

Milyen elvárásokat támasszunk a korszerű oxigenátorokkal szemben?

Dr. Vereczkey Gábor, Shepton Mallet NHS Treatment Centre, UK
Beke András, Replant Cardo Kft., Magyarország

Évente Magyarországon cca. 6000 szívműtétet végeznek, melyek jelentős hányada nyitott műtét, ahol szív-tüdő motor alkalmazása szükséges. A szívmotor legfontosabb egyszer használatos komponense az igen összetett funkciókat megvalósító, speciális anyagokból felépülő oxigenátor. A szinte naponta változó egészségügyi technológiai környezetben nehéz eligazodni az újabbnál újabb eszközök és a szaporodó technikai paraméterek között. A közlemény célja összefoglalást adni ennek a speciális eszköznek az 50 év során bekövetkezett technológiai fejlődéséről, valamint áttekinteni, hogy a felhasználhatóságot befolyásoló paraméterek megítélése milyen mértékben és milyen irányban változott. Áttekintjük az alkalmazással együtt járó előnytelen következményeket, mint a hemodilúció, a gyulladásos és immunreakciók, trombocita depléció, lokoregionális malperfúzió, illetve azok csökkentésének lehetőségeit az új, a homeosztázist kisebb mértékben befolyásoló technikákkal.

In Hungary, there are app. 6000 cardiac operations performed per year, a significant number of which are open procedures, requiring the use of heart-lung machines. The most important single use component of the heart-lung machine is the oxygenator, built of a specific material to fulfil complex functions. It is difficult to find one's way in the almost day to day change of environment in today's health care technology with its new devices and their ever growing number of technical parameters. The aim of this publication is to give an overview about the different types of oxygenators, about their technological development over the past 50 years, and the judgment of parameters influencing its applicability. The article also deals about the extent and the direction of their trends. We review those disadvantageous biologic consequences that are concomitant with their application, like haemodilution, inflammatory and immune reactions, thrombocyte depletion, loco regional malperfusion, and the possibilities of their elimination with new techniques that interfere less with the patients' homeostasis.

TÖRTÉNELMI ÁTTEKINTÉS

1885-ben Von Frey és Gruber bemutattak egy korong oxigenizátort, amellyel légköri nyomásviszonyok mellett tudtak vért oxigenizálni. Már ők felhívták a figyelmet a nem oxigenizált frakció, a habosodás és az alvadás problémáira, mely

még sokáig visszavetette a szíven végzett műtéti beavatkozások lehetőségét. Az 1920-as és 30-as években az IBM támogatásával folytatott kutatómunka eredményeképpen John Heysham Gibbon (1903-1973) 1937-ben közvetlen érintkezésű dob oxigenátorral macskákon folytatott sikeres extrakorporális keringéspótlást [19]. Dr. C. Walton Lillehei (1918-1999) és Dr. F. John Lewis (1916-1993) 1952 szeptember 2-án végezték az első sikeres intrakardiális műtétet hipotermiában, majd Lillehei 1954-ben ASD műtéteinél alkalmazta az ún. „keresztkeringéses” (cross circulation) módszert, ezzel biztosítva a műtét elvégzéséhez szükséges vérmentes szívet. Gibbon 1953. május 6-án a Jefferson Orvosi Egyetemen végezte el az első sikeres szív-tüdőkeringés áthidalásban végzett ASD műtétet. Kirklin, a Gibbon által tervezett szívmotorral és az általa kiegészített függőleges elhelyezésű szűrőoxigenátorral 1955. március 22-én a Mayo klinikaán kezdte el a megbízhatóan jó eredményeket mutató műtétsorozatát [20, 21].

Kay és Cross még az 1951-es saját tervezésű, forgókorongos oxigenátorukat használták 1956-ban, miközben a vér-oxigén közvetlen kontaktus hátrányait korán felismerve, Willem Kolff 1955-ben mutatta be az első membrános műtűdőt – melyben a relatíve kevésbé áteresztő polietilén vagy Teflont alkalmazták –, ami ugyanebben az évben az első egyszer használatos membrán oxigenátor megépítéséhez vezetett [20, 21] (1 ábra).



