

FIZICĂ ELEMENTARĂ PENTRU ANESTEZIȘTI

Sanda-Maria Copotoiu, Ruxandra Copotoiu, Leonard Azamfirei,
Ioana Ghițescu, Judit Kovacs, Janos Syederjesi

93

În ideea că un proces de sinteză a cunoștințelor de fizică aplicată în anestezie și terapie intensivă este un proces dureros prin sacrificarea volumului determinată de imperiul timpului, am recurs la concentrarea noțiunilor de fizică, eliminându-le pe cele prea sofisticate sau perimate.

Înțelegerea mecanismelor anesteziei și mai ales a tehnologiei aferente monitorizării și tratamentului bolnavului anesteziat și a celui critic este imposibilă în absența cunoașterii legilor fizicii aplicate în medicină. Mai mult, reducând la maxim dar neminimizând, ne conducem după enigma: *În final, fizica se rezumă la o singură tematică – descrierea legilor naturale care guvernează transferul energetic* (Beatty).

- I. Stările de agregare ale materiei și semnificația lor în ATI
- II. Principiile fizice aplicate vaporizatoarelor
- III. Legile gazelor
- IV. Breviar de fizică
- V. Chestiuni cu tâlc

Stările de agregare ale materiei și semnificația lor în ATI

Starea fizică a unei substanțe depinde de relațiile existente între elementele sale constitutive: atomi sau molecule.

În substanțele solide, elementele constitutive sunt ordonate în forme regulate, numite lățițe sau matrițe. Matrița presupune o aranjare a atomilor (moleculilor) în așa fel încât un plan ce străbate două unități de un anumit tip va traversa un număr nedefinit de asemenea unități. Fiecare moleculă exercită o anumită forță asupra vecinătății, se află în continuă mișcare și oscilează în

jurul poziției sale. Căldura determină creșterea amplitudinii vibrațiilor moleculelor, care vor ocupa un spațiu mai mare. Moleculele se îndepărtează în acest fel unele de altele, dar și forța pe care o exercită în jur scade, până la a nu mai putea menține moleculele în structura lățiței. În momentul în care lățița se dezmembrează, substanța solidă trece în stare lichidă. Moleculele unui lichid interacționează prin forțe mai slabe, cele de atracție fiind numite forțe van der Waals. Dacă poziția unei molecule într-un solid era prestabilită în unele limite, într-un lichid moleculele se mișcă libere datorită unei energii de vibrație mai mare. Căldura adăugată unui lichid crește energia vibratorie. În momentul în care moleculele înving forțele de atracție, ele se pot elibera în spațiu și trec în stare de vapori. La interfața vapori (gazoasă)/lichid unele molecule trec liber din stare de vapori în lichid și invers, până la stabilirea unui echilibru de transfer pentru o anumită temperatură. Presiunea ce corespunde vaporilor în acest moment se numește *presiune de saturație*.

Încălzirea unui lichid la punctul său de fierbere determină în timp vaporizarea sa întregime. În stare gazoasă moleculele conținute într-un vas închis exercită asupra pereților o anumită forță determinată de coliziunea lor frecventă. Exercițarea acestei forțe asupra unei suprafețe definite se numește *presiune*.

Aplicații: încălzirea aerului conținut în balonașul canulei de intratraheale va expanda balonașul pînă la volumul maxim permis de pereții traheei, crescând etanșeitatea.

Principii fizice utilizate în construirea vaporizoarelor

La temperatura camerei și presiunea ambientală, majoritatea anestezicelor inhalatorii se află în stare lichidă. Ele acționează însă în stare gazoasă, așa încât trebuie să-și schimbe starea fizică (să se vaporizeze) înainte de a fi administrate. Dispozitivul care poate transforma anestezicul lichid în forma de vapori și îl livrează apoi într-o cantitate controlată în fluxul de gaze inspirat este *vaporizorul*.

Înțelegerea modului de funcționare a vaporizoarelor impune recapitularea unor noțiuni de fizică: presiunea vaporilor, punctul de fierbere, concentrația gazelor, căldura latentă de vaporizare, căldura specifică, capacitatea termică și conductibilitatea termică.

Presiunea vaporilor

Închiderea ermetică a unui lichid într-un vas pe care nu îl ocupă în întregime determină difuziunea unei părți din moleculele de suprafață în aerul înconjurător sub formă de vapori.

Dacă temperatura vasului este menținută constantă, vaporizarea continuă până la stabilirea unui echilibru între cele două stări fizice ale anestezicului. Numărul de molecule aflate sub formă de vapori rămâne constant pentru temperatura dată. Vaporii exercită o presiune asupra pereților vasului, proporțională cu densitatea lor, *presiunea vaporilor saturați*. Această presiune se mai numește și *presiunea de echilibru a vaporilor*, egală cu presiunea vaporilor care se află în echilibru termodinamic cu faza condensată într-un recipient închis. Deoarece creșterea temperaturii lichidului accentuează vaporizarea, presiunea vaporilor va crește la orice ascensiune termică. Un flux de gaze vehiculat la suprafața lichidului va antrena o parte din vapori, stimulând vaporizarea unei cantități suplimentare de anestezic. Fenomenul va avea loc cu consum energetic, în consecință temperatura lichidului restant va coborî. Rezultă că presiunea vaporilor este independentă de presiunea atmosferică, dar depinde de temperatură și de caracteristicile fizice ale lichidului dat. Spre exemplu presiunea vaporilor izofluranului este de 238mmHg la 20°C și de 450mmHg la 35°C.

Punctul de fierbere

Este temperatura la care presiunea vaporilor este egală cu presiunea atmosferică. Punctele de fierbere variază direct proporțional cu presiunea atmosferică. Pentru N₂O, punctul de fierbere este de -88,5°C la nivelul mării.

Tabelul 1. Variația punctului de fierbere al unor anestezice volatile cu altitudinea și presiunea atmosferică

Agentul anestezic	Punctul de fierbere °C la 1013hPa = 760mmHg = 0m	900hPa = 1000m	800hPa = 2000m	700hPa = 3000m	MAC în O ₂ %
Halothan	50,2	46,8	43,4	39,8	0,75
Izofluran	48,5	45,4	42,2	38,9	1,15
Sevofluran	58,6	53,4	52,1	48,7	2,0
Desfluran	22,8				6,4

Limitele nepermise sunt îngroșate.

Concentrația gazelor

Concentrația vaporilor anestezici poate fi exprimată în două moduri: în volume % sau ca valoare a presiunii parțiale exercitată (legea Henry). Presiunea exercitată de un gaz din amestec se numește presiune parțială. Presiunea unui amestec de gaze asupra pereților vasului în care este închis este egală cu suma presiunilor parțiale ale fiecărui gaz în parte. În cazul

lichidelor volatile, presiunea parțială exercitată de vapori depinde de temperatura lichidului, indiferent de presiunea totală de la suprafața lichidului. Presiunea vaporilor este valoarea cea mai mare a presiunii parțiale pe care o poate exercita un gaz la o temperatură dată. Dacă exprimăm concentrația unui gaz dintr-un amestec gazos în volume %, raportăm de fapt numărul de unități de volum ale gazului în cauză la cele 100 de unități de volum ale amestecului considerat ca întreg.

$$\text{Presiunea parțială} / \text{presiunea totală} = \text{volum procentuale} / 100$$

Profundimea anesteziei depinde direct de presiunea parțială a anestheticului volatil și indirect de concentrația exprimată în volume %. Puterea anestezică a vaporilor nu se modifică pentru aceleași valori ale presiunii parțiale în funcție de presiunea barometrică. În cazul exprimării volumice a concentrației anestheticului, lucrurile stau diferit pentru că în timp ce presiunea parțială reflectă valoarea absolută a gazului din amestec, vol% exprimă raportul relativ al gazului din acel amestec.

Căldura latentă de vaporizare

Reprezintă numărul de calorii necesare transformării unui g (sau a unui ml) de lichid volatil în vapori (cal/g; cal/ml) fără a induce o modificare de temperatură. Pentru că prin vaporizare părăsesc lichidul moleculele cu cele mai ridicate energii cinetice, vor rămâne cele cu energie mai redusă, prin urmare lichidul restant se va răci. Până la realizarea unui echilibru, lichidul va împrumuta căldură din mediul înconjurător, în cantitate egală cu cea pierdută prin vaporizare. Din momentul atingerii echilibrului dintre faza gazoasă și lichidă, temperatura lichidului nu se va mai reduce.

Căldura specifică

Reprezintă cantitatea de căldură necesară pentru a ridica temperatura unui g (sau a unui ml) de substanță cu 1°C. Apa are de exemplu o căldură specifică de 1cal/g sau de 1cal/ml/°C.

Capacitatea termică

Este produsul dintre căldura specifică și masă și constituie cantitatea de căldură depozitată în vaporizor. Vaporizoarele sunt construite din metale cu capacitate termică ridicată pentru a-și modifica cât mai lent temperatura. Stabilitatea termică a vaporizoarelor este o calitate de dorit.

Conductibilitatea termică

Se definește ca fiind viteza de conducere a căldurii printr-o substanță. Pentru menținerea unei temperaturi uniforme, materialele de construcție a vaporizoarelor vor avea conductibilitate termică relativ ridicată: cupru, bronz. Mai mult, cămașa de fitil a vaporizoarelor va veni în contact cu partea metalică pentru înlocuirea rapidă a căldurii pierdute (Drager vapor 20).

A. Clasificarea vaporizoarelor

Utilizarea unui singur criteriu în clasificarea vaporizoarelor nu poate cuprinde toate categoriile. Din acest motiv vor fi luați în calcul trei parametri: metoda de reglare a debitului, metoda de vaporizare și compensarea termică.

