
PRINCIPES ET UTILISATION DE LA CAPNOGRAPHIE ET DE LA CAPNOMETRIE EN ANESTHESIOLOGIE DES CARNIVORES DOMESTIQUES

THESE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR VÉTÉRAIRE

DIPLOME D'ÉTAT

*présentée et soutenue publiquement en 2002
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

Germain, Paul, Florent JAME

Né, le 13 mai 1976 à NOGENT-SUR-MARNE (Val de Marne)

Directeur de thèse : M. le Docteur Patrick VERWAERDE

JURY

PRESIDENT :

M. Christian VIRENQUE

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEUR :

M. Patrick VERWAERDE

Mme Lydie BRET

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de
TOULOUSE

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de
TOULOUSE

MINISTERE DE L'AGRICULTURE ET DE LA PECHE
ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

Directeur	:	M.	P. DESNOYERS
Directeurs honoraires.....	:	M.	R. FLORIO
		M.	R. LAUTIE
		M.	J. FERNEY
		M.	G. VAN HAVERBEKE
Professeurs honoraires.....	:	M.	A. BRIZARD
		M.	L. FALIU
		M.	C. LABIE
		M.	C. PAVAU
		M.	F. LESCURE
		M.	A. RICO
		M.	A. CAZIEUX
		Mme	V. BURGAT
		M.	D. GRIESS

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **CABANIE Paul**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **CHANTAL Jean**, *Pathologie infectieuse*
- M. **DARRE Roland**, *Productions animales*
- M. **DORCHIES Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **GUELFY Jean-François**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

PROFESSEURS 1^{ère} CLASSE

- M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
- M. **BODIN ROZAT DE MANDRES NEGRE Guy**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **BRAUN Jean-Pierre**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **EECKHOUTTE Michel**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
- M. **EUZEBY Jean**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **MARTINEAU Guy**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*
- M. **MILON Alain**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*
- M. **SAUTET Jean**, *Anatomie*
- M. **TOUTAIN Pierre-Louis**, *Physiologie et Thérapeutique*

PROFESSEURS 2^e CLASSE

- Mme **BENARD Geneviève**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
- M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **CORPET Denis**, *Science de l'Aliment et Technologies dans les industries agro-alimentaires*
- M. **DUCOS DE LAHITTE Jacques**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- Mme **KOLF-CLAUW Martine**, *Pharmacie -Toxicologie*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*
- M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*
- M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*

PROFESSEUR ASSOCIE

- M. **HENROTEAUX Marc**, *Médecine des carnivores*
- M. **TAMZALI Youssef**, *Clinique équine*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

- Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
M. **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*

MAITRES DE CONFERENCES 1^{ère} CLASSE

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
Mme **BOUCRAUT-BARALON Corine**, *Pathologie infectieuse*
Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*
Mme **BRET-BENNIS Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **DUCOS Alain**, *Zootechne*
M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **MESSUD-PETIT Frédérique**, *Pathologie infectieuse*
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
Mme **RAYMOND-LETRON Isabelle**, *Anatomie pathologique*
M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
Mlle **TRUMEL Catherine**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*
M. **VALARCHER Jean-François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES 2^e CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
Mlle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*
Mlle **CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
Mme **COLLARD-MEYNAUD Patricia**, *Pathologie chirurgicale*
M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie du Bétail*
M. **GUERIN Jean-Luc**, *Productions animales*
Mlle **HAY Magali**, *Zootechne*
M. **MARENDA Marc**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*

MAITRES DE CONFERENCES 2^e CLASSE

- M. **GRANDJEAN Christophe**, *Gestion de la santé en élevage des ruminants*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

- Mme **MEYNADIER-TROEGELER Annabelle**, *Alimentation*
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
M. **MONNEREAU Laurent**, *Anatomie, Embryologie*

Remerciements,

A notre président de thèse

A Monsieur le Professeur Christian VIRENQUE
Professeur des Universités
Praticien hospitalier
Anesthésiologie

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse
Hommage respectueux.

A notre jury de thèse

A Monsieur le Docteur Patrick VERWAERDE
Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Anesthésie, Réanimation

Qui a accepté d'assurer la direction de cette thèse et pour le temps précieux qu'il nous a consacré.
Sincères remerciements.

A Madame le Docteur Lydie BRET-BENNIS
Maître de conférences de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Physique et Chimie biologique et médicale

Qui a accepté de faire partie de notre jury de thèse et pour nous avoir aidé dans l'obtention de certains textes permettant l'élaboration de ce travail.
Sincères remerciements.

A mes parents, pour m'avoir permis de suivre mes études et m'avoir réconforter dans toutes les situations

A Bellone, qui m'a donné la force de poursuivre mes rêves et a su me soutenir.

A tous mes amis, Laura, Laurent, Marlène, Gabrielle, Valérie, Guillaume, Christophe, Nix, Pichon, Thomas, et tous ceux que j'ai pu oublier, qui ont su m'accepter tel que je suis et me réconforter dans tous mes moments difficiles.

A Sylvain, pour son aide inappréciable pour la réalisation de cette thèse et pour sa gentillesse.

Merci pour tout.

TABLE DES MATIERES

LISTE DES ILLUSTRATIONS.....	15
LISTE DES ABREVIATIONS.....	17
INTRODUCTION.....	19
PARTIE I :	21
 SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE SUR LA CAPNOGRAPHIE	
CHAPITRE I : NOTIONS DE PHYSIOLOGIE UTILES EN CAPNOGRAPHIE.....	23
<u>1. Le dioxyde de carbone.....</u>	23
1.1. Origine	23
1.2. Aspect physico-chimique.....	23
1.3. Transport.....	24
1.4. Diffusion.....	24
<u>2. Signification de la pression en CO₂ en fin d'expiration (notée PETCO₂).....</u>	25
2.1. Définition.....	25
2.2. Mais que représente exactement PETCO ₂ ?	25
2.3. Comparaison PaCO ₂ et PETCO ₂	26
2.4. Adéquation ventilation/perfusion.....	28
2.4.1. Effet shunt ($0.8 > VA/Q > 0$)	28
2.4.1.1.Principales causes.....	28
2.4.1.2.Conséquences.....	29
2.4.2. Effet espace mort ($> VA/Q > 0.8$)	29
2.4.2.1.Principales causes.....	29
2.4.2.2.Conséquences.....	29

<u>3. Notion d'espace mort</u>	30
3.1. Définition.....	30
3.2. Espace mort respiratoire.....	30
3.2.1. Définition.....	30
3.2.2. Calcul de l'espace mort.....	31
Conclusion.....	31

CHAPITRE II : LES DIFFERENTES METHODES DE MESURE DE LA PRESSION PARTIELLE EN CO₂**33**

1. La spectrométrie de masse.....**33**

1.1. Principes.....	33
1.1.1. Le spectromètre de masse à secteur magnétique et à détecteur fixés.....	33
1.1.2. La spectromètre de masse quadripôle.....	34
1.2. Avantages.....	34
1.3. Inconvénients.....	34

2. La spectrophotométrie et la spectrophotographie infra rouge.....**35**

2.1. Principe.....	35
2.2. Mode opératoire.....	36
2.3. Avantages.....	36
2.4. Inconvénients.....	36

3. D'autres méthodes de mesure moins utilisées.....**37**

3.1. La spectrométrie de RAMAN.....	37
3.2. La spectrométrie photo-acoustique ou P.A.S.	38
3.3. La méthode F.E.F. ou méthode chimique.....	39

<u>4. Procédé de mesure du gaz à analyser</u>	39
4.1. La méthode dite « sidestream »	40
4.2. La méthode dite « mainstream »	41
Conclusion.....	42
CHAPITRE III : INTERPRETATION DES TRACES CAPNOGRAPHIQUES : LECTURE D'UN CAPNOGRAMME	43
<u>1. Composants de la courbe SBT-CO₂</u>	43
<u>2. Composants d'un capnogramme temporel</u>	46
2.1. Le segment expiratoire.....	48
2.1.1. La phase I.....	49
2.1.2. La phase II.....	49
2.1.3. La phase III.....	49
2.1.4. PETCO ₂	49
2.1.5. La phase IV.....	50
2.1.6. L'angle alpha (á)	51
2.1.7. L'angle bêta (â)	51
2.2. Le segment inspiratoire.....	52
<u>3. Capnogramme temporel ou courbe SBT-CO₂ ?</u>	53
Conclusion.....	54
CHAPITRE IV : FACTEURS INFLUENCANT L'EXACTITUDE DE LA MESURE DE LA CONCENTRATION EN DIOXYDE DE CARBONE	55
<u>1. La pression atmosphérique</u>	55
1.1. Effet direct de la pression atmosphérique.....	55
1.2. Effet indirect de la pression atmosphérique.....	56
<u>2. La présence de protoxyde d'azote</u>	56
<u>3. Les agents anesthésiques halogénés</u>	57

<u>4. L'oxygène</u>	57
<u>5. La vapeur d'eau</u>	57
<u>6. Présence de mucus</u>	58
<u>7. Le temps de réponse de l'analyseur</u>	58
7.1. Temps de transit.....	59
7.2. Temps de réaction.....	59
<u>8. Signaux « bruyants »</u>	60
PARTIE II : PARTIE EXPERIMENTALE	61
INTRODUCTION	63
CHAPITRE I : RAPPEL SUR LA LECTURE D'UN CAPNOGRAMME	65
<u>1. Caractéristiques normales du segment expiratoire</u>	66
<u>2. Caractéristiques normales du segment inspiratoire</u>	66
CHAPITRE II : MATERIELS ET METHODES	67
<u>1. Populations</u>	67
1.1. Population féline.....	67
1.2. Population canine.....	67
<u>2. Matériels</u>	68
<u>3. Protocole expérimental</u>	68

CHAPITRE III : ENREGISTREMENTS CAPNOGRAPHIQUES REALISEES.....69

1. Fautes techniques.....69

1.1.	Intubation œsophagienne.....	70
1.1.1.	Description.....	70
1.1.2.	Hypothèses.....	70
1.1.3.	Explication et situation.....	70
1.2.	Valve expiratoire non fonctionnelle.....	70
1.2.1.	Description.....	71
1.2.2.	Hypothèses.....	71
1.2.3.	Explication et situation.....	71
1.3.	Réinhalation simple : défaut d'épuration des gaz expirés.....	72
1.3.1.	Description.....	72
1.3.2.	Hypothèses.....	72
1.3.3.	Explication et situation.....	73
1.3.4.	Evolution des anomalies après correction.....	73
1.4.	Fuite entre la sonde et la chambre de lecture « mainstream »	74
1.4.1.	Description.....	75
1.4.2.	Hypothèses.....	75
1.4.3.	Explication et situation.....	75
1.5.	Suppression dans le circuit anesthésique.....	76
1.5.1.	Description.....	76
1.5.2.	Hypothèses.....	76
1.5.3.	Explication et situation.....	77

2. Capnogrammes correspondant à des problèmes ventilatoires.....77

2.1.	Hypercapnie après apnée.....	77
2.1.1.	Description.....	78
2.1.2.	Hypothèses.....	78
2.1.3.	Explication et situation.....	78
2.2.	Encombrement trachéo-bronchique (par des sécrétion)	79
2.2.1.	Description.....	80
2.2.2.	Hypothèses.....	80
2.2.3.	Explication et situation.....	80
2.2.4.	Evolution des altérations observées.....	81

<u>3. Situations cliniques particulières</u>	84
3.1. Douleur.....	84
3.1.1. Description.....	85
3.1.2. Hypothèses.....	85
3.1.3. Explication et situation.....	85
3.2. Oscillations cardiogéniques.....	86
3.2.1. Description.....	86
3.2.2. Hypothèses.....	87
3.2.3. Explication et situation.....	87
3.3. Hernie diaphragmatique.....	87
3.3.1. Description.....	88
3.3.2. Hypothèses.....	88
3.3.3. Explication et situation.....	88
3.3.4. Evolution de ces altérations au cours de la correction.....	88
3.4. Curarisation.....	90
3.4.1. Description.....	91
3.4.2. Hypothèse.....	91
3.4.3. Evolution de la mise en place de la paralysie.....	91
3.4.4. Explication et situation.....	93
3.5. Reprise d'une respiration spontanée lors de décurarisation spontanée.....	93
3.5.1. Description.....	94
3.5.2. Hypothèses.....	94
3.5.3. Explication et situation.....	94
<u>4. Tracés capnographiques relevés dans la littérature</u>	94
CONCLUSION	99
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	101

Liste des illustrations

Figure 1 : évolution des pressions en dioxyde de carbone dans les capillaires et les alvéoles pulmonaires au court d'un cycle respiratoire.	25
Figure 2 : longueurs d'onde d'absorption de différents gaz communs.	35
Figure 3 : les différentes dispersion de RAMAN après absorption d'une lumière incidente..	37
Figure 4 : capnomètre de type « mainstream » et de type « sidestream ».	39
Figure 5 : courbes SBT-N ₂ et SBT-CO ₂	44
Figure 6 : relation entre la courbe SBT-CO ₂ et l'espace mort physiologique.	45
Figure 7 : terminologie d'un capnogramme temporel.	47
Figure 8 : les phases d'un capnogramme temporel.	48
Figure 9 : capnogramme et courbe SBT-CO ₂ présentant une phase IV.	50
Figure 10 : capnogrammes temporels présentant un angle bêta important.....	52
Figure 11 : illustration d'un signal bruyant.	60
Figure 12 : rappel sur la lecture d'un capnogramme normal.	65
Figure 13 : chaux sodée usagée ou valve respiratoire défectueuse.	95
Figure 14 : piège à eau non fonctionnel.	95
Figure 15 : intubation sélective.	95
Figure 16 : intubation œsophagienne ou arrêt cardiorespiratoire ou apnée.....	96
Figure 17 : sonde coudée.	96
Figure 18 : fuite autour du ballonnet	96
Figure 19 : hyperventilation.	97
Figure 20 : hypoventilation.	97
Figure 21 : la « clef » du curare.	97
Figure 22 : arrêt cardiaque ou curarisation.	98
Figure 23 : maladie pulmonaire restrictive.	98
Figure 24 : chat avec hernie diaphragmatique et en décubitus latéral.	98

Liste des abréviations

CO₂ : dioxyde de carbone

ETCO₂ : fraction de dioxyde de carbone en fin d'expiration (« End-Tidal »)

Fa : concentration d'un gaz X dans les gaz alvéolaires

FD : concentration d'un gaz X dans l'espace mort

Fe : concentration d'un gaz X dans l'air expiré

FECO₂ : concentration maximale expiratoire en dioxyde de carbone

Fi : concentration d'un gaz X dans l'air inspiré

FICO₂ : concentration maximale inspiratoire en dioxyde de carbone

IR : infra rouge

PaCO₂ : pression partielle en dioxyde de carbone au niveau artérielle

PACO₂ : pression partielle en dioxyde de carbone au niveau alvéolaire

PB : pression barométrique

PCO₂ : pression en dioxyde de carbone

PECO₂ : pression maximale expirée en dioxyde de carbone

PETCO₂ : pression en dioxyde de carbone en fin d'expiration

PH₂O : pression de vapeur d'eau saturante

PICO₂ : pression maximale inspirée en dioxyde de carbone

SBT : « single breath test », test portant sur un simple mouvement respiratoire

V/Q : adéquation ventilation/perfusion

Va : volume total de gaz alvéolaires

Ve : volume total de gaz expirés

VD : volume total de l'espace mort

Vi : volume total de gaz inspirés

VT : volume courant total

Introduction

Depuis plusieurs années, la capnographie, mesure de la pression partielle en dioxyde de carbone dans l'air expiré est devenue un outil essentiel en anesthésiologie humaine et en unité de soin intensif (14, 19, 23, 39, 40, 41, 45). Son utilisation rend le suivi de certains patients beaucoup plus sûr (5, 9, 24, 25, 29, 32, 35, 46). Son intérêt clinique est tel que la capnographie est même devenue obligatoire dans certains pays. Elle permet de diminuer largement la mortalité et la morbidité, et donc les coûts de santé associés aux interventions chirurgicales.

En médecine vétérinaire, son utilisation reste peu répandue en pratique courante, l'incidence des morts liés à l'anesthésie semblant assez faible (52). Néanmoins, les décès inattendus liés aux complications de l'anesthésie peuvent avoir un impact dévastateur pour le propriétaire, comme pour le vétérinaire.

Il est vrai que souvent les vétérinaires n'ont accès aux nouvelles technologies médicales que tardivement, lorsque leur utilisation est généralisée en médecine humaine, et que leur coût se réduit. Jusqu'à un passé récent, l'évaluation de la fonction respiratoire pendant une anesthésie était basée uniquement sur des paramètres cliniques plus ou moins subjectifs tels que la fréquence respiratoire, la couleur des muqueuses, le temps de remplissage capillaire... Or tous ces paramètres peuvent être trompeurs (52), et ne peuvent constituer que des indications cliniques peu précises et conduisent souvent à un diagnostic tardif.

Les appareils de mesure capnographique disponibles à l'heure actuelle sont relativement abordables financièrement. Mais leur utilisation reste limitée car les praticiens vétérinaires ne perçoivent pas encore l'utilité de ces moyens de surveillance, et s'imaginent que la lecture des données fournies est compliquée.

L'objectif de ce travail est de démontrer l'utilité de la capnographie, sa simplicité d'usage et de fournir quelques capnogrammes typiques, à titre d'illustration, après avoir rappelé quelques notions physiologiques, physiques et chimiques indispensables à la compréhension et à l'établissement d'un capnogramme.

Partie I

Synthèse bibliographique sur la capnographie

Chapitre I

Notions de physiologie utiles en capnographie

La finalité de la ventilation est de permettre, à l'échelle alvéolaire la réalisation d'échanges de gaz entre le milieu extérieur et le sang. Les gaz intéressés sont essentiellement le dioxyde de carbone et l'oxygène.

La différence de pression partielle entre le gaz alvéolaire et le gaz sanguin détermine la direction et l'intensité des échanges gazeux. L'oxygène diffuse du milieu extérieur vers le sang des capillaires pulmonaires alvéolaires, alors que le gaz carbonique diffuse des capillaires pulmonaires vers le gaz se trouvant dans les alvéoles. Tous ces échanges se réalisent à travers la membrane alvéolaire. Cette membrane normalement très fine chez les sujets en bonne santé est très favorable aux échanges de gaz. Un épaissement de cette membrane ou un œdème pulmonaire interfère cependant avec la diffusion de ces gaz.

1. Le dioxyde de carbone

1.1. Origine

Le dioxyde de carbone résulte du métabolisme aérobie tissulaire (31). Il constitue en tant que tel un indice des variations de ce métabolisme (21).

1.2. Aspects physico-chimiques

A température et pression normale (25°C et 760 mmHg), le dioxyde de carbone est un gaz inodore et incolore. Il est présent dans l'air ambiant à une concentration si faible (0.003%) que sa pression partielle est considérée comme nulle. Le dioxyde de carbone a un poids moléculaire de 44 dalton. Dans l'eau, le CO₂ forme un acide faible, l'acide carbonique (H₂CO₃) qui se dissocie pour former des éléments chargés (49) selon la loi d'Henderson-Hasselbach.



Le pKa de cette dissociation est de 6.1

Le dioxyde de carbone est 25 fois plus soluble dans l'eau que l'oxygène. Il est de surcroît un peu plus soluble dans le plasma (0.65 mL/L ou 0.03 mmol/L par mmHg de pression en

dioxyde de carbone à 37°C) que dans les hématies (0.027mmol/L/mmHg). Ainsi la concentration de dioxyde de carbone dissous dans le sang artériel normal est de 25 mL ou 1.2 mmol/L et augmente linéairement avec la pression en dioxyde de carbone (loi de Henry).

1.3. Transport

L'élimination du CO₂ est essentiellement assurée par la ventilation alvéolaire. Le CO₂ est véhiculé au niveau des alvéoles par le sang. Le transport sanguin est réalisé sous trois formes principales. La majorité (60 à 70%) est transportée sous forme d'ions bicarbonates résultant essentiellement de l'action de l'anhydrase carbonique, une enzyme se trouvant notamment dans les hématies. Une autre partie (20 à 30%) est transportée liée aux protéines sanguines, dont l'hémoglobine. De toutes les protéines présentes dans le sang, cette dernière possède la plus grande capacité de fixation pour le dioxyde de carbone. Le reste (5 à 10%) est dissous dans le plasma (49).

1.4. Diffusion

Le mécanisme permettant la diffusion du dioxyde de carbone du compartiment vasculaire vers l'air alvéolaire s'appuie sur la différence de pression partielle entre les capillaires alvéolaires et l'air alvéolaire. Un équilibre entre les capillaires alvéolaires et l'air alvéolaire est établi en moins de 0.5 seconde chez un sujet présentant des poumons normaux et une perfusion normale, mais il peut être plus long à s'établir chez un patient souffrant d'affections pulmonaires (49).

La pression partielle artérielle en dioxyde de carbone (PaCO₂) permet donc de mesurer l'efficacité de la ventilation.

En résumé, l'enregistrement du dioxyde de carbone expiré que l'on appelle capnogramme est influencé par au moins trois facteurs : l'intensité de la production métabolique des tissus, l'état du système circulatoire et l'état du système ventilatoire.

Ces facteurs peuvent interagir entre eux en positif ou en négatif et parfois s'annuler les uns les autres, avec absence de modification du tracé capnographique. Ainsi, ce n'est que quand deux de ces trois systèmes restent constants, que les modifications du capnogramme peuvent refléter des changements apparaissant dans le troisième système (31).

2. Signification de la pression en CO₂ en fin d'expiration (notée P_{ETCO₂})

2.1. Définition

PET CO₂ ou ET CO₂ (End tidal) correspond à la pression partielle en dioxyde de carbone en fin d'expiration.

Elle est obtenue soit par calcul et affichage par un appareil (avec correction ou non des variations de la pression atmosphérique, notée PB), soit à partir de la fraction expirée de dioxyde de carbone (notée FE CO₂) grâce à la formule suivante :

$PETCO_2 = FETCO_2 * (PB - PH_2O)$, où PH₂O est la pression saturante de la vapeur d'eau (21).

2.2. Mais que représente exactement PETCO₂ ?

La figure suivante schématise les changements de tension des gaz au cours d'un cycle respiratoire au niveau des capillaires pulmonaires et des alvéoles.

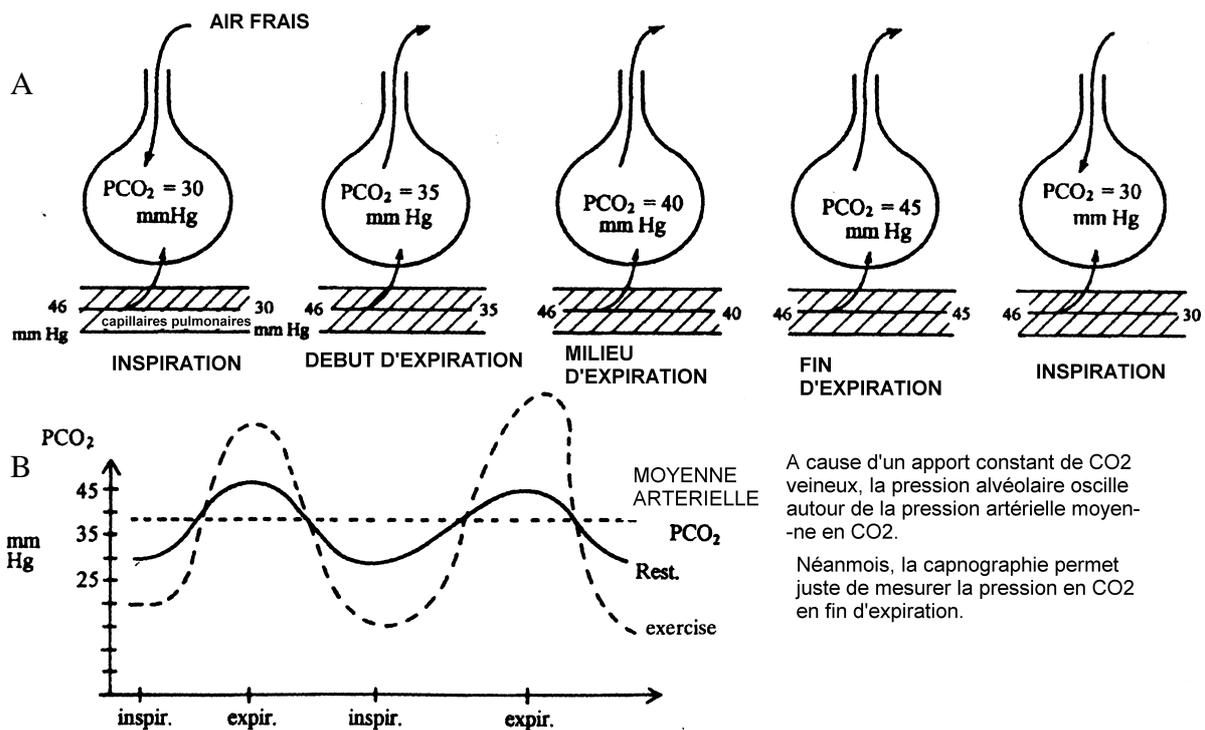


figure 1 : Evolution des pressions en dioxyde de carbone dans les capillaires et dans les alvéoles pulmonaires en fonction du cycle respiratoire (A). PETCO₂ correspond approximativement à la pression alvéolaire maximale en fin d'expiration (B).

D'après S.G.N. Saisch (38).

En absence d'affection pulmonaire, il n'existe pas de limitation à la diffusion des gaz à travers la membrane alvéolaire. Un équilibre rapide s'établit entre les tensions des gaz capillaires et alvéolaires (figure 1 A).

Durant l'inspiration, l'air frais (ne contenant virtuellement pas de dioxyde de carbone) est conduit jusqu'aux alvéoles et dilue le dioxyde de carbone de l'air demeurant à la fin de l'expiration au niveau alvéolaire (capacité résiduelle fonctionnelle du poumon). La faible pression en dioxyde de carbone obtenue au niveau alvéolaire ($PACO_2$) s'équilibre avec la pression élevée en dioxyde de carbone du sang artériel au niveau des capillaires pulmonaires. Puis arrive en continu du sang artériel riche en dioxyde de carbone, ce qui provoque une élévation de la pression en gaz carbonique que ce soit au niveau des capillaires pulmonaires ou des alvéoles, élévation surtout visible après la fin de l'inspiration quand il n'y a plus d'afflux de gaz pour diluer l'air alvéolaire. Ces changements cycliques (figure 1 B) de la pression partielle de dioxyde de carbone au niveau des alvéoles et des capillaires pulmonaires causent des oscillations autour d'une moyenne dans le sang artériel (38).

$PETCO_2$ est la pression partielle de dioxyde de carbone à la fin de l'expiration qui est le seul moment où l'air purement alvéolaire est accessible, et représente donc le pic des oscillations des pressions partielles artérielles en dioxyde de carbone. Quand la délivrance de dioxyde de carbone au poumon est faible, l'amplitude de ces oscillations est faible et donc $PETCO_2$ est peu différente de la moyenne de $PaCO_2$. Mais dans d'autres circonstances (pathologies pulmonaires et mauvais assortiment ventilation/perfusion ; élévation de la production de dioxyde de carbone, du travail cardiaque, augmentation du volume courant et de la fréquence respiratoire ; etc.) les oscillations autour de la valeur moyenne en dioxyde de carbone dans le sang artériel augmentent, ce qui rend les données capnographiques vides de sens (38). Donc $PETCO_2$ n'est qu'une représentation de la moyenne artérielle en dioxyde de carbone et uniquement chez des sujets possédant des poumons sains et que dans certaines circonstances.

Mais peut-on vraiment se servir de la valeur de la pression partielle de dioxyde de carbone en fin d'expiration ($PETCO_2$) comme reflet de la pression partielle artérielle de dioxyde de carbone ?

2.3. Comparaison $PaCO_2$ et $PETCO_2$

Selon les auteurs il existe normalement une différence entre les valeurs artérielles ($PaCO_2$) et alvéolaires ($PACO_2$) de la pression partielle en dioxyde de carbone de 2 à 3 mmHg (49) ou de 2 à 5 mmHg (7, 41) chez les humains et de 2 à 5 mmHg chez des chiens en bonne santé (42). La pression artérielle s'avère supérieure à la pression alvéolaire à cause de la dilution du gaz participant aux échanges respiratoires avec ceux des espaces morts anatomiques et alvéolaires (42). Il est cependant totalement impossible de prélever du véritable gaz alvéolaire car les alvéoles se vident à des taux et à des degrés variés (41). Dans des conditions normales d'échantillonnage, la pression partielle en fin d'expiration ($PETCO_2$) est considérée comme étant égale à la pression partielle moyenne en dioxyde de carbone au niveau alvéolaire. $PaCO_2$ est dans ces conditions normales peu différente de $PETCO_2$. Cette différence peut être masquée par trois causes principales incluant la ventilation, une perfusion anormale et des conditions respiratoires inhibant la vidange complète des alvéoles, ainsi que des techniques de prélèvement pauvres (fuite dans le tube de prélèvement...).

Physiologiquement, dans un poumon normal, on peut distinguer deux types d'alvéoles selon qu'ils soient plus ou moins perfusés et ventilés.

Chez l'homme, les lobes pulmonaires des parties supérieures possèdent des alvéoles qui sont plus ventilés que perfusés (ne participant donc pas aux échanges respiratoires, constituant donc une partie de l'espace mort anatomique). Les lobes pulmonaires inférieurs contiennent des alvéoles plus perfusés que ventilés (phénomène appelé shunt). Les lobes de la portion

intermédiaire sont considérés comme étant « idéaux » au plan des échanges respiratoires. Ces lobes sont en effet constitués d'alvéoles autant ventilés que perfusés, où le ratio ventilation/perfusion (V/Q) est égal à 0.8. Chez nos carnivores domestiques, une telle partition causée par la gravité terrestre (49) doit aussi exister mais n'a jamais été étudiée.

