

Techniques d'investigation de la fonction cardiaque chez les animaux domestiques

AMORY H., ART T., LEKEUX P.

*Laboratoire d'investigation fonctionnelle
Faculté de médecine vétérinaire, ULg
45, rue des Vétérinaires
1070 Bruxelles*

RESUME

Une revue des techniques d'investigation du cœur a été réalisée d'un point de vue morphologique, électrique, fonctionnel et métabolique.

Un accent particulier a été posé sur celles de ces techniques qui ont connu, au cours des dernières années, une expansion importante en médecine vétérinaire

INTRODUCTION

L'implication du système cardio-vasculaire dans de nombreux mécanismes physio-pathologiques font de celui-ci un sujet d'étude attrayant à plus d'un titre, aussi bien pour les physiologistes et pour les physio-pathologistes que pour les cliniciens. Preuve en est, la foison de nouvelles techniques d'investigation de ce système qui font continuellement l'objet de publications scientifiques de haut niveau.

En médecine humaine, grâce aux progrès très rapides apportés par la recher-

che, de nombreuses techniques d'investigation ont été mises au point et leur utilisation s'est largement répandue, tant au niveau expérimental qu'au niveau clinique. La très large étendue des potentialités d'application de ces techniques dans les domaines les plus divers de la médecine vétérinaire constitue un moteur important qui favorise leur mise en place progressive chez nos animaux domestiques.

Le but de cet article est de faire brièvement la synthèse des techniques d'investigation de la fonction cardio-vasculaire, et plus particulièrement de la pompe motrice de ce système que constitue le cœur. Les plus classiques de ces techniques, telles que par exemple l'électrocar-

diographie ou la phonocardiographie, ne seront que brièvement mentionnées ici. Par contre, les moyens d'investigation qui ont connu une expansion importante en médecine vétérinaire au cours de ces dernières années seront analysés de façon détaillée.

1. EXAMEN CARDIAQUE MORPHOLOGIQUE

Radiographie

Chez l'homme et chez les petits animaux, un cliché radiographique peut aisément être réalisé tant de face que de profil. L'analyse de ces clichés permet de mesurer la taille, la silhouette et la position du cœur, ainsi que le diamètre et la position des gros vaisseaux (Sutter et Lord, 1971). Un examen radiologique détaillé peut ainsi être d'une aide non négligeable dans l'examen de la morphologie cardiaque dans ces espèces. L'utilisation de cette technique reste cependant limitée à la clinique étant donné la faible précision des paramètres qu'elle permet de mesurer.

D'autre part, les contraintes techniques qu'impose la taille des bovins et des chevaux (seul un cliché latéral peut être obtenu, et ce uniquement avec un équipement radiologique de puissance élevée) limitent fortement l'application de la radiologie cardiaque chez ces espèces. Chez celles-ci, seules des variations importantes de la taille et de la forme du cœur pourront être décelées par cette technique (Reef, 1985). Cependant, dans certains cas pathologiques, tels que par exemple la péricardite traumatique des bovins, de telles variations peuvent se rencontrer, rendant alors utile une investigation radiologique dans l'examen cardiologique du patient.

Angiocardiographie

L'utilité de la radiographie dans l'investigation de la morphologie cardiaque peut être très nettement améliorée par l'utilisation de l'angiocardiographie. Cette technique consiste en l'injection d'un produit de contraste radio-opaque dans une cavité cardiaque ou dans un vaisseau, cette injection étant immédiatement suivie par une série de clichés radiographiques. Ceci permet de visualiser avec précision les différentes chambres cardiaques et le diamètre interne des vaisseaux (Ettinger et Suter, 1970 b), ainsi que de mettre en évidence des dysfonctionnements valvulaires ou des shunts intra- ou extra-cardiaques (Glazier, 1986). Chez l'homme, son utilisation en clinique et en recherche est devenue pratique courante, et ce particulièrement (vu la grande incidence d'infarctus du myocarde chez celui-ci) dans l'examen de la circulation coronaire : le cathéter utilisé pour l'injection du produit radio-opaque est introduit dans l'artère coronaire droite ou gauche par voie artérielle rétrograde. Le monitoring de la position de ce cathéter peut se faire de 2 façons différentes : la première consiste à relier le cathéter à un transducteur de pression ; l'examen de l'amplitude et de la forme des courbes de pressions ainsi obtenues permet d'apprécier la position du cathéter dans le système cardio-vasculaire. Une autre méthode, nettement plus aisée à utiliser mais nécessitant l'emploi d'un appareillage plus coûteux, consiste à suivre sur l'écran d'un amplificateur de brillance centré sur la région cardiaque la position du cathéter au cours de sa mise en place. Une fois ce cathéter positionné, un bolus de produit radio-opaque est injecté dans la circulation coronaire et une série de clichés radiographiques (ou une séquence de

film dans le cas où l'opérateur a un amplificateur de brillance à sa disposition) sont tirés. L'examen des clichés enregistrés permet une évaluation détaillée de la circulation coronaire.

Bien que l'angiocardigraphie soit aisément applicable chez les petits animaux, son utilisation reste limitée chez les grands animaux, et ce à nouveau pour des raisons techniques. En effet, chez ceux-ci un volume de produit de contraste de 500 ml doit être injecté dans un intervalle de temps très court (2 secondes), et l'animal doit être anesthésié et placé en décubitus latéral. L'ensemble de ces contraintes limite l'utilisation de cette technique à la néonatalogie chez les grands animaux, le patient ne devant pas peser plus de 150 kg (Fregin, 1982 a).

L'angiocardigraphie nucléaire est basée sur le même principe que ci-dessus, à la différence près que le produit injecté est un traceur radio-actif, l'enregistrement des images se faisant à la gamma caméra. Elle est de loin plus performante que l'angiocardigraphie classique, ce qui la rend applicable chez des animaux de grande taille. Elle est d'ailleurs à l'heure actuelle utilisée avec succès dans des centres spécialisés en cardiologie vétérinaire (Koblick et Hornof, 1985).

Echocardiographie

L'échocardiographie est une technique totalement non invasive et non douloureuse tout en étant précise et reproductible. Elle permet la mesure de nombreux paramètres d'estimation morphologique du cœur. Ces nombreux avantages lui ont d'ailleurs désormais conféré une place de choix en routine clinique de cardiologie humaine.

