes hőmérséklet/koncentráció változás arányos lesz a befecskendezett oldat mennyiségével (m) és az adott idő alatt az indikátort hígító vér mennyiségével (18). Ez utóbbi megegyezik az eltelt idő (t) és a perctérfigat (CO) szorzatával. A pulmonalis artériás katéterezés (PAC) (például Swan–Ganz™-katéter) napjainkban a perctérfigatmérés legelfogadottabb módja (18, 19). A jobb pitvar közelébe injektált bólus hideg sóoldat hatására bekövetkező hőmérséklet-változást méri a pulmonalis artériában. Amennyiben az eszköz fűtőszálat tartalmaz, sorozat mérésére, így monitorozásra is alkalmas. A módszer lehetséges szövődményei miatt alkalmazása jelentősen visszaszorult. Ennek ellenére még mindig számos intenzív ellátást igénylő esetben haszonnal jár alkalmazása (8).

Hasonló elven működik a transpulmonalis thermodilutiós módszert alkalmazó PiCCO (pulse index continuous cardiac output). A módszer pontosságát javítja, hogy a dilutiós módszer mellett artériás pulzus kontúr analízis is történik, egy betegspecifikus kalibrációs faktor meghatározásával. A PiCCO jól használható dinamikus preloadváltozással járó állapotokban, és eredményei jól korrelálnak a PAC által mértekkel (8, 20). Hibás értékekhez vezethet a söntkeringés, az aortaregurgitatio, arrhythmia és a mechanikus keringéstámogatás (6, 21).

Transpulmonalis lítiumhígulási módszer (LiDCO) esetében az indikátorfolyadék kis mennyiségű lítium-klorid. Ezt a módszert perifériás vénán keresztül is lehet alkalmazni, így kevésbé számít invazívnak. Validálva van dinamikus szisztémás vascularis rezisztencia (SVR) -változás állapotában, illetve balkamra-elégtelenségben szenvedő betegeken. Használata nem ajánlott 40 kg-nál kisebb súlyú betegeken, illetve izomrelaxánsok hatása alatt. A lítium feltételezhető teratogenitása miatt terhesség első trimeszterében szintén kontraindikált az alkalmazása (22–25).

## Noninvazív módszerek

### Ultrahangalapú eljárások

Szívultrahangméréssel nemcsak a verőtérfigat határozható meg, hanem az üregek mérete, az esetleges falmozgási zavar, a billentyűk állapota és az anatómiai eltérések is. Maga a mérés könnyen kivitelezhető, de sok gyakorlatot igényel az elsajátítása.

A verőtérfigat egy nagyér/kamra kiáramlási pálya átmérőjéből (CSA) és az átfolyó vér áramlási sebességének idő szerinti integráljából (VTI) számolható, ebből meghatározható az átfolyó vér mennyisége, így a perctérfigat:

$$CO = VTI \times CSA \times HR.$$

A bal kamra üregének átmérője (D) M-módú ultrahanggal, az áramlásmérés pedig a Doppler-elv alapján mérhető.

A számítás pontosságához alapvető a megfelelő érátmérők megjelenítése, és hogy a Doppler-méréskor az ultrahangnyaláb az éráramlás irányától maximum 20°-os szögben térjen el (15). Nagy gyakorlatot igényel a megfelelő technika elsajátítása (3). Az eredmények pontosságát befolyásolhatja a bal kamrai anatómia atipikus geometriája (15).

Számos vizsgálatban is ezt a módszert használják referencia-ként, ahol az invazív technikák alkalmazása etikai vagy más akadályba ütközik. A thermodilutio és az ultrahang azonban nem felcserélhető módszerek. Egy összefoglaló az átlagos hibaszázalékot 39-53%-nak írta le, az elég jó korreláció ellenére (26). A trendek követésére is kevésbé volt alkalmas a szívultrahang (27).

Folyamatos monitorozásra alkalmas a transoesophagealis Doppler, amely az aorta descendens véráramlásának mérésével adja meg a perctérfigatot. Az aorta descendens átmérőnek életkor, testsúly és magasság alapján becsült értékével számol, illetve azzal a feltevéssel él, hogy az aorta descendensbe a perctérfigat 30%-a kerül. Teljesen noninvazívnak sem mondható, hiszen a nyelőcsőbe vezetett ultrahangot kibocsátó szál a mérőeszközünk (28–30).