În acest fel vom avea:

- După metoda de reglare a concentrației debitului
 - Calibrate în funcție de concentrație
 - Flux măsurat
- Metoda de vaporizare
 - Tip *flow-over*= plenum
 - Cu barbotare *bubble-through*
 - Cu injecție
- Metoda de compensare termică
 - Termocompensare
 - Supliment termic

Specificarea celor trei parametri definește cu cea mai mare acuratețe un vaporizor. De exemplu, vaporizoarele Datex Ohmeda Tec 4,5,7 și Drager 19 și 20 cu by pass variabil, tip *flow-over*, cu compensare termică, cu specificitate de agent și situate în afara circuitului pot utiliza ca agent anestezic halothanul, izofluranul, enfluranul, sevofluranul, dar nu și desfluranul.

Calibrarea în funcție de concentrație presupune că fluxul de gaze din debitmetru (măsurat) pătrunde în vaporizor de unde preia o cantitate reglată de vapori (previzibilă), după care pătrunde în brațul inspirator. Concentrația anestezicului volatil este controlată prin intermediul unui disc (tambur) calibrat, cu sau fără afișaj electronic. Standardele actuale pretind acest tip de calibrare. Sinonime: by-pass variabil, cu citire directă, cu cadran de control (dial), automate-plenum, de tip procentual, de tip Tec, cu scurtcircuitarea camerei de vaporizare.

Metoda de calibrare prin măsurarea fluxului se aplică tipului mai vechi de vaporizoare, tip ceainic (copper kettle) cu sistem de vaporizare controlat de fluxmetru (debitmetru). Aceste tipuri de vaporizoare utilizau un flux de gaze

transportor (portant) măsurat (de obicei oxigen). Au ieșit din fabricație, dar se mai întâlnesc pe aparatele istorice. Un vaporizor de acest tip se compunea din corpul camerei de vaporizare, debitmetru și supapa on-off (de pornire-oprire). Vaporizorul era prevăzut cu un hublou de vizualizare a nivelului lichidului, cu un port de umplere și un termometru pentru temperatura din interiorul vaporizorului. Pentru că există și formule de calcul a concentrației în vol% a anestezicului livrat de vaporizor, vaporizorul poate fi utilizat intermitent cu destulă acuratețe pentru mai mulți agenți volatili.

Metodele de vaporizare au fost și ele diferite de-a lungul timpului. Au rămas în uz vaporizoarele cu aer portant. Un flux de gaze (aer) transportor (portant) trece peste suprafața anestezicului volatil. Vaporizarea se accentuează prin creșterea suprafeței de contact a gazului cu lichidul. În acest scop se utilizează spirale, dar și materiale de tip fitil, care se saturează prin capilaritate.

Vaporizarea prin barbotare crește interfața aer/lichid prin producerea unor bule de aer. Injecția presupune injectarea unui volum cunoscut de lichid anestezic într-un volum deasemenea cunoscut de gaz.

Compensarea termică are drept obiectiv realizarea unei concentrații constante de anestezic în fluxul de gaz care părăsește vaporizorul indiferent de temperatura ambientală. Termocompensarea (variația presiunii vaporilor cu temperatura) poate fi realizată prin modificarea raportului de separare. Aceasta înseamnă că vaporizorul poate să varieze procentajul de gaz portant direcționat prin camera de vaporizare. Mijloacele de manipulare a raportului de separare sunt:

- Un element termic cu rol de partiție format din două metale diferite sudate pentru vaporizoarele mecanice
- Controlul termic computerizat în vaporizoarele electronice
- Manual – ajustarea fluxului de gaze prin vaporizor în vaporizoarele cu măsurarea fluxului (debitmetre).

Unele vaporizoare necesită căldură suplimentară realizată printr-un încălzitor electric pentru menținerea vaporizorului la o temperatură constantă. Ex. vaporizorul pentru desfluran (Tec 6, nu și Aladin).

Capacitatea vaporizoarelor este variabilă. Tec 4: 125ml, Tec 5: 300ml, Vapor 19.n: 200ml, Aladin: 250ml, Datex Ohmeda T pentru desfluran: 390ml.

B. Funcționarea vaporizoarelor

Vaporizorul este umplut cu agent anestezic printr-o gură de admisie (port de umplere). Poziția portului previne umplerea excesivă, care alături de înclinare comportă riscul pătrunderii anestezicului în camera de scurtcircuitare

cu supradozaj consecutiv. Tamburul de control a concentrației anestezicului inhalator este situat fie în camera de scurtcircuitare, fie la ieșirea din camera de vaporizare. El reglează viteza fluxului de gaze prin camera de by-pass sau de vaporizare. Mai puțin de o cincime din fluxul de gaze străbate camera de vaporizare, în timp ce fluxul portant, de pasaj (de scurtcircuitare) reprezintă aproximativ 80% din fluxul de gaze proaspăt. Fluxul de gaze din camera de vaporizare, alături de cel din camera de by-pass și cel încărcat cu vapori anestezici părăsesc vaporizorul. Concentrația ultimă de anesthetic inhalator derivă din raportul dintre fluxul de anesthetic inhalat și fluxul total de gaze.

Legile gazelor

Legea lui Boyle, legea gazului perfect

La o temperatură constantă, volumul unei mase date de gaz variază invers proporțional cu presiunea absolută.

$$V \propto 1/P; PV = \text{constant} (k_1)$$

Cunoașterea acestui lucru ne permite să anticipăm volumul de gaz care poate fi eliberat dintr-un cilindru de gaz sub presiune, cu condiția să cunoaștem presiunea atmosferică și cea afișată de manometrul cilindrului.

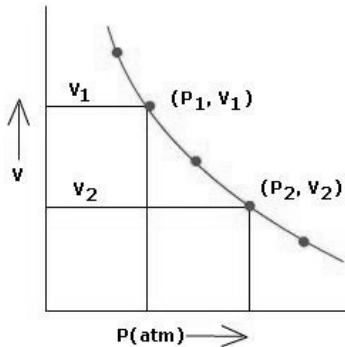


Fig. 1

Legea lui Charles

La presiune constantă, volumul unei mase date de gaz variază direct proporțional cu temperatura absolută.

$$V \propto T; V/T = \text{constant} (K_2)$$

Creșterea temperaturii unei mase date de gaz determină scăderea densității sale la presiuni constante. Legea explică curenții de aer prin convecție.

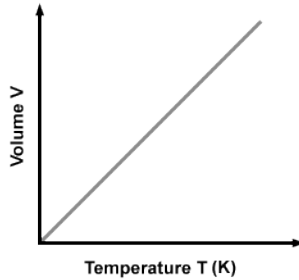


Fig 2

A treia lege a gazelor perfecte, sau legea lui Gay Lussac

La un volum constant, presiunea absolută a unei mase date de gaz variază direct proporțional cu temperatura absolută.

$$P \propto T; P/T = ct (K_3)$$

Pentru că volumul aceleiași mase gaz variază în funcție de temperatură și presiune, vor fi precizate întotdeauna condițiile în care au fost efectuate măsurătorile. Condițiile standard sunt: temperatura de 0 °C (= 273,15°K) și presiunea de 101,325kPa (760mmHg), abreviate STP.

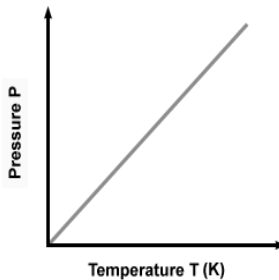


Fig 3

Legile gazelor descriu comportamentul unui gaz atunci când una din cele trei variabile (temperatura, presiunea sau volumul) sunt menținute constante. Pentru a realiza aceste condiții gazele sunt încălzite sau se răcesc. Modificarea unui gaz atunci când schimburile de căldură cu mediul nu sunt permise este de tip **adiabatic**.

Exemple: compresia aerului într-un cilindru de transport presupune creșterea temperaturii aerului comprimat, de unde necesitatea unui sistem de răcire. Dacă un gaz se destinde adiabatic, el o va face cu răcirea mediului. Acest fenomen este exploatat în construirea crioprobelor, instrumente utilizate pentru analgezie locală.

Aplicație: Un cilindru de oxigen plin conține oxigen gazos comprimat sub o presiune de 137 bari. În cazul golirii sale la temperatură constantă (legea Boyle), volumul de oxigen fiind menținut constant în cilindru, rezultă că valoarea presiunii citită pe manometrul cilindrului este proporțională cu cantitatea de oxigen restant. În realitate, apare expansiunea adiabatică a gazului comprimat, ca atare temperatura gazului scade (legea Boyle nu se mai aplică ad litteram) și relația de liniaritate dintre presiune și volum este alterată.

Legea presiunilor parțiale ale gazelor, sau legea lui Dalton

Într-un amestec de gaze aflat într-un container, presiunea exercitată de fiecare gaz în parte are aceeași valoare cu cea pe care ar exercita-o gazul respectiv dacă ar ocupa singur containerul.

Aplicații:

Într-un container care conține un amestec de gaze, unde cunoaștem concentrația fracțională a gazelor respective și presiunea din container, presiunea parțială a fiecărui gaz poate fi aflată prin înmulțirea concentrației fracționale cu presiunea totală (afișată de manometrul containerului).

Într-un cilindru cu aer comprimat pe manometrul căruia se citește o presiune de 100bar, azotul va exercita o presiune de 79 bar dacă concentrația fracțională a azotului este de 0,79.

