



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI
“FEDERICO II”**



Tesi di Dottorato

**“Valutazione dei parametri ecocardiografici di
funzionalità atriale in cavalli dell’Esercito Italiano”**

Coordinatore

Prof. Giuseppe Cringoli

Candidato

Dr. Sergio Carta

Tutor

Dr. Diego Piantedosi

..

*A Christine, Giovanni, Antonio e
Alfredo, che ogni giorno fate
battere il mio cuore.*

Ringraziamenti	9
Lista delle abbreviazioni	11
Lista delle figure	13
Lista delle tabelle	15
Abstract	17
Introduzione	21
Bibliografia	25
Capitolo 1	
1.1 Aspetti generali	29
1.2 Conformazione esterna del cuore	32
1.3 Conformazione interna del cuore	35
1.4 Struttura del cuore	44
1.5 Bibliografia	53
Capitolo 2	
2.1 Principi di fisica degli ultrasuoni	57
2.2 Fattori di attenuazione del fascio sonografico	62
2.3 Criteri di scelta delle sonde	62
2.4 Descrizione dell'immagine ecografica	64
2.5 Qualità dell'immagine ecografica	64
2.6 Frame rate e uso dei filtri	67
2.7 Uso della seconda armonica	67
2.8 Artefatti	68
2.9 Bibliografia	71
Capitolo 3	
3.1 Ecocardiografia monodimensionale	75
3.2 Misure ecocardiografiche monodimensionali	80
3.3 Ecocardiografia bidimensionale	82
3.4 Misure ecocardiografiche bidimensionali	84
3.5 Ecocardiografia Doppler	87
3.6 Doppler continuo	88
3.7 Doppler pulsato	90
3.8 Color Doppler	90

3.9	Studio della funzione diastolica ventricolare	92
3.10	Bibliografia	96
Capitolo 4		
4.1	Preparazione e posizionamento del paziente	99
4.2	Strumentazione e finestre acustiche	100
4.3	Finestra parasternale destra: scansioni in asse lungo	102
4.4	Finestra parasternale destra: scansioni in asse corto	102
4.5	Finestra parasternale sinistra: scansioni in asse lungo	104
4.6	Finestra parasternale sinistra: scansioni in asse corto	106
4.7	Bibliografia	107
Capitolo 5		
5.1	Aspetti fisiologici della funzione atriale sinistra	111
5.2	Valutazione ecocardiografica delle dimensioni atriali	112
5.3	Valutazione ecocardiografica della funzione atriale	112
5.4	Significato prognostico in corso di fibrillazione atriale	114
5.5	Bibliografia	116
Capitolo 6		
6.1	Materiali e metodi	121
6.2	Risultati	129
6.3	Discussione	134
6.4	Conclusioni	137
6.5	Bibliografia	138

Ringrazio i miei Superiori, i docenti dell'Università di Napoli, il tutor, i colleghi veterinari civili e militari, la ditta Esaote e tutti coloro che hanno creduto in questo progetto e mi hanno permesso di realizzarlo, ma soprattutto esprimo riconoscenza e gratitudine ad un amico paziente e silenzioso, ma al contempo testimone fiducioso della mia vita professionale: il cavallo militare.

AAod	area telediastolica dell'aorta misurata in asse lungo
AASa	area dell'atrio sinistro misurata all'insorgenza dell'onda P
AASmax	area massima dell'atrio sinistro
AASmin	area minima dell'atrio sinistro
AO	aorta
Ao(ac):	diametro dell'aorta misurato in asse corto
Asn(ac):	diametro dell'atrio sinistro misurato in asse corto
CT	circonferenza torace
DAod	diametro telediastolico dell'aorta misurato in asse lungo
DASa	diametro dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P
DASmax	diametro massimo dell'atrio sinistro
DASmin	diametro minimo dell'atrio sinistro
DdVS	diametro interno del ventricolo sinistro in telediastole
DsVS	diametro interno del ventricolo sinistro in sistole
FA	frazione d'accorciamento
FE	frazione d'iezione
FI-PP	frazione d'ispessimento della parete posteriore del ventricolo sinistro
FI-SIV	frazione d'ispessimento del setto interventricolare
GP-Ao	gradiente pressorio di picco del flusso aortico
GP-Po	gradiente pressorio di picco del flusso polmonare
IVS	setto interventricolare
LA	atrio sinistro
LT	lunghezza tronco
LV	ventricolo sinistro
LVW	parete del ventricolo sinistro
MV	valvola mitrale
PPd	spessore della parete posteriore del ventricolo sinistro in telediastole
PPs	spessore della parete posteriore del ventricolo sinistro in sistole;
RA	atrio destro
RV	ventricolo destro
RW	parete del ventricolo destro
SIVd	spessore del setto interventricolare in telediastole
TDE	tempo di decelerazione dell'onda E
VASa	volume dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P