Az Uscom monitor Doppler-alapú módszer, amely képalakításra nem, csak a perctérfigat meghatározására alkalmas. Megfelelő mérési pontokon alkalmazva mindkét szívfél teljesítményéről információt kaphatunk. A nagyerek átmérőjét a testmagasság/testsúly alapján becsüli a modell. Ennek megfelelően idős betegek esetében, strukturális szívbetegségek esetén, illetve szívműtétek után nem megbízható módszer. Gyakorlott ellátó kezében pontos és jól reprodukálható eredményeket ad. Sorozatos mérésekkel akár ágy melletti monitorizálásra is alkalmas lehet. Az összesített hibaszázalékot 43%-nak találták (12).

### Pulzuskontúr-analízis

Az ezen az elven működő eszközök valamely matematikai modell alapján a pulzushullám görbe alatti terület nagyságából becsülik meg az áramlás és a perctérfigat nagyságát. A legtöbb ilyen modell az egyes beteg pulzustérfigat-számításhoz szükséges szisztémás vascularis rezisztenciáját és artériás compliance-ét biometrikus adatok alapján, mint például nem, életkor, testsúly, testmagasság becsüli meg (31). Sajnos számos ilyen modell nem veszi figyelembe a vazopresszor és inotrop gyógyszerek hatását, amelyek használata hemodinamikailag instabil betegek ellátásának fontos része.

Ezen eszközök egyik alcsoportjánál a mérések kezdetén egy másik módszerrel megállapított CO-hoz kalibráció szükséges, például PiCCO/PiCCO esetében transpulmonalis thermodilúcióval. Az előzetes kalibrálást igénylő eszközök mérési pontosságban megbízhatóbbaknak bizonyultak. Hátrányuk viszont az invazív beavatkozás szükségessége.

Egy 2014-es összefoglaló, amely 43, FloTrac/Vigileo, PiCCO, LiDCO/PulseCO, PRAM/MostCare és Modelflow eszközöket vizsgáló kutatás eredményeit összegezte,  $-0,28$  (1,25) l/min összesített hibát és 40% hibaszázalékot határozott meg. Hemodinamikailag instabil betegeken még kevésbé bizonyultak megbízhatóknak, 45%-os hibaszázalékkal mértek (32). Az egyes eszközöket egyesével elemezve egyedül a LiDCO esetében volt a hibaszázalék 30% alatt (27%). Ennek ellenére még a kalibrálatlan eszközök használatával tervezett folyadékterápia is képes volt csökkenteni a posztoperatív mortalitást (33).

## CO<sub>2</sub>-visszalégzési módszer

A részleges CO<sub>2</sub>-visszalégzésen alapuló módszer a Fick-elvet a CO<sub>2</sub>-eliminációra alkalmazza. Bár a módszer egyszerűen alkalmazható, csak olyan gépi lélegeztetett betegeken használható, akiknél nem tapasztalható súlyos hypercapnia, emelkedett koponyaúri nyomás vagy pulmonalis hipertensio, valamint képesek 4 Hgmm PaCO<sub>2</sub>-emelkedést tolerálni (1).

Bár a mérési elv tudományosan bizonyított, az eszköz által használt algoritmus meglehetősen bonyolult, és számos feltételt alkalmaz. Ilyen elven működik például a NICO (Novametric Medical Systems, Wallingford, Conn, United States). Több vizsgálat is megállapította, hogy a módszer megbízhatósága változik a lélegeztetési paraméterek és a CO mennyiségének függvényében. Thermodilútiós módszerhez hasonlítva szívsebészeti beavatkozás alatt és után az egyezés határait (LoA)  $-3,1$ ;  $+2,5$  vs.  $-1,4$ ;  $+2,2$  l min<sup>-1</sup>-nek találták (34). Egy szimuláció alapuló kutatás szerint a módszer akkor pontos, ha a perctérfogat 3–6 l/perc között van. E fölött alul-, ez alatt pedig felülbecsli az eszköz (35).

Egy metaanalízis alacsony pontosságot és precizitást és magas hibaszázalékot (40%) talált esetükben. Gyerekeken végzett felmérés a módszer torzítását  $-0,27$  l/percnek, precizitását  $\pm 1,49$  l/percnek írta le (36).

## Bioreaktancia

Bioreaktancia a mellkasra helyezett elektródák között vezetett ismert amplitúdójú és frekvenciájú váltóáram kibocsátási és az észlelő elektródák közti fáziskésést méri ( $\phi$ ). A véráramlás az aortában arányos ennek a változásnak az arányával ( $d\phi/dt$ ). A pulzustérfogat kiszámolható a fáziskésés maximumából és az ejekció idejéből (T):

$$SV = k \times T \times \frac{d\phi}{dt_{\max}}$$

A módszer kevésbé érzékeny az elektródák helyzetére, testméretre és mozgásra, de befolyásolja a méréseket az oedema jelenléte, pleuralis folyadékgyülem. A módszer megbízhatóságával kapcsolatos vizsgálatok ellentmondásosnak bizonyultak (9, 37).

