CIRCUÏTS ANESTÈSICS

13 de decembre del 2010

Dra. Mª Luisa Martínez Villar
Hospital de Granollers

Dintre del concepte d'aparell o màquina d'anestèsia s'inclouen tota una sèrie d'elements (*Figura 1*) que coincideixen a nivell del circuit anestèsic (CA).

Figura 1

Des d'un punt de vista fisiològic, el CA es considera una prolongació de l'aparell respiratori del pacient. De forma molt esquemàtica no es més que un sistema de canonades encarregat de conduir una barreja de gasos (oxigen, protòxic i/o aire) des de el subministrament de gasos frescos (FGF) cap al pacient i retornar-los des del pacient cap al l'exterior (sistema antipol.lució) (*Figura 2*).

Figura 2

Segons la disposició dels seus components varia l'eficàcia del CA. De totes les configuracions descrites la següent representa una de les més efectives: FGF a la branca inspiratòria, entre la vàlvula unidireccional inspiratòria i l'absorbidor de CO_2; la vàlvula de sobrepressió i la bossa reservori a la branca espiratòria, entre la vàlvula unidireccional espiratòria i el ventilador (*Figura 3*).

Figura 3

Les propietats que defineixen un circuits són:

- Capacitat.
- Constant de temps.
- Compliança (volum comprimit)
- Resistència.
- Hermeticitat
- Humidificació i escalfament de gasos.
- Absorció i adsorció de gasos.
- Re inhalació de gasos

.

Capacitat:

És el volum de gas que cap dins de les estructures que componen el sistema anestèsic (*Figura 4*). Intervé al càlcul de la compliança i de la constant de temps del circuit. Els circuits més eficients són els que tenen una capacitat més baixa.

La majoria de volum es localitza a nivell de la concertina, del ventilador i de l'absorvidor de CO_2 ("canister").

Figura 4

Constant de temps del circuit:

Correspon al temps que requereix el circuit per canviar la composició dels gasos que per ell circulen. Expressa en minuts la velocitat de canvi per passar d'un estat inicial a un estat final o d'equilibri. Es defineix com el temps necessari per assolir el 63% de l'estat final. Es requereixen tres constants de temps (C_T) per arribar al 98% del canvi. Un circuit amb una C_T petita ens permet fer canvis ràpids a la composició dels gasos inspirats , en canvi, una C_T gran fa que els canvis siguin més lents.

C_T = (volum del sistema anestèsic + Capacitat residual funcional) / Fluix de gasos frescos – (captació de gasos + fugues)

La constant de temps és directament proporcional al volum de distribució dels gasos que està constituït per la suma del volum del sistema anestèsic (capacitat del sistema) i el de la capacitat funcional pulmonar (espai alveolar més espai mort anatòmic). És inversament proporcional al fluix de gasos frescos i a la captació de gasos. La captació de gasos a nivell pulmonar és irrellevant quan es fan servir fluixos de gas fresc alts, però no ho és quan aquest s'aproxima al consum metabòlic d'oxígen (Circuit tancat).

Compliança:

És la quantitat de volum de gas que es pot comprimir dins un sistema pel fet de aplicar-hi una pressió positiva. Es mesura en ml/cm H_2O , es a dir, una variació del volum en relació a una variació de pressió (dV/dP). Es secundari a la propietat de comprensibilitat dels gasos i a la distensibilitat dels components del sistema. És deriva de l'aplicació de la Llei de Boyle (per a una massa fixa de gas a temperatura constant, el producte de la seva pressió pel seu volum es manté constant). Depèn de la capacitat del sistema i de la possibilitat d'expandir-se (de la distensió de les seves estructures) amb l'augment de pressió. L a propietat de comprensibilitat dels gasos es manté constant en el temps, a diferència del que succeeix amb la distensibilitat dels sistema que pot incrementar-se amb l'ús i esterilitzacions repetides. Els circuits més eficients són aquells que tenen una baixa compliança.

Com a conseqüència a cada cicle ventilatori es genera un volum de gas comprimit, que no es inhalat pel pacient. La magnitud d'aquest depèn de la quantitat de gas sotmès a l'increment de pressió (la capacitat de tot el circuit més la del ventilador) i de la pressió màxima que s'assoleixi dins el sistema (pressió pic a vies aèries) (*Figura 5*). Aquesta disminució al volum corrent que realment és inhalat pel pacient en relació al volum administrat pel circuit, pot tenir conseqüències nefastes en el cas de certes situacions (durant l'anestèsia pediàtrica i algunes patologies toracopulmonars) en que es requereixen patrons ventilatoris amb baixos volums corrents, freqüències respiratòries altes i es generen amb pressions d'insuflació elevades.

Figura 5

Resistència:

El sistema anestèsic es considerat, des del punt de vista funcional, com una extensió de les vies respiratòries del pacient. Ofereix una resistència al pas dels gasos que es tradueix en un augment del treball respiratori, en el cas de la ventilació espontània, o una dificultat espiratòria, en el cas d'una ventilació mecànica. Es defineix la resistència com a la caiguda de pressió que es produeix al llarg d'un tub com a conseqüència del fluix d'un fluid per ell (*figura 6*).

El grau de resistència depèn del tipus de fluix, laminar o turbulent. Aquesta és major en cas d'un fluix turbulent. Quan hi ha un fluix laminar la resistència té una relació inversament proporcional a la quarta potència del radi (Llei de Hagen-Poiseville) i directament proporcional a la viscositat del fluid. Però amb un fluix turbulent la resistència és inversament proporcional a la cinquena potencia del radi i depèn més de la densitat del fluid que de la seva viscositat (*Eddies*). El pas d'un fluix laminar a un turbulent depèn de diversos factors: nombre crític de Reynolds que relaciona la velocitat crítica, la densitat i la viscositat; la estructura de la paret interna del tub (presència d'irregularitats) i del coeficient viscositat/densitat.

En un sistema anestèsics existeixen àrees de fluix laminar i de fluix turbulent. Les zones de major resistència corresponen a les disminucions brusques de calibre (tub endotraqueal, acolçament de les tubuladures) i els connectors angulats (aparició d'àrees de fluix turbulent).

Figura 6

Absorció i Adsorció dels gasos anestèsics:

Es refereix a la captació que realitza el sistema anestèsic dels gasos i vapors anestèsics, tant a la superfície ((adsorció) com a la profunditat (absorció). La captació dels anestèsics halogenats per la cal sodada, sobretot quan aquesta es desseca, respon a un procés d'adsorció.

El procés d'absorció és el resultat d'una dilució de la substància en profunditat i depèn dels coeficients de dilució. Aquest procés és el responsable de la captació dels anestèsics inhalatoris per diferents components dels circuit anestèsic (tubuladures, bossa reservori, ventilador...).

Aquests processos de captació d'anestèsic pels components del circuit són els responsables de l'allargament de la inducció i del despertar. A l'inici de la inducció és requereix la saturació d'aquestos pel agent inhalatori abans d'iniciar l'augment a la barreja gasosa. Quan al despertar s'inverteix el gradient de concentracions i es produeix la alliberació de l'anestèsic que pot ser lenta depenent del seu coeficient de dilució en aquell material. Aquesta alliberació d'anestèsic pot ser perllongada en el temps en petites quantitats desencadenant una hipertèrmia maligna o una hepatitis tòxica en pacients sensibles.