Ipoteza lui Avogadro pretinde că volume egale de gaze menținute la aceeași presiune și temperatură conțin un număr egal de molecule. De aici a derivat concepția de mol. Un mol este cantitatea de substanță care conține un număr de particule egal cu numărul de atomi cuprins în 0,012 kg de carbon 12. Acest număr de particule este egal cu $6,022 \times 10^{23}$ și este cunoscut drept numărul lui Avogadro. Cu alte cuvinte, un mol este masa în grame a substanței vizate a cărei valoare cifrică este egală cu numărul atomic de masă. Astfel un mol de hidrogen are 2g (H_2), un mol de O_2 are 32g (=16x2), un mol de CO_2 are 44g (12 + 32), dar fiecare ocupă un volum de 22,4 l în condiții STP.

Ipoteza este utilizată în tehnica de calibrare a vaporizoarelor, dar și pentru determinarea N_2O conținut într-un cilindru.

Ecuatia universală a gazelor

Îmbinând legile gazelor cu ipoteza lui Avogadro, urmează că dacă

$$PV = K_1, V/T = K_2, P/T = K_3, \text{ atunci } PV/T = ct.$$

Pentru un mol din orice gaz, PV/T are valoare constantă, cunoscută sub numele de constanta universală a gazelor, R . Dacă n este numărul de moli dintr-un gaz, atunci rearanjând ecuația, ea poate fi scrisă astfel:

$$PV = nRT$$

Aplicabilitatea practică se regăsește în aprecierea conținutului de gaz al unui cilindru. Acesta are în mod inevitabil un volum constant, dacă temperatura nu variază, R este constantă, rezultă că valoarea presiunii afișate direct proporțională cu numărul de moli n, exprimă cantitatea de gaz din cilindru.

Legea lui Henry stabilește că pentru o temperatură dată, cantitatea de gaz care se dizolvă într-un lichid este direct proporțională cu presiunea parțială a gazului care se află în echilibru cu lichidul. Ca atare, presiunea unui gaz va fi proporțională cu concentrația sa la o temperatură și presiune date.

Totuși, pe măsură ce temperatura organismului scade, solubilitatea dioxidului de carbon și a oxigenului în sânge și/sau alte țesuturi crește. Ca urmare se va modifica relația dintre presiunea parțială și conținutul total de oxigen sau dioxid de C dizolvate.

Aplicație practică:

Majoritatea aparatelor de măsurare a EAB efectuează corecția valorilor presiunilor gazelor măsurate pentru temperatura actuală a organismului.

La pacienții hipotermici, valoarea adevărată a PaCO₂ corectată pentru temperatura actuală e mai mică decât PaCO₂ măsurată la 37°C. Diferența este atribuită creșterii solubilității dioxidului de carbon prin scăderea temperaturii.

Gestionarea PaCO₂ astfel încât presiunea dioxidului măsurată la 37°C să fie menținută la 40mmHg indiferent de temperatura organismului se numește *α stat*. Conceptul este utilizat în chirurgia cardiovasculară pe durata hipotermiei profunde induse.

Dacă în timpul răcirii corpului se va menține PaCO₂ corectată pentru temperatura actuală la aceeași valoare ca în timpul normotermiei, în realitate cantitatea de CO₂ va crește din cauza menținerii constante a PaCO₂ pe seama creșterii cantității de CO₂ solubil în sânge. În această situație, eliminarea de CO₂ scade prin diminuarea producției metabolice la care se adaugă creșterea solubilității CO₂ în sânge. Situația se clasifică drept *pHstat*.

Starea critică sau punctul critic caracterizează condițiile în care dispar granițele dintre stările fizice (fazele) ale materiei.

Condițiile se referă aici la temperatură, presiune și uneori compoziție.

Temperatura critică

Dacă toate gazele s-ar supune legilor gazelor perfecte, lucrurile ar fi ușor explicabile în anestezie. În realitate, gazul cu comportamentul cel mai constant este hidrogenul (cel mai apropiat de gazul ideal), motiv pentru care se utilizează pentru măsurători în scala de temperaturi internaționale. Devierile de la legile gazelor sunt mai evidente pe măsură ce temperatura gazelor se apropie de punctul de fierbere.

Temperatura critică este temperatura peste care o substanță nu mai poate fi lichefiată, indiferent câtă presiune i se aplică.

Presiunea critică este presiunea vaporilor unei substanțe la temperatura critică.

Spre exemplu, dacă pompăm N_2O sub presiune într-un cilindru la temperatura de $20^\circ C$, odată ce se atinge un anumit nivel de presiune, gazul începe să se lichiefieze, fără ca presiunea să mai crească, pînă când cilindrul se umple la nivelul adecvat. La aceeași temperatură, oxigenul va fi comprimat sub presiuni înalte, fără a se lichefia. El trece în stare lichidă numai dacă compresia are loc la temperaturi sub $-118^\circ C$, temperatura critică a oxigenului. Temperatura critică a N_2O este de $36,5^\circ C$. Rezultă că la tropice, protoxidul din cilindru se află în formă gazoasă.

O substanță este numită gaz dacă se află la o temperatură mai mare decât cea critică și în stare de vapori dacă ea se află sub temperatura critică. Astfel la temperatura camerei, oxigenul și azotul sunt gaze, în timp ce oxidul nitric, bioxidul de carbon și izofluranul sunt vapori.

Expresia grafică a relației dintre presiune și volum la temperaturi constante se numește izotermă.

Tabelul 2. Temperaturi și presiuni critice utile

Substanța	Temperatura critică $^\circ C$	Presiunea critică atm/kPa
Aer	- 140	39
Oxigen	-118,6	49,8/5 050
Dioxid de carbon	31,04	72,8/7 380
Azot	-146,9	33,5/3 390
Protoxid de N	36,4	72,45
Apă	373,976	217,7/22 060
Monoxid de carbon	-141	35,9
Carbon	31	73,8

Hidrogen	-239,95	12,8/1 300
Aur	6 977	5 000/510 000
Amoniac	132,4	111,3/11 280
Etanol	46,07	60,6/6 140

În mod tradițional, oxigenul, azotul și hidrogenul au fost numite *gaze permanente* pentru că se credea că ele nu pot fi lichefiate, fiecare având temperatura critică sub temperatura camerei.

Aplicații:

Certificarea practică a exploatării temperaturii și presiunii critice o constituie rezervoarele de oxigen lichid, sursă favorabilă de oxigen în spitalele mari. Rezervoarele de oxigen lichid sunt izolate termic și conțin oxigen la temperaturi de -160°C (-150 ; -170), cu o presiune corespunzătoare a vaporilor de 7 bari (5-10atm). Oxigenul este încălzit cu o spirală metalică, pe măsura evaporării cantitatea restantă răcindu-se. Prin utilizare continuă oxigenul își reduce singur temperatura, eficientizând procesul de întreținere. Temperatura de distribuție a oxigenului este de 15°C . La temperatura de distribuție și presiunea atmosferică oxigenul lichid generează un volum de gaz de 842 ori mai mare decât același număr de molecule în stare lichidă. Pentru evitarea contaminării gazelor inspirate se folosesc filtre de tip HEPA (High Efficiency Particulate Air) care captează particulele foarte mici, evitând recircularea lor. Sunt diferite de filtrele antibacteriene din circuitul aparatelor de ventilație.

Stocarea oxigenului lichid expune la riscul incendiilor și al exploziilor prin scurgeri accidentale. De aceea stațiile de oxigen lichid vor fi situate în afara spitalelor, la distanță de siguranță și sunt verificate zilnic.

Protoxidul de azot se află în stare gazoasă la temperatura camerei, temperatura sa critică fiind de 36°C . Ca urmare, el poate fi păstrat în fază lichidă sub presiune. În cilindri de N_2O , gazul se află și în fază lichidă, sub presiune. Frația de umplere în Marea Britanie este de 0,65. Aceasta înseamnă că 65% din protoxid se află în stare lichidă. Lichidul se va expanda la creșterea temperaturii, în cazul umplerii excesive existând riscul exploziei, în condițiile în care manometrul cilindrului va indica numai presiunea vaporilor. Pe măsură ce protoxidul se consumă, vaporii se refac din protoxidul lichid, până când rămâne doar o mică cantitate de lichid în cilindru, fără ca presiunea indicată de manometru să se modifice. Ca atare presiunea nu va reflecta cantitatea de protoxid din cilindru. Din acest motiv, fiecare cilindru va fi marcat cu valoarea tarei, care indică greutatea cilindrului când este go-

lit. Cântărind un cilindru care conține o cantitate necunoscută de protoxid și scăzând valoarea tarei, aflăm greutatea protoxidului conținut. Știind că 1 mol produce 22,4l de gaz în condiții PTS și că greutatea moleculară a N_2O este de 44, împărțind produsul dintre greutatea gazului și 22,4 la greutatea moleculară a protoxidului, obținem cantitatea de gaz în litri. Ex: pentru o greutate de 3 000g, ecuația devine: $3\ 000 \times 22,4/44 = 1527,27(l)$.