## Impedancia-kardiográfia

A mellkasi elektródák közt vezetett áram alapján dolgozik az impedancia-kardiográfia (IC) és az elektromos kardiometria (EC), amelyek a mellkasi bioimpedancia (Z) változását mérik. Ez az alapimpedanciához képest ( $Z_0$ ), a légzésnek ( $\Delta Z_r$ ) és a szív ciklusnak ( $\Delta Z_c$ ) megfelelően változik. A szív ciklusnak megfelelő változást a két módszer eltérő jelenségnek tulajdonítja:

$$Z = Z_0 + \Delta Z_r + \Delta Z_c.$$

A légzésnek köszönhető változás megfelelő filter használatával szűrhető. Az IC szerint az impedanciaváltozás szív ciklusnak tulajdonítható komponense systolében az alábbiak együttes hatása: a szívből kiáramló vérről nő az aorta átmérője, a pulmonalis keringésben megnő a vér mennyisége és a nagyerekben laminárisává válik a vér áramlása.

A pulzustérfogat számítása az impedanciaváltozás-görbe idő szerinti első deriváltjából történik. A számítás első egyenletét Kubicek írta le először a 60-as években, a mai eszközök ennek módosított változatát használják:

$$SV_N = \frac{V_{ITBV}}{\zeta^2} \sqrt{\frac{dZ(t)/dt_{\max}}{Z_0}} T_{LVE}.$$

$SV_N$  a pulzustérfogat,  $V_{ITBV}$  a mellkasi térfogat,  $\zeta^2$  az aberráns mellkasi vezetési indexe,  $dZ/dt_{\max}$  a mellkasi szív ciklus-eredetű impedanciaváltozás első deriváltja,  $Z_0$  az átlagos alapimpedancia,  $T_{LVE}$  pedig a bal kamrai ejekció idő (38).

A legújabb generációs, fejlett jelfeldolgozó algoritmusokat használó szoftverrel ellátott eszközök, mint például a BioZ® System (CardioDynamics, San Diego) és az IQTM System (Wantagh Incorporated, Bristol) számos kutatásban elfogadható pontossággal és reprodukálhatósággal mértek invazív módszerekkel összehasonlítva (15, 39, 40).

A módszer limitációja, hogy a mérési pontosság jelentősen rosszabb aortainsufficiencia, septicus sokk, artériás hipertensio (MAP >130 Hgmm) esetében, valamint 120 cm-nél alacsonyabb vagy 230 cm-nél magasabb, illetve 30 kg-nál kisebb vagy 155 kg-nál nagyobb testsúlyú betegek esetén. Ezenkívül befolyásolja a mérési pontosságot az IABP használata. Pacemaker viselő betegek esetén kontraindikált az impedancia-kardiográfia, mivel az eszköz jele befolyásolja a pacemaker jelérzékelését (41, 42). Az előbb kifejtett limitációknál fogva gyermekek esetében csak korlátozottan használhatók.

## Elektromos kardiometria

A mellkasi bioimpedancia-alapú mérés másik típusa az elektromos kardiometria, amely a Cardiotronic Inc. által szabadalmaztatott impedanciavelocimetria modelljén alapul. Ez a módszer szintén a mellkasi impedanciaváltozás-görbe alapján határozza meg a pulzustérfogatot, de a szív ciklushoz kapcsolódó változást kizárólag a vörösvértestek orientációjának változására vezeti vissza a modell.

Az aortabillentyű kinyílása előtt a vörösvértestek random módon rendeződnek el, áramlás hiányában ilyenkor alacsonyabb a mellkas vezetőképessége. Systolében a vörösvértestek a lamináris folyadékáramlásnak megfelelően rendezetten helyezkednek el, ilyenkor a mellkas impedanciája is csökken.