Reinhalació de gasos:

El concepte de reinhalació designa la reinspiració dels gasos espirats al cicle respiratori previ (*Figura 7*). Aquests gasos poden ser:

- *gasos espirats sense modificar*: hi ha risc de hipercàpnia i hipòxia que són més importants durant la ventilació espontània. Es considera que el grau de reinhalació és significatiu quan: durant la ventilació espontània hi ha un augment de la ventilació minut com a mínim d'un 10% amb un increment o no a la Pa CO_2 ; durant la ventilació controlada amb un volum minut constant, quan hi ha un increment de 5 mm Hg a la Pa CO_2.
- *gasos espirats depurats de CO_2 i enriquits amb O_2 i gasos anestèsics*: aquest és el principi de l'anestèsia a baixos fluixos.

Les principals avantatges de la reinhalació són l'aprofitament dels gasos i vapors anestèsics, la disminució de la contaminació ambiental (quiròfans, atmosfèrica) i el manteniment de l'escalfament i humidificació dels gasos.

Figura 7

La quantitat de gas reinhalat depèn:

- *fluix de gasos frescos*: el grau de reinhalació és inversament proporcional al fluix de gasos frescos. Per que existeixi reinhalació es requereixen fluixos inferiors a la ventilació minut del pacient. Per tant l'eficiència del fluix de gasos per evitar la reinhalació també depèn del patró ventilatori del pacient (tipus de ventilació espontània o mecànica; duració de la inspiració; duració de l'espiració; duració de la pausa espiratòria).

- *Espai mort mecànic*: correspon a una prolongació de l'espai mort anatòmic. La seva composició gasosa és diferent segons el moment del cicle respiratori i el disseny del circuit, però per definició són reinhalats a cada cicle ventilatori sense cap canvi a la seva composició . Poden haver-hi tres tipus diferents de gasos: gas de l'espai mort anatòmic amb una composició similar als gasos inspirats saturada de vapor d'aigua a uns 32ºC ; gas alveolar saturat de vapor d'aigua a temperatura corporal ric en CO_2 i pobre en O_2; gas de composició mixta de les dues anteriors. Anatòmicament correspon a: mascareta i tub endotraqueal, mascareta laríngea o cànula de traqueotomia; segment pacient o axial de la connexió en "Y" o en "T" al circuit filtre; part inicial dels circuits Mapleson; segment pacient de la vàlvula de no reinhalació. Es considera una prolongació de l'espai mort anatòmic. S'ha de tenir en comte a l'hora de calcular el volum efectiu de gasos que intervé a la ventilació alveolar, per tant ha de ser el mínim possible .

$$V_A = (V_T - V_D) \times f = [V_T - (V_{D\,pacient} + V_{D\,aparell})] \times f$$

V_T: volum corrent
V_D: volum espai mort
f: freqüència respiratòria
V_A: ventilació alveolar.

- *disseny del circuit* (veure: Tipus de circuits anestèsics).

Hermeticitat del circuit:

Pel correcte funcionament es requereix que un circuit anestèsic sigui hermètic, es a dir, que no tingui fuites en els seus components que permetin la sortida dels gasos o l'entrada d'aire procedent d'una font diferent al subministrament de gasos frescos (aire atmosfèric; aire motor del ventilador).

Els punts més freqüents de fuita són: connexions; vàlvules; i, el baló de pneumotapomament del tub endotraqueal. La magnitud de la fuita depèn del diàmetre del forat de fuita i de la pressió al circuit anestèsic (són més importants durant la ventilació a pressió positiva que durant la ventilació espontània). Les conseqüències de l'existència d'una fuita dintre d'un circuit anestèsic són més importants a mesura que es disminueix el fluix de gasos frescos. Depenent de la seva magnitud donen lloc a hipoventilació (per disminució del volum corrent real administrat al pacient) amb hipòxia i hipercàpnia, i despertar intraoperatòri (per pèrdua d'agent inhalatori o per dilució en cas d'entrada d'aire). Per tant, es fa obligatori la realització d'una prova de fuita abans d'utilitzar un circuit anestèsic. Els aparells d'anestèsia actuals disposen d'una fase d'auto test que inclou la verificació d'absència de fuites.

Proves de fuites:

Hi ha un gran nombre d'elles, ja que, existeixen una gran diversitat de dissenys de màquines d'anestèsia. Els més emprats actualment i reconeguts com a vàlids a nivell internacional són: *Test de fuita de pressió positiva* i el *Test de fuita de pressió negativa*. Aquest últim és obligatori realitzar-lo a aquells aparells que disposen d'una vàlvula de diagnòstic. És considerat com el Test universal de fuites.

Malgrat tot, el més emprat és el *Test de pressió positiva*. Aquest consisteix en pressuritzar el sistema, mitjançant el fluix d'oxigen d'emergència, mantenint alhora ocluida la connexió al pacient . Sí es manté constant la pressió dins el circuit es verifica la integritat

interna del circuit. En cas de la existència d'una vàlvula de diagnòstic, només es comprova la part compresa entre aquesta vàlvula i el segment d'unió al pacient. La magnitud de la fuita es calcula observant quin volum de gas es necessari aportar als sistema, obrint el rotàmetre, per mantenir una pressió constant dins seu.

El *Test de pressió negativa* és més complexa de realitzar, però és més sensible que l'anterior (detecta fuites de fins a 30 ml/min), és volum independent, no depèn de la cmpliança de la bossa reservori ni de les tubuladures , no cal un coneixement profund del disseny intern de l'aparell i és universal. Per a realitzar-lo es col·loca una pera de succió al segment de connexió al pacient i si es manté la succió durant un mínim de 10 seg es verifica l'absència de fuites.

Els circuits circulars requereixen també la comprovació del correcta funcionament de les vàlvules unidireccionals (*Test de fluix*), ja que, es poden obstruir per la presència de condensació o de cossos estranys.

Humidificació i escalfament dels gasos:

El mecanisme fisiològic d'escalfament i humidificació dels gasos inspirats desapareix durant la ventilació artificial al no passar aquestos per les cavitats nasals ni per l'orofaringe. La inspiració d'aire sec i fred produeix una alteració del funcionament de l'epiteli ciliat de les vies respiratòries amb un espessament del moc i inclòs ulceració de l'epiteli. Es fa necessari l'aport de calor i humitat al circuit. Això s'aconsegueix mitjançant la interposició d'humidificadors i intercanviadors d'escalfor. Dintre d'un circuit circular aquest aport es realitzat pe l'absorbidor de CO_2. La seva efectivitat augmenta a mesura que es disminueix el fluix de gasos frescos.

COMPONENTS DEL CIRCUIT ANESTÈSIC

L'estructura bàsica d'un circuït anestèsic està constituïda per un segment d'Suministrament de gasos frescos, un segment de connexió al pacient i un segment de sortida dels gasos sobrants. Els elements que la formen són:

- Subministrament de gasos frescos (SGF): format pels flutàmetres d'oxígen, nitrós i aire.

- Tubs coarrugats: serveixen de conductors, a vegades dipòsits, dels gasos. Tenen diferents composicions (cautxú, polietilè, silicona). Tenen unes mides estàndards (longitud de 110 a 130 cm; diàmetre intern de 22 mm pels adults i 15 mm pels pediàtrics) que els confereixen una capacitat equivalent a la d'un volum corrent mitjà. Ofereixen una resistència al pas dels gasos (ha de ser inferior a 0,15 cm H_2O per 100 cm de longitud i un fluix de 30 L/min), són elàstics (1-4 ml/cm H_2O els de cautxú i 0,3 a 0,8 ml/cm H_2O els de polietilè) i tenen la capacitat d'absorbir els gasos i vapors anestèsics en major o menor quantitat depenent del material que estan fets.