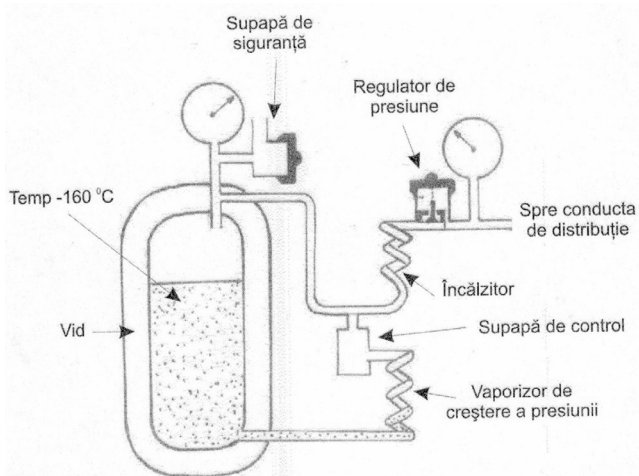


Fig 4 Schema stației de oxigen lichid – cu permisiunea autorilor N. Chirilă, în Ghid de bună practică în TI, sub red SM Copotoiu, L Azamfirei University Press, 2008

Temperatura pseudocritică

Pentru amestecurile de gaze se utilizează termenul de temperatură pseudocritică, ca fiind temperatura la care amestecul de gaze se poate separa în componente. Spre exemplu, riscul de separare în cilindrele de Entonox apare la temperaturi sub $-5,5^{\circ}C$, dacă presiunea din cilindru înainte de răcire este de 117 bari. De aceea la utilizarea Entonoxului în condiții de temperatură scăzută (Salvamont), în cilindri se va forma protoxid lichid. Sub temperatura pseudocritică, chiar dacă protoxidul se lichefiază, oxigenul rămâne sub formă de gaz. Dacă Entonoxul ar fi utilizat sub temperatura pseudocritică, oxigenul gazos ar fi inhalat în concentrație de 100% până la epuizare, după care s-ar inhala protoxid pur, pericolul letal fiind iminent.

Lichid supercritic – definește materia aflată la o temperatură și o presiune peste valorile critice.

Acest lucru înseamnă că substanța în cauză are un comportament simul-

tan bivalent: poate difuza prin solide ca un gaz, dar și poate dizolva alte substanțe ca un lichid.

În proximitatea punctului critic, variații mici ale presiunii sau ale temperaturii pot determina modificări mari ale densității. Ca urmare, multe din proprietățile lichidelor supercritice pot fi exploatare cu finețe. Spre exemplu, un lichid supercritic poate substitui solvenții organici. Cele mai cunoscute lichide supercritice sunt dioxidul de carbon și apa, utilizate pentru decafeinare, respectiv ca generator de energie, în reactoarele supercritice.

Apa are un punct termic special, numit *triplul punct al apei*, punctul în care cele trei faze – lichidă, solidă și sub formă de vapori coexistă în echilibru: 0,01°C pentru o presiune de 611,73kPa.

Coefficienții de solubilitate

Coefficientul Bunsen = volumul de gaz care se dizolvă într-o unitate volumică de lichid la o temperatură dată când asupra gazului aflat în echilibru cu lichidul se exercită o presiune de 1atm.

Coefficientul Ostwald = volumul de gaz care se dizolvă într-o unitate volumică de lichid la o temperatură dată. Aici presiunea nu contează, dar coeficientul se aplică la partiția gaz/lichid.

Coefficient de partiție = raportul cantitativ dintre două stări fizice (faze) ale aceleiași substanțe aflate în echilibru și în volum egal. Coeficienții de partiție impun specificarea temperaturii, nu și a presiunii, dar pot fi aplicați la două lichide diferite.

Izotermele sunt expresii grafice ale relațiilor dintre temperatură, presiune și volum pentru o temperatură constantă. Graficele au specificitate, cea mai evocată fiind izoterma protoxidului de azot. Într-un sistem în care pe axa ox se notează volumul și pe oy presiunea, curba temperaturii critice ascensionază lin de la dreapta la stânga, devine tangentă la vârful curbei fazei de echilibru gaz/lichid ascensionând apoi abrupt. Izoterma de 20°C (temperatura camerei) debutează și ea ușor ascendent de la stânga la dreapta, orizontalizându-se brusc în momentul inițierii lichefierii, ca expresie a echilibrului dintre cele două faze la presiune constantă – presiunea de saturație. Când toată cantitatea de gaz s-a lichefiat, curba ascensionază brusc, semnificând incompresibilitatea protoxidului care se comportă ca un lichid. Peste temperatura critică, curbele izotermice au formă de hiperbole rectangulare și urmează legea lui Boyle, protoxidul comportându-se ca un gaz.

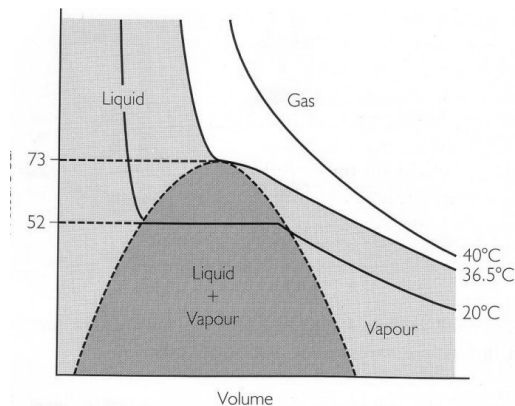


Fig 5. Izotermele protoxidului de azot

Difuziunea gazelor

Gazele difuzează conform legii lui Graham: viteza difuziunii este invers proporțională cu radicalul greutății moleculare a gazului în cauză.

Viteza difuziunii depinde și de natura membranei prin care are loc. Membrana alveolocapilară, umedă, presupune difuziunea gazelor atmosferice prin pelicula de apă. Dioxidul de carbon este mult mai solubil în apă decât oxigenul, ca atare viteza sa de difuziune va fi mai mare, în ciuda gradientului de presiune favorabil oxigenului.

Aplicație practică: Efectul de concentrare și efectul celui de-al doilea gaz.

Viteza de deplasare a gazelor – difuziunea – depinde de coeficientul de partiție. Protoxidul de N este de două ori mai solubil decât azotul, chiar dacă este practic insolubil în sânge. Dacă aerului alveolar i s-ar adăuga N_2O , acesta din urmă va difuza din alveole în sânge de 20 de ori mai rapid decât N_2 (gazul dominant din aer). Ca urmare, gazele rămase se vor concentra într-un spațiu mic – efectul de concentrație. Dacă în alveole se mai află un anesteziec volatil, prin difuziunea protoxidului în sânge va crește concentrația efectivă alveolară a anesteziecului volatil, destul de apropiată de concentrația inspiratorie – efectul celui de-al doilea gaz. Somnul se instalează cu atât mai repede, cu cât viteza de atingere a unei concentrații alveolare egale cu concentrația inspiratorie este mai mare. Cele două dezavantaje ale efectului sunt:

- a. expansiunea spațiilor aeriene – urechea medie, intestinele, pneumotoracele prin substituirea azotului din aerul cavitărilor cu protoxid.

b. Hipoxia de difuziune la întreruperea administrării protoxidului, când se inițiază difuziunea inversă – din sânge în alveole (schimbul protoxidului din sânge cu azotul din aerul conținut în amestecul de gaze inhalate) conform gradientului de concentrație. Protoxidul va înlocui nu numai azotul, ci și oxigenul din alveole. Excesul de N_2O va dilua amestecul din alveole, aerul inspirat devenind prea sărac în oxigen. Soluția constă în administrarea de oxigen 100% odată cu întreruperea administrării protoxidului, la trezire.

Breviar de fizică

Definiții, unități de măsură și fenomene utile

Tabelul 3. Noțiuni fizice utile anestezistului

Noțiunea	Simbolul	Definiția	Unitatea de măsură
Densitatea	ρ	Masa raportată la unitatea de volum	Kg/m^3
Osmolaritatea		Concentrația particulelor osmotice active /l soluție	mM/l
Osmolalitatea		Concentrația particulelor osmotice active /kg soluție	mM/kg
Viteza	v	Distanța parcursă în unitatea de timp	m/s
Accelerația	a	Variația vitezei în timp	m/s^2
Accelerația gravitațională	g	Accelerația exercitată de atracția gravitațională a corpurilor (9,81)	m/s^2
Forța	F	Factorul care modifică starea de mișcare a unui obiect	N (Newton) Kgm/s^2
Impulsul	M	Produsul dintre masă și viteză	Kgm/s
Greutatea	G	Forța pe care o exercita gravitația asupra masei	$Kg \times 9,81m/s^2$
Energia	E	Capacitatea de a efectua lucru mecanic	
Temperatura	T	Tendența de a câștiga sau a pierde căldură	° Kelvin sau °Celsius
Travaliul – lucrul mecanic	L	Acțiunea unei forțe asupra unui obiect pe care îl deplasează în direcția forței aplicate.	J (Joule)
Puterea	W	Viteza de efectuare a travaliului	watt = J/s

Forța este aceea care poate modifica starea de repaus sau de mișcare a unui obiect.

Unitatea de măsură în SI: N

$1\text{N} = \text{forța care poate accelera o masă de } 1\text{kg cu } 1\text{m/s}^2$

Acelerația gravitațională = $9,81\text{m/s}^2$

Forța gravitațională a unei mase de $1\text{kg} = 9,81\text{N} = 1\text{kgforță}$; $1\text{N} = 1/9,81\text{kgf} = 102\text{gforță}$.

Presiunea este forța distribuită pe o suprafață exprimată în unități de forță/unități de suprafață.

Unitatea de măsură în SI: pascalul, Pa. $1\text{Pa} = \text{presiune de } 1\text{N/m}^2$. IN fiind o forță relativ mică, din motive practice se utilizează kPa (Cross).

Pentru sursele de presiune mare, se folosește *barul* ca unitate de măsură, chiar dacă nu este SI.

$1\text{bar} = 100\text{kPa} \approx 1\text{ atm pres atmosferică la nivelul mării}$.

$P = f/a$, unde $f = \text{forța}$, iar $a = \text{aria}$

Presiunea absolută = presiunea de gauge (actuală) + presiunea atmosferică

$1\text{ osmol} = \text{o cantitate de particule egală cu numărul lui Avogadro}$.