Az 1. ábrán az EC tipikus görbéit mutatjuk be. A kontraktilitási index (ICON™), azaz az aortaáramlás maximumának indexe a görbe alapján kiszámolható:

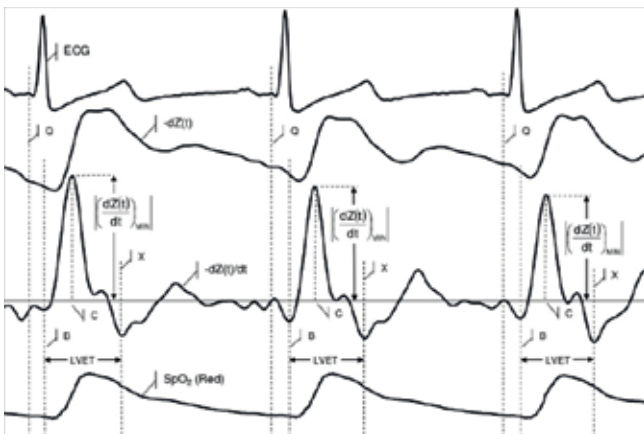
$$\text{ICON} = \frac{\left| \frac{dZ(t)}{dt} \right|_{\min}}{Z_0} \times 1000$$

A pulzustérfogathoz (SV) az alábbi képletek alapján juthatunk hozzá, ahol a  $C_p$  (ml) egy betegspecifikus állandó,  $\bar{v}_{FT}$  ( $s^{-1}$ ) átlagos áramlási sebesség a kiáramlás alatt, a FT (s) a kiáramlás ideje,  $T_{RR}$  pedig az RR távolság (s) a párhuzamosan regisztrált EKG-görbén:

$$SV = C_p \times \bar{v}_{FT} \times FT \quad \bar{v}_{FT} = \sqrt{\frac{\left| \frac{dZ(t)}{dt} \right|_{\min}}{Z_0}} \quad FT = \frac{LVET}{\sqrt{T_{RR}}}$$

A módszer pontosságával kapcsolatban nincs egyetértés a szakirodalomban. Felnőttek (14, 43), gyermekek (44–46) és újszülöttek (47, 48) esetében is jó korrelációt találtak a vizsgálatok referenciamódszerével, ugyanakkor más kutatások ezt nem tudták bizonyítani (49–51). Egy 2019-ben megjelent, 24 közlemény alapján készült összefoglaló közlemény felnőttek esetében az átlagos eltérés 0,03 l/perc (95%-os CI -0,23; 0,29), LoA -2,78–2,84 l/perc és az átlagos százalékos hiba 48,0% volt. Gyermekek esetében az átlagos eltérés -0,02 l/perc (95%-os CI -0,09; 0,05), LoA -1,22–1,18 l/perc és az átlagos százalékos hiba 42,0% volt. Az összefoglaló nagy heterogenitást talált a tanulmányok közt a felnőttek ( $I_2=93\%$ ,  $p<0,0001$ ) és a gyermekek esetében is ( $I_2=86\%$ ,  $p<0,0001$ ). A kutatás helyszíne alapján végzett alcsoportelemzés is nagy heterogenitást határozott meg (16).

1. ábra. Az EC által használt görbék (M. Osypka ábrája alapján)



Az EC-monitorok kijelzik a EKG,  $dZ(t)$ ,  $dZ(t)/dt$  hullámokat, és amennyiben a betegmonitorhoz csatolva vannak, a  $SpO_2$ -görbét is. A perctérfogat meghatározása a  $dZ(t)/t$  görbe elemzése alapján történik. B pont: Az aortabillentyű kinyílik – a kiáramlási idő (flow time – FT) kezdete/bal kamra kiáramlási idő (left-ventricular ejection time – LVET). C pont: Aortaáramlási maximum ( $dP/dt_{MAX}$ ). X pont: Az aortabillentyű zár – a kiáramlási idő (FT) vége/bal kamra kiáramlási idő (left-ventricular ejection time – LVET) (38)

Egy másik összefoglaló, amely nemcsak elektromos kardio-metrián, hanem több más módszeren alapuló noninvazív monitort hasonlított össze, azt találta, hogy bár az összesített hibaszázalék egyik módszer esetében sem volt alacsonyabb, mint az elfogadható 30%, a bioimpedancia-alapú módszerek közelítették meg a legjobban (2). Mindazonáltal ez a cikk is magasnak találta a heterogenitást az egyes vizsgálatok között.

## Következtetések

A perctérfogat mérése támpontot nyújthat instabil vagy dinamikus hemodinamikai állapotok megítéléséhez és kezeléséhez. A noninvazív technikák megjelenése szélesebb körben alkalmazhatóvá teheti a mérést, hiszen nem kell számoljunk az invazivitásból eredő szövődményekkel. Ezek a módszerek sem tekinthetők azonban ideálisnak, hiszen pontosságuk megfelelő metaanalízisek hiányában nem egyértelmű. Pontosabb ismeretekre lenne szükség a módszerek alkalmazásainak limitációiról, amelyekhez további tudományos kutatásokra, illetve ezek egységes elvek mentén való felépítésére van szükség.

