

a.) Matematikai modell fejlesztése és számítási eredmények

Az intenzív osztályon kezelt betegek folyamatos vérnyomás monitorozása egy artériába helyezett invazív katéterrel történik. E műszer felépítése, a mérési eredmények értékelése áramlás - és méréstechnikai kérdéseket vet fel, ugyanis a nyomásmérő szenzor az 1,5 ~2 m hosszú, és 1,3 mm belső átmérőjű kanül külső végén foglal helyet. Nem volt ismert e hosszú és kisátmérőjű impulzusvezeték csillapítása, ezért igazolni kívántuk, hogy a szonda orrpontjára ható vérnyomásváltozást (amit mérni kívánunk) számottevő torzítás nélkül tudjuk-e érzékelni a szonda külső végén.

E kérdéseket a matematikai modellezés eszközeivel megvizsgáltunk és a fizikai modellen végzett mérésekkel ellenőriztünk. A szakirodalomból ismert volt a szonda matematikai modellje, amely a villamos analógiára épített koncentrált paraméterű modell. Bemutattuk e modell problémáit, az áramlástan eszközeivel újra fogalmaztuk, és kidolgoztunk egy elosztott paraméterű modellt. A matematikai megoldást után elemeztük az eredményeket. Az eredmények lényege úgy foglalható össze, hogy a mérővonal határfrekvenciája kb. 20 Hz. A 10-20 Hz tartományba eső jelkomponenseket egyre növekedő csillapítással jelennek meg a mérési eredményben. A vérnyomás időbeli változásának vannak ebbe a frekvenciatartományba eső komponensei, de ezek amplitúdója kicsi (a főkomponensek amplitúdójához képest), ezért a mérővonal torzítás elhanyagolható.

Így arra a megnyugtató eredményre jutottunk, hogy az artériába vezetett szonda, még a külső szenzor esetén is jól, torzítás mentesen méri a vérnyomást. E megállapítás feltétele, hogy a szonda és a hozzá tartozó elektronika egy gyártó cég által összeállított és összetartozó termék legyen. Az eredmények – az OTKA támogatásra való hivatkozással – publikáltuk.

További külön vizsgálatot kíván az a „hosszú” szonda, amelyet az a. femoralisból vagy radiálisból az aortaívbe vezetnek fel.

Az artériás véráramlás matematikai modellezéséhez korábban kidolgozott szoftver továbbfejlesztésének egyik, előre nem tervezett részében a centrális és perifériás vérnyomás kapcsolattal foglalkoztunk. A kidolgozott szoftver lehetőséget nyújt arra, hogy a centrális nyomás-változás ismeretében kiszámítsuk a perifériás nyomásváltozást. Ennek a számításnak csak elméleti jelentősége van, hiszen ha invazív úton megméri a centrális nyomásváltozást, akkor kevésbé érdekes az ennek hatására kialakuló perifériás változás ismerete. Az ellentétes irányban végrehajtandó számítás – a perifériától a centrális felé – érdeklődésre tarthat számot, viszont nem rendelkezik kidolgozott matematikai háttérrel.

MathLab (The MathWorks, Inc, Natick, MA) környezetben egy ilyen számítási eljárást programoztuk, jelenleg a módszer validálása folyik. Az első eredmények igazolják az eljárás működőképességét (perifériától centrális irányba haladva a vérnyomásjel amplitúdója csökken, a szisztolés nyomás határozottan csökken és a diasztolés kissé nő). Természetesen a publikáláshoz mindennek előtt humán mérési eredményekkel való összehasonlítás, és a bemenő paraméterekre vonatkozó érzékenységvizsgálat szükséges.

b.) A fizikai modell fejlesztése és mérési eredmények

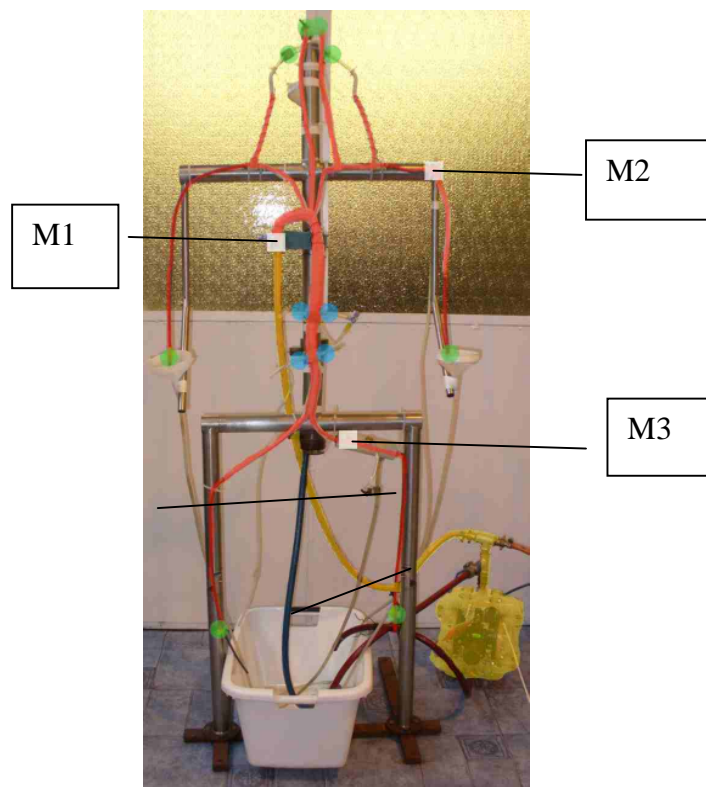
Az artériás véráramlás vizsgálatához kapcsolódó további mérések végzéséhez – az OTKA T 048529 és a T 046538 témák közös támogatásával – fizikai modellt építettünk. A modell felépítését, az alkalmazott méréstechnikát, a mérési eredményeket és azok összevetését a matematikai szimuláció eredményeivel publikáltuk. Az 1. ábra mutatja a fizikai modell áttekintő

képét, a 2. ábra az aortaívvet, a 3. ábra pedig az artéria hálózat vázlatát és a femorális kanül bevezetési pontját.