Lista delle abbreviazioni

VASmax	volume massimo dell'atrio sinistro
VP-Ao	velocità di picco del flusso aortico
VP-Po	velocità di picco del flusso polmonare

- 1 Faccia sinistra del cuore di cavallo
- 1.1 Faccia destra del cuore di cavallo
- 1.2 Veduta dorsale della base cardiaca dopo rimozione degli atri e dei grossi vasi.
- 1.3 Faccia sinistra del cuore di cavallo dopo rimozione di parte della parete ventricolare destra.
- 1.4 Sezione trasversale dei ventricoli di un cuore equino.
- 1.5 Sezione longitudinale del cuore di cavallo attraverso la valvola mitrale
- 2 Principi di fisica degli ultrasuoni
- 2.1 Schema della riflessione e della rifrazione
- 2.2 Sonde phased array utilizzate in ecocardiografia. A) adulto; B) pediatrica
- 2.3. Effetti della risoluzione assiale
- 2.4 Rappresentazione degli effetti della risoluzione laterale
- 2.5 Scansione in asse lungo quattro camere del ventricolo sinistro
- 3 Rappresentazione grafica di una sezione tomografica dell'asse lungo (A) e dell'asse corto (B) del cuore
- 3.1 Schema del tracciato monodimensionale
- 3.2 Scansione bidimensionale per il posizionamento del cursore
- 3.3 Rappresentazione schematica delle proiezioni 4 e 5 camere
- 3.4. Formule matematiche
- 3.5. Calcolo dei parametri di funzionalità sistolica
- 3.6 Misura del diametro aortico a livello dell'anulus
- 3.7 Misura del rapporto atrio sinistro/aorta in bidimensionale
- 3.8 Rappresentazione schematica della modalità di campionamento
- 3.9 Grafico spettrale ad onda pulsata
- 3.10 Grafico spettrale del flusso transpolmonare (A) e transaortico (B)
- 3.11 I tre profili patologici fondamentali di flusso transmitralico
- 4 Corretto posizionamento del paziente durante l'esame ecocardiografico da destra
- 4.1 Scansione 4 camere asse lungo dalla finestra parasternale destra
- 4.2 Scansione 5 camere asse lungo dalla finestra parasternale destra
- 4.3 Scansione parasternale destra asse trasversale a livello dei muscoli papillari
- 4.4 Scansione asse corto del ventricolo sinistro a livello della valvola mitrale dalla finestra parasternale destra
- 4.5 Scansione asse corto alla base cardiaca dell'atrio sinistro e dell'aorta dalla finestra parasternale destra

- 4.6. Scansione asse lungo del tratto di efflusso del ventricolo sinistro dalla finestra parasternale sinistra
- 4.7. Scansione 2 camere (ventricolo e atrio sinistro) asse lungo dalla finestra parasternale sinistra
- 6 Misura del diametro dell'aorta dalla scansione parasternale destra asse lungo
- 6.1 Misura del diametro dell'atrio sinistro dalla scansione parasternale destra asse lungo
- 6.2 Calcolo dell'area dell'atrio sinistro dalla scansione parasternale destra asse lungo
- 6.3 Calcolo del volume dell'atrio sinistro dalla scansione parasternale destra asse lungo.

- 6.1 Caratteristiche della popolazione equina esaminata.
- 6.2 Misure ecocardiografiche di base della popolazione equina studiata
- 6.3 Diametro dell'atrio sinistro misurato in B-mode
- 6.4 Area dell'atrio sinistro calcolata in B-mode
- 6.5 Volume dell'atrio sinistro calcolato in B-mode
- 6.6 Parametri di funzionalità dell'atrio sinistro

In human medicine the left atrial enlargement, and particularly the assessment of atrial function parameters by echocardiography, represents a robust predictor of the outcome of a variety of cardiac diseases. In particular, the relationship between the left atrial structural remodeling and the occurrence of atrial fibrillation (AF) is well documented, and atrial function evaluation allows risk stratification for this supraventricular arrhythmia in cardiac patients, as well as AF recurrence after cardioversion to sinus rhythm.

In equine cardiology, despite atrial fibrillation represents the arrhythmia most frequently found in athletic horses, echocardiographic methods for assessing left atrial size and function does not appear yet well standardized. The two methods traditionally used to measure the left atrium (LA) diameter have substantial limitations. M-mode recordings performed in a right parasternal short-axis view at the level of the heart base largely depend on the placement of the cursor line and often provide a measure of the LA appendage rather than the LA body. Two-dimensional echocardiography in a left parasternal long-axis view often does not allow imaging of the LA atrium in its entirety as a result of interference with the ventral lung border; this often results in measurements of the LA diameter that are not parallel to the mitral valve annulus or that are made too close to the annulus, and thereby underestimate the true maximal atrial diameter.