Osmolaritate: cantitatea de particule osmotice active prezentă într-un l de soluție. Unit de măsură: mmol/l

Osmolalitate: cantitatea de particule osmotice active prezentă într-un kg de solvent. Unit de măsură: mmol/kg

1osmol exercită o presiune de $101,325\text{kPa}$ dacă este dizolvat în $22,4\text{l}$ de solvent la 0°C .

Se numesc *proprietăți coligative* acele caracteristici ale unei soluții care variază în funcție de osmolaritatea unei soluții. Acestea sunt:

- Depresia punctului de îngheț – acesta scade cu $1,86^\circ\text{C/osmol/kg}$ solvent.
- Reducerea presiunii vaporilor
- Creșterea punctului de fierbere
- Creșterea presiunii osmotice

Depresia punctului de îngheț sau reducerea presiunii vaporilor unui solvent sunt direct proporționale cu concentrația molară a solvitului.

Dinamica fluidelor

Fluxurile fluidelor (fie el gaz sau lichid) recunosc două tipuri de curgere: laminară sau turbulentă.

Fluxul laminar se referă la curgerea lină și stabilă, constantă. Acest tip de curgere este caracterizat prin formula Hagen-Poiseuille, unde: r este raza tubului, l – lungimea sa, p gradientul de presiune între extremitățile tubului și η vâscozitatea fluidului.

$$\text{Flux} = \frac{\pi r^4}{8\eta l} \Delta p$$

Proprietatea importantă a fluxului laminar este vâscozitatea.

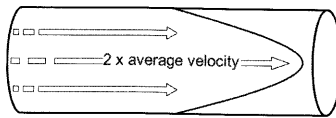
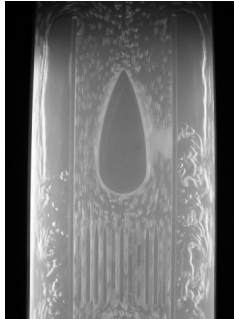


Fig 6. Flux laminar

Aspectul grafic în secțiune sagitală a fluxului laminar este parabolic, cu vitezele apropiate de zero în apropierea pereților și la vârful coloanei de fluid cu viteze de două ori mai mari decât viteza medie a coloanei de lichid luată ca întreg.

Fluxul turbulent este complet dezorganizat și imprevizibil, lipsit de paralelism față de pereții tubului de curgere. Din acest motiv nu există ecuații convingătoare aferente.

Totuși, numărul lui Reynolds – Re – care se calculează pentru fiecare fluid și tub în parte, poate anticipa verosimilitatea tipului de flux.

$$Re = \frac{\rho v d}{\eta}$$

ρ = densitatea

v = viteza
 d = diametrul tubului
 η = vâscozitatea

În situația în care $Re < 2\,000$, fluxul este verosimil laminar, pentru $Re > 2\,000$ devenind verosimil turbulent.

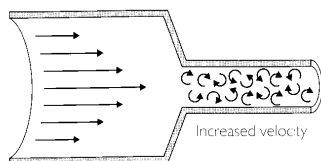


Fig . 7 Flux turbulent

Proprietatea definitorie a fluxului turbulent este densitatea. Formulele de mai sus se aplică la toate gazele și la unele fluide. Apa este considerat fluid newtonian, dar nu și sângele.

Prima lege a termodinamicii, cunoscută mai bine drept legea conservării energiei stă la baza principiului Bernoulli și efectului Venturi.

Legea conservării energiei afirmă că într-un sistem energia nu se crează și nu se distruge, doar se transformă.

Astfel, dacă energia cinetică – viteza de deplasare a particulelor unui sistem de fluide crește, energia potențială – presiunea, va scădea corespunzător pentru conservarea constantă a produsului lor și invers.

Principiul Bernoulli stabilește că în cazul fluidelor ideale, creșterea vitezei de curgere va determina reducerea simultană a presiunii sale.

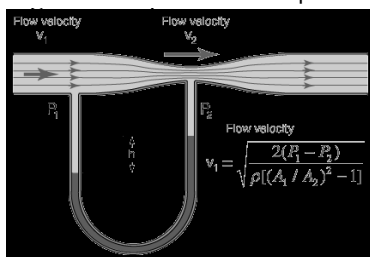


Fig . 8 Principiul Bernoulli

În cazul *efectului Venturi*, strâmtarea unui tub prin care se deplasează un fluid va determina creșterea vitezei de deplasare în zona de constricție, cu reducerea consecutivă a presiunii fluidului. Scăderea presiunii poate fi utili-

zată pentru a antrena lichide sau gaze: măștile Venturi, nebulizatoarele.

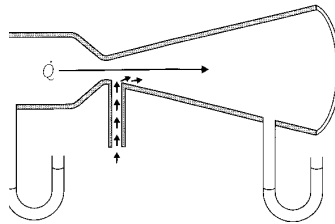


Fig. 9 Efectul Venturi

Efectul Coandă descrie tendința unui curent de fluid care se deplasează în vecinătatea unei suprafețe convexe de a urma conturul suprafeței, deviind de la cursul inițial.

Se consideră că prin antrenarea moleculelor din vecinătatea suprafeței curbe, curentul de fluid va determina scăderea presiunii la punctele de contact. Ca atare coloana de fluid va fi deviată spre suprafața curbă. Efectul explică tendința la deviere preferențială a unui flux spre una din ramurile unei piese în Y, în defavoarea distribuției egale.

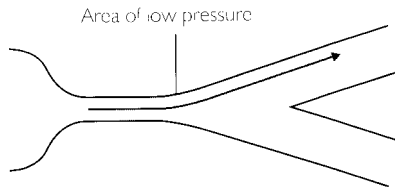


Fig 10. Efectul Coandă

Fluidul ideal este lipsit de vâscozitate (adică de forțe de frecare sau de tensiune) și este incompresibil. Prin curgerea unui fluid ideal printr-un tub, fluidul nu va pierde energie, curgerea fiind lipsită de frecare, de tip laminar, steady -state.

Ecuția Bernoulli se conformează legii conservării energiei. Se raportează energia la unitatea de volum a tubului prin care are loc curgerea lichidului ideal. Rezultă noțiunea de *densitate a energiei* egală cu energia/unitate volumică, exprimată în J/m^3 . În orice punct al tubului, raportul E/V este constant.

$$\text{Densitatea energiei} = \mathbf{E} = E/V$$

Chestiuni cu tâlc

Întrebări frecvente din partea rezidenților

1. Unde trebuie plasat un vaporizor în circuitul anestezic?

Vaporizoarele calibrate în concentrație se montează între debitmetru (debitor în dreapta sa) și tubulatura de exhaustare, în afara circuitului anestezic, respectând direcția indicată a fluxului de gaze. Montarea unui vaporizor cu inversarea fluxului de gaze poate determina concentrații incorecte, deseori mai mari decât cele anticipate și/sau induce rezistențe ridicate cu repercursiuni asupra respirației. Direcția și sensul corect al FGF sunt însemnate pe unele vaporizoare (partea dorsală Drager 2000). Vaporizoarele nu vor fi montate în serie în absența unui sistem de blocaj (interlock). În caz contrar apare riscul unui amestec de gaze necontrolat. Exemplu de montaj: Drager vapor 2000 este inserat în linia de gaze proaspete a sistemului anestezic care debitează în mod tipic FGF continuu, în afara circuitului anestezic. El se conectează între unitatea de control și locul de ieșire al FGF. Din cauza rezistenței pneumatice ridicate, el nu este potrivit pentru aparatele de ventilație mecanică!

2. Diferă sau nu MAC-ul de concentrația de pe tamburul vaporizorului? De ce se confundă cei doi termeni?

În timp ce MAC este concentrația minimă alveolară de anestezic volatil la care 50% din pacienți nu vor mișca la un stimul chirurgical, pe tamburul (discul) vaporizorului apare concentrația agentului volatil exprimată volumic la ieșirea din vaporizor. Valorile absolute ale MAC și ale concentrației de pe tamburul vaporizorului fiind apropiate cel puțin pentru unele anestezice volatile, ele constituie un element de confuzie pentru utilizatorii aparatelor de anestezie cu monitorizarea concentrației gazelor anestezice. Aceștia se neliniștesc dacă între valorile agentului inhalator în vol% și MAC afișată există diferențe, pe care le atribuie în mod eronat unor *scăpări* din circuit.

3. Ce se întâmplă cu concentrația de agent volatil sau cu MAC-ul dacă FGF crește sau scade?

Pentru a răspunde la această întrebare este util de revăzut factorii care influențează debitul unui vaporizor (înțeles drept efluxul de gaz purtător de anestezic volatil). În mod ideal, concentrația livrată trebuie să nu depindă de viteza fluxului, de temperatură, de presiunile exercitate retrograd (retropresiuni) sau de gazul transportor. În realitate însă, debitul vaporizoarelor actuale depinde de viteza fluxului, de temperatură, de retropresiunea intermitentă și de compoziția gazului transportor (portant).

Pentru o concentrație fixată în volume %, debitul vaporizorului variază cu viteza gazului prin vaporizor, în special pentru valori extreme. La viteze mici de flux (sub 250ml/min) debitul vaporizorului cu by-pass variabil este mai mic decât ar sugera valoarea discului din cauza turbulenței prea mici ca să antreneze cantitatea de vapori dorită. Pentru vitezele extreme de flux (15l/min), debitul va fi mai mic decât este fixat pentru că în camera de vaporizare amestecul gazelor și saturația vor fi incomplete. Mai mult, caracteristicile de rezistență a camerei de scurtcircuitare și de vaporizare variază odată cu creșterea fluxului, ceea ce poate diminua concentrația gazelor livrate. Din aceste motive se impune monitorizarea concentrației gazelor anestezice din brațul inspirator și expirator al sistemului.