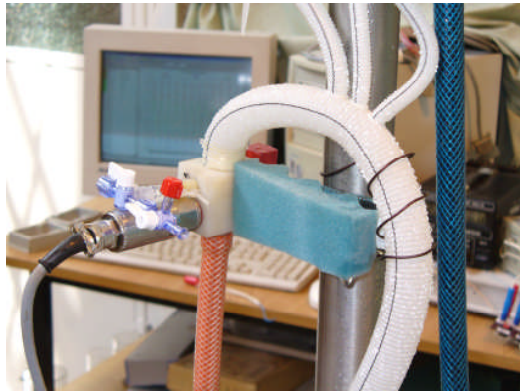
A fizikai modell műerekből és az érfalhoz hasonló anyagtulajdonságokkal rendelkező szilikon-gumi vezetékekből épül fel. Egy-egy érszakasz perifériás ellenállása – így a rajta átfolyó véráram – beállítható és mérhető. A szív szerepét egy elektronikusan vezérelt, pneumatikusan hajtott membránzivattyú látja el, amely a humán vérnyomásváltozáshoz hasonló periodikus nyomásváltozást hoz létre a fő artériák modelljét tartalmazó hálózatban. A modell fejlesztése során kidolgoztuk a perctérfogot mérésére alkalmas eljárást, a szükséges kiegészítéseket megterveztük, legyártottuk és beépítettük a modellbe.

A PiCCO monitorral történő mérés validálásához a modellbe az a.iliaca magasságában – tipikus mérési helye a PiCCO hemodinamikai monitorozási technikának (Pulsion, München, Németország) – a beépített intramurális nyomás-jeladó mellé kialakítottunk egy PiCCO katéter csatlakozási lehetőséget (3. ábra). A kísérleti igazolás metodikája az volt, hogy egyszerre mértük a pulzatilis modellbe épített intramurális érzékelővel és a PiCCO technikával. A két érzékelővel kapott jeleket egy grafikonba rajzoltuk. Az 4. ábrán látható két nyomásgörbe tökéletesnek mondható egyezést mutatott, ami validálta számunkra a PiCCO monitorral mért artériás nyomásértékek és hullámok megbízhatóságát. Az eredményekről előadásokban és kongresszusi anyagokban számoltunk be.

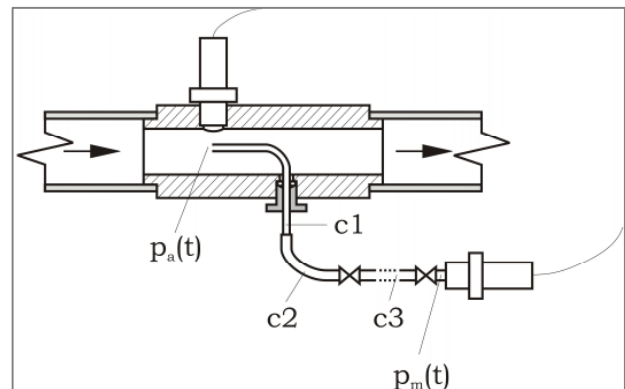
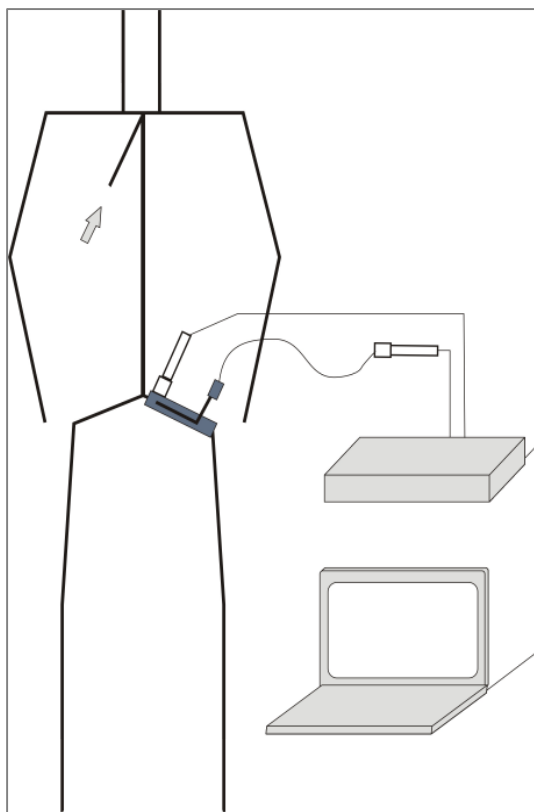
Kísérletet tettünk arra, hogy biztosítsuk a szigorúan állandó (~ 37 °C) hőmérsékleten való mérést: a kb. 20 l térfogatú gyűjtőedénybe hőmérséklet termosztátot építettünk be. Sajnos a modell hiányos hőszigetelése miatt csak kb. ± 1 °C hőmérséklet intervallumot tudtunk tartani, ami nem volt elegendő ahhoz, hogy a PiCCO mérés technika termodilúciós részét a modellen sikerrel alkalmazzuk.