La ventilation de l'espace mort est caractérisée par un ratio V/Q élevé, et une proportion plus ou moins grande du volume courant total (VT) qui n'est pas impliquée dans les échanges de gaz. Cette fraction est appelée espace mort physiologique noté VD.

Le rapport VD/VT représente la mesure de l'efficacité de l'élimination du dioxyde de carbone. Ainsi toutes conditions physiopathologiques qui créent des alvéoles ventilés mais non perfusés augmentent l'espace mort physiologique, et donc accroissent le ratio VD/VT. Cette accroissement du rapport majore la différence entre les pression partielles en dioxyde de carbone du secteur artériel et alvéolaire (41, 48, 49). Ainsi chez l'être humain, une augmentation importante du ratio VD/VT peut résulter d'un embolisme pulmonaire (48, 49), d'une pathologie pulmonaire (48), d'un arrêt cardiaque (VD/VT=0.7), d'une hypovolémie (42) ou d'un positionnement du patient en décubitus latéral (41, 49).

Cette relation entre le rapport VD/VT et PETCO₂ a conduit à penser qu'il y avait une relation suffisamment linéaire ou logarithmique qui permet d'utiliser PETCO₂ pour suivre les changements du travail cardiaque. En effet, une baisse du travail cardiaque conduit à une élimination inadéquate du dioxyde de carbone et donc à des concentrations faibles en dioxyde de carbone en fin d'expiration (PETCO₂) (41). De plus, il a été démontré en médecine humaine, qu'une élévation de PETCO₂ lors de tentative de réanimation suite à un arrêt cardiaque est associée avec une augmentation du travail cardiaque (41), indication beaucoup plus fiable que la palpation du pouls artériel. Après une réanimation suite à un arrêt cardiaque, il a été montré en outre que la valeur de PETCO₂ pouvait être considérée comme un indicateur du pronostic vital du patient (41). De même, la différence entre les pressions partielles artérielle et alvéolaire a été utilisée en médecine humaine pour estimer l'espace mort lors de ventilation mécanique et non mécanique (49).

Un shunt de la perfusion est caractérisé par un ratio V/Q faible. Ce phénomène est la conséquence d'une perfusion normale ou accrue alors que moins d'alvéoles sont normalement ventilés. Les causes de shunt incluent une intubation bronchique, une augmentation des sécrétions alvéolaires et bronchiques, un bouchon de mucus et l'atélectasie. Il en résulte une différence faible entre la pression partielle du dioxyde de carbone alvéolaire et artérielle (49).

Les conditions respiratoires qui provoquent une vidange incomplète des poumons peuvent aussi masquer cette différence entre les pressions partielles en dioxyde de carbone des secteurs artériel et alvéolaire. Cliniquement, ce phénomène s'observe lors d'hyperventilation sans expiration complète et lors de tout incident à l'origine d'un volume courant insuffisant. On peut résoudre ce problème en comprimant le thorax afin d'obtenir une vidange complète.

A moins que le patient inspire du dioxyde de carbone, la pression partielle artérielle en dioxyde de carbone est supérieure à la pression partielle alvéolaire en fin d'expiration. Il existe cependant des cas référencés où PETCO₂ est supérieure à PaCO₂ (comme lors de thoracotomie chez le chien, (48)). La cause de cette observation reste souvent inconnue (49) même si certains auteurs avancent quelques explications comme des appareils de mesure imprécis (41), des patients présentant de l'hyperthermie et des analyseurs de gaz du sang non corrigés pour cette température (41), des patients souffrant de maladies pulmonaires. ce phénomène se traduit par des capnogrammes présentant une pente ascendante de la phase III (41).

Bien que la pression partielle en fin d'expiration ne reflète pas fidèlement la pression partielle artérielle en dioxyde de carbone chez des sujets malades, elle reste un moyen non invasif et pertinent pour détecter les tendances et les incidents soudains (48, 49). En effet, une PETCO₂ élevée ou croissante indique une PaCO₂ élevée ou croissante (49) comme en cas d'hypoventilation (48). Une baisse de PETCO₂ peut indiquer une baisse de PaCO₂ mais aussi une PaCO₂ inchangée ou encore accrue (comme dans le cas de bronchospasme importante en médecine humaine). Le contraire n'est pas toujours vrai (48).

En médecine vétérinaire, chez le lapin, chez le cheval et chez le chien, divers travaux montrent une corrélation forte entre les pressions partielles artérielle et PETCO₂ (16). Quoiqu'il en soit, chaque événement inattendu de PETCO₂ oblige le clinicien à réévaluer le statut pulmonaire et hémodynamique de son patient.

2.4. Adéquation ventilation/perfusion

Le rapport normal de l'adéquation ventilation/perfusion est égal à 0.8.

Dans certaines circonstances, ce ratio peut être plus faible ou plus important. Lorsqu'il est plus faible, on parle d'un effet shunt, lorsqu'il est plus important, on parlera d'effet espace-mort.

2.4.1. Effet shunt ($0.8 > V/Q > 0$)

Il y a effet shunt quand certains territoires pulmonaires sont moins ventilés que perfusés. Il ne s'agit jamais d'hyperperfusion locale mais d'hypoventilation alvéolaires régionales.

2.4.1.1. Principales causes

Les principales causes d'effet-shunt sont les pneumothorax, les volets costaux, les fermetures précoces des petites voies aériennes chez des sujets obèses ou âgés, les fibroses pulmonaires. Les embolies pulmonaires, à condition qu'elles surviennent dans les zones où la ventilation est plus réduite que la perfusion par la pneumoconstriction hypocapnique provoquent aussi l'apparition d'un effet-shunt. Il en est de même pour les bronchopneumopathies chroniques obstructives, associant sténoses et obstructions bronchiolaires paroxystiques (phénomènes asthmatiformes) ou permanentes (bronchites chroniques) et hypoventilation par distension alvéolaire (emphysème panlobulaire) ou interposition d'espace mort en série (emphysème centrolobulaire). Cet effet-shunt s'observe aussi lors d'intubations bronchiques, d'augmentation des sécrétions alvéolaires et bronchiques, de présence d'un bouchon de mucus, et d'atélectasie.

2.4.1.2. Conséquences

Les conséquences d'un effet shunt sont multiples.

Initialement, on peut observer une hypoxémie sans hypercapnie sévère en termes de pressions et une hypoxémie avec hypercapnie en termes de contenus. Si la saturation du sang du sang veineux mêlé est normale et si V/Q reste supérieur à 0.4, il n'apparaît pas de désaturation artérielle importante. Mais si la saturation du sang veineux en oxygène est abaissée, la désaturation artérielle apparaît pour des valeurs subnormales du rapport V/Q . Les grandes hypoxémies ne s'observe que si V/Q est inférieur à 0.2 dans des territoires étendus.

Par la suite, un effet shunt peut causer une hyperventilation secondaire qui n'aboutit à une normo ou à une hypocapnie que si les lésions pulmonaires ne sont pas trop étendues. Lors de lésions très diffuses, la ventilation reste inefficace et l'hypoxémie s'associe alors à une hypercapnie.

Selon l'étendue des lésions pulmonaires, l'hypoxémie lors d'effet-shunt peut donc être associée à une hypocapnie, une normocapnie ou une hypercapnie modérée,.

2.4.2. Effet espace-mort ($>V/Q>0.8$)

On parle d'effet espace-mort lorsque certains territoires pulmonaires sont hyperventilés et peu perfusés.

2.4.2.1. Principales causes

Les principales causes d'effet espace-mort sont les embolies pulmonaires, les destructions capillaires lors d'emphysème en particulier celles de l'emphysème bulleux, les hyperpressions alvéolaires lors de ventilation en pression positive continue, les chutes de pression artérielle pulmonaire au cours des hémorragies, les chocs ou en cas de sténose artérielle pulmonaire.

Il est à noter que dans certaines circonstances, comme l'emphysème et l'embolie pulmonaire, effet-shunt et effet espace-mort sont associés.

2.4.2.2. Conséquences

Lorsque la surpression circulatoire est brutale (embolie pulmonaire, occlusion unilatérale temporaire de l'artère pulmonaire), la pression artérielle en dioxyde de carbone des territoires pulmonaires concernés chute à 8 ou 10 mmHg. Cette hypocapnie alvéolaire régionale entraîne par voie réflexe (bloquée par l'atropine) et par voie humorale directe, une contraction des muscles lisses des canaux alvéolaires et des bronchioles. Cette adaptation neuro-humorale réduit les compliances locales et dérive de façon significative la ventilation vers les zones perfusées. Ainsi, après occlusion unilatérale de l'artère pulmonaire, la ventilation alvéolaire, la pression artérielle en dioxyde de carbone et en oxygène sont maintenues sans que la ventilation globale augmente beaucoup. Au cours des embolies pulmonaires, la bronchiolocontraction dépasse la zone embolisée et contribue à créer une hypoxémie par effet-shunt en créant une hypoventilation dans des zones pulmonaires qui demeurent bien perfusées.

3. Notion d'espace mort (34)

3.1. Définition

L'espace mort est une notion essentielle pour l'interprétation des problèmes liés à la ventilation. Il s'agit d'un espace dans lequel la ventilation s'effectue mais où les échanges gazeux n'ont pas lieu. Il comprend par exemple la bouche, le passage nasal, le pharynx, le larynx, la trachée, les bronches et les bronchioles. Ces structures anatomiques ne participent jamais aux échanges de gaz et constituent ce que l'on appelle l'espace mort anatomique.

En plus, quelques alvéoles sont ventilés, mais non perfusés (voir supra), et ne participent pas non plus aux échanges de gaz : ils constituent l'espace mort alvéolaire.

La somme des espaces morts anatomiques et alvéolaires est l'espace mort physiologique. Alors que le volume de l'espace mort anatomique est généralement fixé pour un individu, l'espace mort alvéolaire apparaît plus variable et dépend notamment de la position spatiale de l'individu (34) et de la survenue de diverses affections (voir supra).

Lors d'une chirurgie ou lors de soins intensifs, le praticien souhaite fréquemment quantifier les échanges de gaz entre les alvéoles et le sang. Pour réaliser cela, il faut connaître la ventilation alvéolaire, la teneur du gaz dans les alvéoles et le sang ainsi que le flux de sang dans les capillaires pulmonaires. Alors que l'on peut analyser les gaz inspiré et/ou expiré, le sang entrant dans les poumons (sang veineux mixte) et le sang sortant des poumons, on ne peut pas prélever ni le gaz alvéolaire, ni le sang des capillaires alvéolaires. A la place, on peut calculer l'espace mort respiratoire, déterminer la composition du gaz alvéolaire et la ventilation alvéolaire.

3.2. Espace mort respiratoire

3.2.1. Définition

Le volume total de gaz expiré (V_e), la somme des volumes de gaz de l'espace mort (V_D) et des gaz alvéolaires (V_a) constitue le volume de gaz total qui quitte le nez et la bouche d'un sujet lors de l'expiration (28, 34).

Autrement dit $V_e = V_D + V_a$

3.2.2. Calcul de l'espace mort

Lorsque l'équation de Bohr est appliquée (28, 34) à un gaz X, on obtient :

$$F_e \cdot V_e = F_D \cdot V_D + F_a \cdot V_a$$

Où F_e est la concentration du gaz X dans l'air expiré, F_D , celle du gaz X dans l'espace mort et F_a , celle du gaz X dans les alvéoles.

Au début de l'expiration, la concentration du gaz X dans l'espace mort est équivalente à celle du gaz inspiré donc $F_D = F_i$, ainsi

$$F_e \cdot V_e = F_i \cdot V_i + F_a \cdot V_a$$

$$\text{Comme } V_a = V_e - V_D$$

$$F_e \cdot V_e = F_i \cdot V_D + F_a \cdot (V_e - V_D)$$

$$\text{D'où } V_D = (V_e \cdot (F_a - F_e)) / (F_a - F_i)$$

Si on considère que le gaz X est le dioxyde de carbone et que le gaz inspiré ne contient pas de dioxyde de carbone, on a

$$V_D = (V_e \cdot (F_a - F_e)) / F_a$$

Malheureusement, on ne connaît ni la concentration alvéolaire en dioxyde de carbone, ni le volume de l'espace mort. Toutefois si on admet que la concentration alvéolaire en dioxyde de carbone est équivalente à la concentration artérielle et que l'espace mort n'est que physiologique, on peut alors calculer l'espace mort.

$$V_D = (V_e \cdot (P_a\text{CO}_2 - P_{E\text{CO}_2})) / P_a\text{CO}_2 \text{ (28, 34)}$$

Sachant qu'il est possible de mesurer la pression partielle artérielle en dioxyde de carbone (biochimie sanguine) et celle en fin d'expiration, on peut donc estimer le volume de l'espace mort.

Conclusion

Finalement, les notions physiologiques nécessaires pour comprendre les données capnographiques sont relativement succinctes. Nous n'avons pas ici développer en détail la physiologie respiratoire ainsi que les processus de régulation de la respiration, car ces données sont accessoires pour comprendre et interpréter les capnogrammes que l'on peut obtenir en anesthésiologie des carnivores domestiques.

En résumé, il faut garder à l'esprit que la capnographie fournissant entre autre la valeur de $P_{E\text{CO}_2}$ permet d'avoir une évaluation de pression artérielle en CO_2 et du volume de l'espace mort.

Chapitre II

Les différentes méthodes de mesure de la pression partielle en CO₂

Il existe actuellement cinq méthodes de mesure de la pression partielle en CO₂ qui peuvent être utilisées en anesthésiologie. Quatre de ces méthodes sont basées sur des principes physiques respectivement la spectrométrie de masse, la spectrophotométrie (et spectrophotographie) infrarouge, la spectrométrie de Raman et la spectrométrie photoacoustique (PAS). La cinquième technique, plus récente est basée sur une méthode colorimétrique utilisant des filtres de papiers traités chimiquement (le détecteur chimique FEF) qui changent de couleur lorsqu'ils sont exposés à une concentration d'au moins 4% de CO₂.

Seules la spectrométrie de masse et la spectrophotométrie/spectrophotographie infra rouge sont utilisées couramment en anesthésiologie. Les autres méthodes sont plus anecdotiques et ne sont citées qu'à titre informatif.

Techniquement, la cellule de mesure de ces instruments peut se trouver dans l'appareil lui-même ou à distance de celui-ci dans le circuit. Dans le premier cas, l'appareil est nommé capnomètre « sidestream ». Un échantillon de gaz est aspiré par un petit tuyau placé le plus près possible des voies respiratoires du patient. Dans le second cas, l'appareil est nommé capnomètre « mainstream », la cellule de lecture est intégrée dans le circuit anesthésique du patient, le plus souvent entre le tube endotrachéal et le circuit anesthésique. Chacun présente des avantages et des inconvénients.

1. La spectrométrie de masse

Deux types de spectromètre de masse sont couramment utilisés en médecine humaine : le spectromètre de masse à secteur magnétique et à détecteurs fixés, et le spectromètre de masse quadripôle (34).

1.1. Principes

1.1.1. Le spectromètre de masse à secteur magnétique et à détecteurs fixés

Ce spectromètre de masse sépare les gaz et les vapeurs selon leur poids moléculaire. En fait, il analyse des fragments chargés, issus d'une molécule soumise à un phénomène d'ionisation, et séparés ensuite selon leur masse (21). Il est constitué d'une chambre à vide

élevé (10^{-5} mmHg) qui utilise une source électronique pour ioniser et fragmenter les gaz aspirés. Ces gaz ionisés, sont accélérés par un champ électrique et passent à travers un champ magnétique perpendiculaire à la trajectoire de la source de gaz dans la chambre de dispersion. Ces gaz suivent alors une trajectoire courbe dont le rayon est proportionnel au ratio masse / charge spécifique de chaque gaz (7, 41). Une plaque de détection analyse alors les différents composants du gaz et détermine la concentration de chaque composant (7).

1.1.2. Le spectromètre de masse quadripôle (34)

Le spectromètre quadripôle aspire aussi le gaz à l'intérieur d'une chambre à vide. Le prélèvement est ensuite soumis à une fréquence radio précise et à un champ électrique de voltage usuel. Ainsi, dans ces conditions, seules les molécules choisies seront détectées. Comme le champ est rapidement chargé de la façon demandée, tous les gaz d'intérêt peuvent être quantifiés.

1.2. Avantages

Tout d'abord, il faut noter que la spectrométrie de masse est une technique de mesure précise et fiable (38, 41). Le temps de réponse de ces appareils est très rapide, de l'ordre de 100 ms, et permet la mesure de changement rapide (38). Il est à noter que les spectromètres de masse d'usage clinique sont soit « stand alone », désignant un moniteur qui ne s'occupe que d'un seul patient en continu, soit « partagé », désignant un moniteur qui s'occupe séquentiellement de plusieurs patients en différents endroits (multiplexé). Jusqu'à 31 patients peuvent être connectés à un système multiplexé et le gaz est prélevé simultanément de chaque endroit grâce à une pompe à vide. Une valve rotatoire (multiplexeur) est utilisée pour diriger les prélèvements de gaz séquentiellement au spectromètre de masse (7). Il permet aussi de réaliser plusieurs analyses dans le même échantillon de gaz prélevé, en particulier de mesurer les concentrations d'oxygène, de protoxyde d'azote, d'azote et d'halogénés (21). Pour finir, un des avantages non négligeables en anesthésiologie vétérinaires de ce type d'appareil est que le volume réduit de gaz prélevé dans le circuit patient pour l'analyse. Nettement plus faible que pour les capnographes individuels fonctionnant par spectrophotométrie, ce prélèvement réduit représente un plus dans les cas de faibles volumes courants et lors d'anesthésie gazeuse en circuit fermé (21).

1.3. Inconvénients

L'inconvénient principal de la spectrométrie de masse est le coût (d'achat et d'entretien). De plus les spectromètres de masse sont plutôt volumineux (7, 21, 38, 41).

Malgré ses avantages évidents, l'utilisation de la spectrométrie de masse reste limitée aux laboratoires.

2. La spectrophotométrie et la spectrophotographie infra rouge

Introduite par Luft en 1943 (27), cette technique n'est devenue facilement utilisable en salle d'opération que depuis les années 1980 grâce à la mise sur le marché d'appareils plus compacts, simples d'utilisation et d'un coût relativement abordable. La spectrophotométrie et la spectrophotographie infra rouge représente à l'heure actuelle la technique analytique de choix pour mesurer la pression partielle en CO_2 des gaz expirés lors d'une anesthésie (31, 37).

2.1. Principe

Cet appareil de mesure repose sur l'absorption des rayons infra rouge par les gaz polyatomiques (c'est à dire les gaz non-élémentaires comme N_2O et le CO_2 , mais également la vapeur d'eau) qui perturbent les mouvements vibratoires et rotatoires des molécules. Comme chaque gaz absorbe plus spécifiquement une longueur d'onde donnée (2, 34), il est possible de mesurer l'absorption d'un gaz spécifique, absorption qui est proportionnelle à sa concentration (7, 38).

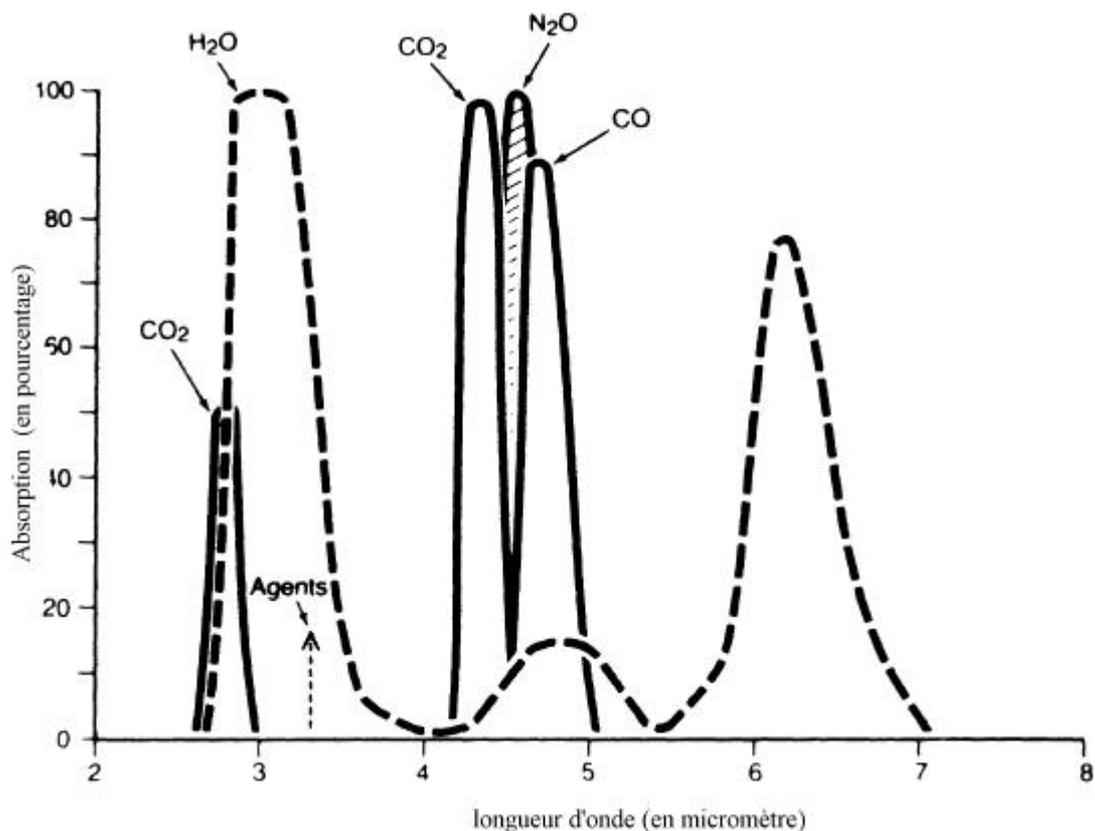


Figure 2 : longueurs d'onde d'absorption de différents gaz communs.

Le terme agents regroupe différents agents anesthésiques tels que l'halothane, l'enflurane et l'isoflurane. (d'après CD Craver dans (34))

Le dioxyde de carbone absorbe plus sélectivement les longueurs d'onde voisines de 4.3 μ m. Pour minimiser les interférences avec les autres gaz, les capnomètres utilisent des longueurs d'ondes de 4.28 μ m (52) ou de 4.26 μ m (34).

2.2. Mode opératoire

Le principe de fonctionnement de ces spectrophotomètres est de faire traverser une chambre de mesure par une lumière infrarouge filtrée, pour ne laisser passer qu'une bande étroite de longueur d'onde. L'intensité de la lumière après absorption est mesurée par un détecteur, puis le signal est digitalisé et traduit pour un affichage de la concentration de CO₂ mesurée. Exprimée en pression partielle (en mmHg) pour la plupart des appareils, cette concentration en CO₂ est parfois présentée en % de CO₂. Avec ce type d'appareil, on peut aussi obtenir des capnographes. Il existe deux types de tracés graphiques différents selon les appareils : les courbes affichant la pression partielle en CO₂ en fonction du temps (capnogrammes temporels) et les courbes affichant la pression partielle de CO₂ en fonction du volume d'air expiré (tracé SBT-CO₂ ou « single breath test »).

2.3. Avantages

La spectrophotométrie infra rouge présente l'intérêt d'être relativement bon marché et fiable si l'appareil est bien entretenu (nettoyage régulier des appareils « sidestream ») et calibré (21). Les capnomètres utilisant la spectrophotométrie infra rouge sont à l'heure actuelle suffisamment compacts pour être facilement utilisables au chevet du malade. Leur utilisation en anesthésiologie des carnivores domestiques est ainsi rendue facile et intéressante.

2.4. Inconvénients

La sensibilité du prélèvement est le problème essentiel rencontré avec des spectrophotomètres infrarouge. Cette caractéristique résulte du fait que les molécules de protoxydes d'azote absorbent la lumière infrarouge possédant des longueurs d'onde de 3,90 μ m à 4,5 μ m et peuvent donc interférer avec l'absorption des molécules de dioxyde de carbone en produisant un effet appelé collision élargissante qui affecte la sensibilité de l'analyseur. Il en résulte des valeurs de dioxyde de carbone mesurées surestimées par rapport aux valeurs réelles (41).

Malgré ces quelques inconvénients, la spectrophotométrie infra rouge reste la technique analytique la plus utilisée en médecine humaine et en anesthésiologie vétérinaires.

3. D'autres méthodes de mesure moins utilisées

A côté de la spectrométrie de masse et de la spectrophotométrie infrarouge, il existe d'autres méthodes de mesure de la concentration en dioxyde de carbone qui restent cependant peu utilisées en anesthésiologie humaine, et pas du tout en anesthésiologie vétérinaires.

3.1. La spectrométrie de RAMAN (36, 38)

Comme la spectrophotométrie infrarouge, la dispersion de RAMAN est une vieille technique qui offre une alternative intéressante pour la mesure du dioxyde de carbone. La spectrométrie de RAMAN utilise le principe de dispersion de RAMAN pour la mesure du dioxyde de carbone : l'absorption de radiation visible et ultraviolette augmente l'énergie rotatoire et vibratoire des molécules. Le prélèvement de gaz est aspiré dans la chambre d'analyse, où il est illuminé par un rayon laser d'argon monochromatique de haute intensité.

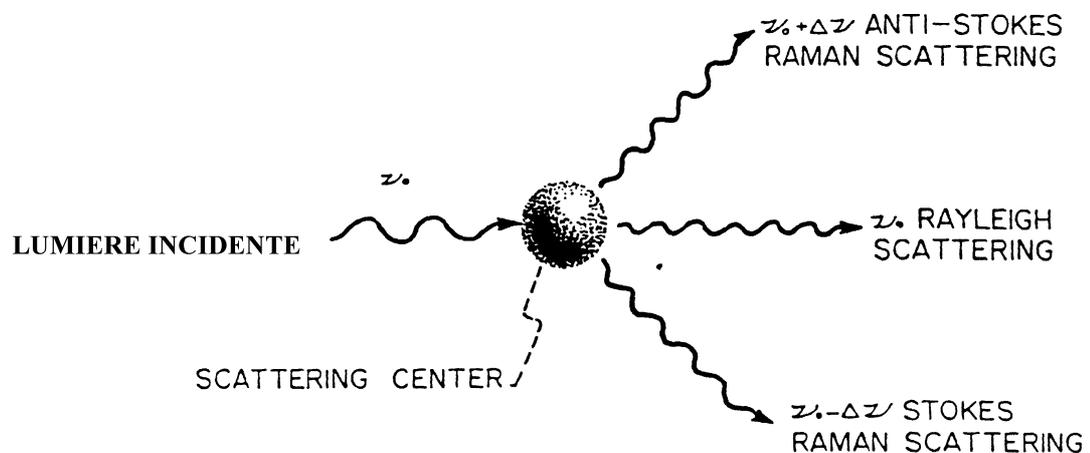


Figure 3 : les différentes dispersions de RAMAN après absorption d'une lumière incidente.
D'après (34).

La lumière est absorbée par les molécules, ce qui produit ensuite un état d'énergie vibratoire et rotatoire instable. A ce stade trois évènements peuvent se produire :

- soit la molécule réémet les photons avec la même fréquence et la même longueur d'onde
- soit la molécule perd de l'énergie et réémet des photons caractérisés par une énergie plus faible, une fréquence plus faible et une longueur d'onde supérieure (« stokes Raman scattering » entraînant un déplacement du spectre lumineux vers le rouge).
- soit la molécule se trouve à un niveau d'énergie supérieure à l'état initial et retrouve un niveau d'énergie plus bas en émettant des photons de forte énergie caractérisés par une fréquence supérieure et une longueur d'onde inférieure (phénomène appelé « anti-Stokes Raman scattering » entraînant un déplacement du spectre lumineux vers le bleu) (34).

Ainsi une partie de la lumière incidente est réémise à une longueur d'onde supérieure à celle des photons absorbés. Seulement un photon sur un million est dispersé de cette façon. Les signaux de dispersion de RAMAN (ou lumière de RAMAN) sont donc de faible intensité et sont mesurés à angle droit de la source du laser. Le spectre des lignes de dispersion de RAMAN peut être utilisé pour identifier et quantifier instantanément tous les types de molécules se trouvant dans la phase gazeuse, comme les gaz physiologiques tels que le dioxyde de carbone et les agents anesthésiques.

Néanmoins, à l'heure actuelle, cette technique n'est pas utilisée en anesthésiologie vétérinaires.

3.2. La spectrométrie photo-acoustique ou P.A.S. (7)

La spectrométrie photo-acoustique est basée sur le même principe que les spectrophotomètres infrarouges conventionnels, c'est à dire la capacité du CO₂, NO₂ et des agents anesthésiques à absorber la lumière infrarouge. Ils diffèrent cependant en ce qui concerne la technique de mesure. En effet, la spectrophotométrie infrarouge utilise une méthode optique, alors que la P.A.S. utilise une technique photo-acoustique basée sur le fait que, lorsque de la lumière infrarouge est appliquée à un gaz, ce dernier se dilate, conduisant à une augmentation de la pression. Si la fréquence de pulsation s'allonge dans une bande de fréquence audible, un signal acoustique est produit, signal qui peut être détecté par un microphone.

Les avantages de la méthode P.A.S. comprennent sa grande précision, sa haute fiabilité, un besoin en entretien réduit et une nécessité de calibrage moins fréquente.

3.3. La méthode F.E.F. ou méthode chimique (7, 49)

Il s'agit d'une méthode relativement nouvelle permettant de détecter de façon qualitative et semi-quantitative le dioxyde de carbone par colorimétrie grâce à l'utilisation de papiers filtres imprégnés chimiquement. L'indicateur du filtre de papier sensible au pH est le violet de méta crésol (une sulfonaphtaline). Quand le papier est exposé au CO_2 , des protons sont formés causant un changement de couleur proportionnel à la concentration en CO_2 . L'indicateur choisi ne change pas dans le spectre rouge ou vert car 8% de la population ne voit pas ces couleurs, mais varie de la couleur pourpre (air de la pièce) à la couleur jaune (4% de dioxyde de carbone). Il faut noter que la couleur varie entre l'expiration et l'inspiration.