1. ábra
A képen baloldalon Koloff egyszer használatos celofán membrán oxigenátora

BUBORÉK ÉS MEMBRÁN OXIGENÁTOROK

Mivel akkoriban nem tudtak olyan egyszer használatos membránt létrehozni, amely megfelelt volna a biológiaihoz közeli állapotnak, a vér oxigénnel átáramoltatásához folyamodtak. A vér és a gáz egymással szemben áramoltatásos módszerén alapuló buborékos oxigenátorok alkalmazásánál a legnagyobb problémát a buborékképződés és az ebből adódó gázembolizáció lehetősége jelentette, melyet különböző habtalanító szűrőkkel próbáltak kiküszöbölni, azonban a plaz-

mában oldódó oxigén a vérben található fehérjék szerkezetének megváltoztatásával komoly műtét utáni problémákhoz – elsősorban gyulladáshoz és neurológiai szövődeményekhez – vezetett [3, 4, 5].

A buborékos oxigénátorok elvi működési „hibájának” kiküszöbölése egyre sürgetőbbé vált, mivel sebésztechnikai szempontból egyre bonyolultabb és hosszabb extrakorporális keringést igénylő műtéteket is el lehetett már végezni. Egyre vékonyabb és fiziko-kémiai szempontból egyre inkább inert műanyagok fejlesztésével az 1960-as években sikerült olyan polimereket előállítani, amelyek már megbízható minőségű és az élettani működéshez sokkal közelebb álló membránokat hoztak létre. Ezen membrán oxigénátorok kevesebb perioperatív szövődémmel járó műtétet eredményeztek, s hosszabb perfúzió esetén sem kellett komolyabb komplikációval számolni. Mivel az érrendszer borítói és a kapilláris rendszerben is megtalálható endotéliumhoz hasonló anyagot ekkor még nem sikerült kifejleszteni, igen sokféle szellemes és áthidaló megoldást dolgoztak ki a membrán oxigénátorok gyártói. Az oxigénátorok fejlesztésével kapcsolatosan benyújtott és megvalósított sokféle szabadalom jól mutatja, hogy milyen módszerekkel lehetett ellensúlyozni a kisvérkői keringés közel 70 m²-es kapilláris-alveoláris felületének a membrán oxigénátorokban egyelőre kivitelezhetetlen és egyre inkább feleslegesnek is bizonyuló voltát, illetve az ebből adódó nagyobb sebességű véráramlást hogyan lehet minél kisebb traumával megoldani [1, 2, 3, 4, 5, 6].

A KLINIKAI VIZSGÁLATOK

A szívsebészet 1950-es évek óta rutinná vált gyakorlatában sokféle szív-tüdő apparátussal és oxigénátorral találkozhatunk. A napi használat és a fejlődés trendje – a szerkezeti és élettani hasonlóság miatt – egyértelműen a membrán oxigénátorok irányába billent. Mindez annak ellenére, hogy a klinikai összehasonlító vizsgálatok korlátozott esetszáma és a tudományosnak tűnő, de sokszor statisztikai trükkökön alapuló publikációs eredmények gyakran tartottak egyértelmű klinikai különbségeket nem szignifikáns eltérésnek, melyek azután – következtetés hiányában – további vizsgálatokat igényeltek. Ezek azonban soha nem valósultak meg, mert addigra valamelyik új fejlesztésű oxigénátorral végeztek újabb, ismételt kis esetszámú összehasonlítást. A ma már átlagosan 500-2500 műtétet végző egyes centrumok éves teljesítményének statisztikái, a műtét ECC idői, a kórházi kezelés időtartama és a szövődemények javuló eredményeket mutatnak, melyek háttérben legnagyobb részben a mind szofisztikáltabb szív-tüdő motorok és az ezek magját alkotó „élettani” oxigénátorok állnak [3, 4, 8, 9, 10, 11, 12].

A legutóbbi klinikai vizsgálatok már nemcsak a vérvesztés mértékére, alvadási zavarokra, hemolízisre és a posztoperatív kezelés időtartamának esetleges elnyúlására koncentrálnak, hanem az azóta napvilágra került gyulladási, alvadási paramétereket és a posztoperatív neurológiai elváltozásokat is trendszerűen értékeli. E „modern” paraméterek sem mindenhatóak, hiszen például az endotél és a fehérvérsejtek

működéséhez köthető IL-6, IL-10., TNF- α , iNOS, stb..., mind csak jelzésértékűek, mivel egyrészt komplex módon egymás szintjét is befolyásolják, másrészt a teljes kép és az eltérések pontos jelentősége, illetve klinikai vonatkozásaik ma még nem teljesen ismertek, nem vonhatók le belőlük olyan messze mutató következtetések, amelyek egyértelműen meghatároznák az oxigénátorok jövőjét [13, 14, 15, 16, 17, 18].