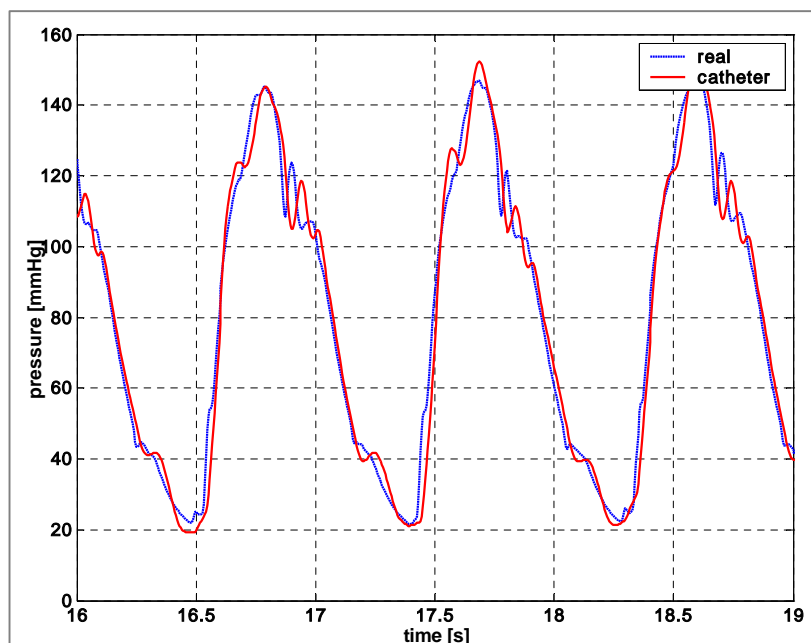
1. ábra. Fizikai modell az artériás véráramlás vizsgálatához. M1-3: nyomásmérési pontok.



2. ábra. Az aortaív és a beépített nyomásérzékelő



3. ábra: A „pulzatis fizikai modell” az a. iliaca magasságában beépített nyomás-átalakítókkal.



4. ábra: A PiCCO katéterrel (piros színű hullámok) és intramurális jeladóval (kék színű hullámok) felvett artériás nyomásgörbék összevetése.

c.) Hemodinamikai adatgyűjtés és elemzés

A 4 vizsgálati év alatt összesen 65 betegnél gyűjtöttünk össze komplett hemodinamikai adatokat. Az adatgyűjtés kezdetben az Országos Gyógyintézeti Központ központi intenzív osztályán, 2005-től a Jávorszky Ödön Kórház, Vác, központi intenzív osztályán történt vegyes jellegű, intenzív ellátásra szoruló betegeken. Minden beteg PiCCO hemodinamikai monitorral volt monitorozva. A betegek a mérések alatt gépi lélegeztetésben részesültek, illetve váltakozó mértékű vazoaktív kezelést kaptak. Minden mérés része volt a beteg állapotának megfelelő rutin monitorozásnak. A monitorozott adatokat a PiCCO monitorhoz kapcsolt PC-n futó PiCCOwin programcsomaggal gyűjtöttük össze és különböző adatkezelő programokkal elemeztük. 26 betegnél volt lehetőségünk LiMON monitorral (Pulsion, München, Németország) történő indocianin-zöld (ICG) festékhígításos elven alapuló keringési vértérfogat mérésre. Az ICG mérések szintén részei voltak a betegek komplett hemodinamikai monitorozásának (keringési vértérfogat, splanchnikus perfúzió, illetve májfunkció monitorozás). A vizsgálatokhoz a monitorokat béreltük, illetve a katéterek egy részét megvásároltunk a kutatási keret terhére.

A vizsgálati célkitűzések egyik alap pillére volt annak megállapítása, hogy melyik hemodinamikai paraméterek jelzik jó hatásfokkal az intravazális volumen státuszt, illetve hogy milyen non-invazív úton mérhető paraméterekből (pl. artériás nyomáshullám egyes jellemzői) lehet következtetni a volumen viszonyokra.

Első lépésként megvizsgáltuk, hogy az ICG-vel mért vértérfogatok (BV, BVI) milyen kapcsolatot mutatnak az egyéb, PiCCO technikával mérhető hemodinamikai paraméterekkel. A vizsgálat elején mért eredményeinket megerősítette a vizsgálat lezártakor meglévő 50 mérésor korrelációs analízise (1. táblázat), miszerint a vértérfogatok szorosabb korrelációt mutatnak a keringési perctérfogattal közvetlenül kapcsolódó paraméterekkel (CO, CI, SV, SVI), valamint

a nagyvérköri érelenállással (SVR) és a volumetriás preload paraméterekkel (GEDVI, ITBVI).