Le temps de réponse de ce procédé est suffisamment rapide pour permettre de détecter les changements en concentration de dioxyde de carbone entre chaque respiration (7), mais reste une méthode semi-quantitative fondée sur la perception d'une couleur.

4. Procédés de mesure du gaz à analyser

Outre les techniques d'analyse, on distingue deux types de procédé de prélèvement des gaz à analyser : la méthode dite « sidestream » et la méthode dite « mainstream ». En fait, le problème du choix entre ces deux procédés ne se pose que pour la spectrophotométrie et spectrophotographie infrarouge puisque les spectromètres de masse sont tous du type « sidestream » en médecine vétérinaire (52).

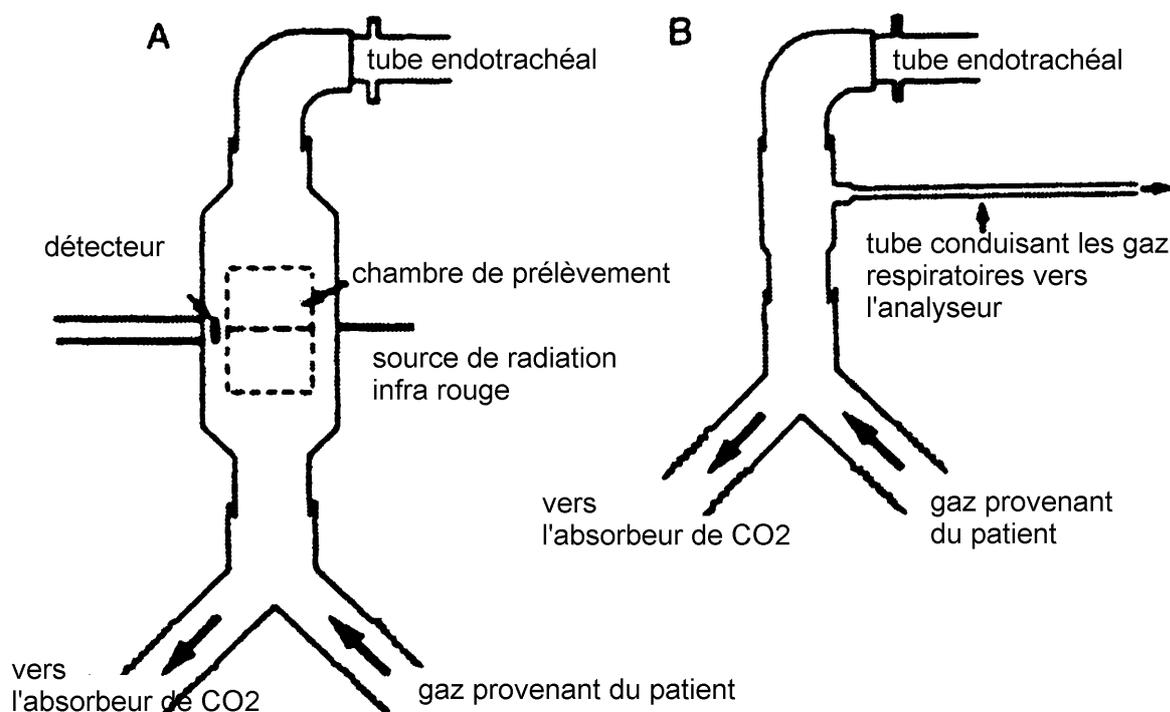


Figure 4 : capnomètre de type « mainstream » (A) et de type « sidestream » (B).

D'après Stock MC (52).

4.1. La méthode dite « sidestream »

Avec ce procédé, la cellule de lecture se trouve à distance du patient. Un échantillon des gaz respirés est aspiré en permanence à travers un petit tuyau placé le plus près possible des voies respiratoires du patient grâce à une pompe (12). Le tube de prélèvement est connecté à une pièce en T insérée sur l'extrémité de la sonde endotrachéale ou au niveau du masque d'anesthésie.

Un des intérêts majeurs de ce type d'appareil est la légèreté de la chambre de prélèvement. En plus, en utilisant une canule nasale, on peut aussi l'utiliser chez des patients non intubés (1).

Cependant, comme l'échantillon de gaz doit être amené jusqu'à l'appareil de mesure grâce à un tube de faible diamètre, ce tube est sujet aux obstructions causées par l'humidité de l'air expiré et les sécrétions du patient (1). Les gaz aspirés contiennent souvent des gaz anesthésiques et donc ces gaz, une fois analysés, doivent être stockés pour ne pas polluer l'air de la salle d'opération, ou doivent retourner dans le système respiratoire du patient notamment dans le cas de circuit fermé (7), ce qui peut éventuellement contaminer le circuit patient. En outre, le flux de gaz prélevé peut être élevé (plus de 400 mL/min), ce qui ne pose pas de problème chez les gros animaux tels que chez les équidés mais qui en pose chez les carnivores domestiques dont le volume courant est souvent inférieur ou proche de cette valeur (7). Cette remarque technique vaut aussi pour les capnomètres dits « microstream » dont le volume courant de 60 à 120 mL/min pose également des difficultés lors d'anesthésie de petits animaux.

L'échantillon de gaz doit être véhiculé du lieu de prélèvement jusqu'à l'analyseur, ce qui est à l'origine d'un délai entre l'aspiration du prélèvement et l'affichage de la valeur mesurée. Cette disparité linéaire entre la courbe affichée et le moment où le prélèvement a eu lieu est fonction du temps de réponse de l'appareil, de la distance que le prélèvement doit parcourir jusqu'à la cellule de mesure et du flux du prélèvement (41). Ce délai n'a pas d'importance clinique chez les gros animaux tels que le cheval, mais peut être significatif chez de petits carnivores domestiques ou les animaux impubères qui ont une fréquence respiratoire rapide et un volume courant faible (41).

Pour toutes ces considérations techniques et pratiques, on préfère utiliser chez ces animaux un dispositif capnographique dit « mainstream ».

4.2. La méthode dite « mainstream »

Dans ce cas, le senseur est directement inséré entre la sonde endotrachéale et le circuit anesthésique (12).

Le délai entre l'analyse du gaz et l'affichage des résultats s'avère très réduit et ne présente aucun inconvénient clinique (1).

Le problème majeur de ce procédé est la condensation de la vapeur d'eau sur les parois du capteur qui peut fausser les résultats. Pour prévenir cela, la plupart des senseurs « mainstream » disposent d'un mécanisme permettant de chauffer la cellule de mesure au dessus de la température corporelle (39°C), mais cela ne permet pas de prévenir les dépôts de sécrétions. En outre, la position du senseur associée à son poids produit une traction non négligeable sur le tube endotrachéal pouvant conduire à des déconnexions accidentelles (1, 7, 30) ou à des plicatures de sonde notamment chez le chat.

Sa position augmente aussi l'espace mort du circuit (30). Cependant, ces deux inconvénients ont de moins en moins de pertinence en raison de la miniaturisation des senseurs (30).

CONCLUSION

Des cinq méthodes décrites ci-dessous, seules la spectrométrie de masse et la spectrophotométrie (et la spectrophotographie) infra rouge sont utilisées couramment en clinique humaine. En anesthésiologie des carnivores domestiques, seule la spectrophotométrie infra rouge est utilisée en routine. En outre la lecture des capnomètres et capnographes est relativement aisée et procure des informations très importantes et souvent vitales pour l'animal.

Chapitre III

Interprétation des tracés capnographiques : lecture d'un capnogramme

Lorsque l'on mesure la pression partielle de dioxyde de carbone avec les appareils décrits dans le chapitre 2, on peut le faire soit par capnométrie, soit par capnographie.

La capnométrie est la mesure de la concentration en dioxyde de carbone dans les voies aériennes durant l'inspiration et l'expiration (7, 13, 49), et leur exposition sur un indicateur digital ou analogique (6). On peut obtenir les concentrations maximales inspiratoires en dioxyde de carbone ($FICO_2$) ou pressions ($PICO_2$) et les concentrations maximales expiratoires en dioxyde de carbone ($FECO_2$) ou pressions ($PECO_2$) durant un cycle respiratoire (6, 30). Mais la plupart du temps seule la valeur de $PETCO_2$ (habituellement égale à $PECO_2$), la pression partielle en dioxyde de carbone en fin d'expiration est utilisée (26).

La capnographie est la mesure et la représentation graphique des concentrations instantanées en dioxyde de carbone durant un cycle respiratoire (7, 13). Ce tracé est appelé capnogramme et peut être de deux types : soit la mesure du dioxyde de carbone est tracé en fonction du volume expiré (courbe SBT- CO_2), soit en fonction du temps (capnogramme temporel) (6). Or comme nous le verrons plus loin, ce graphique fournit beaucoup d'informations que la capnométrie ne donne pas (13).

En effet, en ce qui concerne la capnométrie, la lecture est très simple puisqu'il s'agit de lire une valeur sur l'appareil qui représente $PETCO_2$ c'est à dire la pression partielle en fin d'expiration (la valeur normale chez l'homme est comprise entre 36 et 40 mmHg (34) et entre 35 et 45 mmHg chez le chien et le chat). Cependant l'interprétation de cette valeur reste assez complexe.

Pour la capnographie, la lecture est un peu plus délicate car le tracé graphique présente plusieurs portions distinctes ayant une signification particulière, comme nous le verrons dans ce chapitre.

Nous étudierons dans un premier temps les composants de la courbe SBT- CO_2 , puis ceux du capnogramme en fonction du temps. Enfin, nous discuterons des intérêts et des inconvénients de chaque type de capnogramme.

1. Composants de la courbe SBT- CO_2 (6)

Une courbe SBT est la représentation graphique de la mesure de la concentration d'un gaz en fonction du volume d'air expiré et par définition, ne possède donc pas de segment inspiratoire.

En 1949, Fowler décrivit « SBT- N_2 » (Single-Breath Test pour l'azote) afin d'étudier la ventilation inégale dans les poumons. Dans cette étude, la concentration instantanée en azote était tracée en fonction du volume d'air expiré. La courbe obtenue était divisée en quatre phases : I, II, III, IV (voir figure 5).

Quand la concentration instantanée en CO_2 est tracée en fonction du volume expiré, on obtient une courbe dont la forme ressemble à celle de SBT- N_2 . On appelle cette courbe, SBT- CO_2 (figure suivante). Cette courbe est généralement divisée en trois phases : I, II, III, et occasionnellement en quatre. Le mécanisme physiologique responsable des phases I, II et III est identique pour les courbes SBT- N_2 et SBT- CO_2 , mais diffère en ce qui concerne l'éventuelle phase IV de la courbe SBT- CO_2 .

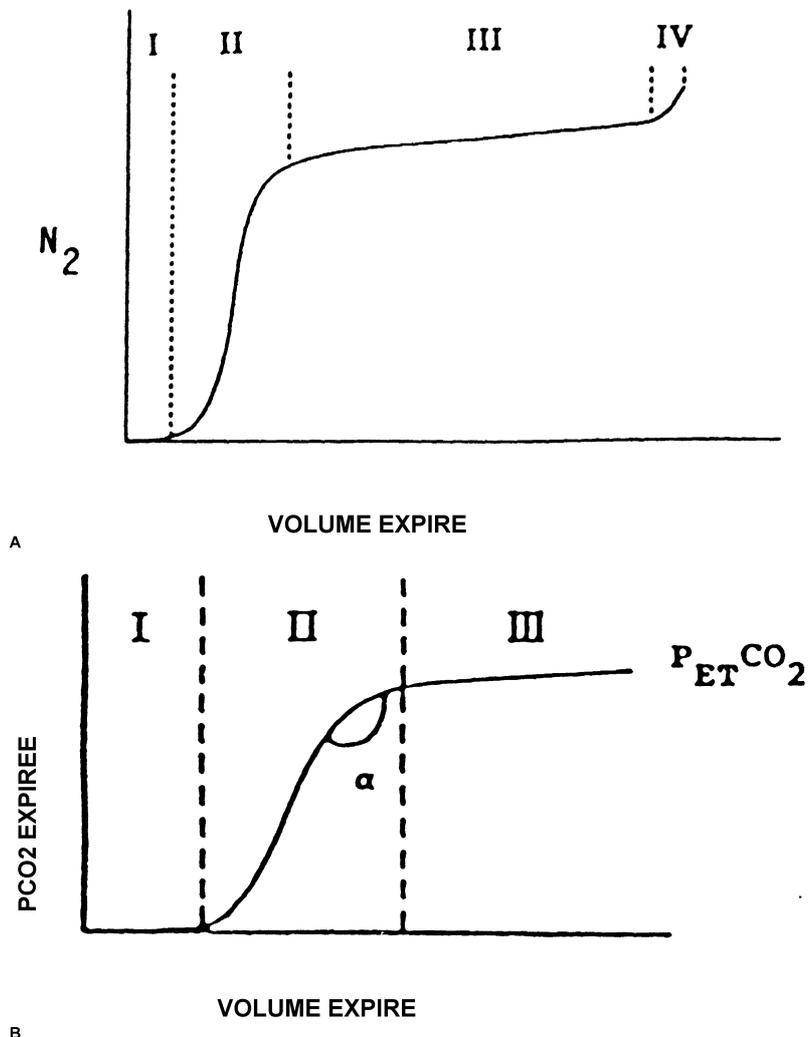


Figure 5 : courbes SBT- N_2 et courbe SBT- CO_2 .

La courbe A est une courbe SBT- N_2 .

La courbe B est une courbe SBT- CO_2 .

D'après (6).

La phase I représente l'air sans dioxyde de carbone des voies aériennes provenant des espaces morts anatomique et instrumental.

La phase II consiste en une rapide montée sigmoïde du capnogramme du au mélange des gaz de l'espace mort et des gaz alvéolaires.

La phase III se présente sous la forme d'un plateau, appelé « plateau alvéolaire » et figure le gaz riche en dioxyde de carbone provenant des alvéoles pulmonaires. Il possède presque toujours une pente croissante indiquant une augmentation de la pression partielle en dioxyde de carbone en fin d'expiration.

La phase IV d'une courbe SBT-CO₂ est une remontée terminale de la courbe que l'on rencontre chez certains sujets et qui est provoquée par la fermeture terminale des voies aériennes (cf. phase IV d'un capnogramme temporel).

L'analyse fine de ce type de tracé permet, en outre, d'obtenir d'autres informations, comme la ventilation effective et l'espace mort physiologique (figure suivante, 6).

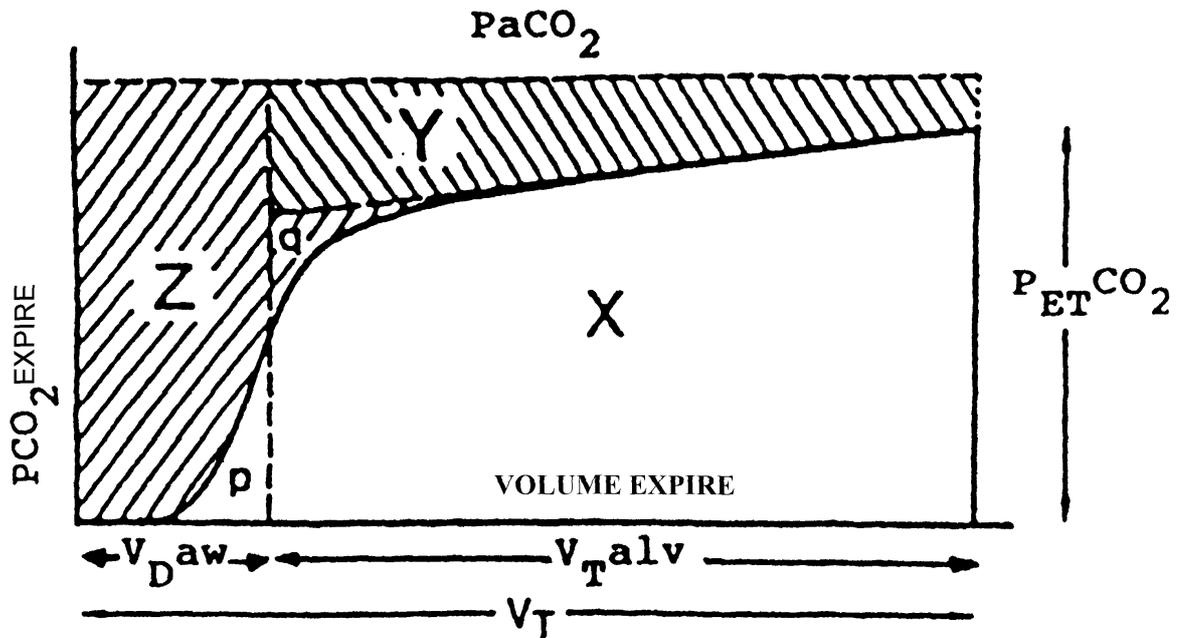


Figure 6 : relations entre la courbe SBT-CO₂ et l'espace mort physiologique.

- Z représente l'espace mort anatomique.
 - Y représente l'espace mort alvéolaire.
 - Z+Y représente l'espace mort physiologique.
 - X représente le volume courant effectif (V_{Talv}).
 - V_T représente le volume courant.
 - V_{Daw} représente l'espace mort des voies aériennes.
- D'après Fletcher (6).

Ainsi, si on trace une ligne horizontale représentant la tension artérielle en dioxyde de carbone (PaCO₂) mesurée à partir de sang artériel prélevé durant le tracé de la courbe SBT-CO₂, on obtient deux aires distinctes. La première, l'aire sous la courbe notée X, est le volume de CO₂ expiré lors de ce mouvement respiratoire : c'est la ventilation effective. La seconde, l'aire au dessus de la courbe et délimitée par la ligne horizontale symbolisant la tension artérielle en CO₂ représente l'espace mort physiologique : Z+Y (ventilation gaspillée, ne participant pas aux échanges gazeux). Cette aire peut être divisée ensuite entre les composants de l'espace mort physiologique nommés espace mort alvéolaire (Y) et espace mort anatomique (Z). Comme la phase II est le résultat du mélange de gaz de l'espace mort avec du gaz alvéolaire, il faut diviser la phase II en construisant une ligne verticale et en prolongeant le plateau alvéolaire jusqu'à ce qu'il croise cette ligne, ce qui définit deux aires p et q égales. L'aire p est la ventilation effective composant la phase II, et l'aire q est la composante de l'espace mort anatomique.

On obtient alors les deux aires : Z incluant l'aire q qui est l'espace mort anatomique et Y, l'espace mort alvéolaire qui est la conséquence d'un défaut temporel et spatial de mélange dans un poumon normal. Si l'assortiment ventilation/perfusion était idéal, le plateau alvéolaire approcherait la ligne de PaCO₂. Mais comme nous l'avons évoqué dans le chapitre précédent, la pression partielle en CO₂ dans les alvéoles reste toujours inférieure de 2 à 5 millimètres de mercure à la PaCO₂ (42).

2. Composants d'un capnogramme temporel

On peut obtenir deux types de capnogrammes temporels selon la vitesse d'enregistrement. En effet, on utilise classiquement deux vitesses d'enregistrement différentes : la vitesse lente de 25 mm/min qui permet d'observer les changements généraux de la concentration en dioxyde de carbone de l'air expiré et la vitesse rapide de 750 mm/min qui convient pour étudier les détails d'un seul mouvement respiratoire (31).

Dans la suite de l'étude du capnogramme, nous n'aborderons que les composants d'un capnogramme obtenu par enregistrement rapide, car un enregistrement lent ne permet que de distinguer PETCO₂ et la concentration de dioxyde de carbone lors de l'inspiration.

Contrairement à un tracé SBT-CO₂, un capnogramme temporel possède un segment inspiratoire et un segment expiratoire.

Différents termes ont été proposés pour décrire les composants du capnogramme tels que O.P.Q.R.S.T. (31), A.B.C.D. (2) ou bien A.B.C.D.E. (8, 49, 52), ou encore E.F.G.H.I.J. (8), et les termes de phases I, II, III et IV. A l'intérieur de cette dernière terminologie, on observe selon les auteurs des variantes. Ainsi pour GOOD (6), la phase IV est le segment inspiratoire et les phases I à III constituent le segment expiratoire. Pour d'autres auteurs, la phase I représente l'inspiration et la phase IV le début de l'inspiration (34). Pour BHAVANI-SHANKAR, les phases I à IV représentent les différentes parties du segment expiratoire d'un capnogramme temporel (6, 38). Contrairement à une courbe SBT-CO₂, il n'y a pas encore à l'heure actuelle de terminologie standard pour décrire les différents composants d'un capnogramme temporel.

Cependant celle de K.BHAVANI-SHANKAR (phases I, II, III, IV) semble acceptée considérant qu'elle est basée sur des conventions et sur la logique (6).

GRAVENSTEIN, quant à lui, compare le capnogramme temporel à un serpent qui vient juste d'avaler un éléphant (34).

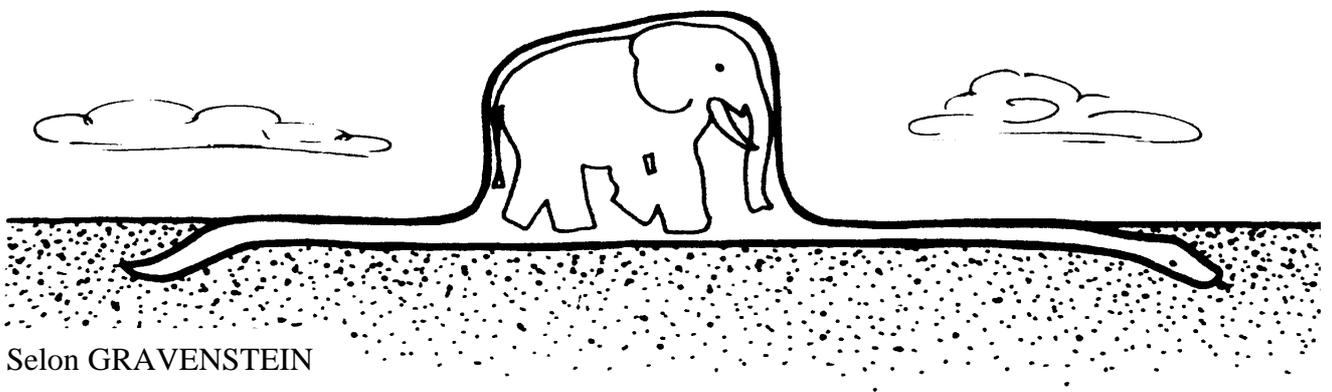
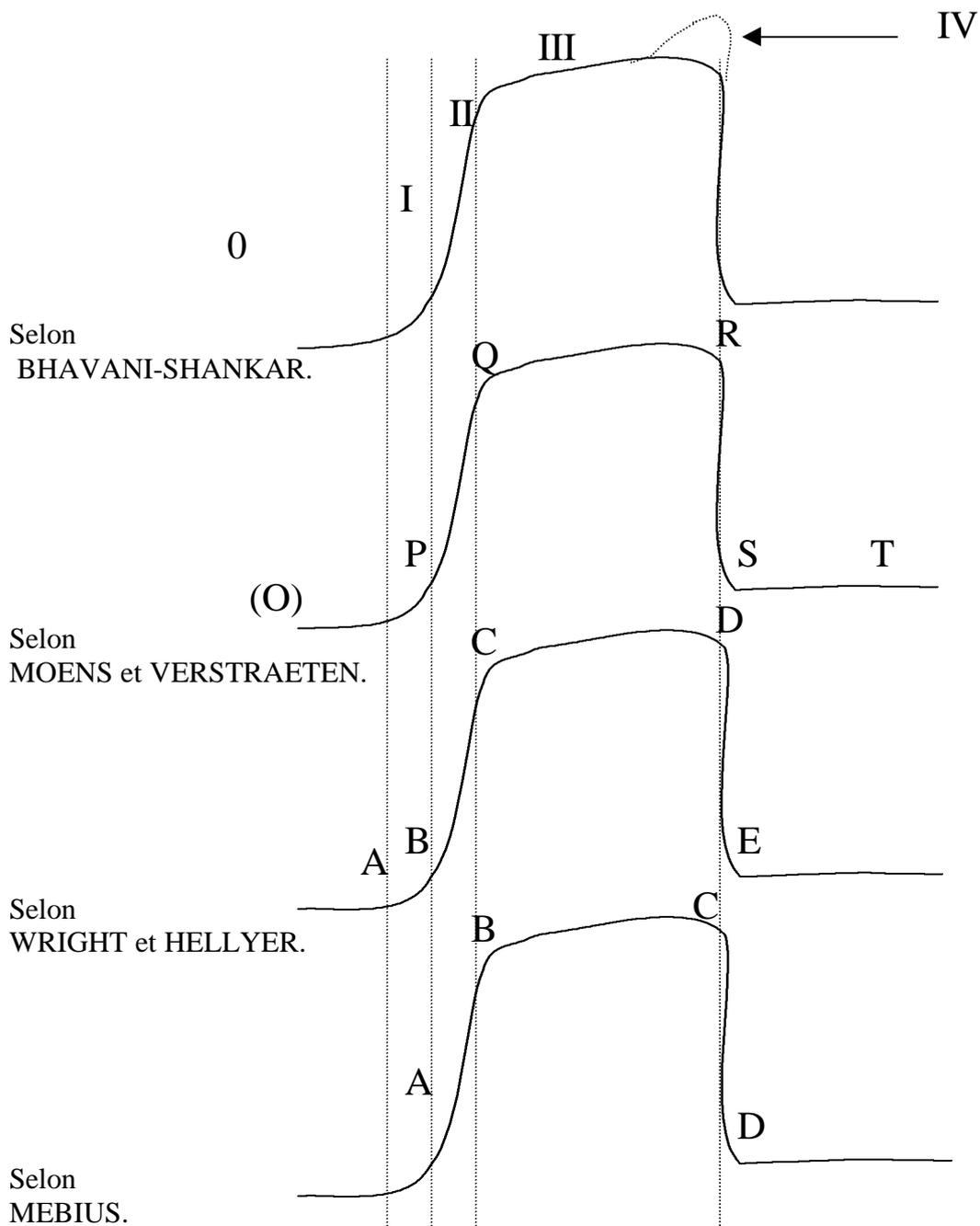


Figure 7 : terminologies d'un capnogramme temporel

2.1. Le segment expiratoire

Comme le segment expiratoire d'un capnogramme temporel ressemble beaucoup à une courbe SBT-CO₂ tant dans la forme que dans les mécanismes physiologiques sous-jacents, il apparaît judicieux de considérer le segment expiratoire comme composé de trois phases nommées I, II, III (8, 41). Occasionnellement, à la fin de la phase III, il est possible d'observer une légère remontée que l'on nomme phase IV. On peut aussi définir deux angles particuliers ayant un intérêt sémiologique. L'angle α définit entre la phase II et III dans un capnogramme temporel et dans une courbe SBT-CO₂ et l'angle $\hat{\alpha}$ à l'intersection de la phase III et de la partie descendante d'un capnogramme temporel (6, 8). Quoiqu'il en soit, si on utilise la terminologie de BHAVANI-SHANKAR, pour qu'un capnogramme ait une certaine valeur, il faut absolument que les phases I, II et III soient présentes (38).

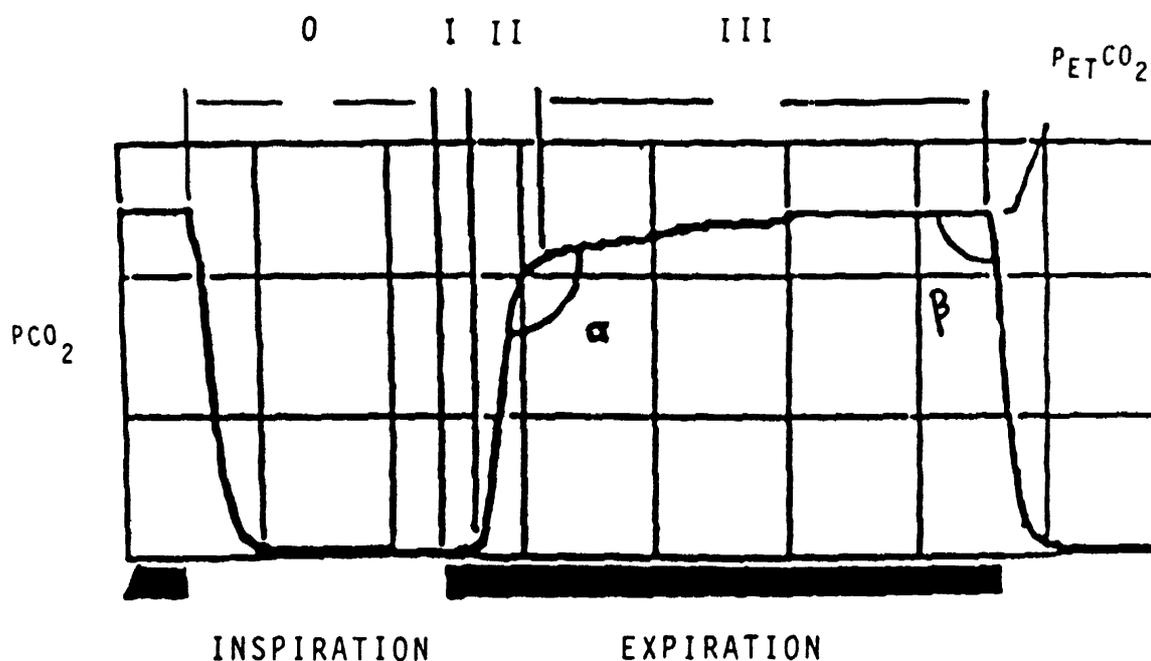


Figure 8 : les différentes phases d'un capnogramme temporel d'après (6, 8).

Phase 0 : segment inspiratoire.

Phase I : air expiré de l'espace mort.

Phase II : mélange de l'air de l'espace mort et des gaz alvéolaires expirés.

Phase III : plateau alvéolaire.

$P_{ET}CO_2$: pression partielle en CO₂ en fin d'expiration.