Deseori concentrația agentului inhalator este mai mică decât cea setată pe vaporizor la fluxuri mici datorită: pierderilor, utilizării (uptake), dar și a diluției (apă, azot expirat, pierderi distal de ieșirea comună a gazelor). Fluxurile reduse de gaze de altfel implică mult mai multă atenție, dar și unele dezavantaje:

- ✓ capacitatea redusă de a modifica rapid concentrațiile inspiratorii (pentru schimbările rapide de concentrație se va trece pentru scurt timp la fluxuri mai mari)
- ✓ riscul hipercarbiei (epuizarea absorbantului)
- ✓ acumularea unor gaze nedorite: monoxid de carbon, acetonă, metan, hidrogen, etanol, metaboliți ai agenților anestezici, argon și azot.

Toate vaporizoarele pentru sevofluran sunt mai puțin exacte datorită presiunii mai scăzute a vaporilor anestezici pentru fluxuri de gaze mari (peste 10l/min) și setării de concentrații ridicate după inducție, când livrează mai puțin decât setarea. Tendința aceasta se accentuează când vaporizorul este aproape gol (Anesth Analg 2000; 91: 834-6).

4. *Efecte de vaporizor* Ex: efectul de pompare și de presurizare; efectul altitudinii asupra vaporizoarelor moderne.

Vaporizoarele moderne tind să se elibereze de influența mediului asupra performanței lor, așa încât monografia vaporizorului Drager vapor 2000 include în caracteristicile tehnice ale produsului următoarea afirmație: *Concentrația debitată este în cea mai mare parte neinfluențată de condițiile de operare sau ambientale, cum ar fi temperatura, fluxul de gaze sau presiunea de ventilație.* Știm însă că legile fizicii sunt imuabile, deși pot fi utilizate în interesul nostru.

Presiunea retrogradă intermitentă este un fenomen posibil în două circumstanțe: în cazul IPPV modul asistat sau controlat, când presiunea poziti-

vă din inspir este transmisă retrograd spre vaporizor, sau dacă se utilizează supapa de *spălare cu O₂* fără decuplarea FGF, (fluxul rapid, by-passul) când pătrunderea gazului în aval de vaporizor determină ascensiuni presionale. Același lucru se produce în absența supapelor unidirecționale dintre vaporizor și ieșirea comună a gazelor. Presiunea retrogradă intermitentă poate crește (efect de pompare) sau reduce debitul vaporizorului (efect de presurizare). La creșterea presiunii în camera de vaporizare, vaporii vor fi compriși și se vor destinde la scăderile presionale. Când efectul este puternic, cantități mici de vaporii saturați vor fi pompate retrograd prin orificiul de admisie al camerei de vaporizare, în FGF (efect de pompare).

Efectul de pompare este mai accentuat pentru:

- ✓ Viteze reduse ale fluxului poaspăt de gaze (FGF)
- ✓ Concentrații mici (prestabilite) de anestezie în volume %
- ✓ Nivel scăzut de anestezie în camera de vaporizare
- ✓ Frecvențe respiratorii ridicate
- ✓ Presiuni inspiratorii de vârf ridicate
- ✓ Scăderi rapide ale presiunii în timpul expirului

Efectul de presurizare

Unele vaporizoare au debite mai mici când sunt utilizate pe aparate de ventilație automate comparativ cu regimul de funcționare cu flux liber atmosferic. Efectul este mai evident pentru fluxurile mari, la fluctuații mari de presiune sau setări de concentrații mici.

În general efectul de pompare este mai intens decât cel de presurizare. Efectul de presurizare este mai puternic pentru fluxuri mari de gaze, efectul de pompare pentru fluxuri reduse.

Efectul altitudinii asupra debitului vaporizorului

În practică acesta se poate exercita supra celor două mari categorii de vaporizoare:

- ✓ cu calibrare de concentrație
- ✓ cu măsurarea fluxului

Toate vaporizoarele sunt calibrate la presiuni atmosferice standard, adică la nivelul mării. Anesteziiile însă pot fi efectuate la altitudini diferite, în medii diferite, chiar în camere presurizate. Mai susceptibile la modificarea presiunii barometrice sunt anestezicele cu puncte de fierbere scăzute.

Presiunile barometrice scăzute

a. vaporizoarele calibrate în concentrație

Creșterea altitudinii se asociază cu scăderea presiunii atmosferice. În noile condiții, raportul de separare se va modifica. În condiții hipobare pasajul prin camera de vaporizare cu rezistență în mod normal mai înaltă, devine mai ușor. Debitul vaporizorului exprimat în presiuni parțiale, va crește ușor. Efectul este mai evident dacă exprimăm concentrația în volume %.

Formula de calcul este:

$$c' = c (p/p')$$

unde

c' = concentrația în vol % la o presiune barometrică dată

c = setarea tamburului în vol %

p = presiunea barometrică la care a fost calibrat vaporizorul

p' = presiunea barometrică pentru care determinăm valoarea c'

Ex: $c' = 1\% (1 / 0,8) = 1,25$; unde $p = 1 \text{ atm}$, $p' = 0,8 \text{ atm}$.

b. vaporizoarele cu măsurarea fluxului

La scăderea presiunii mediului, vor crește atât presiunile parțiale livrate, cât și vol %. Valoarea creșterii depinde de presiunea barometrică, de presiunea vaporilor anestezici și de temperatură. Efectul crește cu apropierea presiunii vaporilor de presiunea atmosferică. Dacă se adaugă protoxid, efectul de creștere a presiunii parțiale a anestezicului asupra profunzimii anesteziei este cel puțin parțial anulat de scăderea presiunii parțiale a protoxidului.

Presiunile barometrice ridicate

a. Vaporizoarele calibrate în concentrație – modificându-se densitatea gazelor va crește rezistența la flux în camera de vaporizare în timp ce debitul vaporizorului în presiuni parțiale și vol% se va reduce. La o presiune barometrică de 2 atm concentrația în vol% se înjumătățește. Efectul asupra presiunii parțiale este mai redus.

b. Vaporizoarele cu măsurarea fluxului- concentrațiile exprimate în vol% sau presiuni parțiale vor fi mai mici.

5. Ce efecte are temperatura asupra concentrației de amestec inhalator? Vaporizoarele compensează variațiile temperaturii ambientale. În niciun caz temperatura agentului anestezic nu trebuie să atingă punctul de fierbere, pentru că în acest caz concentrația debitată devine necontrolabilă. În cazul unor temperaturi excesive combinate cu presiuni atmosferice scăzute (ascensiuni la altitudini ridicate pe vreme însorită – platouri înalte expuse la soare) expun la dozaj excesiv.

6. Cum afectează fluxul de oxigen (by-passul de O_2) concentrația de gaze livrată de vaporizor (care ajunge la bolnav)?

Debitele mari vor determina un amestec variabil de gaze și o saturație incompletă în camera de vaporizare având drept consecință scăderea concentrației gazelor livrate. Dacă pe monitor se afișează concentrații extreme (prea mari sau prea mici), chiar 0%, să ne amintim că unele aparate de anestezie sunt prevăzute cu monitoare de gaze anestezice care afișează concentrațiile de volatil în vol%, nu în presiuni parțiale. Conversia poate fi făcută după formula oferită de Drager:

Concentrația (% pres parțială) = Valoarea măsurată (vol%) x pres atmosferică (hPa) / 1013 hPa

1hPa = 1 hectopascal = 100 Pa = 0,1 kPa

7. Ce relație există între compoziția fluxului de gaze proaspete și debitul vaporizorului (concentrația de gaze livrată de vaporizor)? Cum afectează viteza fluxului de gaze (debitul) concentrația agentului inhalator?

Când fluxul de gaze proaspete își schimbă compoziția de la O_2 100% la N_2O 100%, debitul vaporizorului scade rapid dar trecător. Urmează o creștere lentă până la o nouă valoare de steady-state. Explicația rezidă în solubilitatea mai mare a protoxidului în anestezicul volatil comparativ cu oxigenul, prin urmare cantitatea de protoxid care părăsește vaporizorul va fi pe moment mai mică, până la saturarea cu N_2O a anestezicului volatil. Vaporizoarele moderne (Drager 19.1, Ohmeda Tec 4) au valori de steady state mai mici când gazul transportor este protoxidul. Alte vaporizoare mai vechi, manifestă debite crescute la utilizarea protoxidului.

Pentru vaporizoarele Drager 2000, la schimbarea amestecului gazos, apare un defect dinamic adițional, de unde devierea suplimentară a concentrației până la spălarea FGF precedent din camera de vaporizare. Durata și mărirea variației vor fi cu atât mai mari, cu cât volumul de anestezic volatil din vaporizor este mai mic, cu cât setarea concentrației este mai mare, FGF mai mic și modificarea compoziției gazului mai importantă.

Factorii care contribuie la răspunsul caracteristic steady-state la utilizarea unor gaze portante diferite sunt:

- ✓ Vâscozitatea, densitatea și solubilitatea relativă a gazului portant în anestezicul volatil
- ✓ Caracteristicile de separare a fluxului specifice vaporizorului
- ✓ Setarea concentrației din tambur

8. Ce se întâmplă la utilizarea unui anestezic *neadecvat* într-un vaporizor destinat altui agent?

Umplerea unui vaporizor cu by-pass variabil cu desfluran ar putea fi catastrofică, cu livrarea unui amestec hipoxic și supradozare masivă de desfluran.