Correlation Matrix

	MAP	PPP	HR	CVP	CO	CI	SV	SVI	SVV	SVR	dP/dt	CFI	GEDVI	ITBVI	EVLWI	BV	BVI	PDR
MAP	1,000	,115	,025	-,202	,401	,440	,357	,388	-,170	,203	,702	,535	-,085	-,102	-,362	,251	,303	,049
PPP	,115	1,000	-,208	-,052	,176	,282	,281	,384	,017	-,048	,489	,033	,279	,252	,169	,059	,156	-,243
HR	,025	-,208	1,000	,032	,169	,149	-,428	-,445	,350	-,059	,089	,154	-,037	-,023	,061	-,060	-,058	-,372
CVP	-,202	-,052	,032	1,000	,252	,139	,214	,102	,122	-,518	-,134	-,001	,199	,185	-,084	,347	,207	-,146
CO	,401	,176	,169	,252	1,000	,931	,796	,732	-,156	-,704	,433	,577	,478	,459	-,071	,658	,597	-,095
CI	,440	,282	,149	,139	,931	1,000	,753	,793	-,168	-,642	,469	,621	,470	,451	-,006	,608	,679	-,094
SV	,357	,281	-,428	,214	,796	,753	1,000	,954	-,325	-,604	,337	,365	,520	,498	-,142	,649	,585	,106
SVI	,388	,384	-,445	,102	,732	,793	,954	1,000	-,332	-,543	,400	,424	,477	,455	-,102	,566	,613	,111
SVV	-,170	,017	,350	,122	-,156	-,168	-,325	-,332	1,000	,057	-,154	-,195	,064	,071	,130	-,043	-,048	-,258
SVR	,203	-,048	-,059	-,518	-,704	-,642	-,604	-,543	,057	1,000	,059	-,292	-,508	-,504	-,083	-,503	-,426	,047
dP/dt	,702	,489	,089	-,134	,433	,469	,337	,400	-,154	,059	1,000	,534	-,034	-,051	-,121	,126	,200	,019
CFI	,535	,033	,154	-,001	,577	,621	,365	,424	-,195	-,292	,534	1,000	-,356	-,373	-,250	,214	,317	,188
GEDVI	-,085	,279	-,037	,199	,478	,470	,520	,477	,064	-,508	-,034	-,356	1,000	,997	,280	,544	,485	-,286
ITBVI	-,102	,252	-,023	,185	,459	,451	,498	,455	,071	-,504	-,051	-,373	,997	1,000	,282	,527	,469	-,273
EVLWI	-,362	,169	,061	-,084	-,071	-,006	-,142	-,102	,130	-,083	-,121	-,250	,280	,282	1,000	-,114	-,050	-,220
BV	,251	,059	-,060	,347	,658	,608	,649	,566	-,043	-,503	,126	,214	,544	,527	-,114	1,000	,924	-,043
BVI	,303	,156	-,058	,207	,597	,679	,585	,613	-,048	-,426	,200	,317	,485	,469	-,050	,924	1,000	-,013
PDR	,049	-,243	-,372	-,146	-,095	-,094	,106	,111	-,258	,047	,019	,188	-,286	-,273	-,220	-,043	-,013	1,000

1. táblázat: Korrelációs matrix az ICG-vel monitorozott betegek hemodinamikai paramétereinek között. 26 beteg 47 mérésora. 3 mérésor hiányzó adatok miatt nem került be az elemzésbe.

Az összefüggés megerősítésére multiplex regressziós analízist végeztünk az összes függetlennek tekinthető paraméter bevonásával (2. táblázat). A végső összefüggésbe csupán a CO és a GEDVI került bevonásra, míg a többi paraméter F-értéke nem érte el a bevonási kritériumot. A multiplex r értéke 0,7, ami jelezheti egyrészt a mérések pontatlanságát, másrészt egyéb nem vizsgált tényezők hatását. Mivel a BV a CO és a teljes keringésre vonatkoztatott átlag áramlási idő szorzata (MTt circ), így nem tekinthetőek teljesen független paramétereknek, ezért a vizsgálat további részeiben az intravazális volumenvizonyok megítélésére a BV-el szemben lényegesen olcsóbban és egyszerűbben monitorozható un. volumetriás preload paramétert, transz pulmonális termodilúciós technikával mért GEDVI-t használtuk referenciaként. (A vizsgálat ezen részéről előadás hangzott el, publikációs előkészülete folyamatban van.) A szintén felmerülő CO-GEDVI kapcsolódásra a beszámoló későbbi részében térünk ki.

	Partial Cor.	F-to-Enter
MAP	,251	3,024
PPP	,059	,159
HR	-,060	,163
CVP	,347	6,170
CO	,658	34,418
SV	,649	32,679
SVV	-,043	,083
SVR	-,503	15,249
dP/dt	,126	,721
CFI	,214	2,157
GEDVI	,544	18,924
EVLWI	-,114	,588
PDR	-,043	,085

Count	47
Num. Missing	3
R	,708
R Squared	,502
Adjusted R Squared	,479
RMS Residual	763,449

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value
Regression	2	25822727,387	12911363,694	22,152	<,0001
Residual	44	25645589,251	582854,301		
Total	46	51468316,638			

	Coefficient	Std. Error	Std. Coeff.	F-to-Remove
Intercept	1112,595	498,233	1112,595	4,987
CO	201,065	47,179	,516	18,162
GEDVI	1,620	,659	,298	6,035