Számos tényező nehezíti a különböző vizsgálatok összehasonlíthatóságát. A különböző vizsgálatok eltérnek abban, hogy milyen életkorú és állapotú betegeket vizsgálnak, milyen vizsgálati helyszínen, milyen eszközök melyik verzióját használják. Ezenkívül nem egységesek abban sem, hogy az összehasonlított paramétereket hány mérés eredményének átlagolásával kapták, mennyi idő telt el a referenciamérés és a vizsgált módszer között. Nem elhanyagolható szempont a vizsgálatok előtt meghatározni az elfogadható hiba nagyságát sem. Ez különböző betegcsoportok esetében igen eltérő lehet, hiszen maga a perctérfogat nagysága is erősen eltérhet. Külön nehézséget okoz a különböző intrapulmonalis és kardiális söntök jelenléte.

Fontos szempont a klinikai gyakorlatban, hogy alkalmasak-e ezek a technológiák a trendek követésére. Ezzel kapcsolatban azonban szintén megnehezíti az összehasonlítást, hogy a folyamatos mérések milyen időközönként történnek, illetve arról sincs egységes álláspont, hogy mely statisztikai módszerek alapján történjen az összehasonlítás.

Mivel igazán pontos módszer nem alkalmazható „gold standard”-ként ezekben a kutatásokban, egy új módszer hibahatárának megállapításakor elengedhetetlen a referenciamódszer hibahatárának ismerete.

Cecconi és munkatársai a következő szempontokat javasolják az újonnan tervezett validáló vizsgálatokra:

1. Legyen a referenciamódszer minél pontosabb!
2. A referenciamódszer pontosságát vizsgálják az adott kutatásban is!
3. A vizsgálat kezdete előtt határozzák meg az elfogadható pontosságot!
4. A hibaszázalék és az egyezés határai legyenek feltüntetve!
5. Az új módszer precizitása legyen kiszámolva (52)!

Egységes elvek mentén tervezett vizsgálatokkal és jól meghatározott betegpopuláción kiküszöbölhető lenne a magas heterogenitás és így magasabb szintű evidenciákra alapozható lenne a perctérfogat klinikai meghatározása.

R. S. G. az NKFI 124549 támogatásában részesült. A szerzők kijelentik, hogy érdeklentét nem áll fenn a cikkel kapcsolatban.