Utilizarea izofluranului într-un vaporizor de halotan mizând pe proprietățile fizice asemănătoare este malpraxis și poate fi urmetă de consecințe toxice (mai ales hepatice). Drager avertizează să nu se utilizeze vaporizoare umplute total sau parțial cu un alt anestezic decât cel destinat, sau asupra contaminării (cu alte substanțe, apă, etc). Concentrația debitată poate fi semnificativ redusă comparativ cu setarea, dar există și riscul exploziei datorat substanțelor combustibile. O parte din monitoarele anestezice nu pot identifica componentele amestecului anestezic și nu disting dacă agentul utilizat diferă sau nu de cel destinat. *Din acest motiv devierile neobișnuite ale concentrațiilor afișate pe monitor pot semnifica umplerea incorectă, cu alt agent decât cel destinat!*

9. Ar putea durata unei intervenții chirurgicale influența concentrația de agent anestezic?

Se știe că evaporarea reduce temperatura vaporizorului în mod lent, că vaporizoarele sunt compensate termic prin concepție și construcție, dar că după o perioadă de operare mai îndelungată se ajunge la stabilizare (steady-state) la temperaturi mai reduse. Ca urmare vor fi debitate amestecuri cu concentrații ceva mai mici decât valorile inițiale, atât timp cât temperatura nu scade sub nivelul admis de fabricant.

10. Putem anticipa consumul de agent anestezic?

În principiu, cel puțin pentru unele vaporizoare acest lucru este posibil. Spre exemplu, pentru vaporizorul Drager 2000, consumul de agent volatil poate fi calculat după formula:

$$\text{ml consumați} = 3 \times \text{FGF (l/min)} \times \text{concentrația (vol \%)}$$

Sau alternativ, dacă vrem să știm în câte ore se vor consuma 260ml de anestezic volatil prin vaporizorul Drager, formula devine

$$\text{Nr de ore} = 85 / \text{FGF (l/min)} \times 1/\text{conc (vol\%)}$$

11. În cât timp se *saturează* tubulatura aparatului de anestezie cu agentul inhalator?

Solubilitatea anestezicelor volatile în tubulatura circuitului anestezic este proporțională cu solubilitatea în țesuturi. Coeficienții de partiție plastic/gaz sau cauciuc/gaz diferă mult pentru halotan comparativ cu restul agenților

inhalatori. Cei mai mici coeficienți îi înregistrează desfluranul, cei mai ridicați halotanul. Desfluranul este de aproximativ jumătate de ori mai puțin solubil comparativ cu sevofluranul, are un sfert din solubilitatea izofluranului și o optime din cea a halotanului. Halotanul ajunge la concentrația de echilibru cu balonul de cauciuc în aproximativ 2 ore și mult mai lent cu tubulatura de polietilen, ceea ce face practic neglijabilă cantitatea absorbită de circuitul anestezic.

Tabelul 4. Coeficienții de partiție plastic/gaz

Dispozitiv	Sevofluran	Izofluran	Halotan
Circuit anestezic	31±1	58±1	128±1
Dispozitiv mecanic de ventilație (burduf) de latex	23±1	43±6	199±4
Balon de latex	29±3	49±6	190±5
Canulă traheală (clorură de polivinil)	68±1	114±2	233±2

12. Mitul *sterilității* vaporizorului și a tubulaturii – dogmă sau realitate demonstrată?

Una din legendele anestezice proclamă virtuțile sterilizatoare ale agenților volatili, care se mai și dizolvă în tubulatura circuitului anestezic. În consecință, sterilizarea tubulaturii după fiecare utilizare ar fi doar un exces de zel și o cheltuială inutilă. Dintre metodele de sterilizare lichidă (în spiritul protejării de degradare a tubulaturii), glutaraldehida este singurul agent eficient împotriva bacilului tuberculos și a virusurilor. Vaporizoarele și dispozitivele de umplere nu se sterilizează pentru că deteriorarea lor implică riscul dozajului incorect. În eventualitatea în care vaporizorul rămâne pe aparat (în poziția T pentru Drager 2000), golirea lui nu este obligatorie, dar se impune utilizarea unor programe de sterilizare cu temperaturi sub 40°C în Aseptor (instalație Drager de dezinfecție/sterilizare).

Lipsa documentării serioase în privința infecțiilor încrucișate, transmise prin echipament anestezic contaminat poate avea semnificația neglijării urmării sau unei incubării prelungite. Regula generală este obligativitatea sterilizării echipamentului după utilizarea sa la un pacient cu infecție respiratorie.

13. Ingeniozitatea în sensul adaptării la resurse în interesul pacientului, cu modificarea destinației unor dispozitive este o atitudine încurajată uneori într-un climat de sărăcie. Ea poate însă deveni păguboasă. Se pune întrebarea dacă practica improvizației trebuie prohibită sau încurajată,

dacă ea este cu adevărat periculoasă sau se exagerează și atunci ghidurile pot fi tolerate? Pentru a preveni accidentele potențial letale sau cu efecte definitive nedorite (mai ales hipoxice și/sau toxice) au fost elaborate standarde de utilizare a aparatului de anestezie și norme tehnice de securitate. În climatul nostru din ce în ce mai pretențios în rigoare dar neuniform ca dotare și nesuștinut de acte normative, orice transgresare a recomandărilor europene de utilizare adecvată a aparatului poate avea consecințe grave pentru pacient și repercursiuni pentru utilizator. Cum se numește transgresarea recomandărilor și ce consecințe poate avea este un teritoriu de convergență a codului deontologic medical, a drepturilor pacientului și a legislației. De aici derivă responsabilitatea medicală. Acuzele de malpraxis pot fi grave și disculparea poate fi susținută numai prin dovedirea bunei utilizări a unei aparaturi cu drept de funcționare.

Exemple:

- Utilizarea unui alt agent volatil decât cel destinat unui vaporizor din eroare, sau cu bună știință plecând de la premiza proprietăților fizice asemănătoare (izofluran în vaporizor de halotan).
- Improvizarea unor dispozitive de umplere a vaporizoarelor de sevofluran în lipsa originalelor.
- Virarea spre galben a culorii halotanului depistată la controlul vizual al nivelmetrului semnifică creșterea conținutului în timolol (stabilizatorul halotanului). Aceasta impune drenarea completă a vaporizorului, urmată de curățirea sa, pentru că excesul de timolol se acumulează în cămașa de fitil a vaporizorului.

Există riscul administrării simultane a două anestezice inhalatorii diferite la vaporizoarele de tip Ohmeda Modulul când sunt grupate câte trei. Îndepărtarea vaporizorului central trebuie să fie urmată de deplasarea unuia din vaporizoarele restante în poziție adiacentă, altfel conexiunea de blocare (interlock) se expune și ambele vaporizoare pot fi deschise simultan (pentru cele fabricate înainte de 1995).

Accidentele letale anestezice au determinat persoane responsabile să ia act și să încerce limitarea lor. Nomenclatura s-a inspirat din tehnica *incidentului critic* descrisă de Flanagan în 1954, în intenția de a diminua pierderile umane și logistice din timpul antrenamentelor aviatice. Cooper și colaboratorii au modificat-o și au introdus-o în anestezie. Un incident critic este o întâmplare care nedescoperită în timp util sau corectată ar fi putut duce la, sau a determinat o evoluție nedorită, de la prelungirea duratei de spitalizare la deces sau dezabilitare permanentă. Din portretul incidentului critic mai fac parte următoarele:

- Fiecare incident presupune o eroare cauzată de un membru al echipei anestezice sau o disfuncționalitate a echipamentului anestezic
- A apărut în timpul îngrijirii pacientului
- A putut fi descris în mod clar
- În mod evident putea fi evitat sau prevenit

Deși 30% din incidentele critice sunt atribuite disfuncționalității echipamentului, în numai 4,3% din cazurile cu prognostic substanțial negativ (deces, stop cardiac, amânarea operației, prelungirea spitalizării) s-a putut demonstra disfuncția aparaturii. Eroarea umană a fost problema dominantă în restul cazurilor.

O analiză americană din anul 1977 (ASA Closed Claims Project) constată că din 3791 reclamații, numai 2% (73/3791) au fost atribuite echipamentului de livrare a gazelor. Din acestea, 21% au fost legate de vaporizoare. În 76% din cazuri consecințele au fost drastice: deces, suferință cerebrală. Anesteziștii au fost responsabili de 70% din erorile de utilizare, tehnicienii au contribuit cu numai 30%! S-a concluzionat că per total, 78% din acuzații ar fi putut fi prevenite dacă monitorizarea ar fi fost adecvată. S-au impus de atunci alarmele de concentrații anestezice excesive sau scăzute pe lângă monitorizarea concentrației de protoxid și de agent inhalator. Astfel alarma de *low agent concentration*, semnifică fie un vaporizor gol, fie în poziția *off* și poate determina starea de trezire (sau conștientizare) intraoperatorie (awareness). Alarma de concentrație excesivă se declanșează în caz de funcționare defectuoasă a vaporizorului, pătrunderea agentului lichid în circuit, înclinarea vaporizorului. Alarmele pentru amestecuri de gaze (*mixed agents*) pot semnala contaminarea vaporizorului, mai ales dacă există vaporizoare în tandem și deschise.

Analizorii de agenți anestezici sunt importanți în special în cazul utilizării vaporizoarelor cu flux măsurat (copper kettle, Verni-Trol) pentru că erorile de setare a fluxului de gaze ar putea produce concentrații potențial letale. MAC excesiv poate semnifica setarea incorectă a vaporizorului. Utilizarea în premieră a unor echipamente noi este supusă unor riscuri suplimentare derivate din lipsa experienței și a documentării (Tec 6 pentru desfluran). Monitorizarea azotului avertizează asupra pierderilor în ambient.