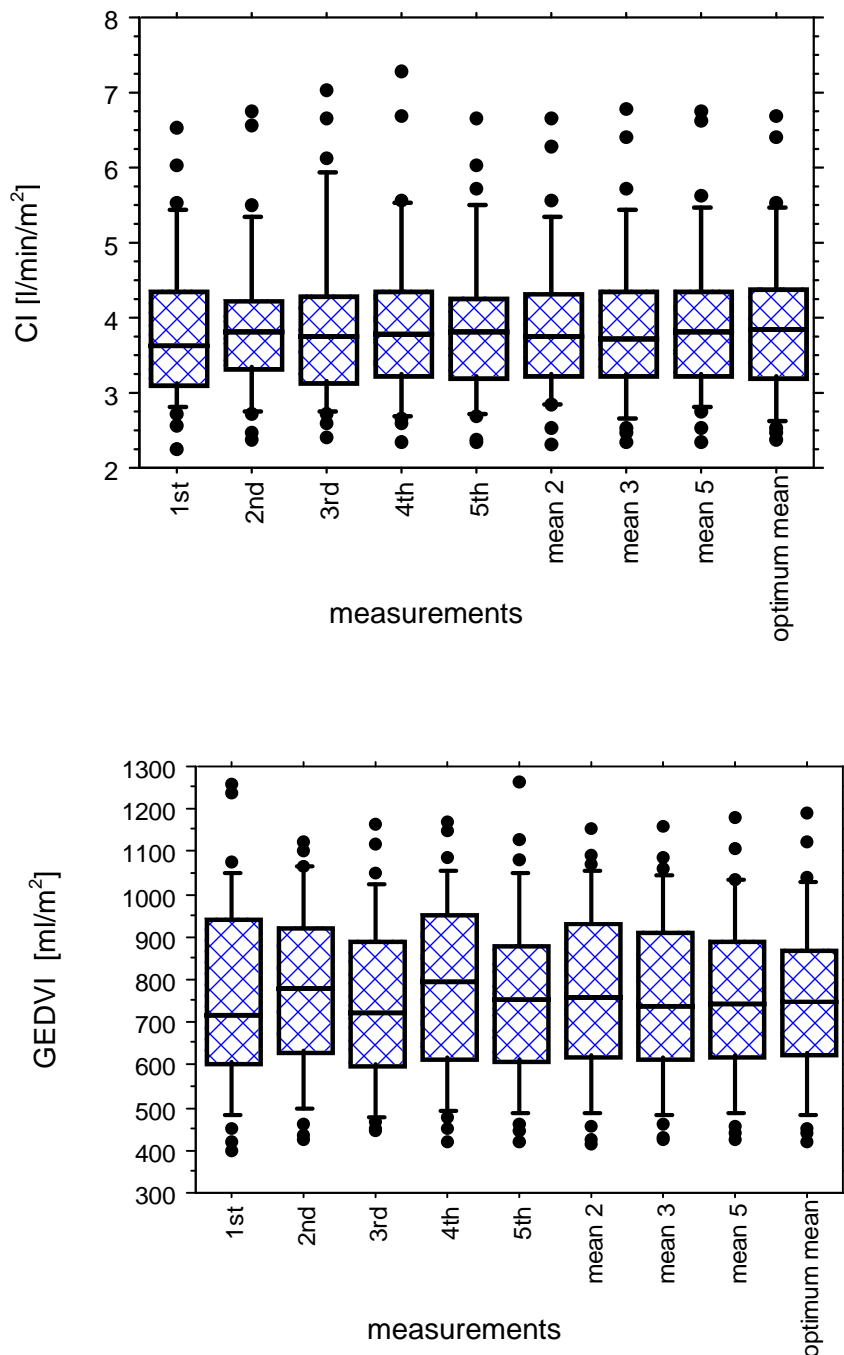
	Partial Cor.	F-to-Enter
MAP	,114	,568
PPP	-,169	1,270
HR	-,198	1,751
CVP	,232	2,450
SV	,201	1,817
SVV	,027	,031
SVR	,024	,024
dP/dt	-,144	,913
CFI	,080	,280
EVLWI	-,244	2,716
PDR	,134	,788

2. táblázat: Multiplex regressziós vizsgálat összesített eredménye a keringési vértérfogat (BV) mint függő változó, valamint a függetlennek tekinthető egyéb hemodinamikai paraméterek között. A végső összefüggés kiemelt betűnagysággal van ábrázolva.

Az első hemodinamikai adatok kiértékelésekor a vártnál lényegesen nagyobb szórást kaptunk, ezért kielemeztük a transz pulmonális termodilúciós mérés ideje alatt zajló artériás nyomás-görbék lefutását. Az 50 Hz mintavételi frekvenciával mért és digitalizált jel analízise során kiderült, hogy az egymást követő GEDVI mérések eredményei jelentős mértékben szórnak, ha a mérés ideje alatt megfigyelhető 1-2 extraszisztole vagy jelentősebb nyomásváltozás. MathLab alatt futó programot dolgoztunk ki a nyomásjelek elsődleges analízisére. A program elkészíti a jel Fourier transzformáltját, és ebből meghatározza a percenkénti pulzus-számot. A standardizálás és az extraszisztolék kiszűrése érdekében kiválasztja a jelsorozatban előforduló legkisebb diasztolés nyomást, és képernyőre rajzolja a minimális diasztolét megelőző és követő néhány hullámot. A jelalak vizuális elemzésével (projektorral kivetített nyomásgörbe elemzések) eldönthető, hogy a vizsgált mérési eredmény alkalmas-e további feldolgozásra. A teljes hemodinamikai adatbázisunk ilyen jellegű „tisztítása” után a végső elemzésbe 32 beteg 122 komplett hemodinamikai méréseit tartalmazó adatsor került be.

A hemodinamikai mérések klinikai elemzéséhez meg kellett vizsgálnunk a perctérfogatmérés és a GEDVI mérés pontosságát is. Nem találtunk olyan közleményt, mely igazolta volna, hogy klinikai körülmények között hány mérés átlagolása ad tudományos vizsgálatban elfogadható pontosságot (a mérési hiba < 5%). Ezért 30 betegnél prospektíven gyűjtött adatokkal elemeztük 5, egymást 2 perces intervallumokkal követő termodilúciós mérések szórását és a különböző átlagolási technikák pontosságát. A vizsgált vegyes intenzíves populáció jól jelle-

mezte az intenzív ellátásra szoruló betegeket, mivel jelentős arányban fordult elő ritmuszavar (13/30 beteg) és 20 Hgmm-t meghaladó nyomásingadozás (17/30 beteg). Csupán 7/30 beteg volt, akiket a termodilúciós mérések alatt hemodinamikailag teljesen stabilnak lehetett tekinteni. Elemeztük az első 5 mérés szórását, valamint az első 2 mérés, az első 3 mérés, mind az 5 mérés átlagát, illetve az „optimális átlagot” (kihagyva a legalacsonyabb és a legmagasabb mérési eredményt és átlagolva a maradék 3 értéket). A kapott eredményeket az 5. ábra mutatja be.