A NYÍRÓFESZÜLTÉG (SHEAR STRESS) ÉS HATÁSA A FEHÉRVÉRSEJTEKRE ÉS A VÉRLEMEZKÉKRE

Mióta egyértelmű vizsgálati eredmények igazolják, hogy a fehérvérsejtek és a trombociták, azaz az immunológiai, gyulladásos és véralvadási problémák háttérét képező alakos elemek aktiválódásának a háttérben a vér áramlása közben fellépő nyírófeszültség (shear stress) áll, a membrán oxigénátorok hemodinamikai és aerodinamikai tervezésével minimálisra csökkenthető ez a tényező. Bonyolult vizsgálatok helyett ez a paraméter valóban meghatározónak tűnik az oxigénátorok jövőjét illetően. A fenti szempontok figyelembevételével érdemes áttekinteni a jelenleg forgalomban lévő oxigénátorok tulajdonságait és ezek alapján mérlegelhetjük, hogy miért a modern, csőszálas, diffúziós bevonó réteggel borított membrán oxigénátorok azok, amelyek a kis kontakt felszínükkel, alacsony töltőtérfogatukkal, kis felszínű, hatékony hőcserélő egységükkel és az endotélhez hasonlóan a vérben alacsony nyírófeszültséget előidézve tudják biztosítani a legjobb extrakorporális keringési feltételeket, illetve az egyre jobb műtét eredményeket.

Szemben a természetes, 70 m² közeli alveoláris felülettel, mely a tényleges kapilláris-alveoláris érintkezési felület valódi nagysága szempontjából lényegesen kisebb, a használható méretű oxigénátorok érdekében kompromisszumot kellett kötni a membránfelület vérral érintkező összfelületével (0,7 – 2,5 m²), a vér áramlási csatornáinak átmérője, a teljes átáramlási keresztmetszet és az ezekből adódóan alakuló vér áramlási sebessége és oldalnyomása között. Csak így lehetett elérni, hogy hosszabb extrakorporális keringési periódus is traumamentesen, viszonylag kis mechanikai sérüléssel, kevés fizikai és kémiai interakcióval és megfelelő artériás középnyomással történhessen meg.

A MEMBRÁNOK KÜLÖNBÖZŐ CSOPORTOSÍTÁSA

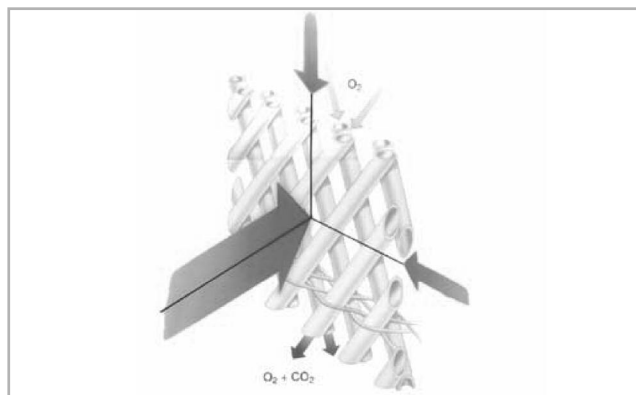
- **Diffúziós membránok és porózus membránok.** A szerkezetiileg egyenletes – nem átjárható – felszínű „diffúziós membránok” előnye, hogy minimális akadályt jelentenek a felszínük közelében viszonylag nagy sebességgel elhaladó vörösvérsejtek és egyéb alakos elemek számára, míg a „lyukacsos vagy porózus” membránok pórusos felülete kedvezőtlenebb. A gázok a diffúziós membránokon keresztül csak diffundálni tudnak, míg a porózus membránok 0,3 – 0,8 μ m átmérőjű pórusain szabadon közlekednek. Ebből adódik, hogy a porózus membránokon átjuthat a levegő nitrogénje, míg a diffúziós membránokon a N₂ rossz diffú-

ziós tulajdonságai miatt nem [1, 2, 3, 4, 5, 7, 8, 9, 14, 18, 21, 22].