Son utilisation permet en effet d'examiner les différentes structures normalement (valvules, péricarde, parois, ...) ou anormalement (thrombus, tumeur, ...) présentes dans le cœur, de mesurer l'épaisseur des parois et le diamètre des différentes chambres cardiaques ou des gros vaisseaux, ou encore d'estimer le mouvement des parois et des valvules (Feigenbaum, 1984). Un examen échocardiographique permet ainsi de détecter de manière fiable et non invasive des anomalies valvulaires, péricardiques ou de mouvement de paroi, des hypertrophies ventriculaires et/ou auriculaires, des régurgitations par valvulopathie ou encore des malformations congénitales (Bonagura et al., 1985).

En médecine vétérinaire, la technique fait l'objet de recherches actives de mise au point et de définition de valeurs standards chez la plupart de nos animaux domestiques. Ainsi, les valeurs normales des paramètres mesurables par échocardiographie ont été établies chez le cheval (Pipers et Hamlin, 1977; Lombard et al., 1984; Stewart et al., 1984), le bovin (Pipers et al., 1978 a), le mouton (Moses et Ross, 1987), le porc (Pipers et al., 1978 b), le chien (Boon et al., 1983; Lombard, 1984; Gooding et al., 1986; O'Grady et al., 1986) et le chat (Allen, 1982; De Madron et al., 1985). A l'heure actuelle, l'échocardiographie a déjà dépassé le stade de recherche pour être utilisée avec succès en clinique (Reef, 1985).

2. EXAMEN DE L'ACTIVITE ELECTRIQUE DU CŒUR

Electrocardiographie

Un examen électrocardiographique complet comprend une étude du rythme

et de la fréquence cardiaque, le calcul de la durée, de la forme, de la direction et de l'amplitude des différentes ondes (P, QRS, T), et enfin la mesure de la durée des intervalles entre ces ondes (PR, QT, ST) (Clerc, 1975). Chez les petits animaux, il est en outre possible de déceler des troubles dus à la distension des cavités cardiaques (Cornet, 1984).

D'un point de vue clinique, un tel examen est utile pour mettre en évidence des éventuelles anomalies de fréquence ou de rythme cardiaque, d'électrogenèse ou de conduction électrique du cœur (Pouchelon, 1975 a).

Les valeurs normales des paramètres de l'électrocardiogramme (ECG), mesurés selon différentes dérivations, sont définies dans de nombreuses espèces animales (Ettinger et Suter, 1970 a; De Roth, 1980; Fregin, 1982 b). L'interprétation de l'ECG dans diverses pathologies en médecine vétérinaire, et particulièrement en ce qui concerne les animaux de compagnie, a également été détaillée par de nombreux auteurs (Cornet, 1984). C'est pourquoi leur description n'entrera pas dans le cadre de cet article.

Des progrès récents ont été effectués en électrocardiographie équine grâce à la *téléométrie*. Cette technique, facilement utilisable sur un cheval longé, monté ou attelé, permet d'enregistrer l'ECG à distance (Lekeux et al., 1982). Ainsi, des troubles de l'activité électrique du cœur, révélés ou amplifiés par un exercice musculaire, peuvent être détectés. Une autre application intéressante de la téléométrie est la mesure de la fréquence cardiaque à l'effort. En effet, la mise en corrélation de la fréquence cardiaque en réponse à un effort standardisé constitue à l'heure actuelle l'un des paramètres les plus fiables d'estimation de la condition physique d'un cheval (Physick-Sheard, 1985).

L'enregistrement d'un ECG présente d'autre part un intérêt particulier lorsqu'il se fait simultanément à une autre investigation cardiaque, comme par exemple la phonocardiographie. Par l'utilisation conjointe de ces 2 techniques, il est par exemple possible de caractériser avec précision l'origine d'un souffle qui aurait été mis en évidence à l'auscultation, ce qui présente un intérêt diagnostique indéniable (Bonagura, 1985; Reef, 1985).

Vectocardiographie

Le cheminement de l'excitation électrique dans un faisceau musculaire conduit à une différence de potentiel, la partie non excitée étant toujours positive et celle qui est excitée se comportant comme électro-négative. Il se produit ainsi une quantité orientée de tension électrique, comparable à un dipôle électrique et qui est, du point de vue physique, assimilable à un *vecteur* de grandeur et de direction définies. Ce vecteur, facilement imaginable pour un faisceau myocardiologique isolé, doit également se concevoir par rapport à l'ensemble de la musculature cardiaque. Les multiples vecteurs isolés de chacune des fibres myocardiologiques survenant lors de l'excitation de l'ensemble de la musculature cardiaque s'additionnent et se soustraient selon leur grandeur et leur direction, ce qui donne une résultante : *le vecteur de sommation*. A un moment donné du cheminement de l'excitation, les différences de potentiel présentes forment un *vecteur* dit *momentané*, d'une grandeur et d'une direction déterminées pour le moment précité. Au cours de la dépolarisation et de la repolarisation des oreillettes et des ventricules, se succèdent ainsi une série

complète de vecteurs momentanés. Si l'on relie par une ligne, sur une représentation graphique de ces vecteurs, les extrémités des différents vecteurs successifs, on obtient une *boucle vectorielle*. Cette représentation des changements des vecteurs aux différents stades de la révolution cardiaque représente le *vectocardiogramme* ou VCG (Guyton, 1984).

Le cœur étant une structure à trois dimensions situé dans un milieu conducteur (le corps), le sens et la grandeur des vecteurs s'orientent dans l'espace (*VCG dans l'espace*). Leur enregistrement peut donc se faire sur les trois plans de l'espace : le plan frontal, le plan sagittal et le plan horizontal. La direction principale du courant durant la dépolarisation des oreillettes ou des ventricules s'appelle l'*axe électrique moyen* des oreillettes ou des ventricules, respectivement. Chez l'homme et chez les petits animaux, l'axe électrique des ventricules normaux est connu et relativement stable. Toutefois, dans certains états cardiaques pathologiques, cette direction du courant change notablement. C'est par exemple le cas lors d'hypertrophie des ventricules droit ou gauche, lors de blocs de branche ou lors d'infarctus du myocarde (Guyton, 1984).