- Bossa o baló reservori: és un dipòsit de gran elasticitat (els de cautxú acumulen fins a 50 –60 L sense augment de pressió) que esmorteix els increments de pressió dins del circuït evitant el barotraumatisme. Ha de tenir una capacitat mínima equivalent a un volum corrent, ja que, durant la ventilació espontània i manual actua recollint els gasos espirants. També ens informa de la ventilació del pacient per percepció visual o tàctil.

- Vàlvules:
    - *Vàlvula d'escapament regulable:* la seva funció és deixar anar part de la barreja de gasos quan la pressió dins del circuït assoleix un valor determinat (pressió d'obertura) que és regulable. La pressió d'obertura és baixa (0,5 a 2 cm H_2O) per a la respiració espontània i elevada per a la manual i controlada. Quan es troba oberta ofereix una resistència de 0,5 a 2 cm H_2O. Rep diferents denominacions*: overflow valve, pop-off valve, blow-off valve, APL (adjustable pressure-limiting valve), relief valve, v. de Heidbrink, v. de Waters, v. de pressió límit, v. de sobrepressió, v. espiratòria.*
    - *Vàlvula unidireccional*: són dispositius que fan que hagi un únic sentit de circulació de gasos independentment del moment del cicle respiratori. També poden ser anomenades: *vál. Direccional, vàl. De bóveda, vàl. Antiretorn o vàl. Separadora.* El seu funcionament és passiu, actuen per l'existència d'un gradient de pressions a ambdós costats de la vàlvula. Generalment n'hi han dues, una inspiratòria i altre espiratòria, formant part d'un circuit circular. Les més emprades actualment són les de càpsula. Estan constituïdes per un disc que oclueix de forma intermitent el pas dels gasos. Quan aquestos travessen la vàlvula en sentit ascendent produeixen la seva obertura, si hi ha un retorn dels gasos en sentit contrari el disc descendeix produint l'obturació de la vàlvula impedint el retorn dels gasos (figura 8) . El seu mal funcionament és causa de reinhalació i augment de l'espai mort.
    - *Vàlvula de no reinhalació*: actuen dirigint els gasos frescos cap al pacient (segment inspiratori) i recondueix els gasos espirats cap a l'ambient o cap al sistema d'eliminació impedint que siguin reinhalats (figura 9). Es caracteritzen per tenir una baixa pressió d'obertura i de tancament, baixa resistència, mínim espai mort, per ser lleugeres i de material transparent i per ser fàcils de netejar i esterilitzar. A la taula 1 s'esquematitzen els diferents tipus amb les seves principals característiques. Si no hi ha una oclusió total del disc, ja sigui per un excés d'humitat, per l'electricitat estàtica o per un cos estrany, es produeix rehinalació dels gasos.

- Filtres: actuen protegint al pacient i al sistema anestèsic envers microorganismes i partícules vehiculitzats amb els gasos i a l'entorn envers als contaminants exhalats pel pacient. També poden actuar com a intercanviadors de calor i humitat. Han de tenir una eficàcia superior al 99% en bloquejar als virus i bacteris. Hi ha de dos tipus: membranes fibroses compactes amb porus de petit diàmetre,

però amb una gran superfície; materials que actuen creant camps electromagnètics, constituents per fibres menys denses però amb porus de gran diàmetre.

- Absorbidors de CO_2: són substàncies que transformen, mitjançant una reacció química (tipus neutralització d'un àcid per una base) el CO_2 produït durant la respiració alveolar. Com a producte intermedi es genera àcid carbònic, que es combina amb un hidròxid alcalí formant carbonat, aigua i calor, productes finals del procés (Taula 2). També contenen un indicador (violeta d'etilè) que canvia de color segons el pH i que és indicatiu del grau d'esgotament del absorbent. Tradicionalment hi han dos tipus de substàncies: la cal sodada i la cal baritada. Si bé totes dues contenen hidròxid càlcic, es diferencien a la resta de la seva composició, la qual cosa, dona lloc a dues reaccions amb diferents productes i propietats físiques (Taula 2). Quan aquestes substàncies es combinen amb alguns anestèsics inhalatoris es generen haloalcalins que poden esdevé tòxics , si bé, això únicament ha estat confirmat en animals. La combinació de halotà amb cal sodada genera BCDFE (2-Bromo-2Cloro-1,1-difluoretene) i la combinació de sevoflurà amb cal sodada genera Component A (2-fluorometoxi-1,1,3,3,3-pentafluoro-1-propene) associat a nefrotoxicitat en rates. La quantitat d'haloalcalins produïda és proporcional a la concentració de bases fortes (hidròxid de sodi o de potassi) presents a la cal, i, en el cas del sevoflurà es potencia amb la dessecació i escalfament d'aquesta.. Recentment ha aparegut una nova substància anomenada Amsorb, que és inactiva envers als anestèsics inhalatoris, ja que careix de la presència d'hidròxid de sodi i de potassi a la seva composició, incorporant sulfat de calci i polivinilpirrolidina que li confereix duresa i per conferir-li consistència porosa. La combinació de desflurà, enflurà o isoflurà amb una cal sodada deshidratada (presència de menys del 90% del seu contingut d'aigua) genera la formació de CO. Aquest fenomen també es relaciona amb la presència de Na OH i KOH a l'absorbidor.

- Canister: són els recipients que contenen l'absorbidor de CO_2 .Per ells passen els gasos del circuït, en sentit ascendent, essent una part important per a la determinació de la constant de temps del circuit, també poden incrementar la resistència d'aquest (a major diàmetre i menor alçada menor resistència). La zona de major absorció esta localitzada al centre del recipient, ja que, a la zona perifèrica és a on es troba el pas de menor resistència per als gasos, per tant, travessen a ràpida velocitat i no es produeix una absorció adequada del CO_2. Per augmentar la seva eficàcia es col·loquen envans divisoris als recipient o dos canisters en sèrie. El canister ha de tenir una capacitat mínima equivalent a un volum corrent (els grànols equivalen al 50% del seu volum).

- La unió dels components anteriors es realitza mitjançant connectors i manegots, si són components de diàmetres similars, o adaptadors, si són estructures de diferent calibre. Poden ser rectes, acolçats, en forma de "Y" o de "T". El seu diàmetre intern és de 15 mm o 22mm. Produeixen una resistència al pas dels gasos, que pot ser important en el cas dels acolçalts, i tenen risc de desconnexió podent ser causa de fuites dins del circuït.

Actualment tots aquests elements es troben formant una unitat integrats, juntament amb el vaporitzador, ventilador i sistemes de monitorització , dintre de la màquina d'anestèsia, també anomenada més recentment , Estació de treball.

Figura 9: *Vàlvula de no reinhalació Ambu E.* I: segment inspiratori; e: segment espiratori; p: segment pacient; a: vàlvula inspiratòria; b: vàlvula espiratoria.