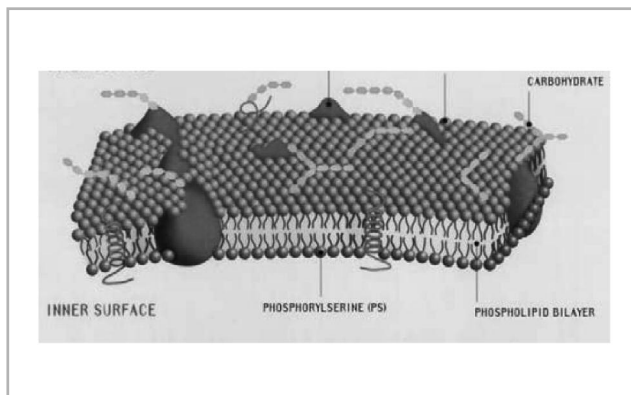
- **Lap membránok (Flat sheet membranes).** A lapszerinti elrendezésű vagy „flat-sheet” membránok egyik oldalán vér, a másik oldalán O_2 áramlik. A membránok ugyan többféleképpen elrendezhetőek – hatalmas felületen, egymás felett több rétegben, harmonikaszerűen vagy spirálisan felcsavarva –, a lényegük, hogy vékony filmrétegben áramlik felettük a vér, s a másik oldalon a gázok [2, 3].
- **Vér a csőben.** A „vér a csőben” elv lényege, hogy a 70-300 μm belső átmérőjű és 25-80 μm falvastagságú csövekben áramló 6-8 μm leghosszabb keresztmetszetű vtvk viszonylag közel vannak ugyan a csőmembrán belső felületéhez, s a csövek közötti térben általában ellen-áramoltatással közlekedő O_2 könnyen átjut a vékony csőfalán, azonban ez még mindig nagyon messze esik az ideálistól. E rendszer egyik hátránya, ha csak egy-egy membrán is átszakad, akkor a csövek közötti teret elöntheti a vér, s megzavarhatja az O_2 ellenáramoltatását.
- **Gáz a csőben.** A „gáz a csőben” elv lényege, hogy a vér a csöveken kívül áramlik, míg az oxigén a csövek között. Itt ugyan távolabb esnek a vörösvérsejtek a membrán külső felületétől, de a csövek spirális elrendezésével a viszonylag sima felszínnel történő ütközések száma nagyobb lesz, ami elősegíti a tökéletesebb vtv- O_2 kapcsolatot létrejöttét, azaz a hemoglobin telítődését. E rendszer előnye, ha el is reped egy-egy gázt szállító cső, a belőle szivárgó gáz csak minimális mértékben zavarja meg a vér-gáz kapcsolatot, s csak jelentéktelen mértékben válik a rendszer a buborékos oxigenátorokhoz hasonlóvá (2 ábra).
- **A polimembránok.** A szív-tüdő motorokban használt anyagok minősége 1953 óta folyamatosan javul. Lehetővé vált az egyszer használatos szettek alkalmazása, mely feleslegessé tette a műtétek után a tisztítás és újraszterilizálás bonyolult procedúráját és biztonságosabbá a beavatkozásokat. A polimembránok megjelenése háttérbe szorította a buborékos oxigenátorokat. A membrános megoldások közül is a csőszál (hollow fibre) rendszerek, azon belül pedig a gáz a csőben elv vált a legelterjedtebbé. Így

lehetőség nyílt a vér áramoltatási irányának a gáz áramlására merőlegessé változtatásával csökkenteni a vér-gáz találkozási felületet, melyek jelentős nyírófeszültség és oldalmomásmérés csökkenéséhez vezettek [1, 2, 3, 4].