Les conclusions tirées de l'électrocardiographie et de la vectocardiographie dans ces espèces ne peuvent être étendues aux grands animaux, en raison des caractéristiques anatomiques et physiologiques propres à ces espèces. En effet, la distribution de l'influx nerveux cardiaque est spécifique chez ces derniers du fait d'une disposition différente, et donc d'un modèle d'activation différent, des fibres de Purkinje dans les ventricules (Muylle et Oyaert, 1977; De Roth, 1980).

Certains auteurs ont mis en évidence une relation entre des pathologies cardia-

ques et certains paramètres vectocardiographiques dans ces espèces (Muylle et Oyaert, 1971; Physick-Sheard, 1987). Cependant, la spécificité et la sensibilité des tracés vectoriels en rapport avec différentes conditions pathologiques demandent à être examinées de manière plus approfondie, sur base de résultats obtenus sur un plus grand nombre de cas cliniques et d'examen post-mortem (Physick-Sheard, 1987).

Heart score

Certaines corrélations peuvent être effectuées entre divers paramètres électrocardiographiques et morphologiques. Dans cet ordre d'idée, certains auteurs ont démontré qu'il existait une corrélation significative entre le **Heart score** (durée moyenne du complexe QRS mesuré selon les 3 dérivations standards bipolaires) et le poids du cœur chez le cheval (Stewart et Steel, 1970; Moodie et Sheard, 1980; Nielsen et Vibe Petersen, 1980), le chien (Stewart, 1981) et l'homme (Steel et al., 1970). L'interprétation physiologique de ce phénomène s'appuie sur le fait que la durée de la dépolarisation ventriculaire serait proportionnelle à la masse myocardique dans laquelle celle-ci se propage (Physick-Sheard et Hendren, 1983). Cependant, le concept de Heart score est mis en doute par un certain nombre d'auteurs étant donné les nombreuses hypothèses intervenant dans l'élaboration de cette théorie (Physick-Sheard et Hendren, 1983). D'autre part, l'influence de toute une série de variables telles que l'âge, le sexe et le modèle de dépolarisation ventriculaire, doit entrer en ligne de compte dans l'application de la théorie du Heart score (Physick Sheard, 1987).

Au cours des mêmes études sur la théorie du Heart score, certains auteurs ont testé la corrélation existant entre la durée du QRS et les performances sportives, ceci afin de tenter de mettre au point une méthode de prédiction de la capacité d'effort sur base d'un simple examen électrocardiographique. L'analyse de leurs résultats semble démontrer une corrélation significative entre le heart score et les capacités aérobiques du sujet (Irvine, 1966; Stewart et Steel, 1970; Rose et al., 1979 et 1980; Nielsen et Vibe-Petersen, 1980; Stewart, 1981). Cependant, les résultats obtenus dans ces études sont très controversés et loin d'être unanimement acceptés (Hamlin, 1964; Gross et al., 1974 b; Moodie, 1979; Moodie et Sheard, 1980). De plus, bien que la capacité de travail cardiaque constitue un des déterminants majeurs des capacités aérobies de l'organisme, beaucoup d'autres variables doivent être prises en considération lorsqu'il s'agit de prédire les capacités sportives d'un sujet. Le fait de n'utiliser qu'un paramètre d'évaluation constituerait donc, dans ce cas, une simplification excessive de la situation (Physick-Sheard, 1987).

3. EXAMEN FONCTIONNEL DU CŒUR

Le fonctionnement de la pompe cardiaque est étroitement lié au régime hémodynamique qui règne en amont et en aval du point où elle se trouve placée. Une idée générale de l'efficacité de cette pompe peut être donnée par la mesure de la quantité de sang éjecté par unité de temps ou débit cardiaque (DC).

Pour chaque niveau de contractilité, la performance du myocarde est largement

influencée par le volume du ventricule (et donc par la longueur des fibres myocardiques) en fin de diastole. Ce volume ventriculaire en fin de diastole représente la **pré-charge**. Celle-ci dépend de nombreux facteurs, dont le retour veineux, le volume sanguin total et la distribution de ce volume sanguin entre les compartiments intra- et extra-thoraciques. Cette dernière est elle-même influencée par la position du corps, la pression intrathoracique et intrapéricardique, le tonus veineux et la contribution auriculaire au remplissage des ventricules (Braunwald et Ross, 1979).

D'autre part, le volume d'éjection est fonction de l'étendue du raccourcissement des fibres ventriculaires pendant la systole qui, pour chaque niveau de pré-charge et de contractilité, varie inversement avec la **post-charge**. Cette post-charge, définie comme étant la tension à laquelle est soumise la paroi ventriculaire gauche lors des phases de pré-éjection et d'éjection ou encore la force contre laquelle le ventricule doit lutter lors de sa contraction, est dans l'organisme sain essentiellement conditionnée par l'impédance aortique. En pratique, une bonne appréciation de la post-charge peut donc être effectuée sur base de l'analyse de la pression aortique (Dallocchio et al., 1974).

Le troisième élément qui conditionne l'importance du raccourcissement des fibres myocardiques est la **contractilité**, définie comme étant la vitesse théorique maximale de raccourcissement de l'élément contractile indépendamment de la pré-charge et de la post-charge, c'est-à-dire la vitesse qu'il y adopterait si la charge qui lui est imposée était nulle (Braunwald et Ross, 1979).

La pré- et la post-charge sont des éléments facilement estimables par des

mesures de pressions (cfr 3.1.1.), et ne seront pas explicités plus amplement ici. Par contre, il existe de nombreux indices d'estimation de la contractilité myocardique. Ceux faisant l'objet d'un réel intérêt en médecine vétérinaire, ainsi que les techniques de mesure du DC, sont décrits ci-dessous.

3.1. *La contractilité myocardique*

Chez l'homme, une quantité impressionnante d'indices ont été établis dans le but d'estimer la contractilité myocardique. En réalité, celle-ci ne se caractérise pas au moyen d'un seul, mais au contraire d'un ensemble d'indices, parce qu'aucun de ces indices ne permet à lui seul de caractériser cette contractilité : certains sont fortement influencés par des modifications de la pré- et/ou de la post-charge alors que d'autres ne le sont pas ; certains sont plus valables pour des mesures de contractilité absolue alors que d'autres sont plus utiles à des mesures relatives du niveau de contractilité ; certains enfin sont précis mais exigent des mesures complexes et sanglantes alors que d'autres sont moins précis mais peuvent être réalisés de manière simple et non invasive (Braunwald et Ross, 1979).