Angle α : indication sur l'adéquation ventilation/perfusion.

Angle $\hat{\alpha}$: indication d'une recapture de l'air expiré.

2.1.1. La phase I

La phase I représente, comme sur une courbe SBT-CO₂, l'expiration de l'air sans dioxyde de carbone des voies respiratoires du sujet, c'est à dire l'air de l'espace mort anatomique (8, 38). Classiquement sa composition est identique à l'air inspiré, il ne contient pas ou presque pas de dioxyde de carbone (41).

2.1.2. La phase II

La phase II se présente sous la forme d'une courbe sigmoïde ascendante et montre donc une concentration croissante de dioxyde de carbone dans l'air expiré. Elle correspond au remplacement progressif des gaz de l'espace mort anatomique par les gaz alvéolaires (8, 38, 41). Sa pente est normalement escarpée. Quand cette pente est moins raide, cela signifie que la livraison du dioxyde de carbone des poumons vers le site de mesure est retardée, ce qui peut être dû à des causes physiologiques ou mécaniques, incluant la présence d'un bronchospasme ou d'une obstruction des voies aériennes supérieures (avec par exemple une sonde coudée) (49).

2.1.3. La phase III

La phase III est aussi nommée « plateau alvéolaire » et correspond à l'expiration de la plus grande partie des gaz alvéolaires, riches en dioxyde de carbone (8, 38, 41, 49). Dans les conditions normales, cette phase possède une pente nulle ou légèrement positive. Si la pente s'accroît, cela signifie qu'il y a eu une vidange incomplète des alvéoles lors du cycle respiratoire précédent comme lors d'asthme, de maladies pulmonaires obstructives chroniques, d'obstruction partielle des voies aériennes supérieures ou des portions expiratoires de l'équipement, comme dans le cas de sonde coudée (36). La fin du plateau représente la pression partielle en fin d'expiration ou PETCO₂. C'est cette valeur qu'affiche normalement un capnomètre. Il est admis que l'inspiration commence à la fin de la phase III, c'est à dire quand la concentration de dioxyde de carbone commence à diminuer brutalement. Cependant ce n'est pas toujours le cas, d'où une limitation de cette terminologie qui ne permet donc pas de distinguer précisément l'inspiration de l'expiration (8). Une solution à ce problème consisterait à superposer au capnogramme un tracé des flux des gaz uniquement dans le cas d'analyseur « mainstream », car avec un analyseur « sidestream » la présence d'un temps de transit (cf. chapitre 4) conduit à un décalage du capnogramme par rapport à l'autre graphique (8).

L'absence de phase III suggère que le patient présente des poumons anormaux, ou a une respiration haletante ou faible avec une élimination incomplète de l'air de l'espace mort (38).

2.1.4. PETCO₂

PETCO₂ est la pression partielle de dioxyde de carbone à la fin extrême de l'expiration juste avant l'inspiration (38). En soit, elle n'a pas de signification car l'air expiré n'est pas contrôlé par le corps du patient. Cependant, elle représente une approximation de la tension artérielle en dioxyde de carbone notée PaCO₂ à la fin de la phase expiratoire d'un cycle respiratoire chez un individu ayant des poumons normaux (sains). Elle est une bonne approximation de la moyenne de la pression artérielle en dioxyde de carbone chez un sujet arborant un état métabolique stable.

2.1.5. La phase IV

Une remontée terminale est observée à la fin de la phase III dans certaines courbes SBT- CO_2 et certains tracés capnographiques temporels obtenus chez des patients obèses ou gravides. Cette remontée terminale observable sur un capnogramme temporel est connue sous le terme de phase IV car elle ressemble à la phase IV des courbes SBT- N_2 . Cependant, si la phase IV de ces courbes SBT- N_2 est attribuée à la fermeture des voies aériennes en fin d'expiration, sur un capnogramme temporel, ce phénomène devrait théoriquement provoquer une baisse terminale à la fin de la phase III. Le mécanisme responsable de la phase IV d'un capnogramme temporel chez des patients obèses ou gravides est plus complexe. Il repose sur les caractéristiques expiratoires particulières des alvéoles de ces sujets (6).

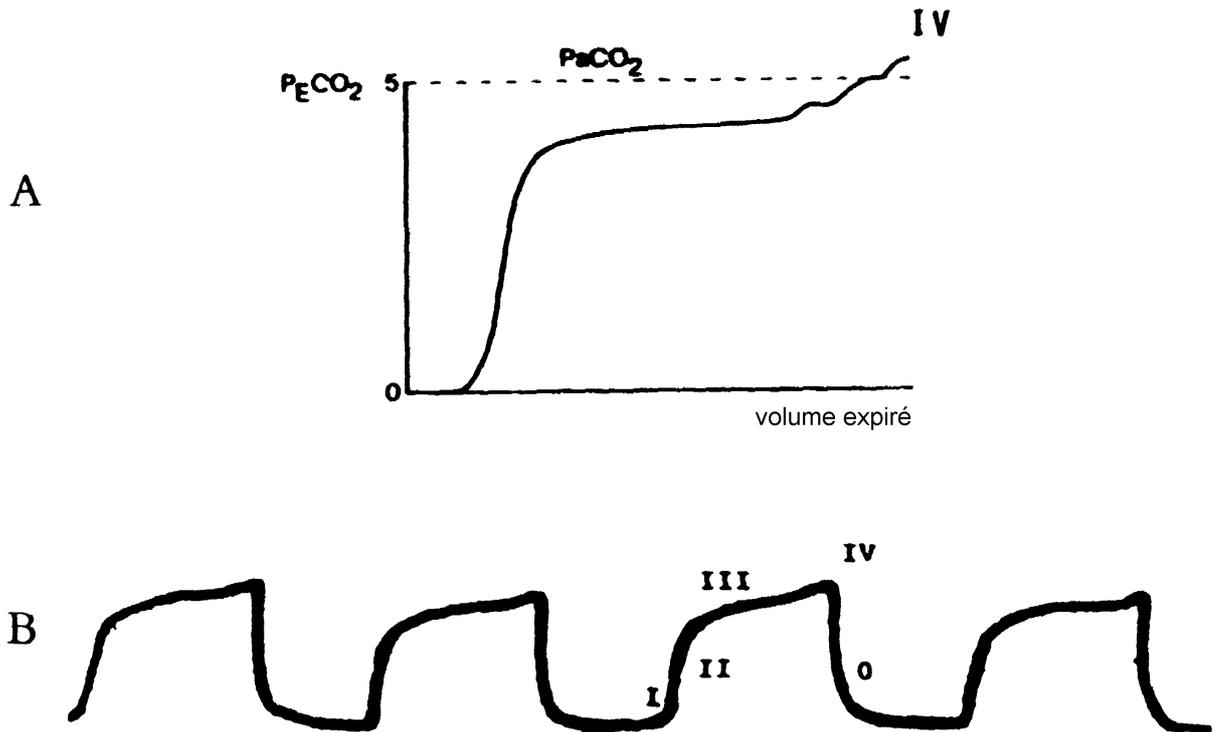


Figure 9 : capnogramme et courbe SBT- CO_2 présentant une phase IV d'après (6).

Le tracé A représente une courbe SBT- CO_2 obtenue chez un homme obèse.

Le tracé B est un capnogramme temporel obtenu lors d'une césarienne chez une femme.

Ainsi, divers auteurs suggèrent que les patients obèses (6) ayant des poumons en bonne santé, aient deux compartiments pulmonaires aux propriétés mécaniques et à l'assortiment ventilation/ perfusion différent. On observerait une vidange initiale rapide des gaz issus du premier compartiment dit « rapide ». Le flux expiratoire initial élevé suppose que la plus grande partie du gaz quittant les alvéoles à ce moment présenterait une concentration constante en dioxyde de carbone, et serait responsable de la partie à peu près horizontale de la phase III du capnogramme. Au cours du temps le flux expiratoire diminue, la teneur en dioxyde de carbone de l'air expiré (du compartiment dit « lent ») augmenterait visiblement provoquant une augmentation terminale du capnogramme. La teneur en dioxyde de carbone plus élevée des gaz alvéolaires quittant les poumons vers la fin de l'expiration serait due à la libération continue de dioxyde de carbone durant toute l'expiration.

Normalement, les gaz contenant un air très riche en dioxyde de carbone restent à l'intérieur des voies respiratoires du patient (espace mort anatomique) et ne sont donc pas analysés par les appareils de mesure se trouvant au niveau de la bouche du patient. Cependant, le volume courant élevé et la présence de fréquence respiratoire faible des patients obèses font que ces gaz atteignent la bouche et peuvent donc d'être analysés en fin d'expiration (6).

L'effet combiné des caractéristiques de vidange des différents compartiments détermine la forme du plateau alvéolaire. En outre, la faible compliance thoracique des sujets obèses renforce le phénomène de vidange initiale des compartiments dits « rapides » et explique la forme du plateau alvéolaire avec une pente faible et une remontée terminale (phase IV).

La capacité fonctionnelle résiduelle réduite et la faible compliance thoracique totale des patientes gravides expliquent l'obtention de tracés capnographiques identiques à ceux des patients obèses. Il faut aussi noter que lors de la grossesse, la production de dioxyde de carbone est augmentée, ce qui renforce la phase IV.

La présence d'une phase IV explique que l'on peut obtenir chez des sujets obèses ou gravides des valeurs de pression partielle en dioxyde de carbone de l'air expiré supérieures aux valeurs de la pression partielle artérielle (6).

2.1.6. L'angle alpha (á)

L'angle alpha (á) est l'angle défini entre les phases II et III d'un tracé SBT-CO₂ et sur un capnogramme temporel (6). Dans des conditions normales, cet angle est compris entre 100 et 110° (21).

Cet angle a tendance à augmenter quand la pente de la phase III augmente, laquelle dépend de l'assortiment ventilation/perfusion du poumon (6). On peut considérer que l'angle alpha est une indication indirecte de cet assortiment. Ainsi lors d'une obstruction des voies respiratoires, la pente de la phase III augmente et l'angle alpha s'échelonne entre 108 et 140°, selon le degré de l'obstruction des voies aériennes(33). Des facteurs instrumentaux, comme le temps de réponse de l'appareil, et des facteurs liés aux patients peuvent balayer rapidement la pertinence de cet angle. En effet la durée du cycle respiratoire du patient peut produire des changements de la valeur de cet angle. Cette influence peut être minimisée en utilisant des analyseurs possédant un temps de réponse rapide, inférieur à la durée du cycle respiratoire du patient (6). Si le temps de réponse et la vitesse de balayement de l'analyseur sont constants et s'il n'y a pas de changement significatif dans la durée du cycle respiratoire, la comparaison de l'angle alpha d'une courbe donnée avec celui d'une courbe normale est un bon critère pour évaluer les changements dans l'assortiment ventilation/perfusion d'un patient (6).

2.1.7. L'angle bêta (â)

Bêta (â) est l'angle existant entre la phase III et la partie descendante d'un capnogramme temporel du début de l'inspiration. Sa valeur normale est d'environ 90° (6, 8). Cet angle est typique du capnogramme temporel. Il n'existe pas dans une courbe SBT-CO₂ (6). Cet angle permet d'avoir une idée du phénomène de réinhalation. Lors de tels phénomènes, on observe une augmentation parfois importante de l'angle bêta. Il est à souligner que l'augmentation de la valeur de l'angle bêta est proportionnelle à la sévérité du phénomène responsable. Il peut augmenter jusqu'à 180° (6, 8, 22).

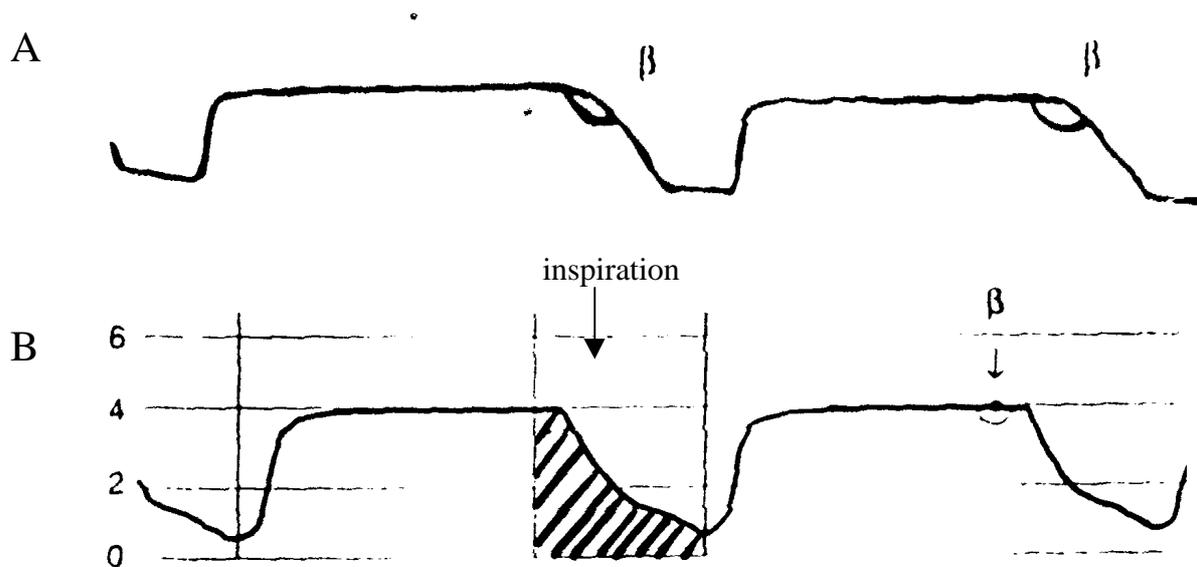


Figure 10 : capnogrammes temporels présentant un angle bêta important.

A : capnogramme temporel enregistré chez un patient présentant un espace mort excessif.

B : capnogramme temporel enregistré lors d'un dysfonctionnement de la valve unidirectionnelle inspiratoire dans un circuit anesthésique circulaire.

D'après KUMAR et al. (6).

Comme pour l'angle α , le temps de réponse de l'appareil influence également la valeur de β . Ainsi, un temps de réponse excessif du capnomètre par rapport à la durée totale du cycle respiratoire (notamment chez des enfants humains (6) et sûrement aussi chez les petits carnivores domestiques) peut augmenter la valeur de cet angle.

2.2. Le segment inspiratoire

Faisant suite à la phase III, voir IV du capnogramme temporel, on observe une chute brutale de la concentration en dioxyde de carbone vers la ligne de base, puis le maintien pendant un temps plus ou moins long de cette valeur nulle. Elle représente le début de la phase inspiratoire durant lequel le gaz sans dioxyde de carbone est inhalé et remplace rapidement l'air alvéolaire qui restait au niveau du capteur. Il s'ensuit une chute rapide de la concentration en dioxyde de carbone. La terminologie utilisée pour décrire ce segment inspiratoire s'avère variable. Selon les auteurs, on le nomme phase IV (6), segment RST (31), DE, HIJ (6) ou encore phase 0 (8).

Néanmoins, utiliser le terme de phase IV peut prêter à confusion car la phase IV représente conventionnellement la remontée terminale en fin d'expiration de la concentration du gaz mesuré. Le terme de phase 0, comme le propose BHAVANI-SHANKAR semble plus approprié, d'une part pour éviter toute confusion avec la phase IV des courbes SBT, d'autre part car l'inspiration précède l'expiration (6).

3. Capnogramme temporel ou courbe SBT-CO₂ ?

La capnographie temporelle apparaît facile à mettre en œuvre et s'avère suffisamment précise pour un usage clinique. Elle constitue la méthode la plus utilisée en capnographie et en capnométrie (6).

Un équipement plus élaboré est nécessaire pour obtenir un tracé SBT-CO₂. L'appareil de mesure du dioxyde de carbone doit être compatible pour fonctionner avec un ventilateur capable de produire des données concernant le flux d'air. Un ordinateur doit intégrer les données concernant la concentration en dioxyde de carbone et celles concernant le flux pour tracer la courbe SBT-CO₂. Les analyseurs de dioxyde de carbone utilisés pour obtenir les courbes SBT-CO₂ sont de type « mainstream » (cf. chapitre 2), et requièrent systématiquement une intubation trachéale (6) et l'utilisation d'un ventilateur.

Les analyseurs disponibles pour obtenir des capnogrammes temporels sont soit de type « mainstream », soit de type « sidestream » et ne nécessitent pas l'utilisation systématique de ventilateur, ni l'obligation d'intubation trachéale pour les analyseurs « sidestream ». En outre, cliniquement, la capnographie temporelle peut servir à surveiller la dynamique de l'expiration aussi bien que celle de l'inspiration, alors que la courbe SBT-CO₂ ne donne des informations que sur de l'expiration.

Cependant, la capnographie temporelle présente de subtiles mais importantes limites :

a) le statut ventilation/perfusion est plus fidèlement reflété par la pente de la phase III d'une courbe SBT-CO₂ que par celle d'un capnogramme temporel où la dénivellation de la pente de la phase III est moins évidente (6).

b) l'espace mort physiologique et la production de dioxyde de carbone ne peuvent pas être déterminés à partir d'un capnogramme temporel, contrairement à une courbe SBT-CO₂ (6).

c) les appareils de mesure du dioxyde de carbone permettant d'obtenir des capnogrammes temporels ne rendent pas possible la distinction précise entre la fin de l'expiration et le début de l'inspiration. Ainsi l'analyse des segments inspiratoires des capnogrammes temporels reste difficile et imprécise (6, 8). En effet, dans un capnogramme temporel, la phase III persiste tant que du dioxyde de carbone passe au niveau de la chambre de lecture ou de prélèvement et inclue donc la pause expiratoire, et dans certains cas aussi une partie de l'inspiration comme le montre la figure précédente (6). Cette limite conduit à fausser la mesure de l'angle $\hat{\alpha}$ et celle de la pression partielle en dioxyde de carbone en fin d'expiration (8) et parfois à sous-estimer gravement les phénomènes de réinhalation.

L'utilisation conjointe de la spiropgraphie à dioxyde de carbone (concentration en dioxyde de carbone en fonction du volume expiré et inspiré lors d'un cycle respiratoire) ou la superposition de la courbe des flux de gaz et du capnogramme (8) permet de contourner ce dernier obstacle technique et analytique.

d) le capnogramme temporel ne permet pas distinguer clairement la fin de l'inspiration et le début de l'expiration.

Malgré ces limitations, la capnographie temporelle demeure plus pratique et plus simple en anesthésiologie vétérinaire. Il faut cependant s'attendre à des développements futurs de la capnographie temporelle qui permettront de pallier aux limitations actuelles de cette technique (6).

Conclusion

Malgré ces limites, la capnographie temporelle est la méthode de mesure la plus utilisée en anesthésiologie vétérinaire. Le capnogramme obtenu procure de nombreuses informations essentielles pour la surveillance des animaux anesthésiés. Néanmoins, pour interpréter un capnogramme temporel, il importe de garder à l'esprit les divers facteurs susceptibles d'influencer les données capnographiques et la pertinence de leurs interprétations.

Chapitre IV

Facteurs influençant l'exactitude de la mesure de la concentration en dioxyde de carbone

Quelque soit la méthode de mesure utilisée, l'exactitude de la mesure du dioxyde de carbone peut être modifiée par différents facteurs qui peuvent avoir une influence plus ou moins importante sur l'évolution et le pronostic vital du patient. La spectrophotométrie infra rouge demeure la technique la plus utilisée en anesthésiologie vétérinaire. Ainsi dans ce chapitre, nous n'aborderons que les facteurs modifiant l'exactitude de à cette méthode.

1. La pression atmosphérique

La pression atmosphérique varie en permanence en fonction des conditions climatiques et de l'altitude.

Ces changements de pression atmosphérique ne modifient pas la concentration en dioxyde de carbone, mais influencent les valeurs données par l'appareil de mesure. Un changement de pression atmosphérique se répercute directement sur la mesure de la pression partielle en dioxyde de carbone. De plus, si la mesure est rapportée en % de volume de CO₂ par rapport au volume total de gaz, on peut observer un effet indirect de la pression atmosphérique.

1.1. Effet direct de la pression atmosphérique

L'effet direct des variations de pression atmosphérique est double.

Un accroissement de la pression atmosphérique provoque une augmentation proportionnelle du nombre de radiations absorbées par chacune des molécules de dioxyde de carbone, et donc une augmentation du signal. Une élévation de 1% de la pression atmosphérique cause une élévation relative de 1% du signal de CO₂.

Cette influence peut être évité en calibrant l'appareil avec un gaz ayant une pression partielle connue en dioxyde de carbone (gaz disponible dans le commerce). Ainsi avec cette référence, l'appareil enregistrera les concentrations de dioxyde de carbone sans tenir compte des changements de pression atmosphérique.

Les variations de pression atmosphérique modifient les forces s'exerçant entre les molécules de dioxyde de carbone et donc l'absorption des radiations infra rouges par ces molécules (7). Un accroissement de 1% de la pression atmosphérique cause une augmentation relative de 0.5 à 0.8% du signal, à l'origine d'une légère erreur de mesure. Les changements maximaux de pression atmosphérique dus aux changements météorologiques sont de l'ordre de 20 mmHg, et induisent une erreur de 0.5 à 0.8 mmHg. En utilisation clinique, la correction d'une erreur aussi faible ne s'impose pas.

De plus, si le senseur est de type « sidestream » et qu'il y a une augmentation du flux de prélèvement des gaz, on observe une diminution de la pression des gaz dans les voies aériennes supérieures du patient, à l'origine d'une sous-estimation des mesures du dioxyde de carbone.

En pratique, si l'unité de mesure est calibrée à des pressions atmosphériques moyennes et pour les unités « sidestream » si le flux de gaz prélevé ne varie pas, les valeurs obtenues avec ces appareils sont suffisamment précises pour un usage clinique courant (7).

1.2. Effet indirect de la pression atmosphérique

Cet effet n'apparaît que si l'analyseur rapporte les mesures en pourcentage de volume. En effet si l'appareil donne des résultats en % de volume, la lecture de la concentration en dioxyde de carbone devra tenir compte des changements de pression atmosphérique, car une élévation de 1% de la pression atmosphérique produira une augmentation relative de 1% de la concentration de CO₂ (pression partielle en mmHg = % volume * pression atmosphérique) (7).

2. La présence de protoxyde d'azote

Le protoxyde d'azote absorbe aussi la lumière infrarouge, préférentiellement à une longueur d'onde de 4.5µm (contre environ 4.3µm pour le dioxyde de carbone). La présence de protoxyde d'azote conduit à des mesures de dioxyde de carbone faussement élevées (10, 41). Cette interférence peut être minimisée en utilisant des filtres ne laissant passer que les longueurs d'onde de lumière infra rouge préférentiellement absorbées par le CO₂. Cependant, les molécules de protoxyde d'azote interagissent aussi avec les molécules de dioxyde de carbone en produisant un effet de collision (7, 41) qui affecte la sensibilité des analyseurs infra rouge. La collision des molécules entre elles induit un élargissement des pics d'absorption spectrale, à l'origine de valeurs de CO₂ faussement élevées. Pour corriger cet effet, il convient d'appliquer un facteur de correction qui varie de 0.94 pour un gaz contenant 70% de N₂O à 0.90 avec un gaz contenant 50% de N₂O (pression partielle en dioxyde de carbone corrigée = pression partielle de dioxyde de carbone mesurée * facteur de correction). La plupart des appareils de mesure comporte des systèmes de compensation électronique pour réduire cette erreur. Une autre solution consiste à calibrer l'appareil avec un mélange de gaz contenant la même concentration de gaz que celui qui sera analysé (7).

3. Les agents anesthésiques halogénés

Les anesthésiques halogénés absorbent également la lumière infra rouge à différentes longueurs d'onde (aux alentours de $3.3\mu\text{m}$) et seraient théoriquement capables d'induire des erreurs de mesure de la même façon que le protoxyde d'azote. Cependant les faibles concentrations utilisées en anesthésie volatile génèrent un effet considéré comme négligeable (7).

4. L'oxygène

Même si l'oxygène n'absorbe pas la lumière infrarouge, il peut indirectement affecter l'absorption du dioxyde de carbone par un phénomène de collision. Bien que cet effet soit faible, certaines unités modernes corrigent automatiquement ou le compensent (compensateur électronique) pour les concentrations d'oxygène utilisées (7).

5. La vapeur d'eau

Comme les surfaces de l'arbre respiratoire sont humides, les gaz expirés sont saturés en vapeur d'eau (38). Or la présence de cette vapeur affecte les mesures de dioxyde de carbone selon deux modalités :

La première résulte de la condensation de la vapeur d'eau au niveau de la cellule du senseur (« mainstream ») ou dans le tube à prélèvement (« sidestream »). L'eau liquide peut avoir différentes répercussions sur la mesure du dioxyde de carbone. Elle peut soit obstruer le tube à prélèvement (38), ce qui conduit à une lecture faussement basse de la teneur en dioxyde de carbone, soit, en se déposant au niveau de la cellule de lecture, absorber la lumière infrarouge et donner des mesures de dioxyde de carbone faussement élevées (7). Ces incidents peuvent être prévenus en raccourcissant le tube à prélèvement et en installant un piège à liquide ou un filtre absorbeur d'humidité entre le tube à prélèvement et l'analyseur. Cependant cet artifice technique augmente l'espace mort instrumental et peut conduire à un accroissement du temps de réponse de l'appareil (38). Une autre alternative consiste à chauffer le senseur (unité « mainstream ») et/ou le tube à prélèvement (unité « sidestream ») (7, 38) à une température supérieure à celle du patient. Une troisième solution consiste à retirer l'excès de vapeur d'eau avant qu'il n'atteigne la cellule de mesure (unité « sidestream »). Certaines unités « sidestream » sont munies d'un tube de prélèvement spécial fabriqué en Nafion, un polymère semi-perméable qui permet sélectivement à la vapeur d'eau de passer de l'intérieur vers l'extérieur du tube (7), ou d'une ligne ARIDUS qui consiste en un fil renforcé situé dans un tube de plastique, lequel est perméable à la vapeur d'eau mais pas aux autres gaz, et qui permet à la vapeur d'eau de diffuser hors du tube et de s'équilibrer comme dans le cas du tube Nafion avec la pression de vapeur d'eau ambiante (38). L'inconvénient de ces deux dispositifs est leur coût très élevé.

La seconde façon qu'à la vapeur d'eau d'affecter les mesures de CO₂ est un effet de la vapeur elle-même. Dans les senseurs « sidestream », la température du gaz prélevé diminue lors du passage du patient à l'unité de mesure ; il en résulte une chute de la pression partielle en vapeur d'eau, et donc une augmentation apparente de la concentration de dioxyde de carbone de 1.5 à 2%. En outre, si le tube Nafion, ou la ligne ARIDUS sont utilisés, un équilibre entre les pressions de vapeur d'eau à l'intérieur et à l'extérieur du tube s'établit, d'où une mesure inexacte de la pression partielle en dioxyde de carbone. Ainsi quelque soit l'appareil utilisé, la mesure doit être corrigée en fonction des variations de la vapeur d'eau (7).

En plus, l'eau sous forme liquide peut endommager l'équipement capnographique (36) ou provoquer de fausses valeurs positives de la pression en dioxyde de carbone lors de l'inspiration (15).

6. Présence de mucus

Le mucus et les autres sécrétions biologiques peuvent être aspirés dans le tube à prélèvement des unités « sidestream » (spécialement si le flux de prélèvement est élevé) et conduisent à des effets similaires à ceux de l'eau liquide. Pour pallier à ce problème, il existe des filtres spéciaux associés aux pièges à eau (38).

7. Le temps de réponse de l'analyseur

Pour être précis, un appareil de mesure se doit d'avoir un temps de réponse rapide. Le temps de réponse d'un instrument est le délai entre le moment où un événement est mesuré et celui où la réponse instrumentale est obtenue (38). Un instrument idéal devrait répondre parfaitement et instantanément et donc posséder un temps de réponse égal à zéro. Malheureusement aucune machine ne possède un tel temps de réponse. Le spectromètre de masse approche cet idéal avec un temps de réponse de l'ordre de 100 ms, ce qui les rend très fiable pour suivre la concentration en dioxyde de carbone en continu (38). Les spectrophotomètres infra rouge modernes peuvent avoir un temps de réponse avoisinant les 250 ms, mais certaines unités plus anciennes approchent la seconde. Les appareils les plus rapides sont assez précis pour surveiller des patients respirant à des fréquences moyennes de 10 à 20 mouvements respiratoires par minute mais sont insuffisants pour des sujets ayant une fréquence respiratoire plus rapide. En effet, quand la fréquence respiratoire est de 60 mouvements par minute, la durée réelle d'un cycle respiratoire est de 1 seconde et la durée du segment expiratoire peut être aussi faible que 0.5 seconde, étant alors très proche du temps de réponse de l'instrument, ce qui peut conduire à des données totalement ininterprétables car une partie du signal est perdue (38).

Ce temps de réponse a deux composantes : le temps de transit et le temps de réaction de l'appareil de mesure (7).

7.1. Temps de transit

Le temps de transit est le temps requis pour que l'échantillon de gaz à analyser passe du site de prélèvement à la cellule de mesure. Evidemment, ce temps n'existe pas dans un appareil de mesure de type « mainstream ». Un temps de transit prolongé retarde l'apparition de la mesure donnée par l'unité, mais ne provoque pas de distorsion sur un capnogramme. Cependant, le bolus de gaz est sujet à la dispersion causée par les phénomènes de convection et de diffusion de l'échantillon lors du transit dans le tube du prélèvement. Or une dispersion convertit le front carré de la vague de gaz prélevé en une courbe sigmoïde, avec une perte dans les pics de concentrations de gaz les plus élevées et les plus basses (7). Ainsi, il en résulte une sous-estimation de la pression partielle en dioxyde de carbone au niveau alvéolaire (PETCO₂). L'importance de cette erreur s'accroît avec l'augmentation de la longueur et de la largeur du tube de prélèvement, avec la diminution du flux d'échantillonnage et avec une élévation de la fréquence respiratoire (ce que l'on retrouve chez les carnivores domestiques).