- **A polimetilpentén bevonatú polipropilén vagy „kompozit” membrán.** A tüdőkapillárisok falszerkezetének „endotélium-basalmembrán-epitélium” hármashoz hasonlóan, a modern csőszálak fala is komplex feladatokat lát el, hiszen a „mikroporózus” polipropilén membránok helyett, – melyek közvetlen kontaktusban vannak a vér és gázfázissal egyaránt –, a kompozit típusú, „polimetilpentén” bevonattal rendelkező „polipropilén” membránok már egy vékony védőrétegen keresztül, diffúzió útján juttatják el az oxigént a vérbe, illetve a széndioxidot a gázfázisba. A diffúzió a gázfázisok között szabad áramlást biztosít az O_2 és a CO_2 számára, azonban a N_2 diffundálását minimalizálja. Ez a polimetilpentén bevonat egyben simább, az endotéliumhoz hasonló élettani felzárkózást biztosít a csőszálakon kívül áramló vér számára, és az amúgy is kedvezőbb véráramlási körülmények mellett mind a nyírófeszültséget, mind az oldalmomásmérését jelentősen csökkenti. Optimális feltételeket biztosít a hosszabb extrakorporális keringést igénylő műtétekhez is, ahol a legnagyobb problémát jelentő, s a betegek gyógyulását nagymértékben hátráltató alvadási zavarokat, gyulladáshoz és immunológiai reakciókat minimálisra csökkenti [1].
- **A bio-inkompatibilitás minimalizálása.** A mesterséges kardio-pulmonális keringést biztosító eszközök, így a membránoxigenátorok fejlesztése során a cél a lehető legjobb oxigenizálás mellett a beteg terhelésének csökkentése, mely a modern biofizikai és biokémiai ismeretek mellett a vér-gáz kontakt felületének bio-inkompatibilitásának a minimalizálását jelentik. A teljes extrakorporális rendszerben alkalmazott bevonatok közül a heparin és származékai a biológiai kompatibilitást csekély mértékben javítják, miközben számolnunk kell az alvadási paraméterek akár jelentős romlásával is. Az újabban alkalmazott passzív bevonatok, mint például a foszforilkolin (PC), mely a vörösvértest külső membránjának szintetikus másolata, vagy a polimetoxietilakrilát bízatóak, hiszen ez a



2. ábra
Kapilláris membrán oxigenátor



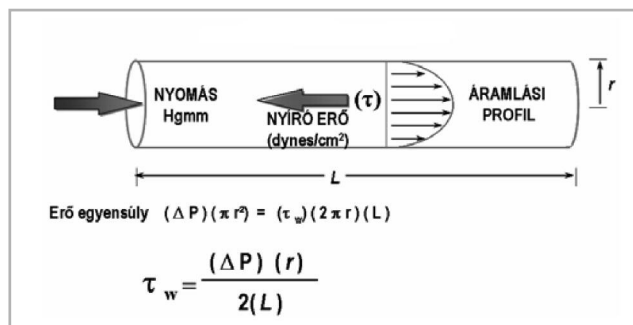
3. ábra
A biológiai sejtmembrán phosphorylcholine (PC) felszíne

lipidrétegek külső és belső részét alkotó, pozitív és negatív töltéseket is tartalmazó anyag, igen széles pH-skálán elektromosan semleges, s vízkötő képességgel párosulva az extrakorporális rendszer vérrrel érintkező felszínein figyelemreméltó biokompatibilitást eredményez (3. ábra).

- **Minimalizált bypass rendszerek.** Az újdonságnak számítató minimalizált extrakorporális keringés vagy mini bypass a hagyományos extrakorporális rendszerek méltó alternatívája. Felépítése egyszerű, mivel rendszerint az oxigenátorral összeépített centrifugális pumpából és csőrendszerből áll. A rendszer minden komponense biokompatibilis bevonattal rendelkezik. Zárt rendszerének, a redukált mennyiségű feltöltő folyadéknak és biokompatibilitásának köszönhetően a hagyományos perfúzió előnytelen következményei jelentősen csökkenthetők [24].

NYÍRÓFESZÜLTÉG ÉS OLDALNYOMÁSESE

A vérnek az oxigenátorban megtett áramlási útjában a kardiotechnikus által mért magas tangenciális és alacsonyabb sugárirányú nyomásértékei a vért érő valós súrlódási trauma szempontjából nem irányadóak. A számított, magas sugárirányú és alacsonyabb tangenciális nyírófeszültség azonban a membránoxigenátorok aero- és hemodinamikai tervezésénél optimalizálhatóak (4. ábra). Régóta ismert, hogy kb. 2000 dyn/cm² nyírófeszültségnél a vörösvérsejtek membránja átszakad, a sejtek hemolizálódnak. 100 dyn/cm²-es érték a vérlemezkék szerotonin és LDH kiáramlásához, GP IIb/IIIa expressziójához és fokozott aggregációjához, azaz a trombociták aktiválódásához vezet. A leukociták aktiválódása – degranuláció, adhézió, aggregáció, csökkent fagocita funkció – már 75 dyn/cm²-es nyírófeszültségnél bekövetkezik. Ezért fontos, hogy ezt a számított, a membránok tervezésénél meghatározott nyírófeszültséget 75 dyn/cm² érték alatt tartsuk, ugyanakkor tudnunk kell, hogy a nyomásesés mértéke nem korrelál a nyírófeszültség változásával. Sok modernnek tartott oxigenátor nem felel meg ezen kritériumoknak, ezért gyakrabban vezethetnek gyulladáshoz és posztoperatív tromboaggregációs zavarokhoz [1,16,17].