5. ábra: A különböző CI és GEDVI mérések, valamint átlagszámítások boxplot ábrázolása.

Statistikailag nem lehetett kimutatni szignifikáns megoszlásbeli különbséget a különböző mérések és átlagolási technikák között, és nem várt módon már 2 mérés átlagaként is a hiba koefficiense (CE) mindkét paraméter esetén 5% alatti volt (2. táblázat), ami megfelel az álta-

lunk támasztott tudományos mérési pontosságnak. Nagy előnye ennek a vizsgálatnak, hogy jól kivitelezett termodilúciós mérés esetén - PiCCO monitor alkalmazásával - feleslegessé válik a kettőnél több mérés megismétlése, elkerülhető így a súlyos betegek számára gyakran veszélyt jelentő folyadékterhelés. Az eredményről előadásban és cikkben számoltunk be.

measurements	1st	2nd	3rd	4th	5th	mean 2	mean 3	mean 5	optimum mean	
CI	mean l/min/m ²	3,87	3,98	3,97	4,04	3,91	3,93	3,93	3,96	3,95
	SEM	0,187	0,186	0,211	0,208	0,186	0,184	0,194	0,191	0,19
	CE %	4.8	4.7	5.3	5.1	4.8	4.7	4.9	4.8	4.8
	CI 95% l/min/m ²	3.51 to 4.23	3.62 to 4.35	3.56 to 4.39	3.64 to 4.45	3.54 to 4.27	3.57 to 4.29	3.55 to 4.31	3.59 to 4.34	3.58 to 4.32
GEDVI	mean ml/m ²	759	776	756	783	772	768	764	767	766
	SEM ml/m ²	41	36	36	38	38	37	36	37	37
	CE %	5.4	4.7	4.8	4.8	4.9	4.9	4.8	4.8	4.8
	CI 95% ml/m ²	678 to 839	705 to 848	685 to 826	709 to 857	699 to 846	695 to 842	692 to 835	695 to 839	694 to 838

3. táblázat: A CI és a GEDVI különböző méréseinek és átlagolási technikáinak statisztikai jellemzői.

A 122 esetet tartalmazó tisztított adatbázis regressziós vizsgálatokor (4. táblázat) jó összefüggés jelentkezett a perctérfogat paraméterek (CO, SV) és a transzpulmonális technikával mérhető a szív töltöttségi viszonyait jellemző paraméterek (GEDVI, MTt-DSt, CFI) között. Joggal merült fel, hogy a paraméter csoportok között meglévő „matematikai kapcsolódás” (közös komponens a perctérfogat) javítja a korrelációs együttható értékét.

	P-sys	P-dia	HR	PPP	CO	SV	SVV	SVR	dP/dt	CFI	GEDVI	EVLW	MTt-DSt
P-sys	1,000	,608	,349	,355	,338	,297	,158	,275	,494	,311	,251	,108	-,008
P-dia	,608	1,000	,217	-,480	-,029	-,040	-,012	,565	-,210	,018	,104	,142	,209
HR	,349	,217	1,000	,150	,446	,100	,356	-,179	,312	,441	,049	,084	-,254
PPP	,355	-,480	,150	1,000	,437	,449	,173	-,341	,774	,366	,264	,045	-,152
CO	,338	-,029	,446	,437	1,000	,848	,062	-,558	,569	,743	,381	,291	-,571
SV	,297	-,040	,100	,449	,848	1,000	-,037	-,484	,534	,650	,435	,304	-,434
SVV	,158	-,012	,356	,173	,062	-,037	1,000	,052	,257	-,097	,147	,009	,129
SVR	,275	,565	-,179	-,341	-,558	-,484	,052	1,000	-,290	-,397	-,091	,138	,515
dP/dt	,494	-,210	,312	,774	,569	,534	,257	-,290	1,000	,491	,167	,219	-,310
CFI	,311	,018	,441	,366	,743	,650	-,097	-,397	,491	1,000	-,170	,205	-,783
GEDVI	,251	,104	,049	,264	,381	,435	,147	-,091	,167	-,170	1,000	,219	,423
EVLW	,108	,142	,084	,045	,291	,304	,009	,138	,219	,205	,219	1,000	-,092
MTt-DSt	-,008	,209	-,254	-,152	-,571	-,434	,129	,515	-,310	-,783	,423	-,092	1,000

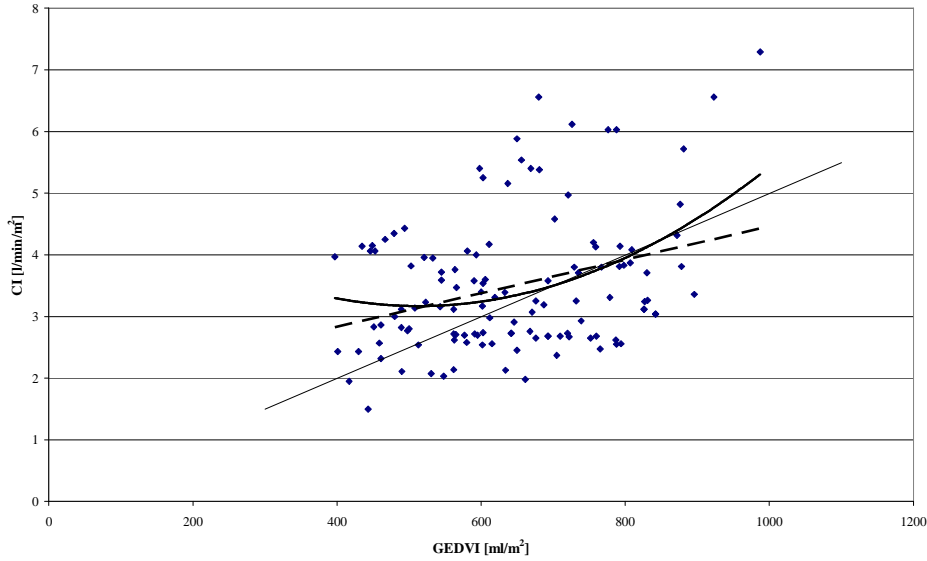
4. táblázat: A jelentősebb hemodinamikai paraméterek összefüggései 122 eset korrelációs analízise során.