7.2. Temps de réaction

Le temps de réaction de l'appareil (ou temps de montée) noté T90 (7) représente le temps mis par l'appareil de mesure pour changer de 10% à 90% la valeur finale en réponse à un changement dans la pression partielle de dioxyde de carbone. Alternativement, ce temps peut être spécifié à T70, le temps mis par l'appareil de mesure pour passer de 10% à 70% de la valeur finale. Ce temps dépend de la taille de la chambre de prélèvement et du flux de gaz. Des flux plus faibles augmentent le temps mis par l'unité de mesure pour nettoyer la cellule de prélèvement, ce qui peut accroître cette durée. Ce temps de montée s'étale pour les instruments capnographiques utilisés en pratique clinique de 50 à 600 ms. Or un temps de montée élevé peut réduire la pente de la phase II du capnogramme temporel, ce qui conduit à une sous-estimation de l'espace mort anatomique. Cependant les analyseurs disponibles dans le commerce ont un temps de montée suffisamment rapide pour fournir une mesure de la pression partielle en dioxyde de carbone avec une précision de mesure de 5% chez l'homme adulte, mais pas chez des patients ayant une fréquence respiratoire plus élevée (supérieure à trente mouvements par minute) comme chez des enfants ou les carnivores domestiques pour qui des instruments avec des temps de montée (T70) de l'ordre de 80ms sont nécessaires pour obtenir la même précision.

Néanmoins, le temps de réaction des moniteurs les plus modernes a été très réduit grâce à l'utilisation d'amplificateurs puissants, de chambre de prélèvement et de tube miniaturisés ainsi que de flux élevés. Enfin, pour que les mesures obtenues soient fiables, il est recommandé que ce temps de réaction soit inférieur à la durée d'un cycle respiratoire du patient (7).

8. Signaux « bruyants »

Un signal bruyant (38) est causé par des interférences entre les fréquences des instruments utilisées ou des temps de chauffage insuffisant de ces appareils (cf figure ci-dessous). Elles peuvent être liées à l'analyseur et/ou à l'enregistreur graphique, ou à des connections faibles entre l'analyseur et l'enregistreur.

Pour éviter ces problèmes, l'unité doit être protégée et éloignée de la plupart des autres installations électriques, toutes les connections doivent être vérifiées avant le début de l'utilisation de la machine, en plus il faut noter que l'enregistreur graphique doit être relié à la terre (38).

Par ailleurs, il a été noté des interférences électromagnétiques entre des radios portables ou des téléphones cellulaires et des appareils de capnographie conduisant à des lectures erronées de la pression partielle de dioxyde de carbone (43). C'est la raison pour laquelle, à cause de la multiplication de ces dispositifs de communication portables, l'utilisation de ces appareils doit être interdite en salle d'opération vétérinaire, comme elle l'est dans les hôpitaux.

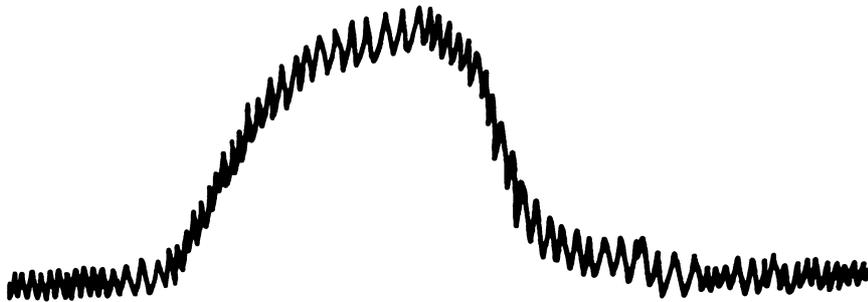


Figure 11 : illustration d'un signal bruyant (38).

Conclusion

Ainsi, divers facteurs peuvent faire varier les données fournies par les appareils de mesure du dioxyde de carbone utilisant la technique de spectrophotométrie infrarouge. Il faut toujours garder en mémoire les rôles qu'ils peuvent avoir afin de toujours conserver un esprit critique sur les résultats procurés.

Néanmoins, certains capnogrammes temporels sont assez typiques d'une situation clinique pour que l'anesthésiologiste les connaisse et puisse par conséquent agir dès leur apparition en cours d'anesthésie.

Partie II

Partie expérimentale

Introduction

L'objectif de cette partie expérimentale est de dresser l'ébauche d'un atlas capnographique de situations pathologiques classiquement rencontrées en anesthésie vétérinaire.

Afin de mieux comprendre les altérations capnographiques relevées lors de différentes situations cliniques, il convient de rappeler la forme normale d'un capnogramme et la façon de lire et d'interpréter de tel tracé.

Chapitre I

Rappel sur la lecture d'un capnogramme

Avant d'envisager la lecture de différents capnogrammes particuliers, il est utile de rappeler la façon de lire et d'interpréter un capnogramme.

Pour lire un capnogramme, il convient d'avoir à l'esprit la forme d'un capnogramme normal afin de pouvoir identifier au premier coup d'œil quelle partie du tracé est altérée avant d'envisager l'origine de cette anomalie et de chercher si possible à la corriger (cf figure suivante).

La lecture commence par l'observation des différentes phases du tracé :

- Sont-elles toutes présentes ?
- Ont-elles un aspect et une forme normale ?

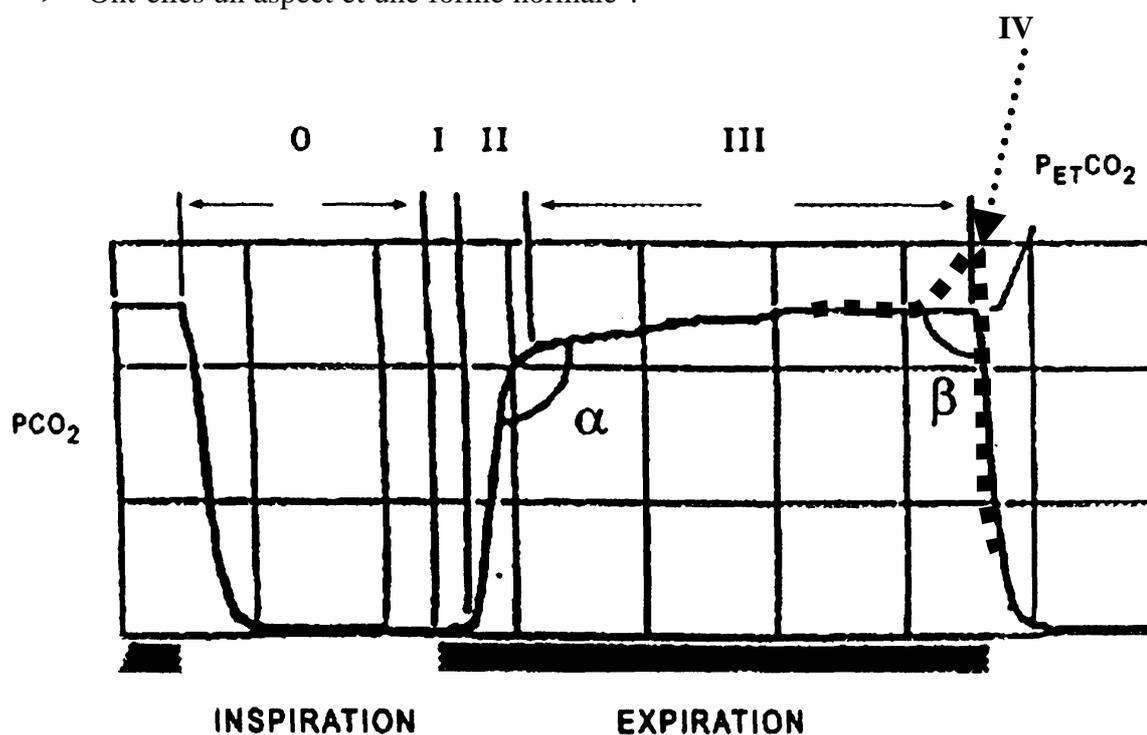


Figure 12 : rappel sur la lecture d'un capnogramme normal

1. Caractéristiques normales du segment inspiratoire.

La phase I : correspond à l'expiration de l'air de l'espace mort anatomique. Elle est normalement égale à zéro mmHg.

La phase II : comprend un mélange d'air de l'espace mort et de gaz alvéolaires ayant participé aux échanges respiratoires. Ce mélange s'enrichissant de plus en plus d'air alvéolaire, on observe une augmentation rapide de la pression partielle en dioxyde de carbone jusqu'à ce qu'elle atteigne la valeur du plateau alvéolaire.

La phase III : appelée également « plateau alvéolaire ». Elle correspond à l'expiration des gaz alvéolaires riches en dioxyde de carbone. La pente de la phase III est normalement très faible voire nulle. La fin de ce plateau représente la pression partielle en dioxyde de carbone en fin d'expiration (PETCO₂). Sa valeur est une bonne approximation de la moyenne de la pression artérielle en dioxyde de carbone. Sa valeur normale chez les carnivores domestiques est comprise entre 35 et 45 mmHg.

La phase IV : n'est présente que dans certains cas (obésité, gestation, ...).

L'angle á : est normalement compris entre 100 et 110°. Il représente une indication de l'adéquation de la ventilation alvéolaire par rapport à la perfusion alvéolaire.

L'angle â : mesure normalement environ 90°.

2. Caractéristiques normales du segment expiratoire.

Il correspond à l'air inspiré. Ce segment ne possède normalement pas de pente et sa valeur est constante et théoriquement égale à zéro.

Chapitre II

Matériels et méthodes

Pour l'établissement d'un atlas de tracés capnographiques issus de situations classiquement observées en anesthésie vétérinaire, nous avons réalisé une approche clinique de type ouvert et sélectionné à posteriori les enregistrements les plus caractéristiques.

1. Populations.

Les expériences et saisies vidéos présentées dans ce travail ont été réalisées sur des animaux anesthésiés à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.

Les enregistrements ont été effectués au cours de situations cliniques réelles ou simulées entre la période du 1/12/2002 et du 15/02/2002.

1.1. Population féline

Le nombre de chats utilisé inclus dans cette étude est de 2, dont 1 mâle et 1 femelle.

L'âge moyen de ces animaux est de 4.5 ans.

Tous ces félins venaient pour subir une opération dont 1 pour réduction de hernie diaphragmatique et 1 pour parage de plaie.

1.2. Population canine

Le nombre de chiens inclus dans cette étude est de 6, dont 6 mâle et 0 femelle.

L'âge moyen de ces animaux est de 5 ans et deux mois.

Un seul de ces chiens était sain.

1 chiens venaient pour subir des examens radiologiques sous anesthésie.

4 venaient pour subir une intervention chirurgicale dont deux pour hernie, un pour exérèse de polypes inflammatoires, ...

2. Protocole expérimental

Tous les animaux étaient anesthésiés selon les principes de l'anesthésie vétérinaire. Tous étaient intubés avec une sonde endotrachéale adaptée à leur taille.

Le choix des drogues utilisées était réalisé par l'équipe chirurgicale suivant l'état de l'animal.

Les animaux étaient prémédiqués avec de l'acépromazine (trois), du diazépam (quatre) ou non (un cas).

L'anesthésie était induite avec et maintenue avec de la kétamine (un cas), du propofol (trois) ou du thiopental sodique (quatre).

Le choix de ces produit était dicté par le risque anesthésique que présentait l'animal.

L'anesthésie était maintenue grâce à de l'isoflurane.

3. Matériels

Ces tracés capnographiques ont été réalisé grâce à deux appareils de surveillance multiparamétrique incluant un dispositif capnographique infra rouge de type « mainstream » : un « Data Scope » et un « Hewlet Packard ».

Le moniteur Data Scope est un appareil permettant de mesurer en même temps l'électrocardiogramme, l'oxymétrie de pouls et le capnogramme d'un patient.

Le moniteur Viridia 24 C Hewlet Packard est un appareil permettant de mesurer simultanément l'électrocardiogramme, l'oxymétrie de pouls, le capnogramme et l'écartement des électrodes de l'E.C.G. (donc les mouvements de la cage thoracique).

5 capnogrammes ont été obtenu avec le Data Scope (utilisé sur quatre animaux).

7 capnogrammes ont été obtenu avec l'Hewlet Packard (utilisé sur quatre animaux).

Le choix entre ces deux moniteurs a été dicté par la disponibilité clinique des appareils au moment de l'anesthésie enregistrée.

L'écran du moniteur multiparmétriques utilisé était en permanence filmé au moyen d'une caméra numérique Canon DM-MV 20 i E.

A posteriori, toutes les séquences ont été analysées et les tracés les plus représentatifs d'une situation clinique ont été extraits.

Conformément à l'objectif de création d'un atlas, les résultats sont présentés sous la forme d'une photographie d'écran et d'un tracé schématique détaillant les anomalies observées. Chacun de ces tracés fait l'objet d'une description et d'une discussion permettant de mieux comprendre les raisons des altérations capnographiques observées.

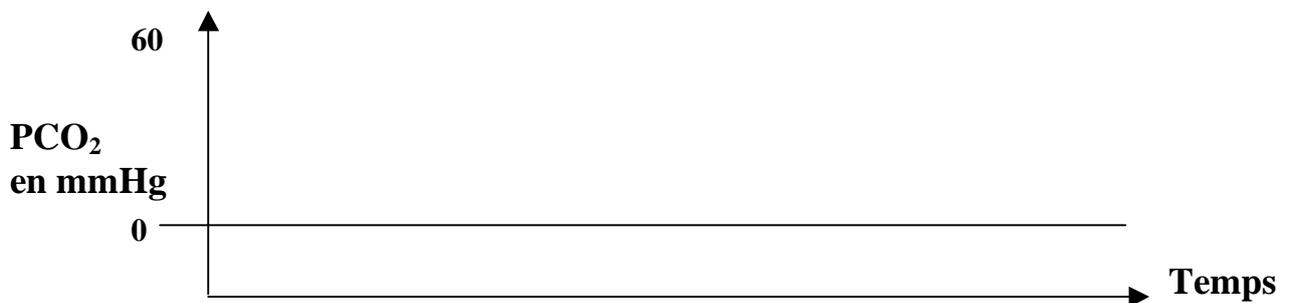
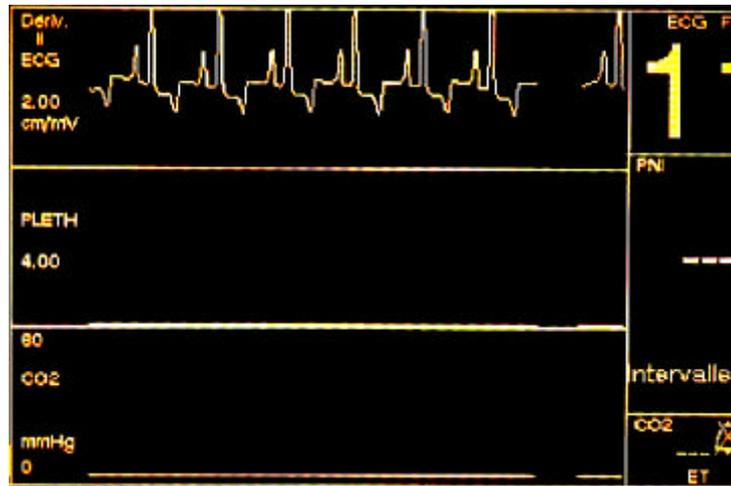
Chapitre III

Enregistrements capnographiques réalisés.

Dans le cadre de cette étude, nous avons réalisé trois heures d'enregistrements, sur un total de trente opération. Nous ne présenterons ici que parmi les plus pertinents.

1. Fautes techniques

1.1. Intubation œsophagienne



1.1.1. Description

Ce tracé montre un capnogramme totalement plat, sans segment inspiratoire et expiratoire visible.

1.1.2. Hypothèses diagnostiques

Apnée
Intubation oesophagienne
Capteur mal positionné
Appareil non fonctionnel
Arrêt cardiorespiratoire

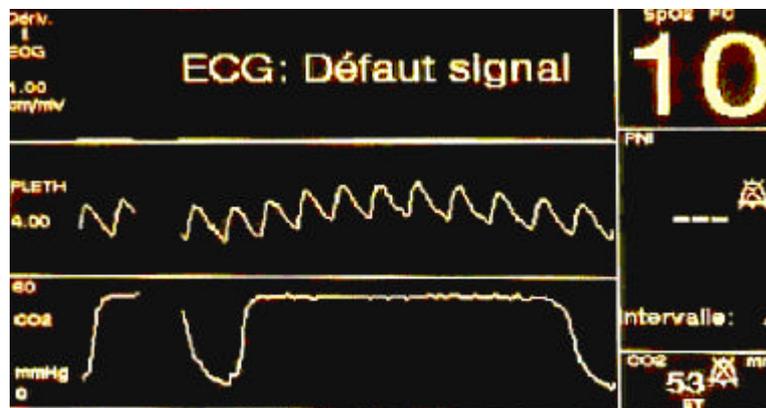
1.1.3. Explication et situation

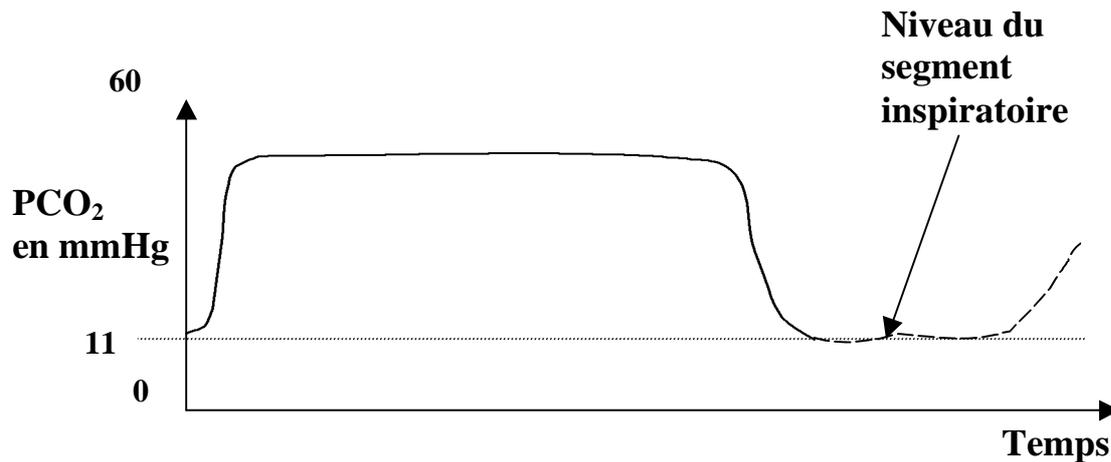
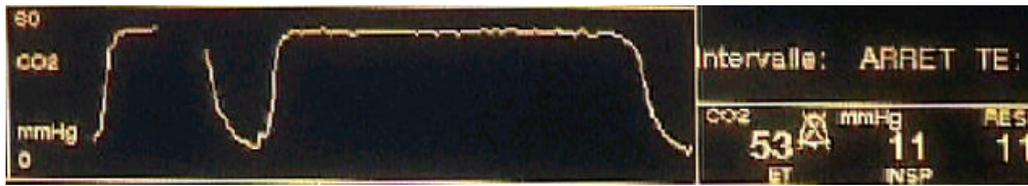
Ce tracé a été obtenu sur un berger allemand de sexe mâle, âgé de douze ans opéré pour une réduction de hernie périméale, une castration et une splénectomie. L'animal a été prémédiqué avec du diazépam, puis l'anesthésie a été induite avec du thiopental sodique, puis maintenue avec de l'isoflurane (circuit utilisant une valve de Waters). L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine.

Ce tracé fut obtenu en introduisant une sonde endotrachéale supplémentaire dans l'œsophage du chien, d'où l'absence de dioxyde de carbone enregistré par l'appareil de capnographie. L'estomac ne contient pas ou peu de CO₂ (fermentation possible).

Dans un cas clinique identique, le diagnostic différentiel avec l'apnée peut aisément être réalisé par une compression du thorax afin de vérifier l'absence de variation en dioxyde de carbone. Le diagnostic différentiel avec un arrêt cardiorespiratoire se fait aisément en examinant les autres données fournies par l'appareil tel que l'E.C.G. ou par palpation du pouls. La vérification de la fonctionnalité de l'appareil peut s'obtenir simplement en soufflant au travers de la chambre de lecture et en observant une variation de CO₂ mesurée. Selon les bonnes pratiques, cette vérification du matériel doit impérativement être réalisée avant de commencer l'anesthésie.

1.2. Valve expiratoire non fonctionnelle





1.2.1. Description

Sur ce tracé, on peut constater que le segment inspiratoire présente une valeur non nulle de la pression partielle en dioxyde de carbone (11 mmHg). PCO_2 minimale est égale à 11 mmHg.

1.2.2. Hypothèse

Inhalation de gaz ayant déjà participé aux échanges respiratoires

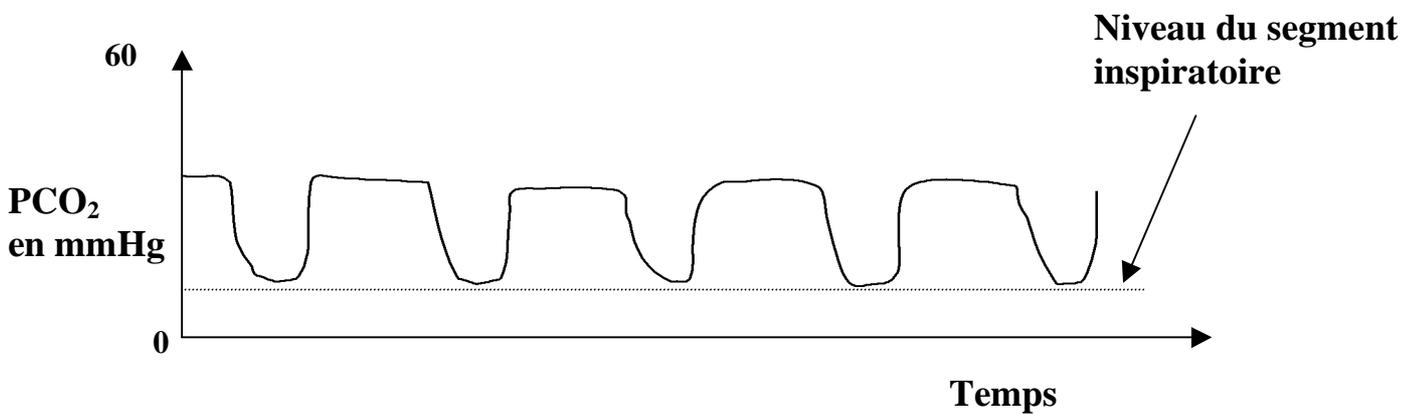
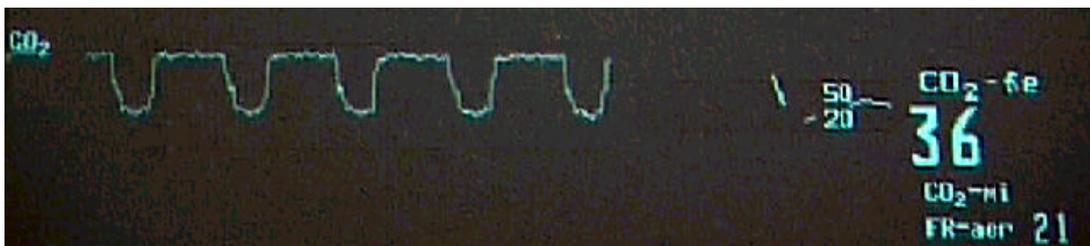
1.2.3. Explication et situation

Ce tracé a été obtenu sur un chien de race golden retriever, de sexe mâle, âgé de quatre ans subissant des radiographies du coude sous anesthésie générale. L'animal a été prémédiqué avec de l'acépromazine. Ensuite l'anesthésie a été induite avec du thiopental sodique, puis maintenue avec de l'isoflurane (circuit réinhalatoire).

Ce capnogramme correspond au moment où la valve empêchant l'air expiré d'être inhalé de nouveau par l'animal sans passer dans le canister avait été volontairement enlevée. De ce fait, l'air expiré par l'animal ne transitait plus par le canister (où la chaux fixe le dioxyde de carbone) avant que l'animal l'inhalé de nouveau. Cette anomalie de la valve expiratoire d'un circuit circulaire explique la valeur positive de la pression en dioxyde de carbone de l'air inhalé.

L'insuffisance d'épuration du CO_2 des gaz expirés est en outre à l'origine d'une hypercapnie résultant du défaut d'élimination.

1.3. Réinhalation simple : défaut d'épuration des gaz expirés



1.3.1. Description

Sur ce tracé, on peut constater que le segment inspiratoire présente une valeur non nulle de la pression partielle en dioxyde de carbone.

1.3.2. Hypothèses

Inhalation de gaz ayant déjà participé aux échanges respiratoires (réinhalation).

1.3.3. Explication et situation

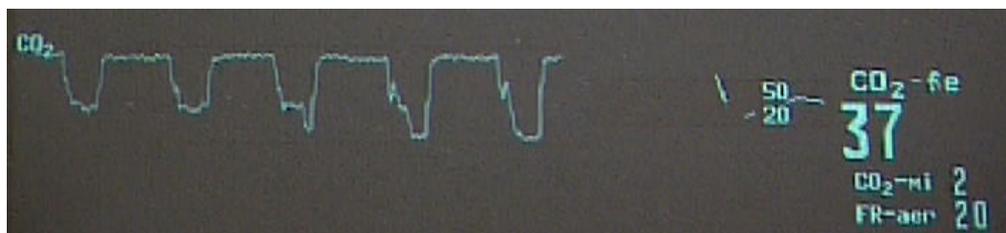
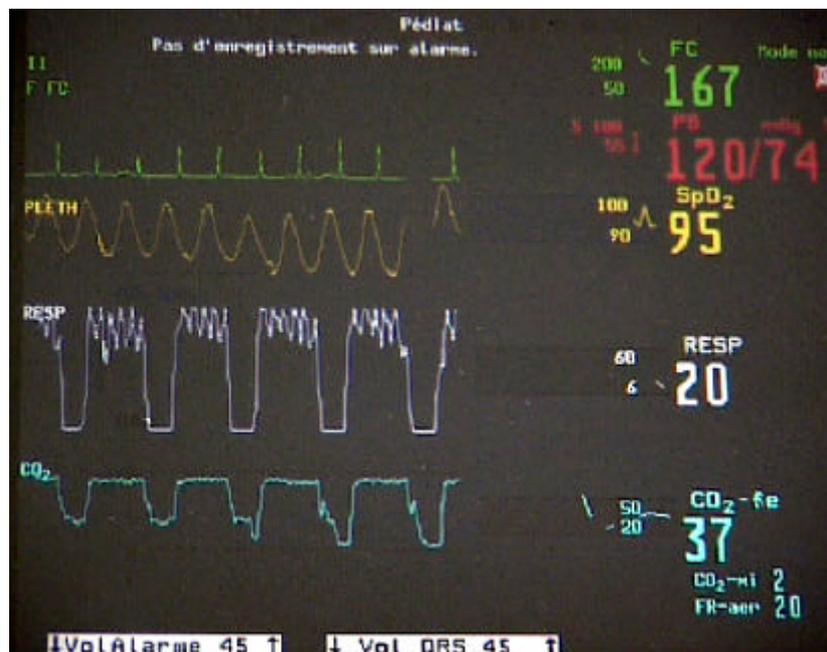
Ce tracé a été obtenu sur un chien de race berger allemand, de sexe mâle, âgé de deux ans opéré pour réduction de fracture du radius et de l'ulna.

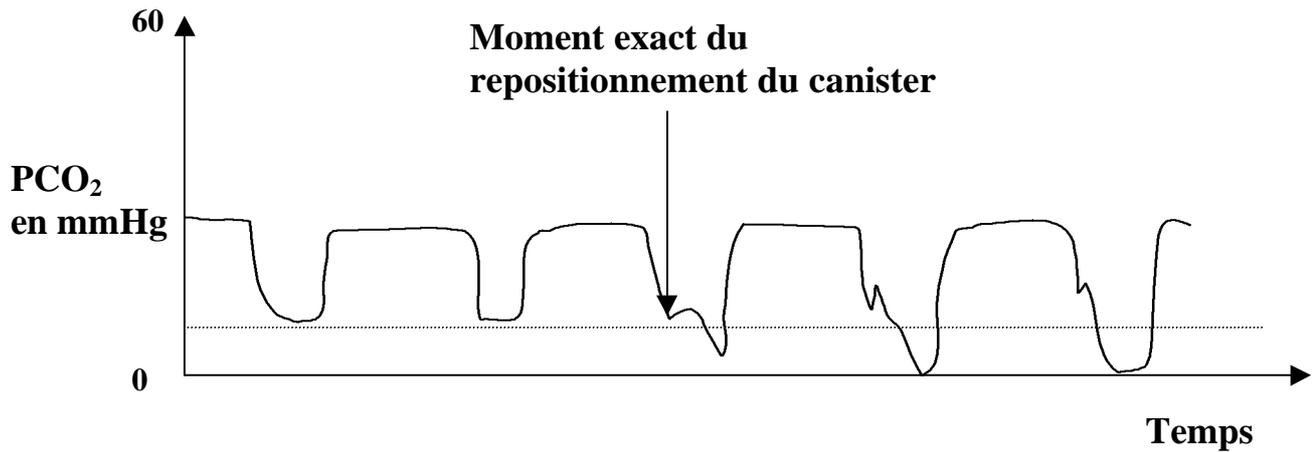
L'animal a été prémédiqué au diazépam. L'anesthésie a été induite avec du thiopental sodique, puis maintenue avec de l'isoflurane (circuit utilisant une valve de Waters). L'analgésie a été obtenue avec chlorhydrate de morphine.

Ce capnogramme correspond au moment où le canister était posé à plat sur la table d'opération. Dans cette position, la chaux ne remplissait pas totalement le canister. Ainsi de l'air expiré pouvait traverser le canister sans passer dans la chaux et être inhalé de nouveau par l'animal sans avoir été épuré de son dioxyde de carbone.