	ESPAI MORT (ml)	RESISTÈCIA / FLUIXE (cm H_2O/l/min)	Observacions
AMBU E	12	0,6-2,1 / 5-40	
AMBU-HESSE	17	0,3-0,7 / 5-40	
MARK III	6	1,5 / 50	
MARK III UNA VALVA	8	1 / 15	
PAEDI	0,8	1-5,5 / 5-20	
RUBEN	9	0,2 (pot augmentar a 3,5) / 50	Muntatge dificultós, fàcilment obstrucció per secrecions
DIGBY-LEIGH	7	↑↑	Ús pediàtric
LAERDAL	9	↓↓	

Taula 1: Principals *vàlvules de no reinhalació*.

Inspiració Espiració

Figura 8: Vàlvula unidireccional. a: cambra amb el segment d'entrada i segment de sortida ; b: bóveda de plàstic transparent; c: disc obturador de mica, teflón o nylon; e: garjola metàlica que impedeix els moviments laterals del disc i limita els moviments ascendents.

Taula 2: Absorbidors de CO_2

	Composició	*Reacció*	*Propietats*
Cal sodada	80% hidròxid càlcic 4% hidròxid sòdic 1% hidròxid potàssic 15% aigua	$CO_2 + H_2O \rightarrow CO_3H_2$ $CO_2 + 2\ NaOH\ (KOH) \rightarrow CO_3Na_2(CO_3\ K_2) + 2H_2O$ + calor $CO_3Na_2(CO_3\ K_2) + Ca\ (OH)_2 \rightarrow CO_3Ca + 2\ NaOH\ (KOH)$	Aquesta reacció es produeix de forma progressiva des de la superfície (formada per hidròxid sòdic, hidròxid potàssic i aigua) cap al centre (format pel hidròxid càlcic) dels grànols i és indispensable la presencia d'aigua. Es neutralitza de 15 a 20 L de CO_2 per cada 100 gr de cal sodada. A mesura que s'esgota es desseca i endurís (per la creació de CO_3Ca . Es pot regenerar parcialment amb el repòs.
Cal baritada	80% hidròxid càlcic 20% hidròxid bari	$Ba(OH)_2 * 8\ H_2O + CO_2 \rightarrow BaCO_3 + 9\ H_2O$ $9\ H_2O + 9\ CO_2 \rightarrow 9H_2CO_3$ $9H_2CO_3 + 9Ca(OH)_2 \rightarrow 9\ CaCO_3 + 18\ H_2O$ $2KOH + 9H_2CO_3 \rightarrow K_2CO_3 + 2\ H_2O$ $Ca(OH)_2 + K_2CO_3 \rightarrow CaCO_3 + 2KOH$	Absorbéis 27 L de CO_2 per cada 100 gr de cal. No es pot regenerar. Major formació de CO i component A.
Amsorb	70% hidròxid càlcic 0,7% clorhidro càlcic 0,7% sulfat càlcic 0,7% polivinilpirrolidina		Fa servir clorur càlcic com a humidificador

%	$Ca(OH)_2$	KOH	NaOH	$CaCl_2$	H_2O	PVP
Cal sodada	80	1	4		15	
Drägersorb® Free	74 – 82	0	< 2	3 - 5	14 – 18	
Amsorb	➢ 75	0	0	0,7	14,5	0,7
Sodasorb II	89	3	2,68	0	12 - 19	

TIPOS DE CIRCUÏTS ANESTÈSICS

Els circuits anestèsics han estat classificats per diferents autors basant-se en criteris, anatòmics, funcionals i mixtes. A continuació farem servir una classificació funcional, que es basa en la existència o no de rehinalació dels gasos espirats i la manera d'eliminar-ne el CO_2.

Sense rehinalació de gasos espirats	Sistemes amb baló normal i autoinflable	
	Sistemes amb baló autoinflable més vaporitzador	*Tri Service Anesthesic Aparatus de Penlon*
		PAC (Range Portable Aanaesthesia Sistem) de Ohmeda
	Sistemes amb ventilador	
Sistemes amb rehinalació de gasos espirats	Sense absorció de CO_2	*Sistema A i derivats de Mapelson*
		Sistema B de Mapleson
		Sistema © de Mapleson
		Sistema D de Mapleson – Sistema de Bain
		Sistema E de Mapleson, peça en "T" o tub d'Ayre
		Sistema F de Mapleson - Sistema de Jackson-Rees
		Sistemes combinats
	Amb absorció de CO_2	*Circuït circular*

Sistemes sense rehinalació de gasos espirats

Tenen com a element comú la presència d'una vàlvula de no reinhalació que dirigeix la barreja de gasos des de la font de subministrament de gasos frescos cap al pacient i posteriorment cap a l'ambient o el sistema d'eliminació impedint la seva reinhalació. Permeten realitzar una ventilació espontània i manual assistida i poden ser emprats per a reanimació i per anestèsia.

Es caracteritzen per tenir una compliança, resistència i constant de temps baixes. La composició de la barreja de gasos inspirada pel pacient és idèntica a la dels gasos frescos administrats. No requereixen gasos comprimits ni electricitat pel seu funcionament. El seu principal inconvenient és que un mal muntatge de la vàlvula pot ser causa de fuites anteròrgrades i retròrgrades. Tanmateix, ofereixen un difícil control visual de l'efectivitat de la ventilació.

El més conegut és el sistema amb baló autoinflable (Ambú o Laerdal) àmpliament utilitzat a la reanimació i durant els transports curts. Permet ventilar només amb aire atmosfèric, però per augmentar el seu rendiment es sol associar a un element enriquidor per obtenir una Fi_{O2} propera a 1. Aquest es troba a l'entrada del gasos frescos i pot ser un tub coarrugat amb el subministrament de gasos frescos al seu extrem proximal i obert a l'extrem distal. Aquest sistema és voluminós, però alhora senzill de muntar. També pot ser una bossa flexible tancada (Figura 10). Aquest altre sistema és més complex, ja que, requereix dues vàlvules, una d'entrada i una altre per la sortida dels gasos sobrants i, a més a més, ofereix una major resistència a l'entrada dels gasos.

El sistema d'anestèsia amb ventilació automàtic està constituït per un ventilador que insufla una barreja de gasos a un tub coarrogat, que constitueix el segment inspiratori, i finalitza a una vàlvula de no reinhalació que per un extrem connecta al pacient i per l'altre a l'ambient o al sistema d'evacuació (Figura 11). Aquest sistema requereix un fluix de gas fresc com a minin igual a la ventilació minut del pacient.

Figura 10: Sistema Ambú amb dipòsit.

Figura 11: Sistema anestèsic

Sistemes amb reinhalació de gasos espirats

Sistemes sense absorció de CO_2 : Sistemes Mapleson

Són un conjunt de circuits amb una constitució anatòmica semblant. Els manquen vàlvules unidireccionals i vàlvules de no reinhalació. L'existència o no de reinhalació i la seva magnitud depèn de : l'estructura del circuït, del patró ventilatori del pacient (ventilació minut, freqüència respiratòria, relació I:E), del fluix de gasos frescos i del tipus de ventilació (espontània o controlada). Tenen una compliança, resistències i constant de temps baixes. La seva estructura es senzilla, lleugera, poc voluminosa i de fàcil manteniment. El seu principal inconvenient és l'alt consum de gasos frescos, ja que, el grau de reinhalació és inversament proporcional al fluix de gasos frescos i directament proporcional a la ventilació minut del pacient.