## Irodalom

1. Huang SJ. Measuring cardiac output at the bedside. *Current Opinion In Critical Care* 2019;25(3):266-72. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000599>
2. Suehiro K, Joosten A, Murphy L, et al. Accuracy and precision of minimally-invasive cardiac output monitoring in children: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Monitoring And Computing* 2016;30(5):603-20. <https://doi.org/10.1007/s10877-015-9757-9>
3. Kleinman CS, Seri I. Assesment of cardiac output in neonates: techniques using the fick principle, pulse wave form analysis, and electrical impedance. In: *Hemodynamics and Cardiology: Neonatology Questions and Controversies* Philadelphia, PA: Elsevier; 2012; p. 125-49. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-2763-0.00006-8>
4. Trieu C, Williams T, Cannesson M, et al. Babies and children at last. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists* 2019;130(5):671-3. <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000002673>
5. Chakravarthy M, Patil TA, Jayaprakash K, et al. Comparison of simultaneous estimation of cardiac output by four techniques in patients undergoing off-pump coronary artery bypass surgery – a prospective observational study. *Ann Card Anaesth* 2007;10:121-6. <https://doi.org/10.4103/0971-9784.37937>
6. Litton E, Morgan M. The PiCCO monitor: A review. *Anaesth Intensive Care* 2012;40:393-409. <https://doi.org/10.1177/0310057X1204000304>
7. Costa MG, Della RG, Chiarandini P, et al. Continuous and intermittent cardiac output measurement in hyperdynamic conditions: pulmonary artery catheter vs. lithium dilution technique. *Intensive Care Med* 2008;34:257-63. <https://doi.org/10.1007/s00134-007-0878-6>
8. Rozental O, Thalappillil R, White R, et al. To swan or not to swan: indications, alternatives, and future directions. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* 2021;35(2):600-15. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2020.07.067>
9. Keren H, Burkhoff D, Squara P. Evaluation of a noninvasive continuous cardiac output monitoring system based on thoracic bioreactance. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2007;293:583-9. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00195.2007>
10. Boyle M, Steel L, Flynn GM, et al. Assessment of the clinical utility of an ultrasonic monitor of cardiac output (the USCOM) and agreement with thermodilution measurement. *Crit Care Resusc* 2009;11:198-203.
11. Phan TD, Kluger R, Wan C, et al. A comparison of three minimally invasive cardiac output devices with thermodilution in elective cardiac surgery. *Anaesth Intensive Care* 2011;39:1014-21. <https://doi.org/10.1177/0310057X1103900606>
12. Ujhelyi E. Noninvazív monitorozás a gyermekintenzív osztályon. In: *A gyermekintenzív ellátás elmélete és gyakorlata*, Budapest: Medicina; 2014; p. 118-26.
13. Feinberg MS, Hopkins WE, Davila-Roman VG, et al. Multiplane transesophageal echocardiographic doppler imaging accurately determines cardiac output measurements in critically ill patients. *Chest* 1995;107:769-73. <https://doi.org/10.1378/chest.107.3.769>
14. Rajput R, Das S, Chauhan S, et al. Comparison of cardiac output measurement by noninvasive method with electrical cardiometry and invasive method with thermodilution technique in patients undergoing coronary artery bypass grafting. *World Journal of Cardiovascular Surgery* 2014;4:123-30. <https://doi.org/10.4236/wjcs.2014.47019>
15. De Maria AN, Raisinghani A. Comparative overview of cardiac output measurement methods: has impedance cardiography come of age? *Congest Heart Fail* 2000;6:7-18. <https://doi.org/10.1111/j.1527-5299.2000.80139.x>
16. Sanders M, Servaas S, Slagt C. Accuracy and precision of non-invasive cardiac output monitoring by electrical cardiometry: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 2019;1-28. <https://doi.org/10.1007/s10877-019-00330-y>
17. Boville B, Young CL. Quick Guide to Pediatric Cardiopulmonary Care. 2015; Retrieved from: <https://edwardsprod.blob.core.windows.net/media/Gb/devices/monitoring/hemodynamic%20monitoring/ar12814.pdf>
18. Thiele R, Bartels K, Gan T. Cardiac output monitoring: a contemporary assessment and review. *Crit Care Med* 2015;43:177-85. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000000608>
19. Squara P, Ceconi M, Rhodes A, et al. Tracking changes in cardiac output: methodological considerations for the validation of monitoring devices. *Intensive Care Med* 2009;35:1801-8. <https://doi.org/10.1007/s00134-009-1570-9>
20. Hadian M, Kim H, Severyn D, et al. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters. *Crit Care* 2010;14(6):R212. <https://doi.org/10.1186/cc9335>
21. Beurton A, Teboul J, Monnet X. Transpulmonary thermodilution techniques in the haemodynamically unstable patient. *Current Opinion In Critical Care* 2019;25(3):273-9. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000608>
22. Mora B, Ince I, Birkenberg B, et al. Validation of cardiac output measurement with the LiDCO pulse contour system in patients with impaired left ventricular function after cardiac surgery. *Anaesthesia* 2011;66:675-81. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2044.2011.06754.x>
23. Gueret G, Kiss G, Rossignol B, et al. Cardiac output measurements in off-pump coronary surgery: comparison between NICO and the Swan-Ganz catheter. *European Journal of Anaesthesiology* 2006;23(10):848-54. <https://doi.org/10.1017/S0265021506000573>
24. Marik PE. Noninvasive cardiac output monitors: A state-of-the-art review. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2013;27:121-34. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2012.03.022>
25. Hata J, Stotts C, Shelsky C, et al. Reduced mortality with noninvasive hemodynamic monitoring of shock. *J Crit Care* 2011;26(224):e221-8. <https://doi.org/10.1016/j.jccr.2010.07.001>
26. Wetterslev M, Møller-Sørensen H, Johansen R, et al. Systematic review of cardiac output measurements by echocardiography vs. thermodilution: the techniques are not interchangeable. *Intensive Care Medicine* 2016;42(8):1223-33. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4258-y>
27. Mateu Campos M, Ferrándiz Sellés A, Guartmaner de Vera G, et al. Techniques available for hemodynamic monitoring. Advantages and limitations. *Med Intensiva* 2012;36:434-44. <https://doi.org/10.1016/j.medin.2012.05.003>
28. Poelaert J, Malbrain M. Cardiac ultrasound: a true haemodynamic monitor? *Anesthesiology Intensive Therapy* 2018;50(4):303-10. <https://doi.org/10.5603/AIT.a2017.0068>
29. Zhang Y, Wang Y, Shi J, et al. Cardiac output measurements via echocardiography versus thermodilution: A systematic review and meta-analysis. *PLoS one* 2019;14(10):e0222105. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222105>
30. Sørensen H, Graeser K, Hansen K, et al. Measurements of cardiac output obtained with transesophageal echocardiography and pulmonary artery thermodilution are not interchangeable. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica* 2014;58(1):80-8. <https://doi.org/10.1111/aas.12227>
31. Romagnoli S, Franchi F, Ricci Z, et al. The Pressure Recording Analytical Method (PRAM): technical concepts and literature review. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2017;31:1460-70. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2016.09.004>
32. Schlöglhofer T, Gilly H, Schima H. Semi-invasive measurement of cardiac output based on pulse contour: a review and analysis. *Canadian Journal of Anesthesia/Journal Canadien D'anesthésie* 2014;61(5):452-79. <https://doi.org/10.1007/s12630-014-0135-8>
33. Michard F, Giglio M, Brienza N. Perioperative goal-directed therapy with uncalibrated pulse contour methods: impact on fluid management and postoperative outcome. *BJA: British Journal of Anaesthesia* 2017;119(1):22-30. <https://doi.org/10.1093/bja/aex138>
34. Levy R, Chiavacci R, Nicolson S, et al. An evaluation of a noninvasive cardiac output measurement using partial carbon dioxide rebreathing in children. *Anesthesia and Analgesia* 2004;99:6. <https://doi.org/10.1213/01.ANE.0000136952.85278.99>
35. Yem J, Tang Y, Turner M, et al. Sources of error in noninvasive pulmonary blood flow measurements by partial rebreathing: a computer model study. *Anesthesiology* 2003;98:881-7. <https://doi.org/10.1097/00000542-200304000-00014>
36. Bernstein D, Lemmens H. Stroke volume equation for impedance cardiography. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2005;43(4):443-50. <https://doi.org/10.1007/BF02344724>
37. Rich J, Archer S, Rich S. Noninvasive cardiac output measurements in patients with pulmonary hypertension. *Eur Respir J* 2013;42:125-33. <https://doi.org/10.1183/09031936.00102212>
38. Osypka M. An introduction to electrical cardiometry. *Cardiotronic*; 2009.
39. Drazner M, Thompson B, Rosenberg P, et al. Comparison of impedance cardiography with invasive hemodynamic measurements in patients with heart failure secondary to ischemic or nonischemic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2002;89:993-5. [https://doi.org/10.1016/S0002-9149\(02\)02257-9](https://doi.org/10.1016/S0002-9149(02)02257-9)
40. Greenberg B, Hermann D, Pranulis M, et al. Reproducibility of impedance cardiography hemodynamic measures in clinically stable heart failure patients. *Congest Heart Fail* 2000;6:19-26. <https://doi.org/10.1111/j.1527-5299.2000.80140.x>
41. BioZ ICG Monitor User Manual. *CardioDynamics*, San Diego, CA; 2001.
42. Yung G, Fedullo P, Kinninger K, et al. Comparison of impedance cardiography to direct Fick and thermodilution cardiac output determination in pulmonary arterial hypertension. *Congest Heart Fail* 2004;10 (Suppl.2):7-10. <https://doi.org/10.1111/j.1527-5299.2004.03406.x>