1.3.4. Evolution des anomalies après correction

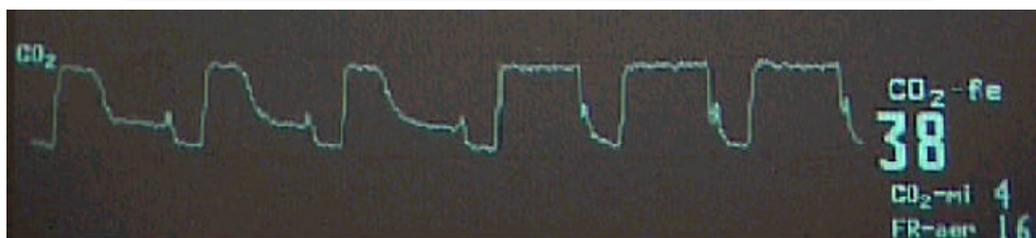
Sur la saisie suivante, le canister a été positionné de telle façon que la chaux remplisse parfaitement tout le canister.

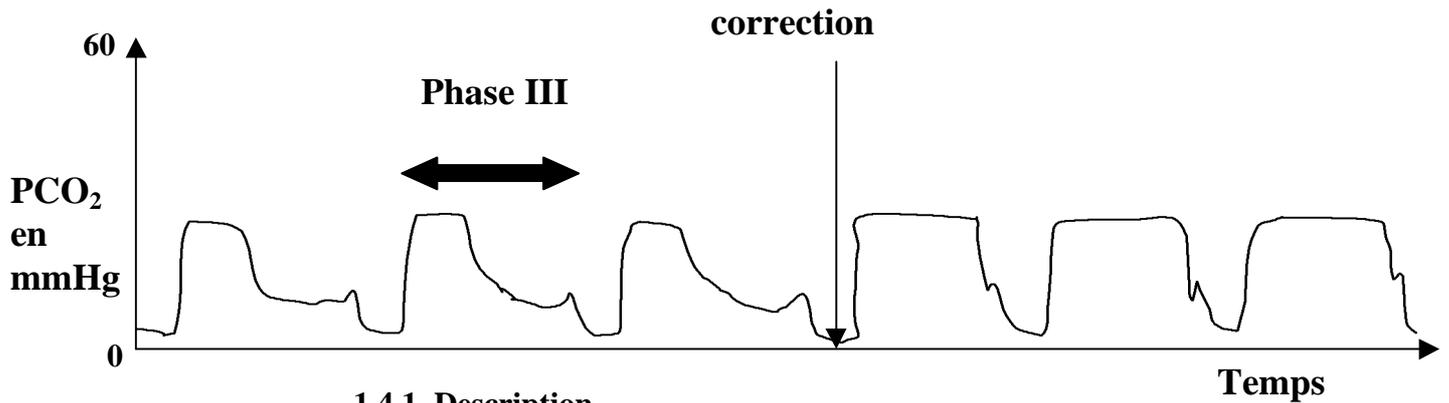




On peut noter sur les saisies vidéos et sur le dessin précédent que le repositionnement correct du canister est suivi immédiatement par un retour vers la valeur zéro de la pression en dioxyde de carbone de l'air inspiré par l'animal.

1.4. Fuite entre la sonde et la chambre de lecture « mainstream »





1.4.1. Description

Dans la partie du capnogramme précédant l'événement « correction », on peut observer que les phases I et II des capnogrammes sont présentes et normales. Mais on peut noter que le plateau alvéolaire est biphasique et tronqué.

1.4.2. Hypothèse

Fuite au niveau de la sonde.

1.4.3. Explication et situation

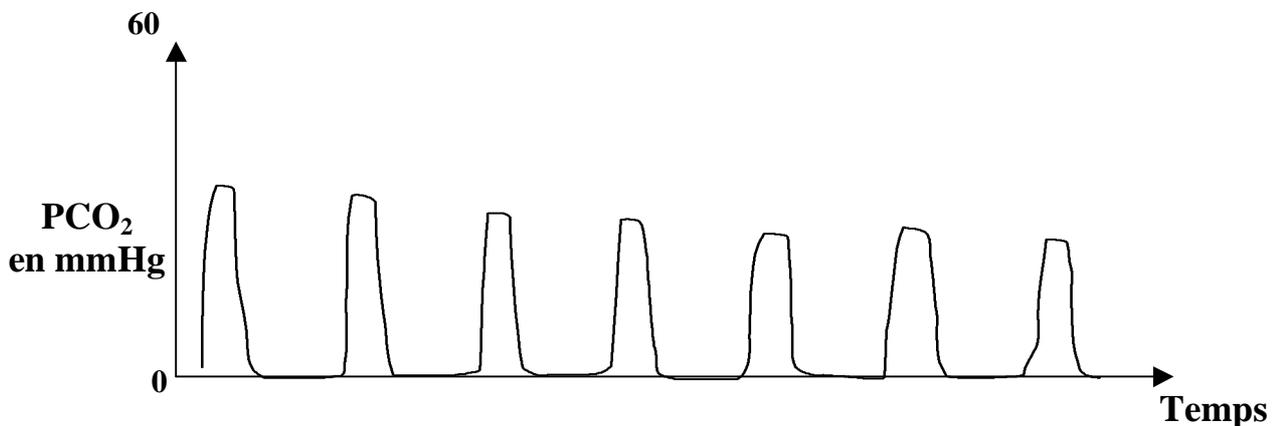
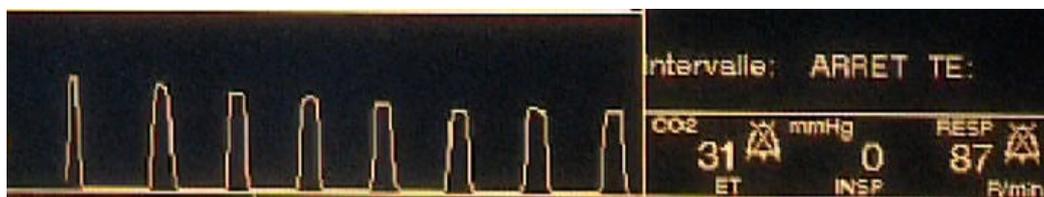
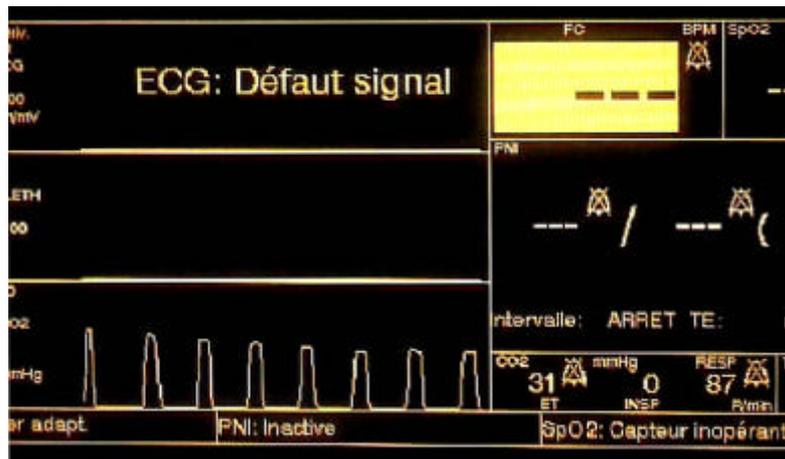
Le tracé a été obtenu chez un berger allemand, de sexe mâle, âgé de deux ans et opéré pour réduction de fracture du radius et de l'ulna.

L'animal a été prémédiqué au diazépam ; l'anesthésie a été induite avec du thiopental sodique, puis maintenue à l'isoflurane. L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine.

La courbe montre en fait un problème au niveau du capteur pour analyser tout l'air expiré au moment de l'expiration, néanmoins on peut observer que le début de l'expiration est normale. Donc le capteur n'est sans doute pas responsable de l'anomalie visible sur le capnogramme. En fait, ce tracé a été obtenu en débranchant un peu la sonde du capteur, simulant ainsi une fuite. Au début de l'expiration, les phases I et II sont normales. En effet, au début de l'expiration l'air possède une vitesse suffisamment élevée pour atteindre dans sa totalité le capteur. En phase III la vitesse diminue et explique le moindre passage d'air alvéolaire pur au niveau du capteur (de plus en plus mélangé avec de l'air ambiant). Ce mélange se traduit par une deuxième partie du plateau plus faible.

L'événement « correction » correspond à l'ajustement de la sonde sur le capteur. On observe alors un tracé tout à fait normal sur lequel les phases 0 à III sont visibles.

1.5. Suppression dans le circuit anesthésique



1.5.1. Description

Sur ce tracé, on peut noter une succession de sept enregistrements consécutifs de mouvements expiratoires. De prime abord, on observe que ces capnogrammes ne sont pas complets (absence de plateau) et que la valeur maximale de la pression de dioxyde de carbone enregistrée semble diminuer à chaque expiration de même que la durée du segment expiratoire. Soulignons que les séquences enregistrées avant cet événement montraient des capnogrammes normaux.

1.5.2. Hypothèses diagnostiques

- Tachypnée d'origines diverses
- Ralentissement du rythme cardiaque (mort)
- Problème mécanique majeur limitant l'expiration

1.5.3. Explication et situation

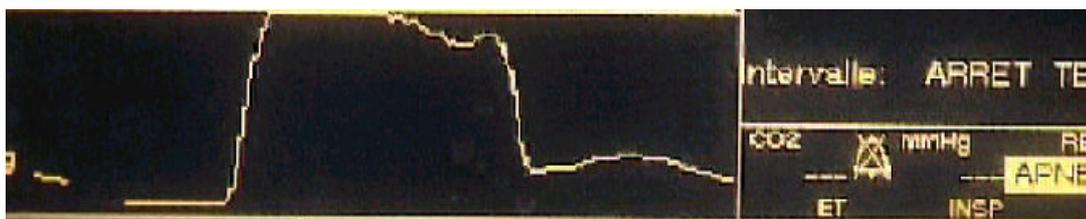
Cette courbe a été observée sur un chien de race golden retriever, de sexe mâle, âgé de quatre ans anesthésié pour subir des radiographies pour suspicion de dysplasie du coude. L'animal a été prémédiqué avec de l'acépromazine. Puis l'anesthésie a été induite avec du thiopental sodique, et maintenue avec de l'isoflurane (circuit réinhalatoire de type circulaire).

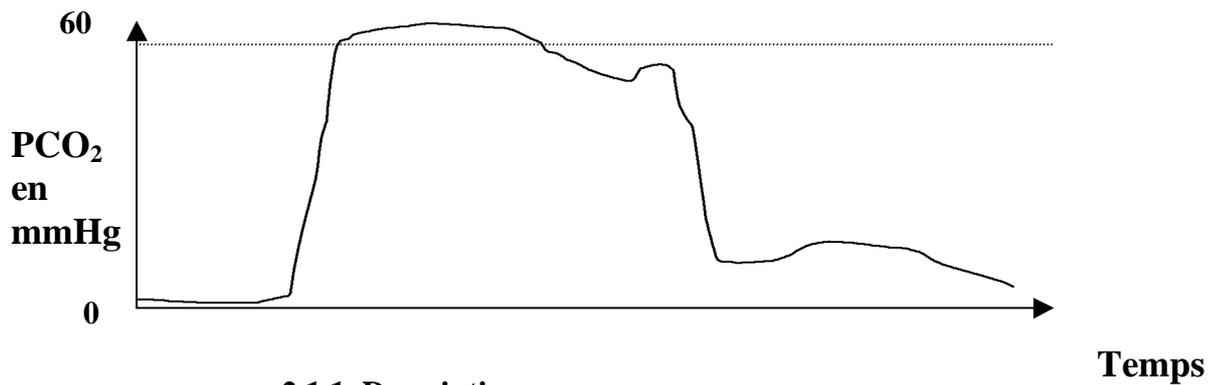
Ce tracé montre une gêne à l'expiration (segment expiratoire amputé) associée à un moindre flux de gaz expirés (réduction de la hauteur du plateau alvéolaire) compensé par une tachypnée de faible amplitude. Cliniquement, cet enregistrement a été obtenu sur un animal dont le ballon du circuit anesthésique était trop gonflé et générait ainsi une contre-pression externe limitant les mouvements respiratoires spontanés. Cette situation peut s'observer lorsque d'une part le débit de gaz anesthésique (O_2 et halogéné) est bien supérieur à la consommation en O_2 et d'autre part quand la valve d'échappement du circuit est complètement fermée ou non fonctionnelle (empêchant la sortie du trop-plein).

Le diagnostic différentiel avec une anomalie cardiaque est rendu possible par la prise du pouls ou l'utilisation d'un stéthoscope œsophagien.

2. Capnogrammes correspondant à des problèmes ventilatoires

2.1. Hypercapnie après apnée





2.1.1. Description

Sur ce capnogramme, on peut noter que le plateau alvéolaire atteint une valeur très importante d'environ 60 mmHg. Sur ce tracé on peut noter une autre anomalie : le plateau alvéolaire est double. On ne s'intéressera qu'à la valeur anormalement élevée de la phase III.

2.1.2. Hypothèse

Hypercapnie d'origines diverses

2.1.3. Explication et situation

Ce tracé a été obtenu chez un chat, de race européen, de sexe femelle, âgé de 7 ans et pesant 5 Kg, opéré pour le parage d'une plaie située au niveau de la première mamelle thoracique.

Cet animal a été prémédiqué avec de l'acépromazine, puis l'anesthésie a été induite avec de la kétamine et maintenue avec de l'isoflurane (circuit de Bain avec un débit de 200 mL/Kg d'oxygène). L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine.

Ce capnogramme a été observé après une apnée d'une minute. Il correspond à une hypercapnie consécutive à cette apnée sans altération cardiovasculaire.

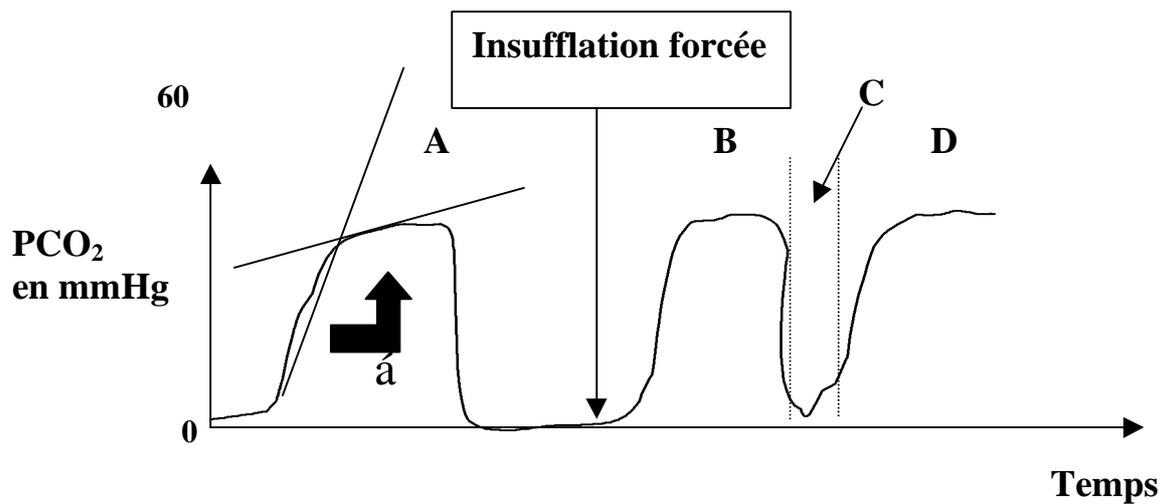
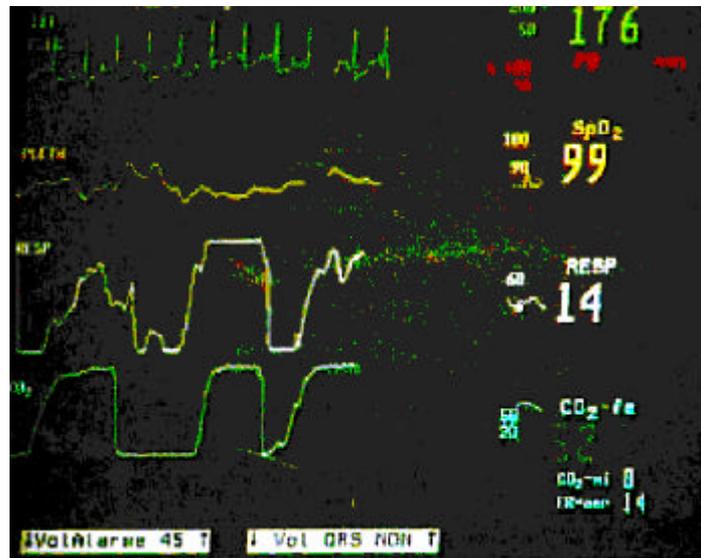
Dans cette situation, l'hypercapnie est compensatrice du défaut d'élimination du CO₂ induit par l'apnée.

Ce type de tracé peut s'observer en compensation de très nombreux phénomènes d'hypoventilation.

La remontée terminale à la fin du plateau pourrait être interprétée comme une phase IV à cause du poids de l'animal.

2.2. Encombrement trachéo-bronchique par des sécrétion : observation de la cinétique de détérioration du capnogramme

- **Constataion**



2.2.1. Description

Sur ce tracé, on peut observer une succession de trois capnogrammes différents.

Sur le capnogramme A, l'angle α est augmenté par rapport à ses valeurs usuelles et la pente de la phase II est légèrement aplatie.

Le capnogramme B possède lui un plateau alvéolaire dont la durée est réduite.

Le capnogramme D présente les mêmes caractéristiques que le A.

2.2.2. Hypothèses diagnostiques

Sonde coudée

Encombrement des voies aériennes supérieures

Mauvais assortiment ventilation/perfusion

2.2.3. Explication et situation

Cette courbe a été obtenue sur un chien de race bouledogue français, de sexe mâle, âgé de huit mois anesthésié pour exérèse de polypes inflammatoires laryngés.

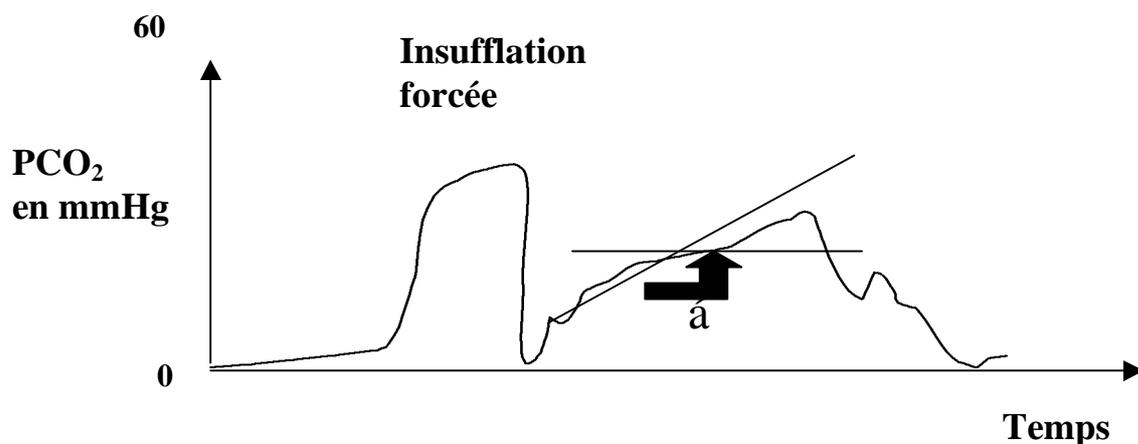
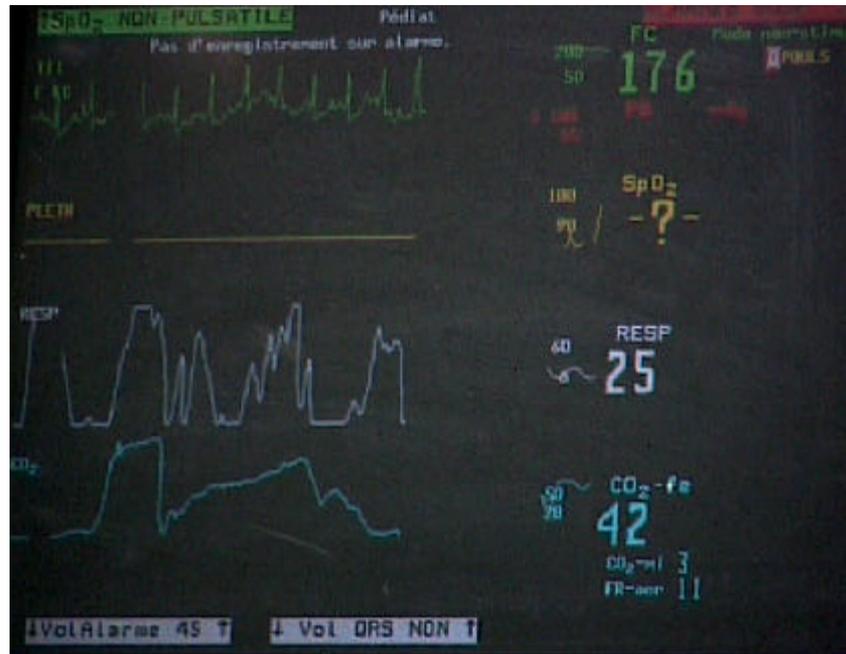
L'animal a été prémédiqué avec du diazépam. L'anesthésie général a été induite avec du propofol, et maintenu avec de l'isoflurane (circuit réinhalatoire de type Waters). L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine.

Ce capnogramme a été observé au cours de la chirurgie. Suite à cette constatation, le positionnement correct de la sonde a été vérifié. Des insufflations forcées ont été réalisées (courbe B) afin de dégager la sonde d'un éventuel bouchon de mucus. Cette manipulation se révéla insuffisante (récidive sur la courbe D). Finalement des aspirations à l'aide d'une seringue ont été réalisées permettant de réduire l'importance de l'obstruction.

Sur les saisies vidéos et les dessins suivants, l'aggravation du phénomène d'obstruction fut constatée (augmentation de plus en plus importante de l'angle α et effondrement du capnogramme). L'angle α augmenté est caractéristique d'une inadéquation ventilation/perfusion, en fait une hypoventilation. On peut observer de plus une réduction de la phase inspiratoire (C) traduisant une tachypnée compensatrice. Lors de cette enregistrement, on a notée l'apparition de bruits essentiellement inspiratoire, bruits compatibles avec la présence d'un encombrement trachéo-bronchique

2.2.4. Evolution des altérations observées

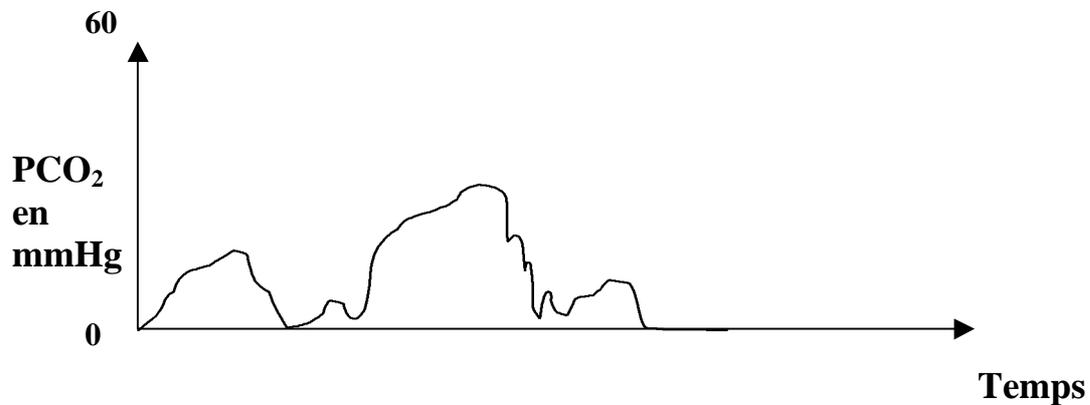
- Détérioration du plateau alvéolaire



Cette aggravation de l'obstruction peut conduire au capnogramme suivant où le plateau alvéolaire est pratiquement impossible à visualiser, l'angle alpha augmente encore (aggravation de l'inadéquation ventilation perfusion), l'angle bêta est difficile à définir et où l'anormalité concerne les segments expiratoires et inspiratoires.

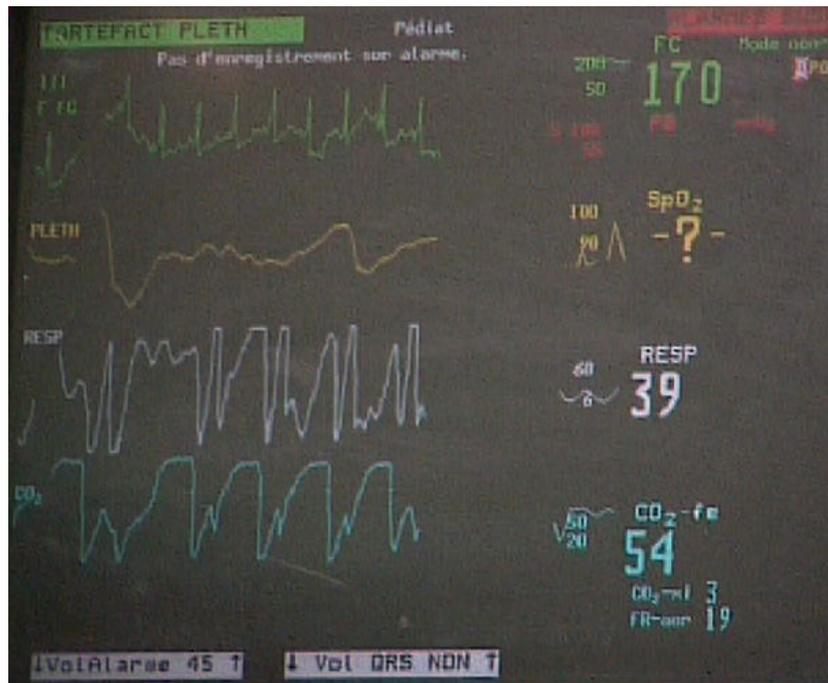
De plus, on peut observer que même avec une insufflation forcée, l'angle alpha est augmenté. On observe également une augmentation de la fréquence respiratoire (tachypnée compensatrice) et une augmentation de la valeur de PETCO₂ (hypercapnie compensatrice).

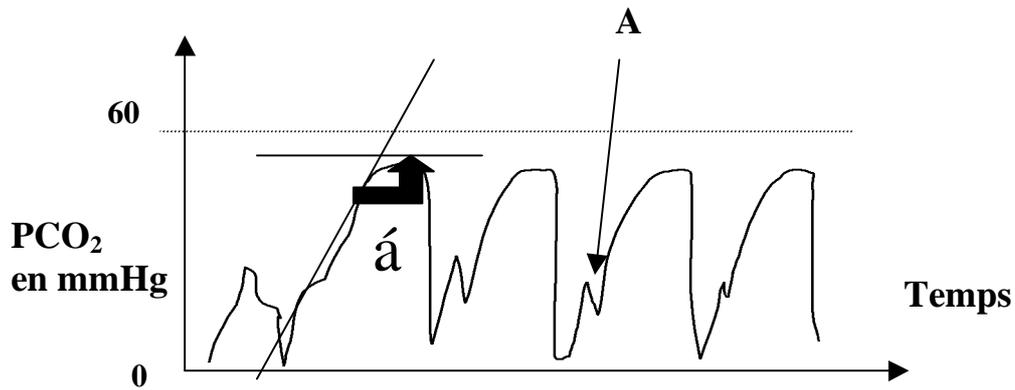
- **Aggravation du processus : mise en place d'une hypoventilation**



Sur cette saisie d'écran, on peut noter une légère tachypnée, un défaut d'oxygénation (SpO₂ de 89). Sur le capnogramme on peut observer une désorganisation complète du capnogramme. Il est quasiment impossible de définir les différentes phases expiratoires et le segment inspiratoire est très réduit.

Suite à de nombreuses aspirations dans la sonde endotrachéale et des insufflations forcées, on a obtenu le tracé suivant. Il montre une diminution de l'angle α sans pour autant revenir à un capnogramme normal (il restait sûrement des sécrétions de mucus qui obstruaient partiellement la sonde).