Els component bàsics de la seva estructura són: un sistema de subministrament de gasos frescos (SGF), una vàlvula espiratòria (VE), un tub amb funció de reservori, una connexió al pacient i una bossa reservori (BR). Segons l'ordenació d'aquest elements es poden diferenciar tres grups funcionals (figura 12):

- *sistema A o circuït de Magil*: té la VE propera a la connexió al pacient i el SGF a l'extrem oposada prop de la BR.
- *Sistemes B i C* : la VE és a prop de la connexió al pacient així com el SGF. El tub i la BR constitueixen un extrem cec a on es barrejant els gasos de l'espai mort i alveolar juntament amb els gasos frescos.
- *Sistemes D (circuït de Bain), E (peça en T d'Ayre) i F (circuït de Jackson Rees)*: el SGF és proper a la connexió al pacient i la VE és a l'altre extrem del circuït.

Figura 12: Circuits Mapleson

L'eficiència d'aquest circuits per a evitar la reinhalació de CO_2 depèn principalment del tipus de ventilació (espontània o controlada). Per a una ventilació espontània el sistema A es presenta com a més eficient, requerint un fluix de gasos frescos equivalent al volum d'una ventilació minut. Però en canvi és el menys eficient per a funcionar en ventilació controlada, ja que, requereix fluixos de gasos frescos al voltant de 20 L/min. Els més eficients per a la ventilació controlada són els sistemes D, E i F que requereixen fluixos de 2,5 vegades la ventilació minut del pacient. Per tant, els podem ordenar d'acord a la serva eficàcia, de major a menor, de la següent manera:

- ventilació espontània: A>DEF>CB
- ventilació controlada: DEF>BC>A.

Funcionament del Sistema A de Mapleson o circuït de Magil :

Ventilació espontània: durant l'espiració els gasos continguts a l'espai mort i a l'espai alveolar són dirigits cap al tub coarrugat. Alhora, el gas fresc és conduït cap a la BR. Quan aquesta es plena es produeix un augment de pressió dins del circuït que dona lloc a l'obertura de la VE. El primer gas en sortir és el de l'espai alveolar (ric en CO_2) i dependent del fluix de gasos frescos , es depurarà en major o menor quantitat. Durant la inspiració es tanca la VE i el primer gas inhalat correspon al de l'espai mort comprès entre la VE i el pacient, seguit de l'existent al tub coarrugat, que segons el fluix de gasos frescos serà més o menys ric en CO_2.

Funcionament dels sistemes D (Circuït de Bain), E (Peça en T) i F (Circuït de Jackson Rees) de Mapleson:

El funcionament de tots tres es basa en l'existència d'una peça en "T". Aquesta no és res més que un connector amb tres llums: una de connexió al pacient, una d'accés a la VE i l'altre de connexió amb la BR.

Al circuït de Bain el tub de SGF és situat dintre del tub coarrugat. Segons el grau d'obertura de la VE es pot realitzar una ventilació espontània (totalment oberta), manual assistida (parcialment oberta) o controlada (totalment tancada). Permet acoplar un ventilador en lloc de la BR obtenint un sistema automàtic de ventilació automàtica. També es pot associar un mecanisme de generació de PEEP.

Ventilació controlada: durant l'espiració els gasos proveïments del pacient més els gasos frescos són dirigits cap al tub coarrugat. Depenent de la duració de la pausa espiratoria, l'SGF serà més o menys efectiu per depurar el gas de l'espai alveolar cap a la VE.

El sistema E de Mapleson, de funcionament similar al Circuït de Bain, es emprat en pacients amb intubació orotraqueal sota ventilació espontània. Per disminuir el grau de rehinalació de CO_2 s'escorça la longitud del tub coarrugat que actua de reservori.

El sistema F de Mapleson afegeix una obertura a la BR que permet l'evacuació dels gasos espirats. Requereix un SGF de tres vegades la ventilació minut del pacient. La BR pot ser substituïda per un ventilador. Habitualment es emprat com circuït pediàtric.

Sistemes amb absorbidor de CO_2: Circuït circular o circuït filtre

Com el seu nom indica és un circuït amb una estructura circular el que li permet un major aprofitament dels gasos mitjançant rehinalació, parcial o total. Les seves avantatges són: estalvi de gasos (oxigen, protòxic i gasos anestèsics), disminució del grau de contaminació ambiental i manteniment de l'escalfament i humitat dels gasos. L' inconvenient és que són circuits complexos, que requereixen un alt grau de monitorització (actualment ja inclosos dintre de l'estació de trevall) i d'ensinistrament en el seu ús. Són circuits amb una gran compliança i una constant de temps alta.

Els seus components bàsics són: dues vàlvules unidireccionals (una inspiratòria i un altre espiratòria); una vàlvula de sobrepressió; una bossa reservori (o una connexió a un ventilador); un canister amb absorbidor de CO_2 ; un SGF ; tubs coarrugats i la connexió al pacient.

L'eficàcia del circuït, és a dir, la capacitat d'evitar la rehinalació de CO_2, depèn de la disposició dels seus components. La màxima eficàcia, absència de rehinalació de CO_2 amb un baix flux de SGF, s'obté amb la següent disposició (*Figura 13*):

- les dues vàlvules unidireccionals que garanteixin un únic sentit de circulació dels gasos. Poden estar localitzades a prop del pacient o a prop de l'absorbidor de CO_2.
- SGF entre la vàlvula inspiratòria i l'absorbidor de CO_2 .
- la bossa reservori entre la vàlvula espiratòria i l'absorbidor de CO_2 .
- la vàlvula de sobrepressiò entre l'absorbidor de CO_2 i la vàlvula espiratòria.

Figura 13

El comportament del circuït ve marcat principalment pel flux del SGF (*Figura 14*):

- si el SGF és igual o superior a la ventilació minut del pacient es comporta com a un *circuït obert*. El gasos circulants són nous a cada cicle ventilatori. La composició dels gasos que arriba al pacient està determinada per la composició del SGF.
- Si el SGF és inferior a la ventilació minut del pacient es comporta com un *circuit tancat*. Quant el SGF equival al consum d'oxígen del pacient parlem de *fluxes mínims* (es produeix el màxim grau de rehinalació dels gasos espirats) i quan és superior al consum d'oxigen, però està per sota de la ventilació minut del pacient, parlem de *baixos fluxes* (es produeix la rehinalació parcial dels gasos espirats). Ambdós casos, la composició del gasos que arriben al pacient no és necessàriament equivalent a la del SGF.

Figura 14

Funcionament en circuït semitancat i tancat:

Durant la ventilació espontània els gasos són dirigits cap a la BR i la vàlvula de sobrepressió, total o parcialment oberta. Aquest elements quedant exclosos del circuït quan es fa una ventilació controlada , essent substituïts pel ventilador.

Durant l'espiració la vàlvula inspiratòria romandre tancada dirigint els gasos cap al canístrer mitjançant la branca espiratoria. En cas de ventilació espontània els gasos espirats, juntament amb gasos frescos, penetren a la bossa reservori que es disten i quan sobrepassa la pressió d'obertura la vàlvula s'obre. En cas de ventilació controlada, els gasos es dirigeixen cap al caníster i el ventilador. La vàlvula de sobrepressió roman tancada i només s'obre al final de la insuflació del ventilador quan es sobrepassa la seva pressió d'obertura dins el circuït.

Durant la inspiració s'obre la vàlvula inspiratòria i el pacient rep els gasos procedents de absorbidor de CO_2, de l'SGF i de la bossa reservori o del ventilador.

a: Suministrament de gasos frescos; b: vàlvula inspiratòria; c: connexió pacient; d: vàlvula espiratòria; e: vàlvula de sobrepressió; f: bossa reservori; g: absorbidor de CO_2; h: entrada i sortida del gas motor de ventilador; i: cambra de compressió amb fuelle; j: vàlvula de sobrepressió teledirigida pel ventilador.
E: espiració.
I: inspiració.