3.1.1. *Paramètres dérivés de mesures de pressions*

La cathétérisation du cœur droit et de l'artère pulmonaire est aisément réalisable chez tous les animaux domestiques via la veine jugulaire. La cathétérisation du cœur gauche est plus difficile car elle doit se faire de façon rétrograde et à partir d'une grosse artère (par exemple l'artère fémorale, la carotide ou l'aorte), celle-ci étant toujours d'un accès peu aisé (Will et Bisgard, 1972).

Cette cathétérisation permet la mesure de pressions dans les différents compartiments du système cardio-vasculaire, à l'aide de transducteurs extra-vasculaires ou de microcapteurs placés en bout de sonde (Bentiviglio et Golberg, 1988). Dans certains cas, un microcapteur est fixé chirurgicalement au niveau d'un ventricule ou d'une oreillette pour mesurer la pression directement à ce niveau (Braunwald et Ross, 1979). De tels microcapteurs, dont le coût est malheureusement relativement élevé, constituent le seul moyen de mesure précis et stable de pressions aussi bien au repos qu'à l'effort.

Un paramètre particulièrement intéressant à mesurer grâce à l'utilisation de ces microcapteurs est le **pic de dP/dt** , qui estime le taux maximum d'augmentation de la pression dans le ventricule, et qui se calcule en faisant la dérivée première de la pression dans le ventricule en fonction du temps. Ce paramètre, très sensible à l'état d'inotropicité du myocarde, n'est que peu influencé par des modifications de la post-charge. Les faibles influences de la pré-charge peuvent quant à elles être minimisées en rapportant le dP/dt au diamètre du ventricule en fin de diastole. Grâce à cette faible dépendance vis-à-vis des conditions de charge ventriculaire, le pic dP/dt est considéré comme étant l'un des paramètres les plus fiables d'estimation de la contractilité myocardique. Le fait qu'il doit être mesuré de manière invasive constitue son principal désavantage (Braunwald et Ross, 1979).

D'autre part, l'enregistrement simultané d'un ECG, d'un phonocardiographe et de la pression artérielle permet le calcul des **intervalles de temps systoliques** : (a) la **systole électromagnétique** (intervalle de temps entre le début du

complexe QRS sur l'ECG et le bruit de fermeture aortique, (b) le **temps d'éjection dans le ventricule gauche** (intervalle de temps entre le début de l'onde de pression d'éjection dans la carotide et l'onde dicrote), et (c) le **temps de contraction isovolémique** (différence entre les deux premiers intervalles de temps). Ces indices sont utilisés dans de nombreuses espèces (Mantin et al., 1971; Ludbrook et al., 1973; Gross et al., 1974 a; Ackermann et al., 1976). Ils permettent par exemple de mettre en évidence des déficiences de la contractilité myocardique dans des cas d'insuffisance du ventricule gauche (Weissler et Garrard, 1971).

Il est intéressant de noter que l'échocardiographie permet de mesurer les intervalles de temps systoliques d'une manière totalement non invasive (Pipers et al., 1978 b).

3.1.2. Paramètres tirés de mesures de volumes

Par cinéangiographie, il est possible de calculer la vitesse moyenne de raccourcissement circonférentiel des fibres myocardiques (**Vcf**) en soustrayant la circonférence télésystolique du ventricule gauche de sa circonférence télédiastolique, et en divisant la différence ainsi obtenue par la durée de l'éjection (Dallocchio et al., 1974). Cet indice est soumis à l'influence des variations aiguës de la pré- et de la post-charge, aussi le réserve-t-on généralement à l'appréciation de la contractilité dans des cas de cardiopathies chroniques pour lesquels cet indice s'avère excellent étant donné que les conditions de charge du ventricule sont relativement fixes (Ross et Peterson, 1973).

L'angiocardigraphie permet également d'estimer la **fraction d'éjection**, définie comme étant le rapport entre le volume systolique et le volume télédiastolique. Cet indice est considéré comme une estimation valable et aisément réalisable de la contractilité myocardique (Dallocchio et al., 1974). Cependant, la variation de cet indice avec les conditions de pré- ou de post-charge le rend difficile à interpréter quand ces conditions sont altérées (Braunwald et Ross, 1979).

Les intervalles de temps systoliques, le Vcf et la fraction d'éjection peuvent d'autre part tous être mesurés de manière totalement non invasive grâce à l'échocardiographie, ce qui augmente nettement l'intérêt de ces différents indices de contractilité du myocarde. Ils sont d'ailleurs déjà utilisés en médecine vétérinaire (Ackermann et al., 1976; Pipers et Hamlin, 1977; Pipers et al., 1978a et 1978b; Allen, 1982; Boon et al., 1983; Stewart et al., 1984; Moses et Ross, 1987).

3.2. Débit cardiaque

Le débit cardiaque peut être mesuré selon diverses techniques, chacune comportant ses avantages et ses inconvénients. Les plus couramment utilisées sont exposées ci-après.

3.2.1. Méthode de Fick

Connaissant la teneur en oxygène du sang artériel (CaO_2) et du sang veineux mêlé du cœur droit ou de l'artère pulmonaire (CvO_2), ainsi que la consommation en oxygène ($\dot{V}O_2$) pendant une période

donnée, il est possible de calculer le débit cardiaque sur base de la formule décrite par Fick et qui s'énonce comme suit :

$$\text{débit} = \frac{\text{échange total au niveau d'un organe}}{\text{concentration à l'entrée de l'organe} - \text{concentration à la sortie de l'organe}}$$

et qui dans ce cas bien précis devient :

$$DC = \frac{\dot{V}O_2}{C_{aO_2} - C_{vO_2}}$$

Grâce à cette technique, il est possible de mesurer le débit cardiaque non seulement au repos, mais aussi à l'effort (Kubb et al., 1973; Hillidge et Lees, 1975). Cependant, la technique implique la récolte et l'analyse des gaz respiratoires (ce qui nécessite l'utilisation d'un masque), ainsi que la prise simultanée de sang veineux et artériel (Muir et al., 1976).