The aim of this thesis was to contribute to the standardization of the assessment of left atrial size and atrial function indices, calculated on the basis of LA two-dimensional measurements (diameter, area, volume), in Italian warmblood horses by echocardiography.

Medical records of 100 horses belonging to Italian Army (Regiment of Lancers of Montebello - Rome) were retrospectively examined, from which 37 healthy horses were selected for the study. All animals were Italian warmblood, of both sexes and aged from 6 to 21 years old. The female animals enrolled in the study were not pregnant or lactating. For the statistical analysis the horses were classified into three age categories: Class 1) 5-9 years; Class 2) 10-16 years; Class 3) 17-21 years. In all the selected horses it was measured the chest circumference and the length of the trunk in order to indirectly estimate the body weight. All enrolled animals were subjected to a careful clinical examination, with particular reference to cardiovascular and respiratory systems, in order to rule out cardiac and pulmonary diseases. In all horses it was performed a complete echocardiographic exam (M-mode, B-mode, echo-Doppler), and in particular measurements of LA diameter (LAD), area (LAA) and volume

(LAV) were obtained at three time points of atrial phasic function, using the right parasternal long-axis view. LA echocardiographic variables were measured at the maximum atrial filling (LAm_{ax}) in left ventricular tele-systole (one frame before the opening of the mitral valve), at the onset of atrial contraction (LA_a) (P wave on ECG) and at the minimum atrial filling (LA_{min}) (closure of the mitral valve). The two-dimensional measurements obtained were normalized to the weight of 500 kg according to principles of allometric scaling, as well as indexed to the body surface area, the diameter and the area of the aorta, as an alternative method to correct for differences in body size. Finally, LA diameter, area and volume have been used for the calculation of atrial function indices expressed as a percentage.

The results show that LA two-dimensional measurements obtained by the right parasternal long-axis view have a good reliability at the distinct time points of LA phasic function, allowing the LA visualization in its entirety in all animals. In the overall studied population the aortic diastolic diameter and area, used to index the LA echocardiographic variables, were respectively 77.9 ± 4.41 mm and 61.2 ± 3.4 cm². The overall value of the LA total shortening fraction (LA-FS(t)) was 21.1 ± 7.1 , the value of the LA total fractional area change (LA-FAC(t)) was 44.6 ± 9.5 , while the total ejection fraction (LA-EF(t)) was 55.5 ± 11.2 . The LA expansion index, calculated on the basis of the diameter (LA-EI(d)) was 28.0 ± 12.1 , while LA-EI(a), based on the area, was 86.6 ± 35.0 . The ratio of LA active to total area change (LA-AC(a) / LA-AC(t)) was 58.6 ± 20.4 . In addition, in the studied population older animals showed a statistically significant reduction of LA-FS(t) and LA-AC(a) / LA-AC(t), as well as an increase in the values of the LA passive fractional area change (LA-FAC(p)) and LA passive ejection fraction (LA-EF(p)). Finally, left ventricle echocardiographic variables measured by M-mode, and echo-Doppler variables of mitral, aortic and pulmonary flow, showed no statistically significant differences comparing the three age groups.

Results of our study indicate that LA size and mechanical function can be assessed by transthoracic echocardiography in horses using the right parasternal window, that offers a view of the entire left atrium, and so allows a consistent measurements of the largest LA dimensions in any direction and at in any instance of the cardiac cycle. Furthermore, by this echocardiographic approach it is possible to determine LA mechanical function indices, useful in the follow-up of horses with atrial fibrillation after cardioversion to sinus rhythm.

It should be emphasized that older horses in our examined population showed a reduction of the LA passive emptying function, similar to what is previously reported in warmblood horses and in disagreement with what was found in older people.

In addition, our findings showed that the left ventricle echocardiographic variables measured by M-mode, and echo-Doppler variables of mitral, aortic and pulmonary flow, are not age-related in Italian warmblood horses.

Finally, the introduction of an allometric scaling approach to correct echocardiographic measurements for differences in body weight is very practical for clinical use in equine cardiology, although further studies are needed to investigate the use of this approach across different breeds, thus replacing the need for breed-specific echocardiographic reference intervals.

Lo studio della funzione atriale del cavallo deriva dall'interesse di documentare in questa specie le modificazioni elettriche e funzionali di una struttura non sempre tenuta in grande considerazione nella comune pratica clinica del cavallo.

In questa specie, il cuore, proprio per le sue dimensioni e per le sue caratteristiche elettrofisiologiche, può, a ben ragione, essere considerato un modello animale per lo studio delle patologie atriali, tra cui si distingue sicuramente per numero di incidenza la fibrillazione atriale (Reef 1988).