De reținut că în Closed Claims Study *utilizarea neadecvată a aparaturii a fost de trei ori mai prevalentă decât defecțiunile echipamentului, așa încât s-a dovedit necesitatea măsurilor educative și a strategiilor preventive* (Caplan RA et al, Anesthesiology 1997; 87: 741-8).

14. Dezamorsarea unor situații neliniștitoare. Ce facem când MAC calculat conform vârstei și greutateii diferă mult de cel obținut? (ambele afișate

pe ecranul Drager Julian-ului). Armonizăm setarea la efectul dorit, continuăm dacă nu anticipăm riscuri toxice, verificăm la sfârșit vaporizorul (golire completă, reumplere, repetarea verificării tehnice). Întrerupem administrarea agentului anestezic dacă concentrațiile afișate sunt periculoase, continuăm cu anestezia intravenoasă, reverificăm vaporizorul și circuitul la sfârșit (etanșeitate, pierderi, complianță).

15. Ce e nou în administrarea agenților volatili?

Sedarea inhalatorie poate fi utilizată cu succes în cadrul asistenței anestezice monitorizate (monitored anesthesia care = MAC) în scop analgetic și sedativ. Avantajele ar fi reversibilitatea rapidă și ușurința de a menține o concentrație tele-expiratorie constantă. Cel mai promițător pare a fi sevofluranul prin lipsa efectelor iritative locale, instalare și evanescență rapidă a efectelor. Există chiar și sistemul de administrare prin dispozitivul Anaconda. Concentrațiile recomandate pentru efectul sedativ sunt de 0,3-0,6%.

A apărut și un nou tip de vaporizor cu by-pass variabil și control electronic, produs de Datex-Ohmeda, denumit ADU (Anesthesia Delivery Unit) și este capabil să livreze cinci anestezice volatile: halotan, izofluran, enfluran, sevofluran și desfluran. El necesită un curent electric suplimentar. Vaporizorul este format dintr-o unitate permanentă de control intern plasată în interiorul ADU, care poate primi casete Aladin intersanjabile, fiecare cu anestezicul dedicat și prevăzute cu sistem color și magnetic de codificare.

Vaporizorul Tec 6 pentru desfluran, cu presurizare și încălzire electrică are cod de culoare albastru.

16. Incidente: Debordarea (funcționare în poziție înclinată), supraumplerea, fluxul reversat, scăpările.

Debordarea (tipping) apare la deconectarea incorectă a vaporizoarelor umplute, sau la înclinarea sau deplasarea lor. Prin înclinare, lichidul pătrunde în camera de by-pass și gazul portant va livra cantități excesive de anestezic. În acest caz vaporizorul va fi reutilizat doar după 20-30 minute de spălare cu viteze mari de flux și tamburul fixat la concentrații minime. În mod tipic 1ml de agent volatil produce aproximativ 200ml de vapori. De aici devine clar de ce înclinarea este periculoasă. Cantități mici de lichid anestezic avansate distal de vaporizor determină bolusuri mari de vapori saturați livrați instantaneu în căile respiratorii.

Umplerea excesivă poate duce la supradozare (de 10x concentrațiile intenționate) din cauza contaminării camerei de by-pass. În plus, înclinarea la peste 45 de grade poate duce la obstrucția cu lichid a supapelor. Soluția constă în splălarea cu rate de flux mari timp de 20-30 de minute și setare

la vol% mari pe tambur pentru Tec 4. Rezolvările pentru alte vaporizoare trebuie regăsite în instrucțiunile de utilizare.

Un vaporizor golit la un sfert din capacitatea sa funcționând cu fluxuri mari de gaze va livra cantități foarte mici de agent.

Umplerea cu agent inhalator neadecvat apare excepțional și numai la vaporizoarele fără sisteme de umplere dedicate (cheie).

Contaminarea – apare la utilizarea aceleiași sticle pentru umplerea unor vaporizoare dedicate altui agent.

Scurgerile interne sunt dificil de detectat, chiar la aparatele moderne.

Pierderile de gaze de aproximativ 100ml/min din circuitul anestezic pot duce la reduceri critice ale concentrației anestezicelor volatile (risc de conștientizare intraoperatorie), sau pot rezulta în amestecuri hipoxice.

17. Care sunt calitățile unui vaporizor ideal?

- Performanță neafectată de variațiile fluxului de gaze proaspete, de volumul agentului volatil, de temperatura și de presiunea mediului, de pierderea de căldură prin vaporizare, de fluctuațiile presionale datorate modului de ventilație.
- Rezistență scăzută la flux
- Greutate mică, să necesite volume mici de anestezic lichid.
- Economie și siguranță în utilizare cu necesitate de service minimă – să nu accepte alt anestezic decât cel destinat.
- Să fie rezistent la coroziune și solvenți.

18. Presiunea de injectare a lichidelor - presiunea aplicată asupra pistonului unei seringi va depinde de diametrul intern al seringii. Spre exemplu, o seringă de 2ml are un diametru intern de 8mm și o suprafață de secțiune de $0,00005\text{m}^2$. Presiunea dezvoltată prin împingerea pistonului ($P = f/a$) pentru o forță a policelui de 25N va fi de 500kPa. Pentru o seringă de 2ml, $P_1 = 25\text{N}/0,00005\text{m}^2 = 500\ 000\text{Pa} = 500\text{kPa}$. Suprafața de secțiune a unei seringi de 20ml = $2,5 \times 0,0001\text{m}^2$. $P_2 = 25\text{N}/0,0001\text{m}^2 = 100\ 000\text{Pa} = 100\text{kPa}$. Este evident că presiunile dezvoltate în seringă mai mică vor fi pentru aceeași împingere de cinci ori mai mari. Din acest motiv se recomandă la injectarea prin filtrele cateterelor peridurale să se folosească seringi de 20ml, presiunea dezvoltată în seringile mici riscând să distrugă structura filtrelor dintre catetere și seringi, expunând în acest fel la contaminare.

Același principiu fizic stă la baza recomandărilor pentru evitarea escarelor, contactele eminentelor osoase cu suprafețe reduse ca dimensiuni expunând țesuturile moi la ischemie prin presiuni excesive.

BIBLIOGRAFIE

1. Aitkenhead A.R., Smith G., Rowbotham D.J. *Textbook of Anaesthesia*, 5th ed, Churchill Livingstone/Elsevier, Edinburgh, London, New York, 2007; Chapter 11: Basic physics for the Anaesthetist: 173-193
2. Al-Shaik B., Stacey S. *Essentials of Anesthetic Equipment*, Churchill Livingstone, London, Edinburgh, New York, 2nd ed 2002: 21
3. Barash P.G., Cullen B.F., Stoelting R.K., *Clinical Anesthesia*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, Baltimore, New York, 5th ed, 2006
4. Beatty PCW, *Basic physical principles*, in *Foundations of Anesthesia*, 2nd Ed, 2006, Mosby Elsevier, Capter 11, Ed by Hemmings HC Jr, Hopkins PM, pg 137-142
5. Caplan RA, Vistica MF, Posner KL et al: *Adverse anaesthetic outcomes arising from gas delivery equipment: closed claims analysis*, *Anesthesiology* 1997; 87: 741-8.
6. Cooper JB et al: *Preventable anesthesia mishaps*, *Anesthesiology* 1978; 49: 399-406
7. Copotoiu SM, Copotoiu Ruxandra, *Vaporizoare în Actualități în ATI, cursul FEEA 2006*, seb red Copotoiu SM, Azamfirei L, University Press Tg.Mureș, 2006: 1111111
8. Cristea T. : *Anestezie clinică*, sub red Acalovschi I, Ed a 2-a, Clusium 2005: 303-308
9. Davis PD, Kenny GN: *Basic Physics and Measurements in Anesthesia*, 5th Ed, Butterworth / Heinemann, Edinburgh, London, New York, 2002: 38-74; 115-125
10. Dorsch JA, Dorsch S: *Understanding Anesthesia Equipment*, Lippincott Willimas & Wilkins, Philadelphia, Baltimore, New York, Ed 4, 1998
11. Drager Medizintechnik: Drager Vapor® 2000, *Anaesthetic vaporiser*, Instructions for use
12. Duke JD: *Anesthesia Secrets*, Hanley / Belfus Inc., Philadelphia, 2nd Ed, 2000: 106-109
13. Eger EI, Eisenkraft JB, Weiskopf RB: *The Pharmacology of Inhaled Anesthetics*, Dannemiller Memorial Educational Foundation, 2002
14. Eisenkraft JB: *Problems with Anesthesia Gas Delivery SNVSstems*
15. Flanagan JC: *The critical incident technique*, *PSNVSchol Bull* 1954; 51: 327-358
16. Glidden R.S.: *NMS Clinical Manuals*, Anesthesiology, Lippincott Williams / Wilkins, Philadelphia, Baltimore, New York, 2003: 17-25
17. Miller D ed: *Miller's Anesthesia*, Sixth Edition, Elsevier Churchill Livingstone, vol1, 2005
18. Power I, Kam P: *Principles of Physiology for the Anesthetist*, Arnold, London, New York, New Delhi, 2001
19. Stedman's medical distionary, 25th edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Philadelphia, Hong-Kong, 1990: 843
20. Steele SM, Nielsen KC, Klein SM: *Ambulatory Anesthesia Perioperative Analgesia*, McGraw Hill, New York, Chicago, San Francisco, 2005