Cinètica dels gasos dintre d'un circuït tancat (*Baixos fluxes i Fluxes mínims*)

Dintre d'un circuït anestèsic conflueixen diversos gasos, uns aportats pel pacient (CO_2 i N_2) i d'altres afegits per nosaltres durant l'acte anestèsic (O_2, N_2O i anestèsics halogenats). Les seves concentracions, mesurades en forma de pressions parcials, sofreixen constants variacions, dintre d'un mateix cicle ventilatori i entre diferents cicles ventilatoris. Cal conèixer aquestes variacions per tal de treure el màxim rendiment a aquest circuït. L'aprofitament de la reinhalació dels gasos espirats té clares avantatges sobre el circuït obert, però requereix una monitorització acurada i un coneixement del comportament del gasos dintre del circuït per evitar greus accidents anestèsics.

Els principals factors de que depenen les concentracions de gasos dintre del circuït són (*Figura 15)* : SGF, estat metabòlic del pacient, patró ventilatori, el període de l'acte anestèsic (inducció, manteniment o educció) i la duració del procediment. Les concentracions d'O_2 i CO_2 segueixen un patró fixa d'absorció i eliminació pel

pacient durant tot l'acte anestèsic, sempre que no s'alteri el seu estat metabòlic o el patró ventilatori. En canvi la captació pel pacient dels gasos i vapors anestèsics es modifica depenent del període anestèsic. Podem diferenciar tres etapes, respecte als anestèsics halogenats: la inducció que consisteix en una saturació del circuit i pacient; el manteniment o fase d'equilibri, a on la seva concentració es manté constant a no ser que es modifiqui la seva concentració al SGF; i l'eliminació o educció, que consisteix en la sortida de l'organisme dels vapors cap al circuït. En canvi, la captació de N_2O segueix una corba exponencial. Durant el primer minut es captat tot el N_2O del circuït pel pacient, aquesta captació va disminuint fins que als 25 minuts és tan sols d'un 20% del subministrat pel circuït i arriba un moment en que és nul·la. També es requereix d'un període inicial de saturació del circuit i un final d'eliminació. Per tant els gasos dintre de circuït no es comporten de forma estàtica, si no que pateixen un constant intercanvi entre el pacient , el propi circuït i el sistema d'evacuació .

Figura 15

VAPORITZADORS

La majoria dels anestèsics inhalatoris a pressió i temperatura ambient es troben en forma líquida i han de passar al seu estat gaseós per poder ser absorbits a la membrana alveola-capilar. Aquest procés té lloc als vaporitzadors. El procés de vaporització és específic per a cada agent, ja que, depèn de la pressió de vapor i del punt d'ebullició, propietats físiques que els defineixen (Taula 3). La vaporització comporta un consum d'energia que es tradueix en una pèrdua de temperatura dins de la fase líquida. La quantitat de vapor anestèsic administrada pel vaporitzador s'expressa en forma de vol % (volum d'anestèsic per a cada 100ml de gas fresc). Aquest paràmetre és el que es regula mitjançant el dial, però és independent de la pressió parcial exercida pel vapor anestèsic a nivell del sistema respiratori del pacient i que serà responsable dels efectes clínics.

Anestèsic	MAC	Punt d'ebullició (º© a 760 mmHg)	Pressió de vapor (mmHg a 20º©)
Halotà	0,75	50,2	244
Enflurà	1,68	56,5	172
Isoflurà	1,15	48,5	240
Desflurà	6,4	22,8	671
Sevoflurà	2	58,6	160
Protòxid	104	- 88,56	39 000

Taula 3: Propietats dels anestèsics inhalatoris.
Punt d'ebullició: és la temperatura a la que es produeix el pas d'un element de la fase líquida a la gasosa (vaporització), la seva pressió de vapor iguala a la pressió ambient.
Pressió de vapor: dins un recipient tancat que conté un element en fase líquida i en fase gasosa (vapor), és la força exercida per la fase gasosa sobre les parets del recipient. Quan la fase gasosa conté la màxima quantitat de vapor que es possible, a una determinada temperatura, s'anomena pressió de vapor saturada. Són especifiques per a cada anestèsic i per a cada temperatura.

Els vaporitzadors clàssicament s'han localitzat dintre de l'aparell d'anestèsia, però fora del circuït anestèsic a nivell del subministrament de gasos frescos. Actualment la tendència és a col·locar-los dintre del mateix circuit, a fi efecte d'augmentar la seva eficiència, al ser independent del FGF.

Existeixen diferents tipus de vaporitzadors depenent de la forma en que es produeix el procés de vaporització:

- Vaporitzadors d'arrossegament, *flow-over vaporizers* o de derivació variable: l'anestèsic en fase líquida es troba dins d'una cambra (cambra de vaporització CV) per la que es fa passar un fluix variable d'un gas (gas vector GV) que arrossega les molècules de l'anestèsic un cop vaporitzades. Es diferencien dos subtipus segons si el GV es aspirat dins de la CV (*draw-over vaporizers o simple plenium vaporizers*) o si aquest és empejat dins la CV (*push-over vaporizers o improved plenium vaporizers*).
- Vaporitzadors per "burbugeo" o *bubble-through vaporizers*: el GV es alliberat en forma de bombolles dins de l'anestèsic líquid.
- Vaporitzadors-pulveritzadors: injecten l'anestèsic en forma de petites gotes directament al fluix de gas frecs del circuit anestèsic.
- Vaporitzadors d'injecció d'anestèsic líquid: injecten l'anestèsic líquid directament al circuit anestèsic a on es realitzarà posteriorment la seva vaporització.
- Vaporitzadors d'injecció de vapor sota pressió.

RENDIMENT O PRECISSIÓ DELS VAPORITZADORS *("Accuracy")*

És la relació entre la concentració d'anestèsic administrada pel vaporitzador i la concentració indicada al dial. Es acceptada com a vàlida una diferència no superior al 20% $\pm$ 2 entre totes dues concentracions. Aquesta relació és específica de cada aparell per a cada anestèsic, fluix de GV, temperatura i temps de funcionament.

ESQUEMA GENERAL DELS VAPORITZADORS:

Els següents components formen part de l'estructura de la majoria dels vaporitzadors (figura 16):

- GAS VECTOR: barreja de gasos que transporta l'anestèsic un cop ha passat a forma vaporitzada.
- DIAL: pot ser mecànic o electrònic. En ell indiquem la concentració d'anestèsic que volem . Aquesta s'expressa en % volum i correspon al % del SGF que estarà constituït per vapor (de cada 100ml del SGF quans són de vapor anestèsic).
- RESERVORI: lloc on s'emmagatzema el líquid anestèsic previ a la seva vaporització. Tenen un element indicador de nivell i sistemes d'ompliment específics per a cada anestèsic.
- CAMBRA DE VAPORITZACIÓ: lloc on el líquid anestèsic es converteix en vapor,es a dir, a on te lloc el procés de vaporització.
- VÀLVULES REGULADORES: controlen la pressió del gas vector o la quantitat de vapor anestèsic que abandona la cambra de vaporització.
- ELEMENT CALEFACTOR: font de calor que manté una temperatura adient a la cambra de vaporització perquè no es freni el procés de vaporització.
- ELEMENTS ELECTRÒNICS DE REGULARITZACIÓ.