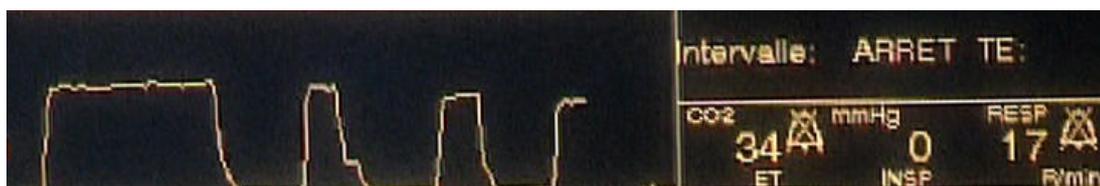
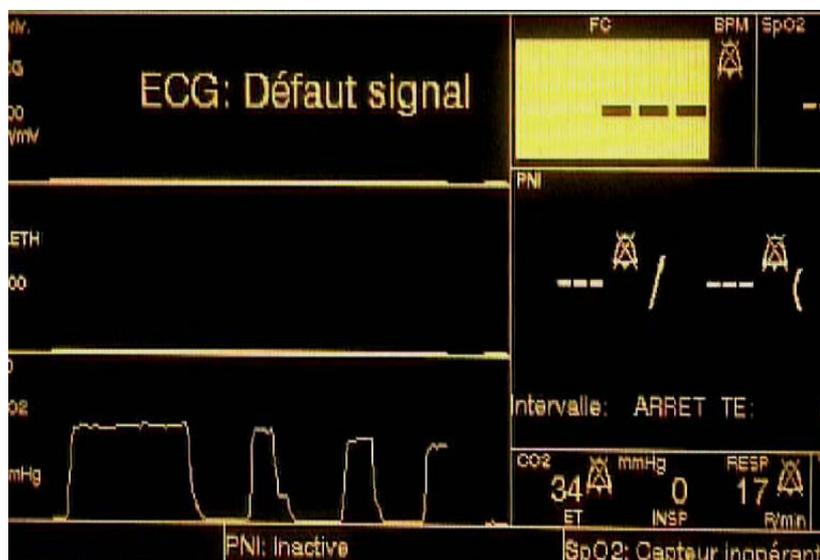


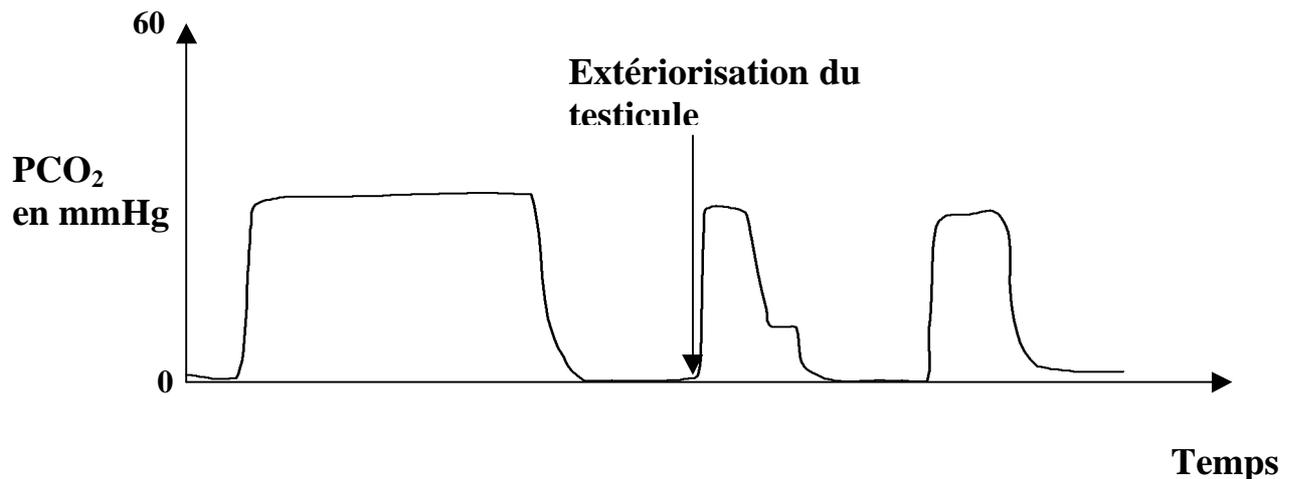
Sur le dessin précédent, on peut noter une tachypnée compensatrice de l'hypercapnie secondaire à l'hypoventilation provoquée par l'obstruction de la sonde qui empêchait une vidange complète des alvéoles pulmonaires.

On peut constater que l'angle alpha est en cours de normalisation. On peut également observer sur la phase II le décrochement A, sûrement consécutif à la présence d'un clapet de mucus dans la sonde.

3. Situations cliniques particulières

3.1. Douleur





3.1.1. Description

On peut noter sur ce capnogramme une première expiration tout à fait normale. Puis on observe deux expirations rapprochées et incomplètes dont la durée du plateau expiratoire est réduite.

3.1.2. Hypothèses

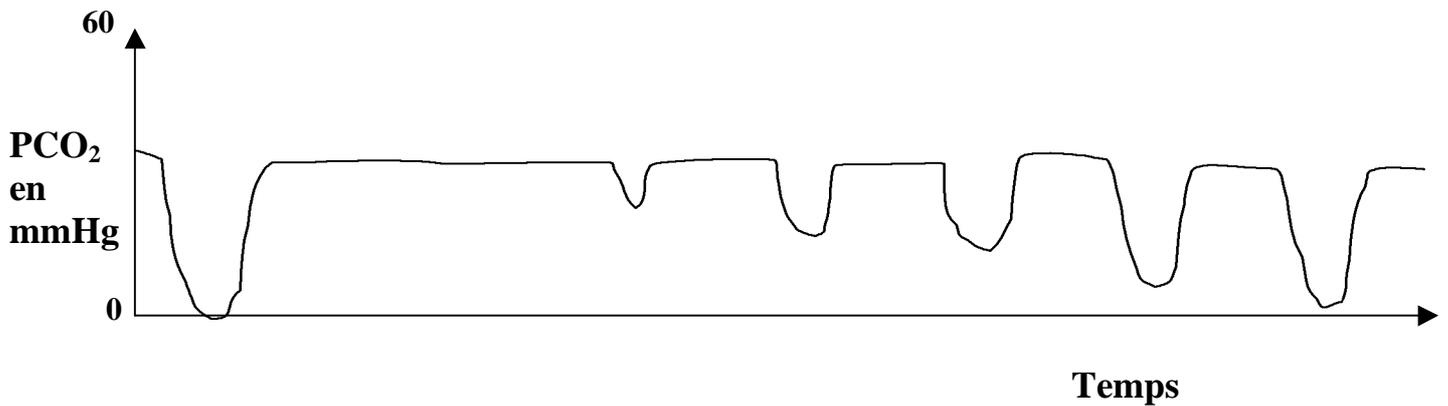
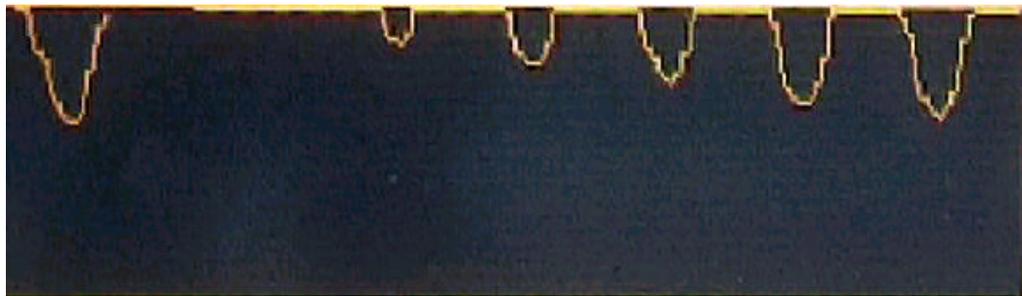
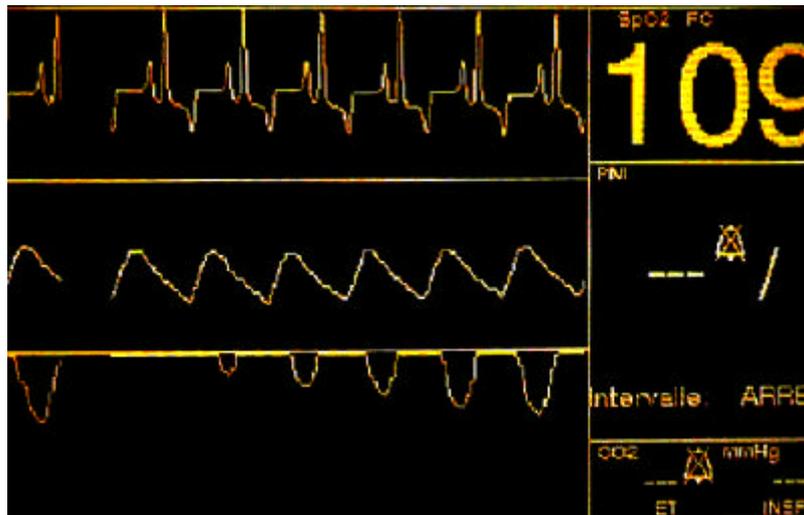
Tachypnée d'origines diverses

3.1.3. Explication et situation

En fait cette courbe a été obtenue chez un berger allemand mâle de 12 ans anesthésié pour une réduction de hernie périméale, une splénectomie et une castration. Cet animal a été prémédiqué au diazépam, l'anesthésie induite avec du thiopental sodique, puis maintenue à l'isoflurane. L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine.

Cet extrait de tracé capnographique a été obtenu lors de la castration, au moment précis où le chirurgien sortait les testicules de la vaginale, geste induisant une douleur insuffisamment maîtrisée par le chlorhydrate de morphine, induisant une tachypnée. Un des signes cliniques de la survenue d'un phénomène algique est la tachypnée. Ici, la tachypnée se fait essentiellement au détriment de la durée du plateau alvéolaire.

3.2. Oscillations cardiogéniques



3.2.1. Description

Sur ce tracé on peut remarquer des oscillations au niveau de la pente descendante (début de la phase 0) du capnogramme traduisant le début de l'inspiration. Ces oscillations sont synchrones avec les pulsations observées avec l'oxymètre de pouls et s'avèrent en très léger décalage avec les complexes QRS enregistrés sur l'E.C.G..

3.2.2. Hypothèses

Oscillations cardiogéniques

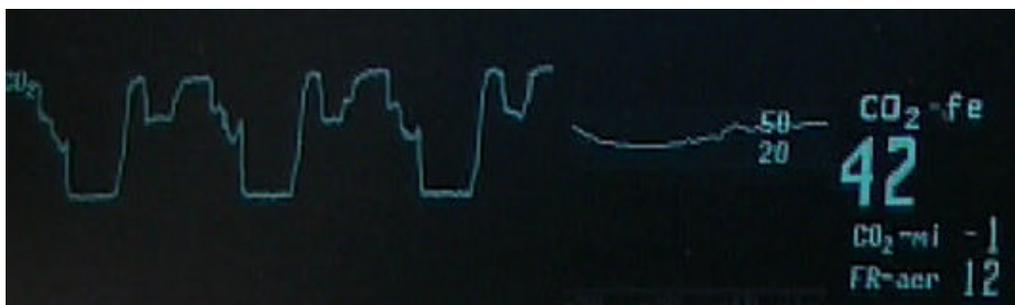
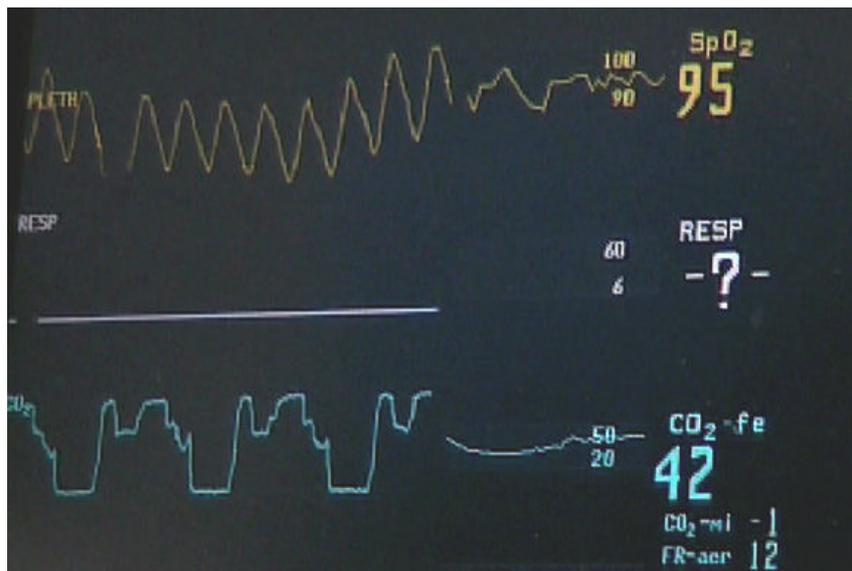
3.2.3. Explication et situation

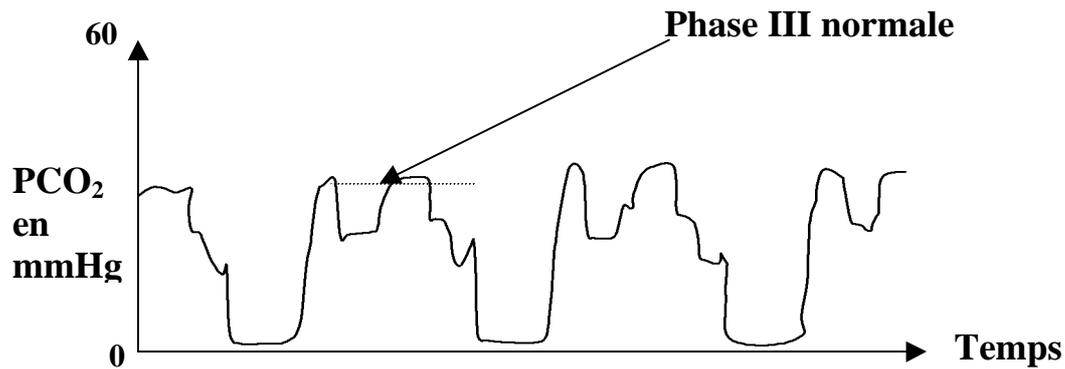
Ce tracé a été obtenu chez un chien de race boxer, de sexe mâle et âgé de sept ans. Cet animal venait pour subir une biopsie de tumeur vertébrale.

Ce chien a été prémédiqué avec du dizépam. L'anesthésie a été induite avec du propofol et maintenue avec de l'isoflurane (circuit utilisant une valve de Waters). L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine.

Les oscillations cardiogéniques sont synchrones avec les battements cardiaques. Elles sont provoquées par la compression que produit le cœur sur les alvéoles voisines, lors de la diastole. Cette compression du parenchyme pulmonaire cause un relargage supplémentaire de dioxyde de carbone. Classiquement, ce phénomène s'observe au début de l'inspiration, moment où le cœur s'accélère légèrement (arythmie sinusale).

3.3. Hernie diaphragmatique





3.3.1. Description

Sur ce tracé on peut observer un segment inspiratoire normal, une phase I normale, une phase II normale, par contre, la phase III est anormale. On peut noter qu'une fois le plateau alvéolaire atteint, la pression en dioxyde de carbone ne se maintient pas au niveau du plateau mais oscille de façon « régulière » d'un capnogramme à l'autre.

3.3.2. Hypothèses

pneumothorax
hernie diaphragmatique

3.3.3. Explication et situation

Cette observation a été réalisée chez un chat de race européen, de sexe mâle et âgé de deux ans. Cet animal était opéré pour réduction d'une hernie diaphragmatique (l'estomac et le foie avaient migré à travers une brèche dans le diaphragme et se trouvaient dans la cage thoracique).

L'animal, après une préoxygénation, a été anesthésié avec du propofol. Puis l'anesthésie générale a été maintenue avec de l'isoflurane. L'analgésie a été obtenue avec du chlorhydrate de morphine. Le chat a été mis de suite après l'induction sous ventilation assistée.

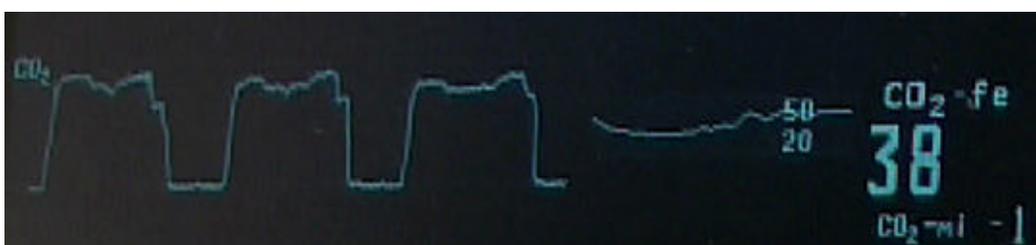
Au moment de cet enregistrement, la hernie avait été réduite, le diaphragme suturé, mais le vide pleural n'avait pas encore été « recréé ».

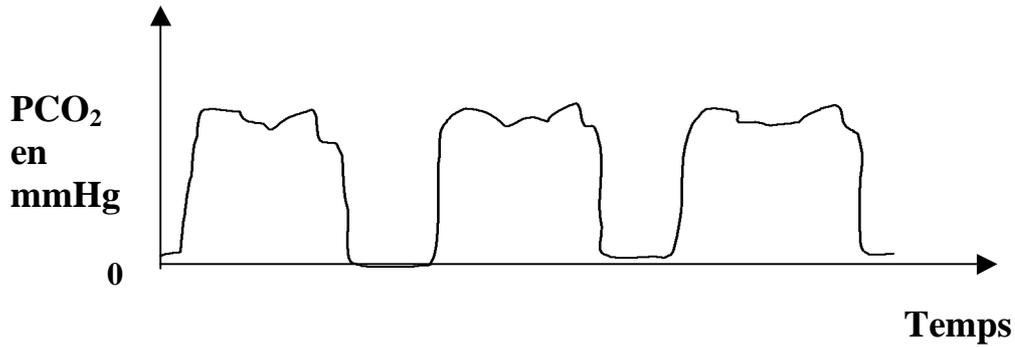
La pression positive autour des poumons favorise le début de l'expiration (phase I et II normales). Puis une fois que de l'air a été expulsé de l'appareil respiratoire, le volume des poumons diminue, l'air entourant les poumons peut donc se dilater et donc sa pression diminue et devient insuffisante pour permettre une expulsion continue et normale de l'air. On aurait pu obtenir le même type de capnogramme avec un pneumothorax fermé.

3.3.4. Evolution de ces altérations au cours de la correction

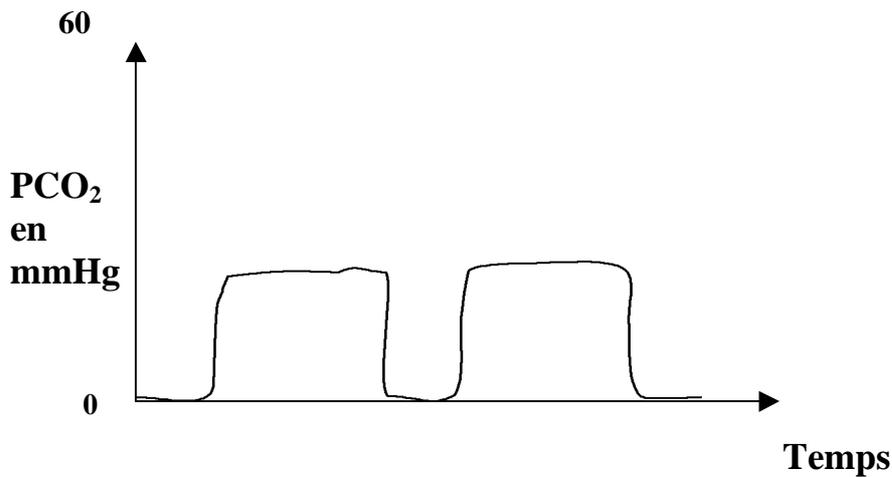
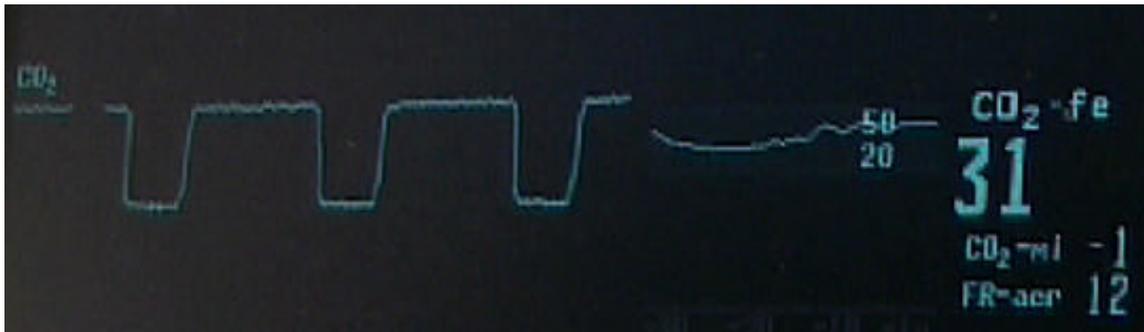
- **Recréation du vide**

Par la suite le vide pleural a été recréé. Ces capnogrammes montrent l'évolution vers la normalisation du vide pleural.





- Vide reconstitué, insufflation forcée



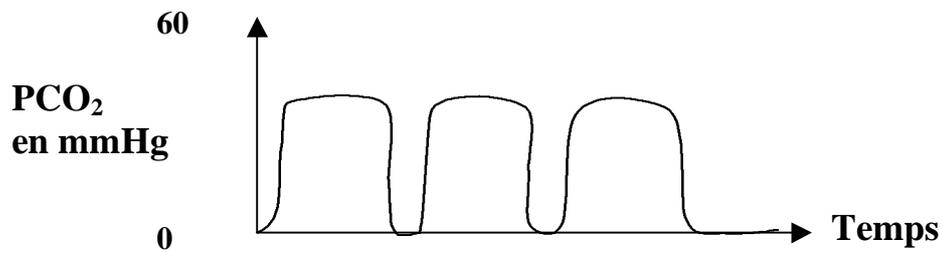
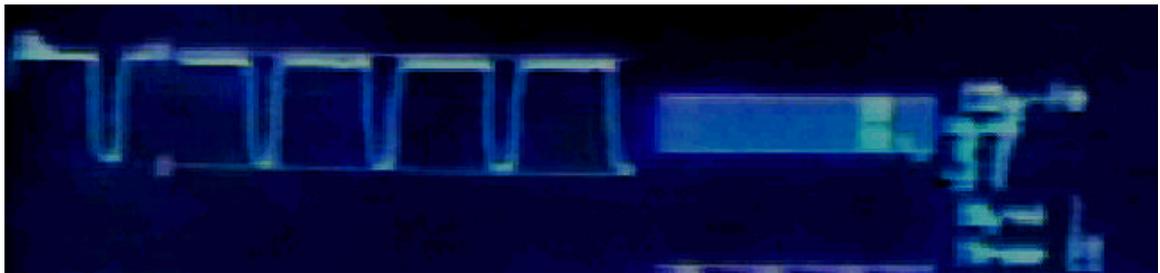
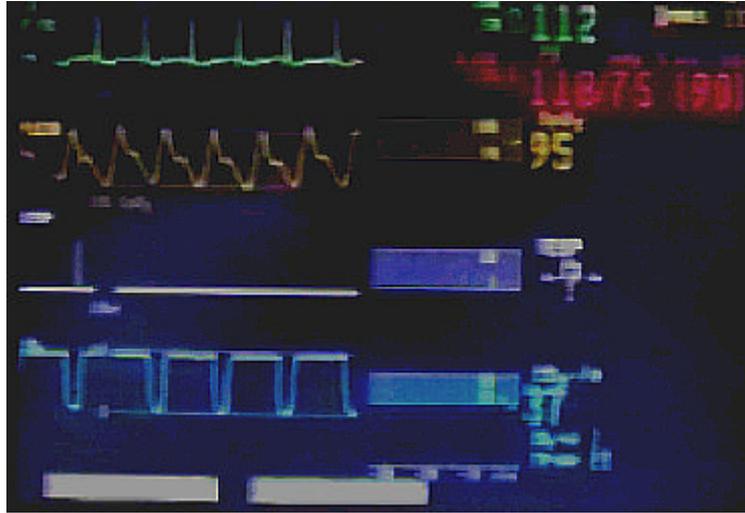
On observe sur ces deux tracé une normalisation progressive du plateau alvéolaire.

Sur ces trois courbes une chute graduelle de la pression en dioxyde de carbone. A la suite de la recreation du vide pleural, il est cliniquement important de restaurer la fonctionnalité (ventilation) des territoires pulmonaires « atelectasiés ». Pour cela, l'anesthésiste doit légèrement augmenter la pression d'insufflation obtenue par le ventilateur (de 15 à 20 cm d'H₂O).

On peut observer également un début d'hypocapnie provoquée par l'hyperventilation induite par l'insufflation forcée.

3.4. Curarisation

- Temps initial : animal en respiration spontanée



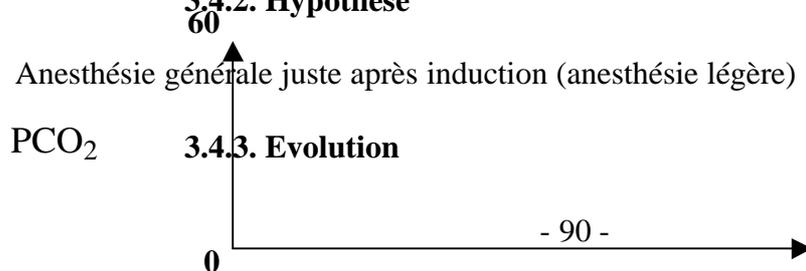
3.4.1. Description

Le tracé précédent montre des capnogrammes normaux avec une légère tachypnée.

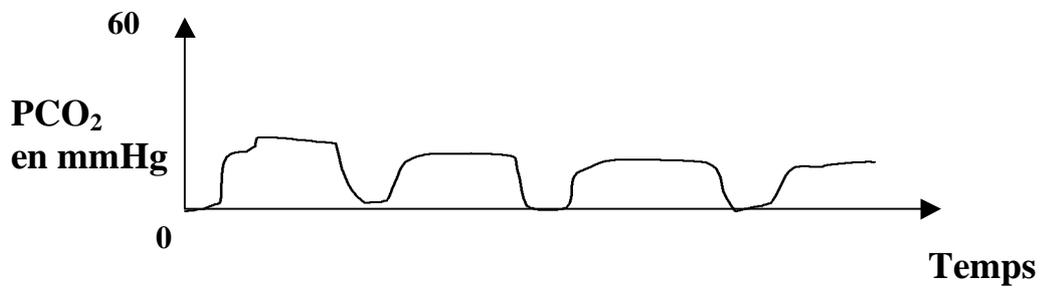
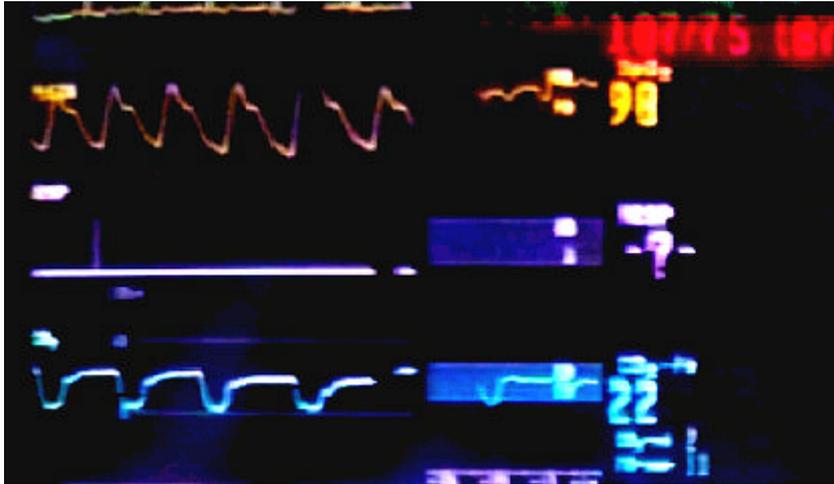
3.4.2. Hypothèse

Anesthésie générale juste après induction (anesthésie légère)

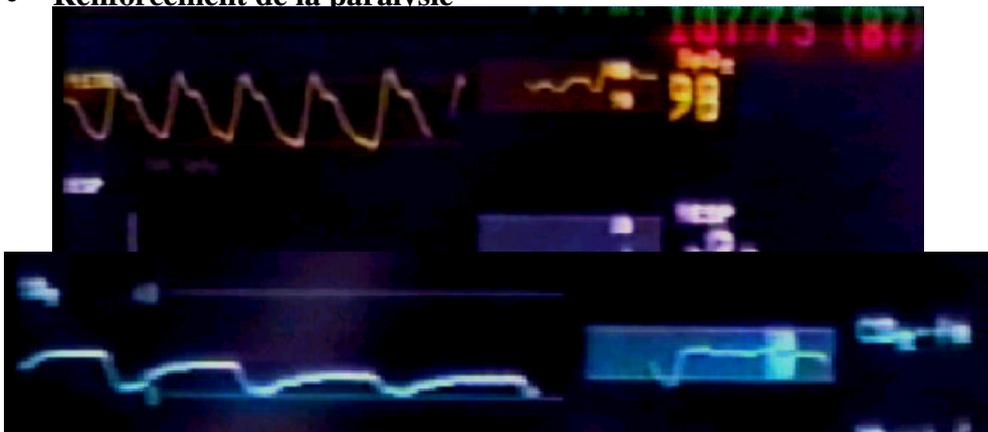
3.4.3. Evolution

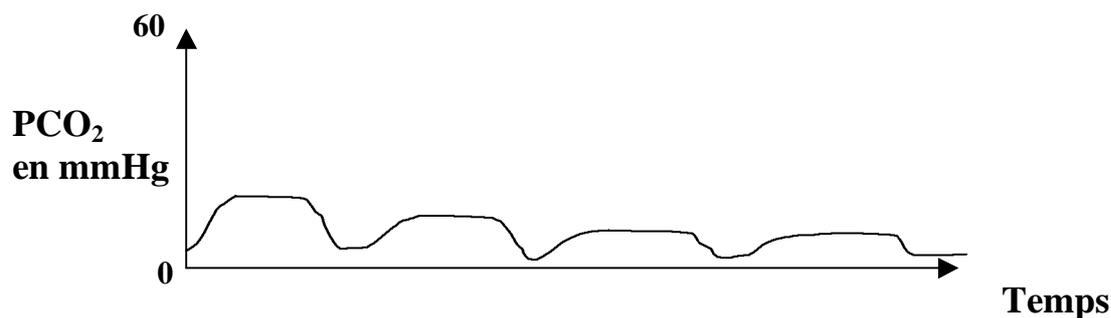


- Début de paralysie



- Renforcement de la paralysie





Les deux tracés précédents montrent les modifications observables lors de la mise en place de la paralysie respiratoire.

- **Description**

Sur ces deux tracés, on peut constater une diminution de la valeur de la pression en dioxyde de carbone et une diminution progressive de la hauteur du plateau alvéolaire.

- **Hypothèses diagnostiques**

Arrêt cardiorespiratoire
Curarisation

3.4.4. Explication et situation

Ces tracés ont été obtenus chez un chien de race beagle, de sexe mâle et âgé de cinq ans.