4. ábra
Lamináris áramlási modell: Nyírófeszültség

ÖSSZEFOGLALÁS

Az összehasonlító vizsgálatok ma már egyértelműen igazolják, hogy az inkompatibilitási reakciók csökkentése érdekében, a tervezésnél kitűzött célokat – a gázok továbbítását, a töltővolumen minimalizálását, a nyírófeszültség csökkentését és a mikroembóliák keringésbe jutásának megelőzését – a membrán anyagának minőségi javításával, a kontaktfelület, valamint a csőszálak átmérőjének csökkentésével, a vér és a gáz egymáshoz viszonyított áramlásának optimalizálásával, a vér útjának lerövidítésével és a shuntfrakció minimalizálásával sikerült megvalósítani.

Az optimális membrán oxigenátorok kiválasztásánál nem elég, ha csak az oxigenizációra és a széndioxid eltávolítására vonatkozó mutatókat, a töltővolumen minél alacsonyabb értékét és az oldalnyomásesés paramétereit nézzük, hiszen ma már gyakorlatilag minden oxigenátor bőségesen teljesíti ezeket a követelményeket. A neurológiai és alvadási, immunológiai, infektológiai szövődmények, az ezekből adódó kórházi tartózkodás időtartama, illetve kezelés-költség vonatkozása szempontjából olyan paramétereket és az ezzel kapcsolatos klinikai vizsgálatok eredményeit is figyelembe kell vennünk, amelyek bizonyítják, hogy biztosított a vér áramlási pályájának alacsony nyírófeszültsége az oxigenátorban, illetve a hemoreológiai és immunológiai reakciók minimálisra csökkentek.

IRODALOMJEGYZÉK

- [1] Segers P.A.M., Heida J.F., de Vries I., Maas C., Boogaart A.J., Eilander S. Clinical evaluation of nine hollow fibre oxygenators. *NeSECC Journal*, 2001 Vol.26, p10-17.
- [2] Fried DW, Bell-Thomson J, Oxygen transfer efficiency of three microporous polypropylene membrane oxygenators. *Perfusion* 1991; 6: 105-114.
- [3] Fried DW, Bell-Thomson J, A Comparison of two oxygen transfer strategies: Bentley Univox and Bard HF 5000. *Perfusion* 1992; 7: 141-148.
- [4] RE Clark, RA Beauchamp, RA Magrath, JD Brooks, TB Ferguson and CS Weldon, Comparison of bubble and membrane oxygenators in short and long perfusions. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1979, Vol 78, 655-666.
- [5] R. J Leonard, The transition from the bubble oxygenator to the microporous membrane oxygenator. *Perfusion*, May 1, 2003; 18(3): 179 – 183.
- [6] Y. Miyamoto, H. Matsuda, and Y. Kawashima, Deleterious Effects of Complement Activation on the Lungs during Extracorporeal Circulation and Its Inhibition by FUT-175. *J Biomater Appl*, July 1, 1989; 4(1): 56 – 68.
- [7] A. Belboul, N. A. Khaja, P. Bergman, D. Roberts, and G. William-Olsson. Postoperative Morbidity Following Red Cell Deformability Changes During Cardiopulmonary Bypass Using Bubble and Membrane Oxygenators.