43. Lazar S, Jerusalem Z, Rube J, et al. Electrical cardiometry compares favorably with thermodilution for post-operative hemodynamic monitoring. *Critical Care Medicine* 2012;40(12):1-328. <https://doi.org/10.1097/01.ccm.0000424495.86660.98>
44. Norozi K, Beck C, Osthaus W, et al. Electrical velocimetry for measuring cardiac output in children with congenital heart disease. *British Journal Of Anaesthesia* 2007;100(1):88-94. <https://doi.org/10.1093/bja/aem320>
45. Altamirano-Diaz L, Welisch E, Dempsey A, et al. Non-invasive measurement of cardiac output in children with repaired coarctation of the aorta using electrical cardiometry compared to transthoracic Doppler echocardiography. *Physiological Measurement* 2018;39:055003. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aac02b>
46. Spar D, Vincent J, Torres A, et al. Comparison of noninvasive measurement of cardiac output, electrical velocimetry with thermodilution measurement of cardiac output in children. *Intensive Care Med* 2011;8(6):133-7.
47. Boet A, Jourdain G, Demontoux S, et al. Stroke volume and cardiac output evaluation by electrical cardiometry: accuracy and reference nomograms in hemodynamically stable preterm neonates. *Journal of Perinatology* 2016;36(9):748. <https://doi.org/10.1038/jp.2016.65>
48. Noori S, Drabu B, Soleymani S, et al. Continuous non-invasive cardiac output measurements in the neonate by electrical velocimetry: a comparison with echocardiography. *Archives of Disease in Childhood-Fetal and Neonatal Edition* 2012;97(5):F340-F343. <https://doi.org/10.1136/fetalneonatal-2011-301090>
49. Grollmuss O, Gonzalez P. Non-invasive cardiac output measurement in low and very low birth weight infants: a method comparison. *Frontiers in Pediatrics* 2014;2:16. <https://doi.org/10.3389/fped.2014.00016>
50. Petter H, Erik A, Björn E, et al. Measurement of cardiac output with non-invasive Aesculon impedance versus thermodilution. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011;31(1):39-47. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.00977.x>
51. Magliocca A, Rezoagli E, Anderson T, et al. Cardiac output measurements based on the pulse wave transit time and thoracic impedance exhibit limited agreement with thermodilution method during orthotopic liver transplantation. *Anesth Analg* 2017;126(1):85-92. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002171>
52. Ceconi M, Rhodes A, Poloniecki J, et al. Bench-to bedside review: the importance of the precision of the reference technique in method comparison studies—with specific reference to the measurement of cardiac output. *Critical Care* 2009;13(1):201. <https://doi.org/10.1186/cc7129>