Mivel az irodalmi adatok alapján ezt egyértelműen kizárni nem tudtuk, ezért megvizsgáltuk a CI – GEDVI - (MTt-DSt) összefüggést ezen adatbázis alapján. Az összefüggés elemzés elméleti háttéréül az alábbi egyenlet szolgált:

$$\text{GEDVI} = \text{CI} * (\text{MTt} - \text{DSt})$$

1. egyenlet

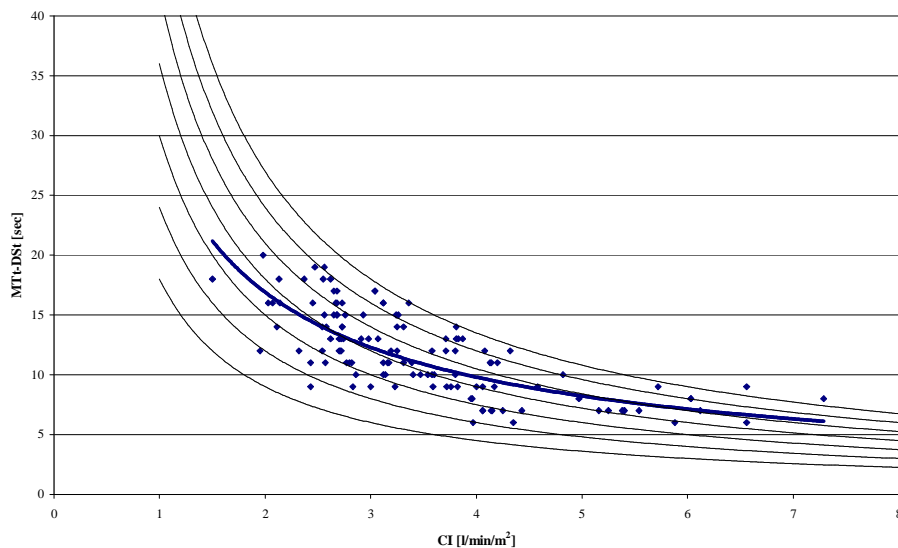
A GEDVI – CI kapcsolatnak mutatnia kellene a Frank-Starling összefüggést, ezzel szemben csupán egy laza kapcsolatot tudtunk igazolni (6. ábra). A legjobban illeszkedő másodfokú egyenlet esetén az r értéke 0,3678 volt (vastag vonal), míg lineáris kapcsolatot feltételezve 0,3278 (szaggatott vonal). Ha tiszta matematikai kapcsolódást tételezünk fel CI és GEDVI között (ebben az esetben a keringési idők nem befolyásolják egyik paramétert sem), akkor az ábrán a vékony vonallal feltüntetett regressziós egyenest kellene kapni. Bár az általunk számolt regressziós összefüggések ettől eltértek, a korrelációs együtthatók tekintetében a különbség nem volt statisztikailag szignifikáns. A nem szoros összefüggés jelzi, hogy a kapcsolatban egyéb tényezők is szerepet játszanak.



6. ábra: GEDVI – CI kapcsolat scattergrammja a különböző regressziós vonalak feltüntetésével.

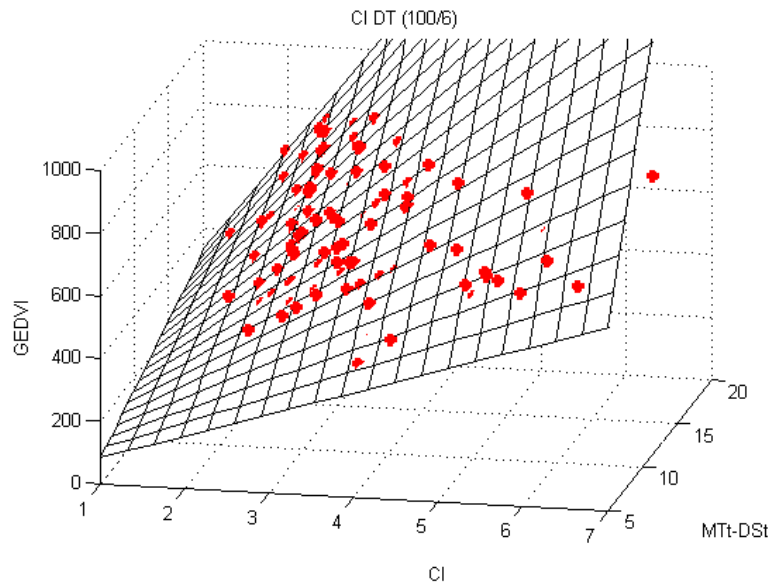
A CI – MTt-DSt összefüggést a 7. ábra mutatja be. Konstans GEDVI értékeket feltételezve (alulról felfelé irányulva 300-tól 900 ml/m² -ig) az ábrán látható hiperbolákat kellene kapnunk. Ezzel szemben az adatokhoz legjobban illeszkedő görbét az $MTt-DSt=29.1(CI)^{-0,7858}$

egyenlet írja le, ahol a korrelációs együttható 0,7595. Ez azt jelenti, hogy a CI érték növekedésével a regressziós görbe az egyre nagyobb GEDVI értékhez tartozó „iso-GEDVI” hiperbolákat keresztezi, vagyis CI növekedésével növekszik a GEDVI értéke. A megfigyelt összefüggés jól magyarázható a Frank-Starling mechanizmussal.