3.2.2. Méthode par injection rapide d'un colorant

Cette méthode consiste à injecter, dans un court laps de temps, une quantité connue d'un indicateur coloré et non diffusible (en général du vert indocyanine dye) dans la circulation veineuse, puis à récolter directement après, une série de prélèvements sanguins artériels. La mesure de la concentration du colorant dans ces prélèvements permet d'obtenir une courbe d'évolution de cette concentration en fonction du temps.

La formule suivante :

$$DC \times \int_{Ct.dt} \frac{A}{Ct.dt}$$

où DC = débit cardiaque
 A = quantité de colorant injecté
 Ct = concentration du colorant à tout moment de l'intervalle de mesure
 $\int Ct.dt$ = intégrale correspondant à la surface sous la courbe

permet le calcul du DC (Hillidge et Lees, 1975).

La précision de cette technique n'est cependant pas unanimement reconnue : par exemple, la recirculation du colorant pendant la mesure oblige à extrapoler une partie de la courbe de dilution. D'autre part, l'accumulation possible du colorant entre les mesures successives ainsi que l'influence possible de la circulation périphérique sur sa distribution peuvent dans certains cas être la source d'erreurs non négligeables. Enfin, le nombre important des prélèvements sanguins rend la technique laborieuse (Muir et al., 1976).

3.2.3. Thermodilution

Cette technique se base sur le même principe que la méthode par injection d'un colorant, le produit injecté étant une solution à 5 % de dextrose, à température basse et connue, la variable mesurée étant la température sanguine. Cette technique, dont la fiabilité et la reproductibilité a été démontrée dans de nombreuses espèces (Pavek, 1974; Weisel et al., 1975; Muir et al., 1976; Dyson et al., 1985), permet d'obtenir des résultats immédiats sans devoir passer par des calculs complexes et sans devoir effectuer de nombreux prélèvements sanguins.

De plus, la courbe obtenue n'est pas modifiée par des phénomènes de recirculation et la technique est réalisable à l'effort (Muir et al., 1976). Toutefois, elle présente le désavantage de nécessiter le cathétérisme du cœur droit.

3.2.4. Technique de Harvey

Cette technique, développée par Dodge et al. (1962), permet de détermi-

ner le débit cardiaque à partir de mesures quantitatives réalisées par angiocardio-graphie. Elle présente certains désavantages sur le plan pratique, comme signalés ci-dessus, et notamment celui de ne pouvoir être appliquée que sur des animaux pesant moins de 150 kg.

3.2.5. Cinéangiographie nucléaire

Cette technique plus performante que la cinéangiographie classique permet par informatisation des résultats de mesurer avec précision le débit cardiaque chez l'homme et les animaux domestiques (Alazarki et al., 1975; Koblick, 1984; Koblick et Hornof, 1985). Cependant, l'équipement sophistiqué qu'elle requiert limite son utilisation à des unités équipées d'une gamma-caméra.

3.2.6. Débitmétrie électromagnétique

Cette technique, dont la principale limite est de nécessiter la mise en place chirurgicale d'une sonde électromagnétique de débit autour de l'aorte, est la seule qui permette des mesures instantanées et continues du DC. Ceci lui confère une place de choix en recherche. D'autre part son utilisation aisée, ne nécessitant pas de nombreuses injections ou prélèvements sanguins, la rend indiquée pour mesurer le DC durant l'effort (Waugh et al., 1980). Elle a été utilisée avec succès dans de nombreuses espèces telles que par exemple le chien (Stone, 1977), le cheval (Waugh et al., 1980; Pan et al., 1984), le bovin (Peeters et al., 1979) et le porc (Feedor et al., 1978).

3.2.7 Echocardiographie Doppler

En médecine humaine (Hatte et Angelsen, 1985) et vétérinaire (Hartley et

al., 1978; Stolk, 1978; Steingart et al., 1980; Woodcock et Skidmore, 1980; Meijboom et al., 1983; Valdez-Cruz et al., 1983; Dyson et al., 1985), des progrès remarquables ont été réalisés dans l'utilisation des ultrasons à des fins diagnostiques grâce à la mise au point du Doppler. Cet appareil, basé sur le principe connu en physique sous le nom d'effet Doppler, permet une mesure à la fois qualitative (signal auditif) et quantitative (signal visualisé, par analyse spectrale des signaux enregistrés, sur un écran) de la vitesse et de la direction de l'écoulement du sang dans le cœur ou dans les vaisseaux, ainsi que l'apparition de turbulences à cet écoulement.

En médecine humaine cette technique est appliquée en clinique, non seulement pour mettre en évidence, mais encore pour quantifier des flux de régurgitation ou des sténoses au niveau de chaque valvule cardiaque, ainsi que pour examiner la circulation périphérique au niveau de nombreux organes (par exemple la circulation cérébrale ou la circulation fœtale ombilicale). Une autre application intéressante de l'échocardiographie Doppler est la mesure du DC par une technique totalement non invasive. Le principe est le suivant : le volume d'éjection systolique est estimé à partir du produit de (a) l'intégrale en fonction du temps de la vitesse du sang au niveau de la racine de l'aorte (la vitesse étant mesurée par un appareil Doppler) et (b) le diamètre de l'aorte à ce niveau (celui-ci étant mesuré par échocardiographie). La multiplication du volume d'éjection ainsi obtenu par la fréquence cardiaque donne le DC. Bien que de nombreuses recherches aient démontré la fiabilité de cette technique, la précision des résultats ainsi obtenus doit cependant dans certains cas être considérée avec prudence, les nombreu-

ses mesures indirectes intervenant dans le calcul pouvant être source d'erreurs (Teague, 1986).

L'échocardiographie Doppler ayant été mise au point et validée par des recherches effectuées d'abord sur des modèles animaux avant d'être appliquée chez l'homme, plusieurs publications concernant l'utilisation de cette technique en médecine vétérinaire sont disponibles (Hartley et al., 1978; Stolk, 1978; Steingart et al., 1980; Woodcock et Skidmore, 1980; Meijboom et al., 1983; Valdez-Cruz et al., 1983; Dyson et al., 1985). La fiabilité et la reproductibilité des résultats obtenus par ces auteurs permettent d'espérer, dans le futur, une expansion de l'utilisation de cette technique chez nos animaux domestiques (Glazier, 1986).