- Vascular and Endovascular Surgery, July 1, 1989; 23(4): 258 – 264.
- [8] HR Trumbull, J Howe, K Mottl and DM Nicoloff, A comparison of the effects of membrane and bubble oxygenators on platelet counts and platelet size in elective cardiac operations. The Annals of Thoracic Surgery, 1980, Vol 30, 52-57.
- [9] Massimino RJ, Membrane versus bubbler. J Extra Corpor Technol 1983;15(6):156-8
- [10] Smith PL, Treasure T, Newman SP, et al. Cerebral consequences of cardiopulmonary bypass. Lancet 1986 Apr 12;1:823-5.
- [11] W vanOeveren W, Kazatchkine MD, Descamps-Latscha B, et al. Deleterious effects of cardiopulmonary bypass. A prospective study of bubble versus membrane oxygenation. J Thorac Cardiovasc Surg 1985 Jun; 89(6):888-99.
- [12] W van Oeveren, M D Kazatchkine, B Descamps-Latscha, F Mailliet, E Fischer, A Carpentier, C R Wilde-vuur: Deleterious effects of cardiopulmonary bypass. A prospective study of bubble versus membrane oxygenation. J Thorac Cardiovasc Surg. Jun 1985 Vol. 89 Issue 6 Pg. 888-99
- [13] Martin W, Carter R, Tweddel A, et al. Respiratory dysfunction and white cell activation following cardiopulmonary bypass: comparison of membrane and bubble oxygenators. Eur J Cardiothorac Surg 1996; 10(9):774-83.
- [14] Stinkens D, Himpe D, Thyssen P, et al. Clinical evaluation of the oxygenation capacity and controllability of 15 commercially available membrane oxygenators during alpha-stat regulated hypothermic cardiopulmonary bypass. Perfusion 1996 Nov;11(6): 471-80.
- [15] Toner I, Taylor KM, Lockwood G, et al. EEG changes during cardiopulmonary bypass surgery and postoperative neuropsychological deficit: the effect of bubble and membrane oxygenators. Eur J Cardiothorac Surg 1997 Feb;11(2):312-9.
- [16] Kawahito, Shinji; Maeda, Tomohiro; Yoshikawa, Masaharu; Takano, Tamaki; Nonaka, Kenji; Linneweber, Joerg; Mikami, Minoru; Motomura, Tadashi; Ichikawa, Seiji; Glueck, Julie; Nose, Yukihiko: Blood Trauma Induced by Clinically Accepted Oxygenators. ASAIO Journal. 47(5):492-495, September/October 2001.
- [17] M Krane, B Voss, SL Braun, H Schad, W Heimisch, R Lange, R Bauerschmitt: A Computer-Controlled Pulsatile Pump System for Cardiopulmonary Bypass and Its Effects on Regional Blood Flow, Haemolysis and Inflammatory Response. Computers in Cardiology, 2006;33:309-312.
- [18] HPCS, Healthcare Product Comparison System, Heart Lung Bypass Units; Oxygenators, Extracorporeal Bubble/Membrane; Pumps, Extracorporeal Perfusion. ECRI, March 2003
- [19] Gibbon JH Jr. Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of the pulmonary artery. Arch Surg. 1937;34:1105-1131.
- [20] Gibbon JH Jr. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. Minn Med. 1954;37:171-185.
- [21] Lillehei CW. Controlled cross circulation for direct-vision intracardiac surgery: correction of ventricular septal defects, atrioventricularis communis, and tetralogy of Fallot. Postgrad Med (Minneapolis). 1955;17:388-396.
- [22] Heide J.Eash. Heather M. Jones, Brack G. Hattler, William J. Fedrespiel, Evaluation of Plasma Resistant Hollow Fibre Membranes For Artificial Lungs. ASAIO Journal 2004.
- [23] Janet L. Parker, R.N., Jane E. Hackett, B.S., C.C.P., Diane Clark, B.S., C.C.P., Terry N. Crane, B.S., C.C.P., and Charles C. Reed, B.S., C.C.P. Membrane versus Bubble Oxygenators: A Clinical Comparison of Postoperative Blood Loss. Cardiovascular Diseases, Bulletin of the Texas Heart Institute, Volume 6, Number 1, March 1979.
- [24] László Göbölös, László Hejmel, Réka Lindenmayer-G., Karsten Wiebe, Alois Philipp, Maik Foltan, Susanne Ziegler, Jenő Imre, Elemér Sipos, Iván Győrimolnár, Lajos Papp: A minimalizált extracorporalis keringés és alkalmazási területei. Orvosi Hetilap, Volume 148, Number 46/November 2007.

A SZERZŐK BEMUTATÁSA



Dr. Vereczkey Gábor 1984-1989 Orvostovábbképző Egyetem Központi Aneszteziológiai és Intenzív Terápia aneszteziológus végzettség. 1989-1992 aneszteziológus szakorvosi képzés, Oxford Region Health Authority, East Berkshire, UK. 1992-1993 között aneszteziológus szakorvos az Orvostovábbképző Egyetem Központi Aneszteziológiai és Intenzív Terápia Kardiológiai Intenzív Osztályán.