7. ábra: MTt-DSt – CI kapcsolat scattergrammja. A vékony vonalú hiperbolák a teoretikus összefüggést, a vastag, kék görbe az adatok közti regressziós összefüggést mutatja.

Az 1. sz. egyenlet három összetevőjét lehet ábrázolni egyidejűleg egy 3 dimenziós felszínen. A 8. ábrán levő térfelület mutatja az elméleti összefüggést, míg a pontok a mért adatokat. A pontok kiválóan illeszkedtek a térfelületre, hiszen a korrelációs együttható 0,9810 volt (ez egyúttal jelzi a méréseink pontosságát is).



8. ábra: A CI-(MTt-DSt)-GEDVI összefüggés 3-dimenziós megjelenítése.

Az elemzésből arra következtettünk, hogy nincs közvetlen kapcsolat a GEDVI, mint volumetriás preload paraméter és a CI, mint szívteljesítményi mutató között. A CI szoros korrelációt mutatott a keringési idővel (MTt-DSt), amit azonban feltételezésünk szerint a Frank-Starling mechanizmus módosított. Az adatok 3-dimenziós analízise megerősítette, hogy a vizsgált 3 paraméter között van matematikai kapcsolódás, ez azonban csak 3 összetevőjű modellben érvényesül. 2 paraméter kiragadása az összefüggésből téves következtetések levonására vezethet. Az analízis részletes publikálása folyamatban van.

A „pulzatis fizikai modell”-en végzett kísérleteink során megállapítottuk, hogy a térfogat növelés hatására a különböző nyomásnövekedések mellett elsődlegesen az artériás nyomás-görbe csúcsnyomás körüli jellemzői változnak meg. Ennek beazonosítására MathLab alatt futó programot dolgoztunk ki, mely beolvassa az ekvidisztans időközökhöz tartozó vérnyomás értékeket, beazonosítja a jellegzetes nyomásokat, kiszámolja a nyomásgörbe alatti területeket és kiegyenlítő függvényt illeszt a szisztole maximumán mért nyomásértékekhez és kiszámolja a visszavert hullámokból adódó augmentációs indexet. A vizsgálat ezen részében próbáltuk megállapítani azt a paramétert, illetve paraméter csoportot, ami alkalmas lenne a GEDVI legjobb megközelítésére. A korrelációs együtthatókat az 5. táblázat összegzi.

	Psys	Pdia	PP	PPP	A-inc	görbület	augm	HR	GEDVI	magasság	kor	testsúly
Psys	1,000	,499	,730	,227	,597	,038	,178	,165	,042	-,031	-,088	,220
Pdia	,499	1,000	-,228	-,719	,450	-,025	,093	,049	-,073	-,061	-,276	-,032
PP	,730	-,228	1,000	,822	,315	,063	,127	,147	,105	,013	,118	,272
PPP	,227	-,719	,822	1,000	-,027	,047	,021	,018	,143	,058	,236	,186
A-inc	,597	,450	,315	-,027	1,000	-,131	,255	-,409	-,028	-,391	-,105	-,276
görbület	,038	-,025	,063	,047	-,131	1,000	-,224	,091	,281	,076	,171	,117
augm	,178	,093	,127	,021	,255	-,224	1,000	,050	-,388	-,231	-,074	,057
HR	,165	,049	,147	,018	-,409	,091	,050	1,000	-,149	,275	-,105	,402
GEDVI	,042	-,073	,105	,143	-,028	,281	-,388	-,149	1,000	-,010	,475	,095
magasság	-,031	-,061	,013	,058	-,391	,076	-,231	,275	-,010	1,000	-,427	,383
kor	-,088	-,276	,118	,236	-,105	,171	-,074	-,105	,475	-,427	1,000	,135
testsúly	,220	-,032	,272	,186	-,276	,117	,057	,402	,095	,383	,135	1,000

5. táblázat: Korrelációs matrix az artériás nyomásgörbe pataméterek, a GEDVI és a demográfiai paraméterek összefüggéseinek elemzésére.

Az egyes paraméterek között nem tudunk igazolni jó kapcsolatot. Multiplex regressziós vizsgálat is csak mérsékelten jobb korrelációs együtthatót eredményezett ($r=0,61$) a Psyst, az augmentációs index és a kor bevonásával. A fizikai modellen és a klinikumban végzett megfigyelések alapján összeállítottunk egy regressziós vizsgálatot a GEDVI és az artériás nyomásgörbe, valamint a demográfiai adatok első fokú transzformációjával nyert paraméterei között. A legjobb összefüggést a parciális pulzusnyomás (PPP), a szisztolés csúcsnyomás görbülete, az augmentációs index, a szívfrekvencia, valamint a kor bevonásával kaptuk ($r=0,597$). Külön vizsgálva ezen összefüggést, férfiak és nők között jelentős különbséget találtunk (férfiak: $r=0,779$, nők: $r=0,530$). A különbözőség okának tisztázására további vizsgálatokra van szükség. A vizsgálat ezen része még nem került semmilyen formában közlésre.