4. METABOLISME MYOCARDIQUE

L'étude des variations du métabolisme myocardique *in vivo* peut se faire sur base (1) de la détermination de la différence artério-veineuse d'un substrat ou d'un produit de ce métabolisme, (2) de la mesure de l'utilisation de produits marqués par des isotopes et introduits dans le sang artériel, ou (3) du dosage de métabolites dans des échantillons de tissus cardiaques congelés (Neely et Morgan, 1974).

Les réserves en adénosine triphosphate (ATP) du muscle cardiaque sont particulièrement élevées, et le métabolisme myocardique est régulé de telle manière que cette teneur élevée en ATP soit maintenue malgré l'existence de certaines variations, comme par exemple du travail cardiaque ou des sources d'éner-

gie disponibles pour la cellule myocardique (Randle et Tubbs, 1979).

Dans un cœur fonctionnant normalement, l'énergie est fournie presque exclusivement par oxydation d'hydrates de carbone ou de lipides. Lorsque ces deux types de substrats sont disponibles simultanément, le myocarde utilise préférentiellement les lipides, essentiellement sous forme d'acides gras (Neely et al., 1972).

Lorsque la consommation en ATP par le muscle cardiaque s'accélère (lors d'une augmentation de la pression ventriculaire, d'une accélération de la fréquence cardiaque ou de l'effet d'un agent inotrope par exemple), le flux d'utilisation des hydrates de carbone s'accélère. Cependant, dans ces conditions, le catabolisme des acides gras augmente également, ceux-ci restant le substrat préférentiel de la cellule myocardique (Neely et al., 1974).

D'autre part, la réduction de la disponibilité en oxygène, par diminution de la pression partielle de celui-ci dans le sang artériel coronaire, accélère l'utilisation de glucose et de glycogène et diminue l'oxydation des acides gras par le myocarde (Neely et Morgan, 1974).

Dans un cœur ischémique, enfin, le métabolisme des acides gras est également réduit. Le flux glycolytique est quant à lui d'abord accéléré, durant les 3 à 4 premières minutes de la réduction de l'apport de sang. Ensuite, ce flux est complètement inhibé, ce qui conduit à la production et à l'accumulation de lactates par la cellule myocardique (Rovetto et al., 1973). La mesure du gradient de lactates entre l'entrée (sang artériel) et la sortie (sinus veineux coronaire) du myo-

carde peut donc servir d'indicateur d'une ischémie myocardique (Randle et Tubbs, 1979). Cependant, la position peu accessible du sinus coronaire rend difficile la cathétérisation de celui-ci à des fins cliniques. C'est pourquoi cette technique est essentiellement utilisée en recherche.

5. CONCLUSIONS

La revue des différentes techniques d'investigation de la fonction cardiaque permet de constater qu'un grand nombre d'entre elles, déjà largement utilisées en

médecine humaine, présentent de nombreuses possibilités d'application chez nos animaux domestiques, tant au niveau de la recherche que de la clinique.

Certaines de ces techniques devront constituer dans un avenir proche, ou constituent déjà à l'heure actuelle, un moyen d'investigation à la fois précis, fiable, reproductible et non invasif de la fonction cardio-vasculaire chez nos animaux domestiques.

C'est par exemple le cas de l'échocardiographie qui, couplée à un examen Doppler, permet un examen détaillé de la morphologie et de la fonction cardiaque.

BIBLIOGRAPHIE

- ACKERMANN R.D., HAMLIN R.L., MUIR W.W. "Systolic time intervals for left and right ventricles of swines". *Am. J. Vet. Res.*, 1976, **37**, 715-717.
- ALAZARSKI N.P., SCHELLERT H.R., VERBA J.W. "Utilisation of the radionuclide cardiac angiogram for determination of cardiac output and ejection fraction". *J. Nucl. Biol. Med.*, 1975, **19**, 127-134.
- ALLEN D.G. "Echocardiographic study of the anesthetized cat". *Can. J. Comp. Med.*, 1982, **46**, 115.
- BONAGURA J.D., HERRING D.S., WELKER F. "Echocardiography". Symposium on Cardiology. *Vet. Clinics of North America Eq. Practice*, 1985, 1 (2), 311.
- BOON J., WINGFIELD W.E., MILLER C.W. "Echocardiographic indices in the normal dog". *Vet. Radiol.*, 1983, **24**, 214.
- BRAUNWALD E., ROSS J. "Control of cardiac performance". In: Handbook of Physiology, The Cardiovascular System, Vol. 1 (The Heart), 1979, The American Physiological Society, Bethesda (Ed.), Maryland, 533-580.
- CLERC B. "L'électrocardiogramme normal du chien". *Rec. Méd. Vet.*, 1975, **151** (11), 665.
- CORNET P. "Précis d'électrocardiographie canine." 1985, Point vétérinaire (Ed.), Paris.
- DALLOCCHIO M., CLEMENTY J., BRICAUD H. "Cardiologie générale : la fonction cardiaque". In: Cardiologie, 1974, Maloine (Ed.), Paris, 119-147.
- DE ROTH L. "Electrocardiographic parameters in normal lactating Holstein cow". *The Can. Vet. J.*, 1980, **21**, 271.
- DE MADRON E., BONAGURA J.D., HERRING D.S. "Two-dimensional echocardiography in the normal cat". *Vet. Radiol.*, 1985, **26**, 149-158.
- DODGE H.T., HAY R.E., SANDLES H. "Angiographic method for directly determining left ventricular stroke volume in man". *Circ. Res.*, 1962, **11**, 739-745.
- DYSON D.H., ALLEN D.G., Mc DONELL W.N. "Comparison of 3 methods for cardiac output determination in cats". *Am. J. Vet. Res.*, 1985, **46** (12), 2546-2552.
- ETTINGER S.J., SUTER P.F. "Electrocardiography". In: Canine Cardiology, 1970 a, Saunders Co 102-169.
- ETTINGER S.J., SUTER P.F. "Radiographic examination". In: Canine Cardiology, 1970 b, Saunders Co 40-99.
- FEEDOR J.M., MC INTOSH D.M., RENBERT J.C., GREENFIELD J.C. "Coronary and transmural myocardial blood flow responses in awake domestic pigs". *Am. J. Physiol.*, 1978, **235** (4), H435-H444.
- FEIGENBAUM H. "Echocardiography". In: Heart Disease, 1984, 2nd Ed. Braunwald E. (Ed.), Philadelphia, Saunders Co, 99.