## TUDTA ÖN?

## Független kockázati tényezők a Covid-19-pandémia halállal végződő eseteiben

KÉKES Ede

Már a Covid-19-pandémia kezdetén ismert volt, hogy a súlyos és kritikus állapotba kerülő esetek halálozási aránya (crude fatality rate – CFR) nagy és ebben az életkornak döntő szerepe van, másrészt a férfiaknál magasabb a végzetes esetek előfordulása. A másik ismert tény, hogy a társbetegségek (coronaria-betegség, hypertonia, diabetes, COPD) gyakrabban fordulnak elő a súlyos vagy halállal végződő esetekben. Azonban ezeknek a betegségeknek az oki szerepét sokáig nem tisztázták, majd kiderült, hogy az előfordulás megfelelt az adott korban észlelt populációs életkori arányoknak (1, 2).

A kockázati tényezőket akkor tudjuk legbiztosabban értékelni, ha többváltozós logisztikus regressziós elemzéssel vizsgáljuk az adott tényező kockázati értékét a súlyos kimenetelű, illetve halállal végződő esetek vonatkozásában. A kialakult véleményt egy európai és egy, az Egyesült Állomokban végzett tanulmány alapján mutatjuk be.

Grasseli és munkatársai lombardiai közleménye 3988, intenzív osztályon kezelt beteg (átlagéletkor 63 év) adatainak elemzésén alapult (3). A halálozáshoz vezető kockázati arányt vizsgálták a kor, a nem, az előzetesen fennálló betegségek vonatkozásában. Az életkorról való összefüggés egyértelmű volt (1. táblázat).

A többváltozós regressziós elemzés szerint csak az életkor növekedése, a férfi nem és az előzetesen fennálló COPD jelent független kockázati tényezőt a Covid-pandémia halálozási aránya vonatkozásában (2. táblázat).

Guptas és munkatársai 2215, ugyancsak intenzív osztályra került, 18 éven felüli felnőtt, igazolt koronavírus-fertőzött beteg intenzív osztályos adatait elemezték. Többváltozós logisztikus regresszióval értékelték azon tényezőket, amelyek halál-

### 1. táblázat. A betegek életkor szerinti halálozási aránya és kockázati aránya

Életkor	Létszám	Halál (n)	Halálozási arány/1000 beteg/nap	HR (95%-os CI)	P-érték
<56 év	997	245	4,5	1 (referencia)	
56–63 év	997	416	9,2	1,91	<0,001
64–69 év	997	562	15,6	2,98	<0,001
>69 év	997	703	25,2	4,25	<0,001

### 2. táblázat. A független kockázati tényezők kockázati aránya az intenzív osztályra került betegek halálozása vonatkozásában

Jellemző	Kategória	Többváltozós HR (95%-os CI)	P-érték
Életkor (év)	+10 év	1,75 (1,6–1,92)	<0,001
Férfi	férfi-nő	1,57 (1,31–1,88)	<0,001
COPD	igen/nem	1,68 (1,28–2,10)	<0,001

hoz vezettek (4). Az elsődleges végpont a 28 napos halálozás volt. A halállal társult független tényezők esélyhányadosait (odds ratio) a 3. táblázatban mutatjuk be.