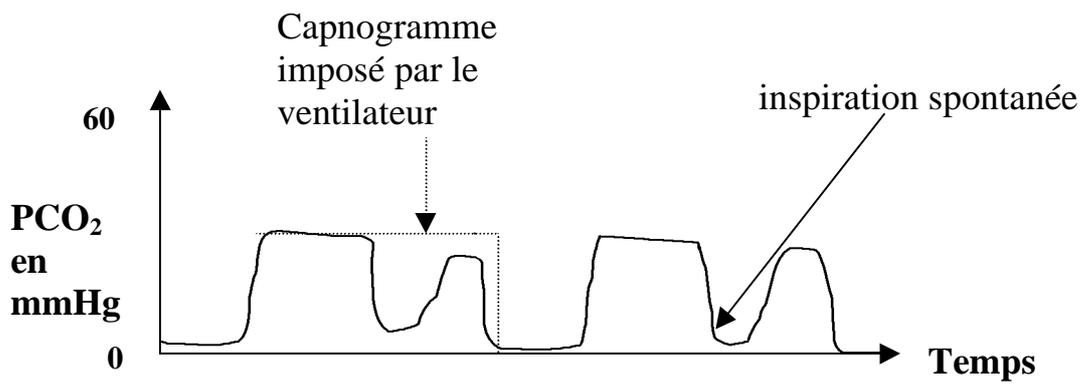
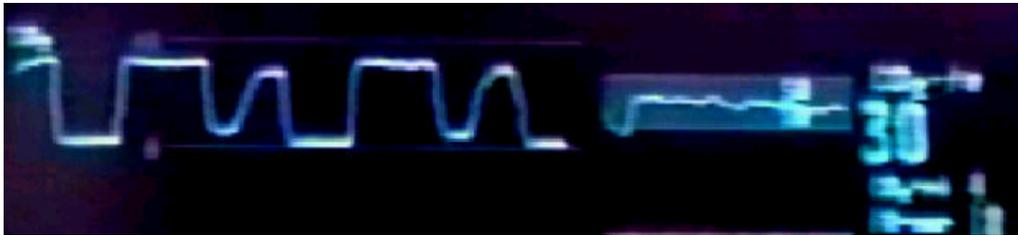
Ce chien a été prémédiqué avec de l'acépromazine. L'anesthésie a été induite avec du thiopental sodique, puis maintenue avec de l'isoflurane.

La première courbe montre le capnogramme normal de ce chien. Les deux suivantes montrent les effets d'une injection intraveineuse de curare. La respiration est de moins en moins efficace. On observe une réduction de la ventilation qui se traduit par une diminution de PETCO₂, réduction qui aurait pu être confirmée par une baisse du volume courant grâce à la spirométrie. On peut observer que la paralysie progressive des muscles respiratoires se répercute sur le capnogramme par une chute graduelle de la valeur du plateau alvéolaire. On observe un effondrement progressif du capnogramme avec réduction de la pente de la phase II.

Le diagnostic différentiel avec un arrêt cardiorespiratoire peut être réalisé par la palpation du pouls ou par la lecture des données de l'E.C.G. ou de l'oxymètre de pouls.

Cet animal a été mis après sous assistance respiratoire.

3.5. Reprise d'une respiration spontanée lors de décurarisation spontanée



3.5.1. Description

Sur ce tracé, on peut noter la présence de deux mouvements expiratoires rapprochés et différents.

3.5.2. Hypothèses

Reprise de la ventilation spontanée

3.5.3. Explication et situation

Cette courbe a été obtenue chez le chien que précédent (3.4).

Elle a été enregistrée au moment où l'animal commençait à reprendre une respiration spontanée (décurarisation spontanée (2 trains /4)). Sur ce tracé, le chien lutte contre la ventilation assistée d'où la brèche dans le plateau alvéolaire normalement imposé par le ventilateur.

4. Tracés capnographiques relevés dans la littérature

En complément de ce travail clinique permettant d'ébaucher un atlas capnographique vétérinaire, divers tracés capnographiques ont été publiés dans la littérature. Ces tracés, pour l'essentiel obtenus par des moniteurs de types « sidestream », complètent ceux obtenus au sein de la clinique de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.

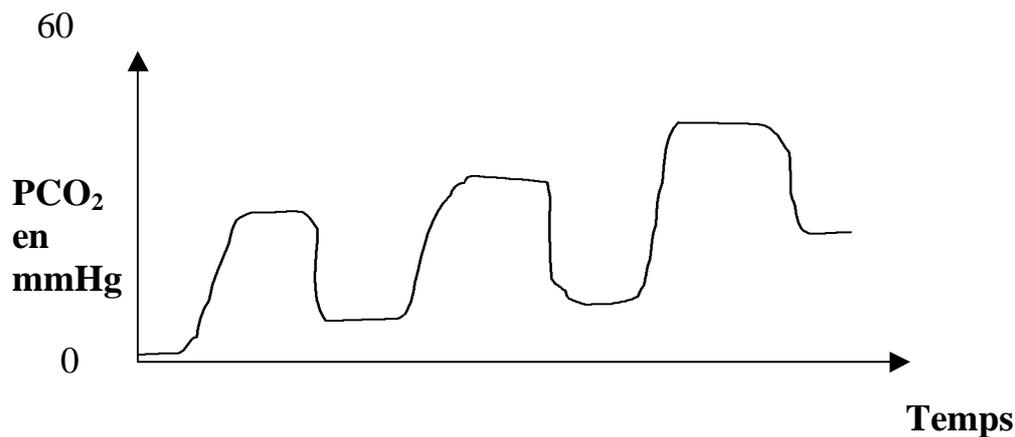


Figure 13 : chaux sodée usagée ou valve expiratoire défectueuse (49).

On peut observer une réinhalation de plus en plus importante se traduisant par une hypercapnée, comme on peut le noter en 1.2.

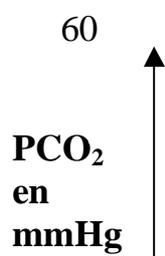




Figure 14 : piège à eau non fonctionnel (15).

On peut observer une fausse valeur de PCO_2 inspiratoire, à cause des molécules d'eau se trouvant au niveau du senseur comme expliquée dans la partie I, chapitre IV.

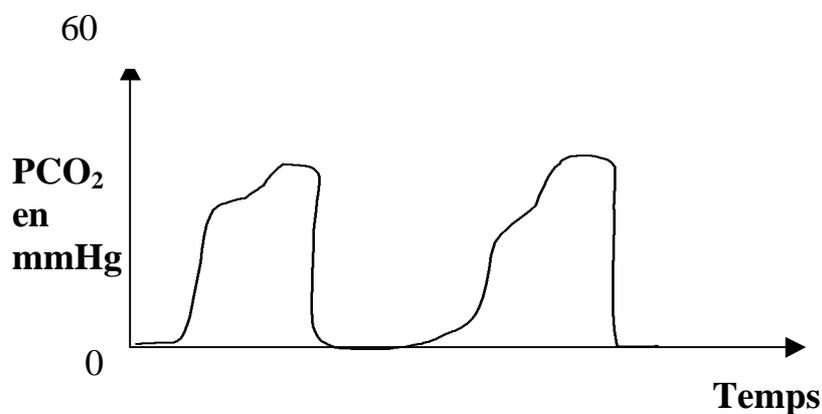
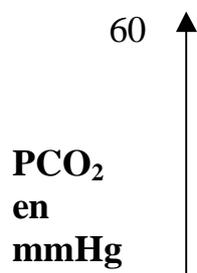


Figure 15 : intubation sélective



Figure 16 : intubation oesophagienne ou mort ou arrêt cardiorespiratoire.

Ce capnogramme est en adéquation avec le tracé enregistré en situation clinique (1.1.).



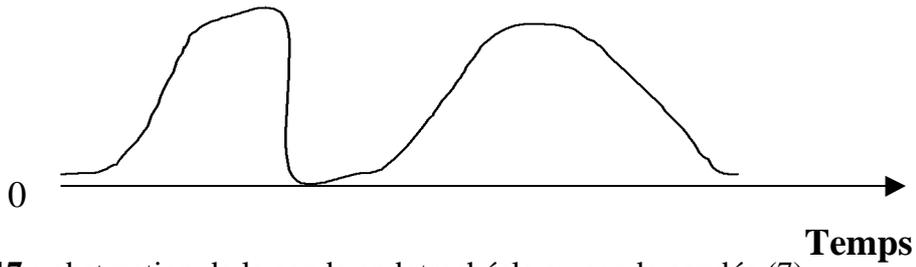


Figure 17 : obstruction de la sonde endotrachéale ou sonde coudée (7).
 On peut observer une augmentation de l'angle alpha, comme on a pu le noter en situation clinique lors d'un encombrement trachéo-bronchique (2.2.).

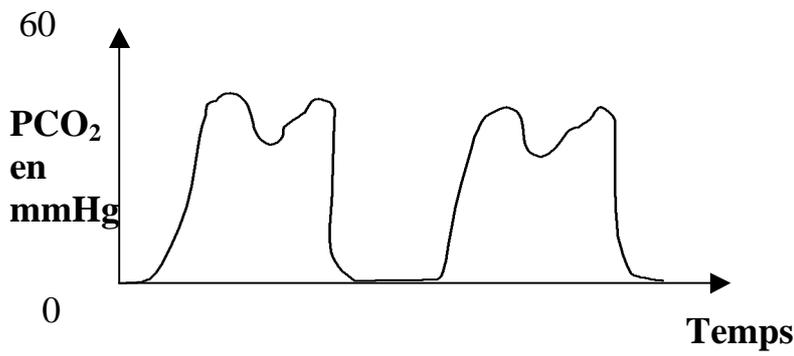


Figure 18 : fuite autour du ballonnet.

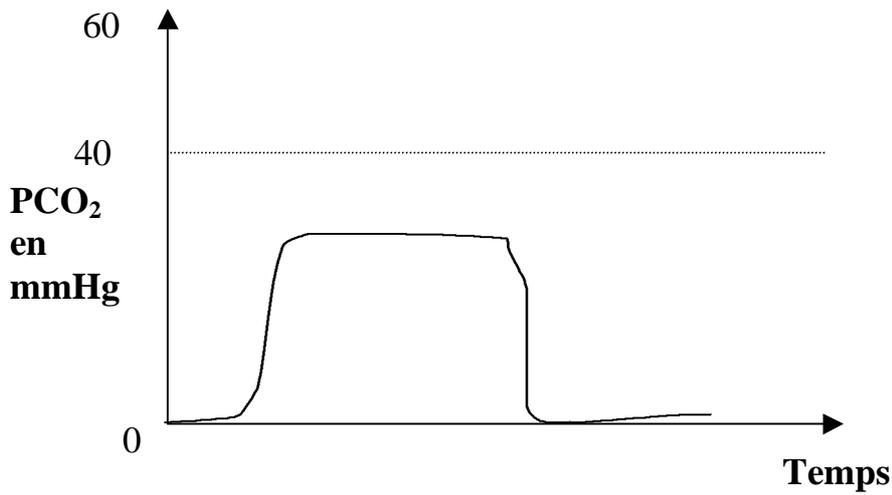
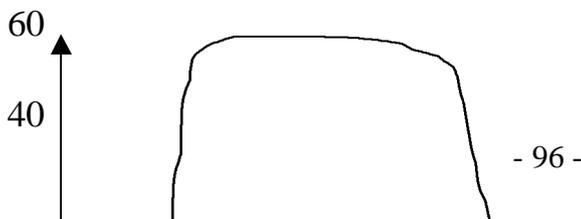


Figure 19 : hyperventilation (21).
 On peut observer une hypocapnie consécutive comme on l'a noté en situation clinique en 3.4.



PCO₂
en
mmHg

0 —————▶ Temps

Figure 20 : hypoventilation (21).

On peut observer une hypercapnie compensatrice comme on a pu le noter en situation clinique consécutivement à une apnée (2.1.).

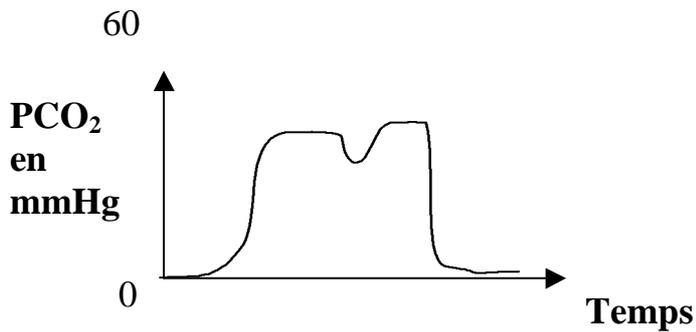


Figure 21 : la « clef » du curare (49).

Lors d'une décurarisation chez un animal sous assistance ventilatoire, on peut observer ce type de capnogramme (3.5.) correspondant à la reprise de l'inspiration spontanée du sujet.

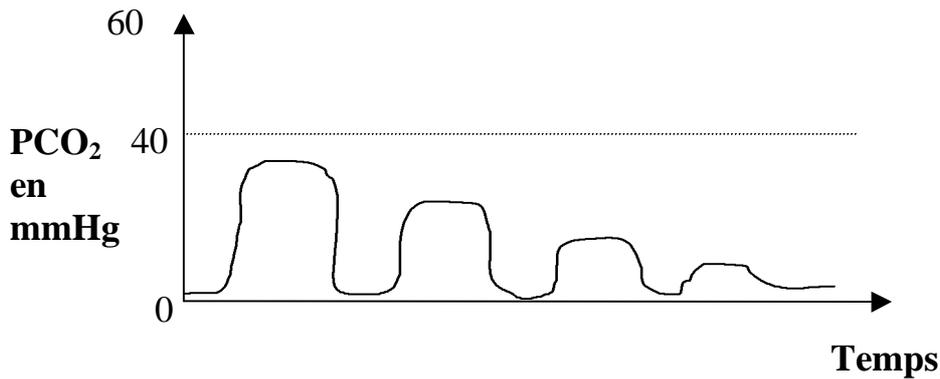


Figure 22 : arrêt cardio-respiratoire ou curarisation.

Ce capnogramme est compatible avec celui observé en situation clinique (3.4.).

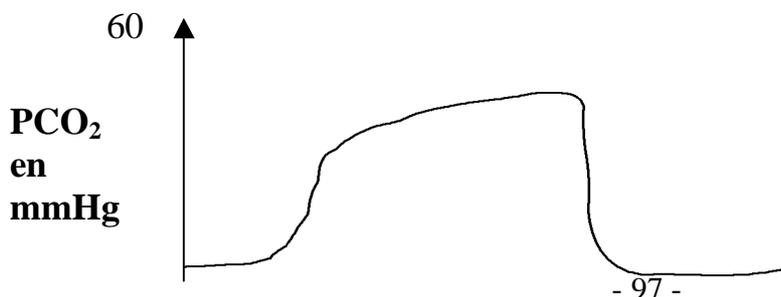




Figure 23 : maladie pulmonaire restrictive

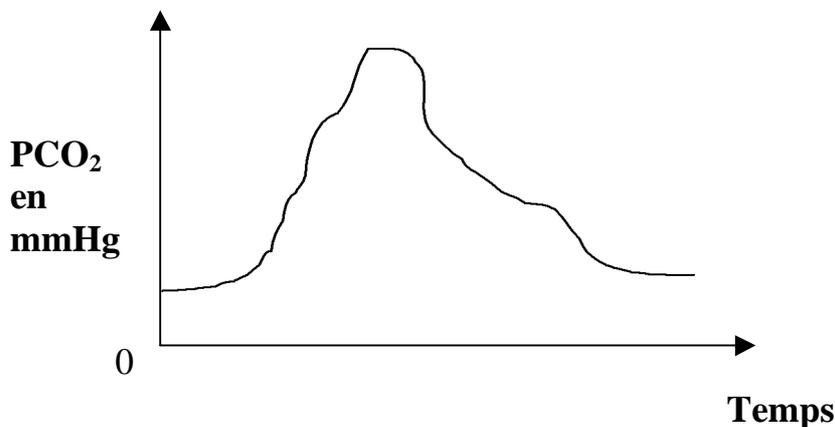


Figure 24 : chat avec hernie diaphragmatique et en décubitus latéral (31).

Conclusion

Au cours de ce travail, on a pu constater l'importance des bonnes pratiques d'anesthésie vétérinaire (surveillance du circuit avant d'anesthésier l'animal) et l'importance de la surveillance anesthésique, que ce soit une surveillance clinique ou instrumentale.

Ce travail permet également de mettre en évidence l'intérêt de la surveillance instrumentale comme moyen pour améliorer la précocité et la précision du diagnostic, même si elle n'exclue pas et ne remplace pas la surveillance clinique du patient.

La capnographie, souvent en association avec l'oxymètre de pouls, est un outil de surveillance anesthésique qui prend de plus en plus d'importance en médecine humaine. Elle permet d'apporter des informations de manière continue et non invasive sur les fonctions respiratoire et cardiovasculaire du patient. Mais elle reste encore inutilisée par une grande majorité des praticiens vétérinaires.

Ce travail dont la finalité est de montrer la simplicité d'usage de la capnographie ne propose qu'une ébauche d'un atlas de tracés capnographiques qu'il conviendra d'enrichir.

Même si la capnographie est un outil pratique dont la lecture des données est simple, la finesse de l'interprétation réclame parfois un peu d'expérience.

Références bibliographiques

- (1) AHRENS, T., WIJEWEERA, H., RAY, S.- Capnography, a key underutilized technology.- *Critical Care Nursing Clinics of North America*, 1999, **11**, 1, 49-62.
- (2) ANDERSON, J.A., CLARK, P.J., KAFER, E.R.- Use of capnography and transcutaneous oxygen monitoring during outpatient general anesthesia for oral surgery.- *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1987, **45:3**, 3-10.
- (3) BELL, M.D.D.- Capnography readings.- *Anaesthesia*, 1999, **54**, 1229-1230.
- (4) BENNETT, J.- A case against capnographic monitoring as a standard of care.- *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1999, **57**, 1348-1352.
- (5) BERK, A.M., PACE, N.- Use of the capnograph to detect leaks in the anesthesia circuit.- *Anesthesiology*, 1992, **77**, 4, 836-837.
- (6) BHAVANI-SHANKAR, K., KUMAR, A.Y., MOSELEY, H.S.L., AHYEE-HALLSWORTH, R.- Terminology and the current limitations of time capnography: a brief review.- *Journal of Clinical Monitoring*, 1995, **11**, 3, 175-182.

- (7) BHAVANI-SHANKAR, K., MOSSELEY, H., KUMAR, A.Y., DELPH, Y.- Capnometry and anaesthesia.- *Canadian Journal of Anaesthesia*, 1992, **39**, 6, 617-632.
- (8) BHAVANI-SHANKAR, K., PHILIP, J.H.- Defining segments and phases of a time capnogram.- *Anesthesia and Analgesia*, 2000, **91**, 973-977.
- (9) BODY, S.C., TAYLOR, K., PHILIP, J.H.- Dual-plateau capnogram caused by cracked sample filter.- *Anesthesia and Analgesia*, 2000, **90**, 233-234.
- (10) COOPER, C.M.S.- Capnography.- *Anaesthesia*, 1987, **42**, 1238-1239.
- (11) COTE, C.J., ROLF, N., LIU, L.M.P., GOUDSOUZIAN, N.G., RYAN, J.F., ZASLAVSKY, A., GORE, R., TODRES, D., VASSALLO, S., POLANER, D., ALIFIMOFF, J.K.- A single-blind study of combined pulse oximetry and capnography in children.- *Anesthesiology*, 1991, **74**, 980-987.
- (12) CRUL, J.F.- Interpretation of capnography.- *Minerva Anestesiologica*, 1990, **56**, 279-281.
- (13) ENDLER, G.C.- Capnography or capnometry?- *Anesthesiology*, 1990, **72**, 214-215.
- (14) GIOMARELLI, P.P., BIAGIOLI, B., SASSI, C., ROSI, R., SPINELLI, G., GROSSI, A.- Mesure en continu des gaz du sang en unité de soins intensifs.- *Annales de Chirurgie*, 1991, **45**, 735-739.
- (15) GOZAL, Y., ROBINSON, S.T.- An unusual capnogram.- *Anesthesiology*, 1997, **87:2**, 453.
- (16) HIGHTOWER, C.E., KIORPES, A.L., BUTLER, H.C., FEDDDE, M.R.- End-tidal partial pressure of CO₂ as an estimate of arterial partial pressure of CO₂ during various ventilatory regimens in halothane-anesthetized dogs.- *American Journal of Veterinary Research*, avril 1980, **41**, 610-612.
- (17) HOLDEN, D.J.- Clinical evaluation of a valveless non-absorber breathing system in spontaneously breathing canine patients.- *Journal of Small Animal Practice*, 2000, **41**, 198-201.
- (18) HUFFMAN, L.M., RIDDLE, R.T.- Mass spectrometer and/or capnograph use during low-flow, closed circuit anesthesia administration.- *Anesthesiology*, 1987, **66:5**, 439-440.
- (19) HUSSAIN, S., RAPHAEL, D.T.- Analysis of straight-line capnographic waveform.- *Anesthesia and Analgesia*, 1997, **85**, 465.
- (20) KLEIN, U., KARZAI, W., GOTTSCHALL, R.- Capnography during jet ventilation.- *Acta Anesthesiologica Scandinavica*, 1998, **42**, 273.
- (21) KRIVOSIC-HORBER, R.- Place de la capnographie dans le monitoring anesthésique.- *Annale Française d'Anesthésie et de Réanimation*, 1989, **8**, 175-181.

- (22) KUMAR, A.Y., BHAVANI-SHANKAR, K., MOSELEY, H.S.L., DELPH, Y.- Inspiratory valve malfunction in a circle system : pitfalls in capnography.- *Canadian Journal of Anaesthesia*, 1992, **39:9**, 997-999.
- (23) LAMPOTANG, S., GRAVENSTEIN, J.S., EULIANO, T.Y., VAN MEURS, W.L., GOOD, M.L., KUBILIS, P., WESTHORPE, R.- Influence of pulse oximetry and capnography on time to diagnosis of critical incidents in anaesthesia : a pilot study using a full-scale patient simulator.- *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 1998, **14**, 313-321.
- (24) LINDAHL, S.G.E., CHARLTON, A.J., HATCH, D.J.- Ventilatory responses to rebreathing and carbon dioxide inhalation during anaesthesia in children.- *British Journal of Anaesthesia*, 1985, **57**, 1188-1196.
- (25) LINDAHL, S.G.E., HULSE, M.G., HATCH, D.J.- Metabolic correlates in infants and children during anaesthesia and surgery.- *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 1984, **28**, 52-56.
- (26) LINKO, K., PALOHEIMO, M., TAMMISTO, T.- Capnography for detection of accidental oesophageal intubation.- *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 1983, **27**, 199-202.
- (27) LUFT, K.F.- Über eine neue Methode der registrierenden Gasanalyse mit Hilfe der Absorption ultraroter Strahlen ohne spektrale Zerlegung.- *Zeitschrift für technische Physik*, 1943, **24:5**, 97-104.
- (28) MEBIUS, C., HEDENSTIERNA, G.- Gas exchange and respiratory mechanics during hip arthroplasty.- *Acta Anaesthesia Scandinavica*, 1982, **26**, 15-21.
- (29) MIZUNO, K., SUMIYOSHI, R.- Air contamination of a closed anaesthesia circuit.- *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 1998, **42**, 128-130.
- (30) MOENS, Y.- The reliability of modern monitoring in veterinary anaesthesia.- *Journal of veterinary Anaesthesia*, 1994, **21**, 94-98.
- (31) MOENS, Y., VERSTRAETEN, W.- Capnographic monitoring in small animal anaesthesia.- *Journal of the American Animal Hospital Association*, 1982, **18**, 659-678.
- (32) OLSFANGER, D., JEDEIKIN, R., FREDMAN, B., SHACHOR, D.- Tracheal anaesthesia for transthoracic endoscopic sympathectomy: an alternative to endobronchial anaesthesia.- *British Journal of Anaesthesia*, 1995, **74**, 141-144.
- (33) OTTENI, J-C., STEIB, A., GALANI, M., FREYS, G.- Appareils d'anesthésie : surveillance de l'appareil d'anesthésie.- *Anesthésie-Réanimation, Editions techniques*, 1994, 2-9.
- (34) PAULUS, D.A.- Capnography.- *International Anesthesiology Clinics*, 1989, **27:3**, 167-175.

- (35) PROULX, J.- Respiratory monitoring: arterial blood gas analysis, pulse oximetry, and end-tidal carbon dioxide analysis.- *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 1999, **14:4**, 227-230.
- (36) RAYMOND, R.N., TOLLEY, P.M.- Water damage to capnography equipment.- *Anaesthesia and Intensive Care*, 1992, **20:2**, 249.
- (37) RILEY, R.H., HARRIS, L.A., HALE, A.P., DOCKAR, G.- Detection of faulty CO₂ absorber by capnography.- *Anaesthesia and Intensive Care*, 1992, **20:2**, 246.
- (38) SAISCH, S.G.N.- An introduction to capnography.- *Biofeedback and Self-Regulation*, 1994, **19:2**, 115-134.
- (39) SAMES, M., WILKINSON, D.J.- Capnography alerts to major breathing system fault.- *Anaesthesia*, 1994, **49**, 167-169.
- (40) SANEHI, O., CALDER, I.- Capnography and the differentiation between tracheal and oesophageal intubation.- *Anaesthesia*, 1999, **54**, 604-605.
- (41) SCHMITZ, B.D., SHAPIRO, B.A.-Capnography.- *Respiratory Care Clinics of North America*, 1995, **1:1**, 107-117.
- (42) SHORT, C.E., BUFALARI, A., GIANNONI, C., ERIKSON, C., TARASOFF, S.-A clinical evaluation of pulmonary function in normal and compromised dogs during propofol anesthesia administration.- *Canine Practice*, 1997, **22:5-6**, 6-14.
- (43) SPRUNG, J., SILKER, D., KOCH, R., BEAUDIN, P.- Disruption of capnograph monitor by hand-held radio transceivers.- *Anesthesiology*, 1995, **83:6**, 1352-1354.
- (44) SWEDLOW, D.B.- Capnography.- *Biomedizinische Technik*, **35:1**, 35-37.
- (45) TANUS-SANTOS, J.E., MORENO, H.- Capnography and the diagnosis of gas embolism.- *Anaesthesia and Intensive Care*, 1999, **27**, 667.
- (46) VALENTIN, N., LOMHOLT, B., THORUP, M.- Halothane anaesthesia with spontaneous respiration for tonsillectomy in children.- *Acta Anaesthesiologica Scandinavia*, 1982, **26**, 53-55.
- (47) VASCELLO, L.A., BOWE, E.A.- A case for capnographic monitoring as a standard of care.- *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1999, **57**, 1342-1347.
- (48) WAGNER, A.E., GAYNOR, J.S., DUNLOP, C.I., ALLEN, S.L., DEMME, W.C.- Monitoring adequacy of ventilation by capnometry during thoracotomy in dogs.- , 1998, **212:3**, 377-379.
- (49) WARD, K.R., YEALY, D.M.- End-tidal carbone dioxide monitoring in emergency medicine, part 1: basic principles.- *Academic Emergency Medicine*, 1998, **5:6**, 628-636.
- (50) WARD, K.R., YEALY, D.M.- End-tidal carbone dioxide monitoring in emergency medicine, part 2: clinical applications.- *Academic Emergency Medicine*, 1998, **5:6**, 637-646.

- (51) WATERMAN, A.E.- Clinical evaluation of the lack coaxial breathing circuit in small animal anaesthesia.- *Journal of Small Animal Practice*, 1986, **27**, 591-598.
- (52) WRIGHT, B., HELLYER, P.W.- Respiratory monitoring during anesthesia : pulse oxymetry and capnography.- *Small animal: The Compendium*, 1996, **18:10**, 1083-1097.
- (53) YOUNG, S.- Respiratory mechanics: fundamentals and mesurement principles.- *Journal Ass vet anaesth*, 1989, **16**, 35-43
- (54) ZETLAOUI, P., DARTAYET, B.- *Protocoles d'anesthésie-réanimation*.- 8^e édition.- Le-Kremlin-Bicêtre, Mapar éditions, 157-160

Toulouse, 2002

NOM : JAME

PRENOM : Germain

TITRE: PRINCIPES ET UTILISATION DE LA CAPNOGRAPHIE ET DE LA CAPNOMETRIE EN ANESTHESIOLOGIE DES CARNIVORES DOMESTIQUES

RESUME : La capnométrie (la mesure) et la capnographie (l'enregistrement graphique) de la pression partielle du dioxyde de carbone exhalé sont deux méthodes utiles pour surveiller les fonctions cardiovasculaires et respiratoires lors d'une anesthésie. Cependant, la capnographie apparaît comme la technologie la moins utilisée, en pratique vétérinaire.

Pour beaucoup de vétérinaires, les données capnométriques et capnographiques semblent être trop subtiles et donc trop difficiles à exploiter par rapport à celles d'un ECG ou d'un oxymètre de pouls, Le but de cette étude est de prouver que cette technologie est simple d'utilisation et utile.

Dans la première partie, nous rappelons quelques notions physiologiques.

Puis nous décrivons les différentes méthodes de mesure de la pression partielle en dioxyde de carbone et expliquons comment lire et interpréter un capnogramme. Ensuite nous listons les différents paramètres qui peuvent interférer avec la mesure de la pression partielle en CO₂.

Dans la seconde partie, nous montrons et expliquons quelques capnogrammes obtenus en situations cliniques chez des chats et des chiens. Tous ces capnogrammes sont interprétés afin d'illustrer l'utilité de la capnographie en pratique vétérinaire.

MOTS-CLES : +CAPNOMETRIE/+CAPNOGRAPHIE/ANESTHESIE/CHIEN/CHAT/CARNIVORE

ENGLISH TITLE : PRINCIPLES AND USE OF CAPNOGRAPHY AND CAPNOMETRY IN ANAESTHESIOLOGY OF DOMESTIC CARNIVORA