- FREGIN G.F. "The cardiovascular system". In: *Equine Medicine and Surgery*, 1982 a. Mamsmann R.A. and Mc Allister E.S. (Eds), Santa Barbara, California, American Veterinary Publications, Inc. 645-704.
- FREGIN G.F. "The equine ECG with standardized body and limb positions". *Cornell Vet.*, 1982 b, **72**, 304.
- GLAZIER D.B. "Congestive heart failure and congenital cardiac defects in horses". *Equine practice*, 1986, **8** (9), 21-23.
- GOODING J.P., ROBINSON W.F., MEWS G.C. "Echocardiographic assessment of left ventricular dimensions in clinically normal English Cocker Spaniels". *Am. J. Vet. Res.*, 1986, **47**, 296-300.
- GROSS D.R., PIPERS F.S., HAMLIN R.L. "Normal systolic time intervals in awake dogs and their response to digitalis glycosides". *Am. J. Vet. Res.*, 1974 a, **35** (1), 15-21.
- GROSS D.R., MUIR W.W., PIPERS F.S., HAMLIN R.L. "Re-evaluation of the equine heart score". *South West Vet.*, 1974 b, **27**, 231-233.
- GUYTON A.C. "Traité de physiologie médicale". 1982, Doin (Ed.), Paris.
- HAMLIN R.L., SMETZER D.L. et SMITH A.M. "Analysis of the QRS complex recorded through a semi-orthogonal lead system in the horse". *Am. J. Physiol.*, 1964, **207**, 325-333.
- HARTLEY C.J., HANLEY H.G., LEWIS R.M., COLE J.S. "Synchronised pulsed Doppler blood flow and ultrasonic dimension measurement in conscious dog". *Ultrasound Med Biol.*, 1978, **4**, 99.
- HATTE L., ANGELSEN B. 1985. "Doppler ultrasound in cardiology". 2nd Ed. Lea and Febiger, Philadelphia.
- HILLIDGE C.J. et LEES P. "Cardiac output in the conscious and anesthetized horse. *Eq. Vet. j.*, 1975, **7**, 16-21.
- IRVINE C.H.G. "Clinical electrocardiography in the horse". *Proc. Am. Ass. Equine Practnrs*, 1966, **12**, 305-314.
- KOBLIK P.D. "First-pass nuclear angiocardiographic assessment of left ventricular function in the normal horse". 1984. Master's Thesis, University of California, Davis.
- KOBLIK P.D., HORNOF W.J. "Diagnostic radiology and nuclear cardiology: their use in assessment of equine cardiovascular disease". Symposium on Cardiology. *Vet. Clinics of North America Eq. Practice*, 1985, **1** (2), 289.
- KUBO K.F., SENTA T., SUGIMOTO Q. "Cardiac output in the thoroughbred horse". *Exptl Reports of Equine Health Lab.* 1973, **10**, 84-89.
- LOMBARD C.W. "Normal values of the canine M-mode echocardiogram". *Am. J. Vet. Res.*, 1984, **45**, 2015-2018.
- LOMBARD C.W., EVANS M., MARTIN L., TEHRANI J. "Blood pressure, electrocardiogram and echocardiogram measurements in the growing pony foal". *Eq. Vet. J.*, 1984, **16**, 342-347.
- LEKEUX P., HENROTEAUX M., BIENFET V. "Comparaison du type et de la fréquence relative des principales arythmies cardiaques observées chez les chevaux en fonction de leurs performances en course : une étude radio-téléométrique". *Ann. Méd. Vét.*, 1982, **126**, 205.
- LUDBROOK P.A., KARLINER J.S., PETERSON K.L. "Evaluation of non invasive techniques for assessing left ventricular function in patients with and without wall motion abnormalities". *Am. J. Cardiol.*, 1973, **31**, 145.
- MANTIN C.E., SHAVER J.A., THOMPSON M.E., REDDY P.S., LEONARD J.J. "Direct correlation of external systolic time intervals with internal indices of left ventricular function in man". *Circulation*, 1971, **44**, 419-431.
- MEIJBOOM E.J., VALDEZ-CRUZ L.M., HOROWITZ S., SAHN D.J., LARSON D.F., YOUNG K.A., OLIVEIRA LINA C. GOLDBERG S.J. ALLEN H.D. "A Two-dimensional Doppler echocardiographic method for calculation of pulmonary and systemic flow in a canine model with a variable sized left-to-right extracardiac shunt". *Circulation*, 1983, **68**, 437-445.
- MOODIE E.W. Letter. *Austr. Vet. Ass. Newsletter*, 1979, **11**, 7.
- MOODIE E.W., SHEARD R.P. "The use of electrocardiography to estimate heart weight and predict performance in the race horse". *Austr. Vet. J.*, 1980, **56**, 557.
- MOSES B.L., ROSS J.N. (Jr). "M-Mode echocardiographic values in sheep". *Am. J. Vet. Res.*, 1987, **48** (9), 1313.
- MUIR W.W., SKARDA R.T., MILNE D.W. "Estimation of the cardiac output in the horse by thermodilution technique". *Am. J. Vet. Res.*, 1976, **37**, 697-700.
- MUYLLE E., OYAERT W. "Clinical evaluation of cardiac vectors in the horse". *Eq. Vet. J.*, 1971, **3**, 129-136.
- MUYLLE E. et OYAERT W. "Equine electrocardiography: the genesis of the different configurations of the 'QRS' complex". *Zentralbl. Veterinaermed.*, 1977, **24**, 762.
- NEELY J.R., ROVETTO M.J., ORAM J.F. "Myocardial utilization of carbohydrates and lipids". *Progr. Cardiovascul. Dis.*, 1972, **15**, 289-329.