Figura 16

Vaporitzadors d'arrossegament (Flow over vaporizers)

Draw-over vaporizers

El pas del GV a través de la CV es realitza gràcies a l'esforç inspiratori del pacient o per l'efecte d'aspiració d'una bossa autoinflable ("fuelle"). Això dona lloc a un fluix intermitent

d'anestèsic. Es fan servir quan no hi ha corrent elèctric ni gasos comprimits. Són de construcció simple, no estan calibrats, ofereixen baixes resistències al seu pas, però tenen l'inconvenient de que són poc precisos. Queden integrats dins del circuit anestèsic.

Pertanyen a aquest grup: EMO (*Epstein Macintosh – Oxford*), OMU (*Oxford miniature vaporizer*) i TEC del sistema PAC.

Push-over vaporizers

A diferència dels anteriors són precisos, estan calibrats (vol %), compensen la variació tèrmica secundària a la vaporització, són específics per a cada anestèsic i la majoria estan situats abans del circuit anestèsic al SGF. Pertanyen a aquest grup els TEC (*Temperature Compensated Vaporizer* de Cyprane- Ohmeda) i el Vapor (Dräger).

Tots tenen un funcionament molt semblant (figura 17):

Figura 17

El GV penetra a l'entrada a la cambra de derivació (CD) a on una petita fracció (<10%) es dirigida cap a la CV i la resta es derivada cap a la sortida d'aquesta sense travessar-la . La part de GV que penetra a la CV és saturat de vapor anestèsic a una pressió propera a la seva pressió de vapor. A la sortida de la CV s'uneix a la resta de GV que el diluirà fins a la concentració marcada al dial del vaporitzador.

La derivació del GV es realitza mitjançant una vàlvula rotatòria , que modifica les resistències al seu pas, i que pot estar situada a l'entrada de la CD (vaporitzadors TEC) o al sortida de la CV (Vaporitzador Vapor). Aquest procés ha de ser independent del fluís de gas vector.

El procés de vaporització dona lloc a un descens de la temperatura (per pèrdua de energia en forma de calor) dintre de la CV que condueix a una aturada progressiva del procés de vaporització, si no és compensada. És per això que existeixen vàlvules termomètriques localitzades a la CD que ajusten el fluxe de GV derivat cap a la CV. Quan detecten una davallada de la temperatura a la CV augmenten el fluxe de GV cap a aquesta permetin l'arrossegament d'un major nombre de molècules de vapor compensant la disminució del grau de vaporització.

A més a més, per disminuir la pèrdua de calor es fa servir una gran massa de metall envoltant la CV i les metxes es localitzen en contacte amb la paret de metall.. Es fan servir metall d'alt calor específic i alta conductivitat.

Es requereix una gran superfície de contacte entre el GV i l'anestèsic a nivell de la CV. Això s'obté fent passar al GV seguint un recorregut en espiral. Aquest mecanisme produeix un increment significatiu de les resistències interna que fa que el GV hagi de ser empès. Així mateix, aquest tipus de vaporitzadors han d'estar integrats dintre del sistema de SGF a on existeix pressió suficientment elevada.

Partint d'aquesta estructura general, existeixen al mercat diferents models, però tots amb un funcionament similar. Els primers models, amb un mecanisme estrictament mecànic, es diferenciaven entre ells en petits canvis d'estructura interna dirigits a augmentar el seu rendiment. Per exemple la principal diferència entre els TEC i els VAPOR és la localització de la vàlvula rotatòria. Models posteriors (figura 18) afegeixen elements electrònics de control com sensors de fluxe, temperatura i pressió, així com, vàlvules regulades electrònicament des de CPU.

Figura 18

Factors que influeixen sobre la precisió dels vaporitzadors de derivació variable:

TEMPERATURA AMBIENT

La vàlvula termomètrica actua correctament a temperatures compreses entre els 15 i 36 ºC.

PRESSIÓ AMBIENT

Els vaporitzadors estan calibrats amb pressions ambients de 760 mm Hg. La pressió de vapor saturada no es modificarà amb les variacions de la pressió ambient, ja que, per a cada anestèsic aquesta només es modificarà amb la temperatura. El que si es modificarà és la concentració de l'anestèsic a la sortida de la CV, per que proporcionalment la seva relació envers a la quantitat del GV si que canvia. Tanmateix, la pressió parcial exercida pel vapor anestèsic a la barreja de gasos a la sortida del vaporitzador també variarà ($P_{anest} = F_{lanest} \times P_{atm}$). És aquest darrer valor el que es relaciona amb la profunditat anestèsica. L'efecte sumatori d'aquest dos fenòmens fa que a la pràctica tingui escasses conseqüències clíniques les modificacions a la pressió ambient.

LÍQUID ANESTÈSIC

Cada vaporitzador està calibrat per a un anestèsic específic i, per tant, segons les seves propietats físiques (punt d'ebullició, pressió vapor,...). Així l'ompliment d'un vaporitzador amb un altre anestèsic diferent del seu específic modificarà la precisió d'aquest. Per evitar-lo s'han dissenyat mecanismes, específics per a cada anestèsic, de compatibilitat mecànica entre els orificis d'ompliment dels vaporitzadors i els envasos dosificadors.

Una excessiva inclinació del vaporitzador pot permetre l'entrada de líquid anestèsic dintre de la CD o al propi circuit anestèsic el que donarà lloc a un augment de la concentració d'anestèsic realment inspirada pel pacient.

GAS VECTOR

Sentit de circulació: els vaporitzadors estan dissenyats per a un sentit determinat de circulació del GV. Si aquest s'inverteix la concentració d'anestèsic administrada seria major a l'indicada al dial.

Fluctuacions de pressió (Efecte "bamboleo"): són conseqüència de la ventilació intermitent a pressió positiva. La CV es comporta com a un condensador connectat en derivació al circuit anestèsic. Es produeixen dos fenòmens: un d'aspiració (de major magnitud) i un de pressurització. Aquest fenòmens són més importants quan hi ha :fluctuacions de pressió de gran amplitud (100 mm Hg); una CV amb gran capacitat (baix nivell de líquid anestèsic a la cubeta); baixos fluxos; i, baixes concentracions al dial del vaporitzador. L'augment de pressió es transmesa retògradament cap a la sortida de vapor i la CV a on es acumulat produint-se una compressió del gas que progressa cap a la CD. Quan cau de forma sobtada la pressió dins del circuit anestèsic es produeix la sortida de vapor del vaporitzador tant de la CV com de la CD a on ha entrat de forma retògrada per la vàlvula de derivació. Per evitar aquest fenomen: es redueix la capacitat de la CV; s'ha allargat el recorregut que ha de fer el GV per entrar a la CV mitjançant un trajecte en espiral ; es disminueix el fenomen de vaporització a prop de la vàlvula de derivació, es dir, eliminar les metxes a l'entrada de la CV; i, col·locant a la sortida del vaporitzador una vàlvula antiretorn per amortir les fluctuacions de pressió procedents del circuit anestèsic.