1993-1995 között a Pfizer Hungary Kft. orvosigazgatójaként dolgozott. 1995-2002 osztályvezető főorvos az Országos Egészségügyi Központ Belgyógyászati és Kardiovaszkuláris Központ Szív- és Érsébeszet Szívsebészeti Intenzív Osztályán. 1997-2002 a Second Opinion Hungary Ltd. orvosigazgatói pozícióját töltötte be. 2002-2007 között aneszteziológus és kardiológus főorvos Sahlgrenska Universitetssjukhus Göteborg / Mölndal, Svédország. 2005-től aneszteziológus és kardiológus főorvos Shepton Mallet NHS Treatment Centre, Somerset, UK.



Beke András 1999-ben Egészségügyi Szakoktató Szakon (BSc.) végzett a Haynal Imre Egészségtudományi Egyetem Egészségügyi Főiskolai Karán, 2006-ban az SE Egészségtudományi Karán szerzett Egészségügyi Szaktanár (MSc.) képesítést. 1980-1982 között ápolóként dolgozott az Orvostovábbképző Egyetem Szívsebészeti intenzív-

osztályán, majd 1982-2000-ig az Orvostovábbképző Egyetem/HIETE kardiotechnikusa volt. 1996-2000 a CPP-Intercare Kft. termékmenedzsere. 1999-2006 között főiskolai tanársegéd az SE Egészségügyi Főiskolai Karán. 2001-2006-ig a Pro Klinimed Kft. kereskedelmi vezetői posztját töltötte be. 2006-tól az SE Egészségtudományi Kar oktatója. 2007-től a Replant Cardio Kft. kardiológia termékmenedzsere. A Magyar Kardiológusok Társasága, a Magyar Perfúziós Társaság és a Magyar Szívsebész Társaság tagja.



X. Országos Járóbeteg Szakellátási Konferencia V. Országos Járóbeteg Szakdolgozói Konferencia

Születésnapi közös konferenciák programtervezete
2008 szeptember 18-20. Hotel Flamingo Balatonfüred

Szeptember 18. csütörtök

Délelőtt:

- Konferencia megnyitó
Dr. Varga Imre elnök Medicina 2000
- Innováció az egészségügyben blokk
- Új genetikai módszerek a labor diagnosztikában Vita

Délután:

- Menedzsment blokkok
- Kistérségi szűrések eredményei és következtetések
- „Nappali kórház adta lehetőségek”
- Gazdasági társaságok finanszírozási diszkriminációja a magyar egészségügyben
- Méretgazdaságosság a járóbeteg szakellátásban és a szektor semleges befogadás lehetőségei a finanszírozás szemszögéből
- Progresszivitási szintek a járóbeteg-szakellátásban: lehetőségek és korlátok
- Az 5 perces szabályról a gyakorlatban.
Mit értünk kapacitás alatt a járóbeteg szakellátásban?
- Medicina 2000 közgyűlés
- Születésnapi party

Szeptember 20. szombat

Délelőtt:

- Népegészségügyi blokk
- A tüdőgyógyászati prevenció és járóbeteg ellátás feladatai a változó egészségügyben. Merre tovább tüdőszűrés?

Szeptember 19. péntek

Délelőtt:

- Egészségpolitikai fórum

Meghívottak:

- Dr. Székely Tamás miniszter
- Dr. Kökény Mihály Parlament Eü. Bizottság elnöke
- Dr. Rende Vilma OEP mb. főigazgató
- Dr. Éger István MOK elnök
- Dr. Falus Ferenc Országos tisztifőorvos
- Dr. Varga Ferenc a Kórházszövetség elnöke
- Dr. Ari Lajos az EGVE elnöke
- Bugarszki Miklós a Magyar Ápolási Egyesület elnöke
- Balogh Zoltán a Magyar Egészségügyi Szakdolgozói Kamara elnöke

- **Miniszterelnöki előadás** (Egyeztetés alatt)
- **Sajtótájékoztató**

Délután:

- **Miniszteri előadás**
- **Egészségpolitikai blokk**
- **Pályázatok helye szerepe és változások a front vonalában**
- **Megatrendek az egészségügyben**
- **Mit tesznek a gyógyszergyártók a beteg biztonságért**
- **Nosztalgia party**

Délután:

- **Szex és egyéb intimitások blokk**
- **Konferenciazárás**

Bővebb információ és jelentkezés: K&M Congress Kft. Tel: 301 2000
E-mail: info@kmcongress.com Honlap: www.kmcongress.com