- NEELY J.R. et MORGAN H.E. "Relationship between carbohydrate and lipid metabolism and the energy balance of the heart muscle". *Annual Reviews of Physiology*, 1974, **36**, 413-459.
- NIELSEN K., VIBE PETERSEN G. "Relationship between QRS duration (Heart score) and racing performance in trotters". *Eq. Vet. J.*, 1980, **12**, 81.
- O'GRADY M., BONAGURA J.D., POWERS J.D., HERRING D.S. "Quantitative cross-sectional echocardiography in the normal dog". *Vet. Rad.*, 1986, **27**, 34-49.
- PAN L.G., FORSTER H.V., BISGARD G.E., DORSEY S.M., BUSCH M.A. "Oxygen transport in ponies during treadmill exercise". *J. Appl. Physiol.*, 1984, **57** (3), 744-751.
- PAVEK K. "Studies on thermodilution technique for determination of cardiac output". *Acta Univ. Upsaliensis*, 1974, **174**, 1-59.
- PEETERS G., HOUVENAGHEL A., ROETS E., MASSART-LEEN A.M., VERBEKE R., DHONDT G., VERSCHOOTEN F. "Electromagnetic blood flow recording and balance of nutrients in the udder of lactating cows". *J. An. Sci.*, 1979, **48** (5), 1143-1153.
- PHYSICK-SHEARD P.W. "Cardiovascular response to exercise and training in the horse". *Vet. Clinics of North America: Equine Practice*, 1985, **1** (2), 383-417.
- PHYSICK-SHEARD P.W. "Vectorcardiography". In: Current therapy in equine medicine -2, 1987, Robinson N.E. (Ed.), 147.
- PHYSICK-SHEARD P.W. et HENDREN C.M. "Heart score: physiological basis and confounding variables". In: Equine Exercise Physiology, 1983, Snow D.H., Persson S.G.B., Rose R.J. (Eds), Cambridge, England, Granta Editions, 121-134.
- PIPERS F.S., HAMLIN R.L. "Echocardiography in the horse". *J.A.V.M.A.*, 1977, **170** (18), 815.
- PIPERS F.S., REEF V., HAMLIN R.L., RINGS D.M. "Echocardiography in the bovine animal". *Bovine Practitioners*, 1978 a, **13**, 114.
- PIPERS F.S., HAMLIN R.L., MUIR W. "Echocardiography in swine". *Am. J. Vet. Res.*, 1978 b, **39**, 707.
- POUCHELON J.L. "Variations morphologiques pathologiques de l'ECG". *Rec. Méd. Vét.*, 1975 a, **151** (11), 673.
- RANDLE P.J. et TUBBS P.K. "Carbohydrate and fatty acid metabolism". In: Handbook of Physiology, The Cardiovascular System, Vol. 1 (The Heart), 1979, The American Physiological Society, Bethesda (Ed.), Maryland, 805-844.
- REEF V.B. "Evaluation of the equine cardiovascular system". Symposium on cardiology. *Vet. Clinics of North America Eq. Practice*, 1985, **1** (2), 275.
- ROSE R.J., ILKIW J.E., HODGSON D. "Electrocardiography and haematology of horses competing in an endurance ride". *Austr. Vet. J.*, 1979, **55**, 247-250.
- ROSE R.J., BACKHOUSE J.W., ILKIW J.E. "Electrocardiography and haematology of horses competing in a three-day event". *Austr. Vet. J.*, 1980, **56**, 318-320.
- ROSS J., PETERSON K.L. "On the assessment of cardiac inotropic state". *Circulation*, 1973, **47**, 435.
- ROVETTO M.J., WHITMER J.T., NEELY J.R. "Comparison of the effects of anoxia and whole heart ischemia on carbohydrate utilization in isolated, working rat heart". *Circ. Res.*, 1973, **32**, 699-711.
- STEEL J.D., STEWART G.A., TAYNE A.H. "Application of the heart score concept to the ECG of olympic athletes". *Med. J. Austr.*, 1970, **2**, 728.
- STEINGART R.M., MELLER J., BAROVICH J., PATTERSON R., HERMAN M.V., TEICHHOLZ L.E. "Pulsed Doppler echocardiographic measurement of beat-to-beat changes in stroke volume in dogs". *Circulation*, 1980, **62**, 542.
- STEWART G.A., STEEL J.D. "Electrocardiography and the heart score concept". *Proc. Am. Ass. Practnrs*, 1970, **16**, 363.
- STEWART G.A. "The Heart score theory in the racehorse". *Austr. Vet. J.*, 1981, **57**, 422.
- STEWART J.H., ROSE R.J., BARKO A.M. "Echocardiography in foals from birth to 3 months old". *Eq. Vet. J.*, 1984, **16** (4), 332.
- STONE H.L. "Cardiac function and exercise training in conscious dog". *J. Appl. Physiol.*, 1977, **42**, 824-832.
- STOLK P.W.T. "Use of ultra-sonic Doppler-shift flow-transducers to assess myocardial performance in dogs and horses". *Proc. Assoc. Vet. Anaes.*, 1978, **7**, 22-27.
- SUTER P.F., LORD P.F. "A critical evaluation of the radiographic findings in canine cardiovascular diseases". *J.A.V.M.A.*, 1971, **158**, 358.
- TEAGUE S.M. "Measurement of ventricular function using Doppler ultrasound". In: Basic Doppler, echocardiography, 1986, Kisslo J, Adams D, Mark DB (Eds), Churhill Livingstone, New-York, p 147-158.
- VALDEZ-CRUZ L.M., HOROWITZ S., MESEL E. "Pulsed Doppler echocardiographic me-

thod for calculation of pulmonary and systemic flow: accuracy in a canine model with ventricular septal defect". *Circulation*, 1983, **68**, 597-602.

WAUGH S.L., FREGIN G.F., THOMAS D.P., GERBER N., GRANT B.D., CAMPBELL K.B. "Electromagnetic measurement of cardiac output during exercise in the horse". *Am. J. Vet. Res.*, 1980, **41**, 812-815.

WEISEL R.D., BERGER R.L., HECHTMAN H.B. "Measurement of cardiac output by thermodilution". *N. Engl. J. Med.*, 1975, **292** (13), 682-684.

WEISSLER A.M., GARRARD C.L. "Systolic time intervals in cardiac disease". *Mod. Concepts cardiovascular disease*, 1971, **40**, 1-8.

WILL J.A., BISGARD G.E. "Cardiac catheterization of unanesthetized large domestic animals". *J. Appl. Physiol.*, 1972, **33**, 400-401.

WOODCOCK J.P., SKIDMORE R. "Principles and applications of Doppler ultrasound". *Clin. Diagnostic Ultrasound*, 1980, **5**, 166.

YANG S.S., BENTIVIGLIO L.G., MARANHÃO V., GOLDBERG H. In: From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters, 1988, F.A. Davis Company (Eds), Philadelphia.