Composició: els vaporitzadors estan calibrats per a un GV compost únicament per oxígen. Quan se li afegeix aire o protòxid es modifica el seu rendiment. Donat que el protòxid és molt més soluble als anestèsics inhalatoris que l'oxígen , es requereix un temps per que aquests quedin totalment saturats de protòxid. Durant aquest període es produeix una disminució transitòria de la concentració d'anestèsic administrada pel vaporitzador en relació a l'indicada al dial. Generalment és inferior al 10%. Tanmateix, quan es deixa d'administrar protóxid es dona el procés contrari.

Fluix: no s'afecta el rendiment dels vaporitzadors per fluxos de GV entre 250 ml/min i 30 L/min. Quan es fan servir fluxos inferiors a 250 ml/min les concentracions d'anestèsic administrades són lleugerament inferiors a les indicades al dial. Això es degut a que no es crea pressió suficient dintre de la CV per arrossegar les molècules de vapor. Quan es fan servir fluxos alts les concentracions d'anestèsic administrades pel vaporitzador són menors a les indicades al dial, ja que, es canvien les resistències tant de la CV com de la CD.

DESGAST

Degut a l'ús es produeix un desgast de les peces amb obstrucció dels conductes, envelliment de les metxes i acumulació, en el cas de l'halotà, de timol.

Vaporitzadors-pulveritzadors

Com exemple d'aquest grup troben el vaporitzador de la Siemens dissenyat pel Servoventilator (Vaporizer 950, 951 i 952). L'anestèsic líquid és comprimit per la barreja de gasos frescos produint la seva pulverització mitjançant una "boquilla". Requereix la creació d'una pressió mínima de 3,5 a 5 bares (figura 19). El dial es connectat a una vàlvula que crea una resistència al pas del GV, això crea una pressió que es transmesa retògradament cap a la cubeta a on es troba l'anestèsic produint la seva compressió i sortida a través d'una "boquilla" cap al circuit anestèsic.

Figura 19

a: orifici d'entrada; b: orifici de sortida del gas carregat de vapor; c: botó posta en marxa; d: botó regulador de la concentració d'anestèsic; e: deposi d'anestèsic; f: "boquilla"

Presenta un bon rendiment amb fluxos de GV superiors als 5 L/min. Aquest també està influït per la composició del GV (les modificacions a la seva viscositat) i per la temperatura.

Vaporitzadors d'injecció de vapor sota pressió

En aquest tipus de vaporitzadors el líquid anestèsic es escalfat a la CV a una temperatura superior al seu punt d'ebullició. D'aquesta manera s'obté vapor al 100 vol% a una pressió propera a la pressió de vapor saturada.

Vaporitzador ELSA (Engströn)

Està format per tres cambres de vaporització (figura 20), una per cada un dels anestèsics. Un cop obtingut l'anestèsic al 100 vol % es eliminat des de la CV cap al circuit anestèsic mitjançant una vàlvula electromagnètica. Cada cop que aquesta s'obra deixa anar 1 ml de vapor anestèsic cap al circuit. Segons la concentració marcada al dial i el volum de gas fresc, variarà la freqüència d'obertura de la vàlvula. Tot aquest procés està dirigit per un processador. Quan la concentració mesurada al circuit és un 20% superior a la demandada es deté transitòriament l'administració de vapor anestèsic, fins a assolir de nou la concentració desitjada.

Figura 20

a: entrada del gas vector
b: sortida del GV amb vapor
c: cambra de vaporització que conté l'anestèsic a 100 vol %
d: líquid anestèsic
e: element calefactor
f: vàlvula magnètica

Tec 6

Ha estat dissenyat per ser emprat amb desflurà exclusivament, ja que , aquest anestèsic no pot ser utilitzat als vaporitzadors convencionals donat el seu baix punt d'ebullició (és volàtil a temperatura ambient), la seva elevada pressió de vapor (propera a una atmosfera) i la seva relativa baixa potència (MAC del 6%).

Consta de dos circuits connectats en paral·lel (figura 21). El circuit del gas fresc, que a diferència d'altres vaporitzadors no travessa la CV, presenta una resistència fixa al seu pas creant una pressió dins el mateix. La seva magnitud dependrà del fluix de gas fresc. Al circuit del vapor anestèsic existeix una resistència variable que es modifica mitjançant una vàlvula rotatòria que es dirigida electrònicament. El líquid anestèsic es converteix en vapor a nivell de la CV. La vaporització de grans quantitats d'anestèsic produeix un gran descens de la temperatura que no pot ser compensada mecànicament i la CV ha de ser escalfada externament per mantenir una temperatura constant de 39 $\pm$ 2 ºC. Aquesta temperatura el desflurà té una pressió de vapor de 1. 300 mm Hg. Els dos circuits estan connectats mitjançant transductors de pressió que detecten les diferències de pressió entre tots dos. Quan existeixen diferències de pressió entres tots dos circuits són compensades mitjançant canvis a la temperatura, la pressió de vapor (actuant sobre la vàlvula rotatòria que es controlada electrònicament) i al fluix de gas fresc que dilueix el vapor anestèsic. Quan les pressions es mantenen equilibrades, les concentracions d'anestèsic administrades pel vaporitzador depenen de la proporció de fluix de gas fresc que travessa la resistència fixa i del fluix de vapor anestèsic que travessa la resistència variable que dependrà exclusivament de la concentració sol·licitada al dial. La barreja del gas fresc amb el vapor anestèsic es realitza just abans d'abandonar el vaporitzador . El vaporitzador presenta un sistema pel seu ompliment que consta de dues vàlvules, una a l'ampolla d'anestèsic i l'altre al vaporitzador, que només deixen passar el líquid quan estan hermèticament connectades impedint així les fuites d'anestèsic cap a l'exterior dels recipients.

Figura 21

Aquest vaporitzador està calibrat per fluxos entre 0,2 i 10 L/min. El seu rendiment es manté acceptable per concentracions entre 3 i 12 % vol. El rendiment s'altera lleugerament quan el gas vector conté N_2O i sobre tot si es fan servir baixos fluxos de gas fresc. Aquest fenomen està en relació amb la menor viscositat del N_2O en relació amb el O_2 . En aquest cas les concentracions administrades d'anestèsic seran inferiors a les indicades al dial, ja que, la quantitat de vapor anestèsic serà la mateixa, però el fluix de gas vector serà major.

BIBLIOGRAFIA

-*Enciclopedia médico quirúrgica. Aparatos de anestesia*: 36-100-B-20; 36-100-B-30; 36-100-B60
Elaevier. París
- *Física para anestesístas*. Capítols 10 i 17
-Ronald D. Miller. *Anesthesia* Fifith edition. Vol 1. Capítol 7.
Churchill Livingstone.2000.
- Jerry A. Dorsch, Susan E. Dorsch. *Understanding anesthesia equipment*. Fourth edition. Secció II.
Lippincott Williams & Wilkins. 1999.
- *Amsorb. A new carbon dioxide absorbent for use in anesthetic breathing systems.*
J. M. Murray, C. W. Renfrew, A. Bedi
Anesthesiology 1999; 91: 1342-8
- *The elimination of sodium and potassium hydroxides from desiccated soda lime diminishes degradation of desflurane to carbon monoxide and sevoflurane to compound A but not compromise carbon dioxide absorption.*
M. A. Neumann, M. J. Laster, R. B. Weiskopf et.al.
Anesth Analg 1999; 89: 768-73
- *Advanced technologies and devices for inhalational anesthetic drug dosing.*
J-U. Meyer, G. Kullik, N. Wruck, K. Kück and J. Manigel
Modern Anesthetics
Springer- Verlag Berlin Heidelberg. 2008