Nel 1911, Sir Thomas Lewis, per primo, dimostrò un collegamento tra una frequenza cardiaca irregolare e la fibrillazione degli atri.

I suoi studi furono condotti proprio sul cavallo e gli permisero di concludere che "l'azione tumultuosa del cuore" era in realtà legata al movimento caotico degli atri (Lewis 1911).

Tra l'altro, da un punto di vista epidemiologico, la fibrillazione atriale, che è la patologia cardiaca acquisita più frequente in questa specie, è dovuta da una parte all'ipertono vagale, dall'altra alla grandezza degli atri (Blissit 1999).

Garrey, nel 1912, documentò per primo questa condizione fisiologica, annotando che: "I cuori di animali con grandi ventricoli fibrillano con grande facilità e raramente ritornano allo stato sinusale". Quest'aspetto è comprovato dal fatto che i pony sono raramente colpiti da questa patologia aritmica atriale (Hamlin et al. 2004).

Per queste ragioni, lo studio della funzione atriale nel cavallo è stato oggetto di maggiore approfondimento negli ultimi anni, anche grazie ad un progresso delle tecniche diagnostiche, così l'utilizzo dell'ecocardiografia B-mode e del Doppler hanno consentito di valutare con maggiore accuratezza i volumi atriali durante tutte le fasi del ciclo cardiaco e rapportarli alla superficie corporea (Decloedt et al 2013).

I primi studi di carattere diagnostico furono effettuati già nella seconda metà dell'ottocento da Etienne Marey, un fisiologo veterinario, che alla scuola di Maison d'Alfort di Parigi, descrisse i primi metodi di registrazione della funzione cardiaca.

Grazie ad una sua brillante invenzione, che da lui prese il nome, di "*timpano scrivente del Marey*", fu, infatti, possibile registrare per la prima volta le variazioni della pressione cardiaca simultaneamente in tre cavità dando origine al primo modello di studio della cateterizzazione cardiaca (Beccari, 1910).

La scelta del cavallo per le ricerche cardiografiche fu sicuramente legata alla dimensione dei vasi, che ne consentiva l'introduzione di sonde di

gomma e alla lentezza del battito che rendeva più agevole la registrazione delle varie fasi della rivoluzione cardiaca sul timpano scrivente.

La ragione per cui la specie equina è un ottimo modello animale di studio, è legata al fatto che, in questa specie, come in altri animali di grandi dimensioni, l'aumento dello stato dromotropo, dovuto allo spazio da percorrere da parte dell'onda, che è direttamente proporzionale alla dimensione dell'atrio e il ridotto periodo refrattario, per opera del nervo vago, promuove il fenomeno del "rientro", ovvero quella situazione per cui l'impulso ectopico dopo essersi propagato non termina, ma persiste rieccitando il cuore (Bertone 1987).

I primi modelli di rientro circolare attorno ad un tessuto eccitabile sono stati documentati da Mayer nel 1906 con degli studi sperimentali a livello dell'anello eccitabile di una medusa, la *Cassiopea Xamachana* (Nattel 2002).

Mayer dimostrò che se il cerchio di tessuto eccitabile viene stimolato in un solo punto, due fronti d'onda di eccitazione possono circolare nell'anello in direzioni opposte partendo da questo punto. Quando i fronti d'onda entrano in collisione, si spengono.

Se, però, insorge il blocco di uno dei due fronti d'onda nella zona B che è stata isolata artificialmente con dei tagli, il fronte d'onda non può circolare lungo la predetta direzione, ma farlo in direzione opposta.

Può avvenire, infatti, che in un atrio verosimilmente grande come quello equino, ci saranno molte onde "vaganti", che depolarizzando gran parte della parete, provocano la contrazione di ogni singola regione in maniera indipendente.

Si possono sviluppare in questo modo molteplici meccanismi circolari e in questo modo "la fibrillazione rinforza la fibrillazione" (Wijffels et al. 1995).

Da un punto di vista anatomico, gli animali specializzati nella corsa, come lo sono i cavalli, hanno un torace fortemente appiattito da un lato all'altro con il cuore che si trova posizionato in verticale sullo sterno e più a sinistra rispetto al piano mediano, con cui il suo asse forma un angolo acuto.

Il muscolo ventricolare è ben sviluppato in prossimità della base del cuore, mentre l'apice è appuntito e la forma è nettamente conica.

L'esame ecocardiografico nel cavallo è reso difficile da questi limiti anatomici, ma non solo, poiché la sfida iniziale in questa specie è la distanza dal cuore della parete toracica.

In un cavallo adulto, infatti, l'immagine si trova ad una profondità tra 26 e 30 cm ed è necessario utilizzare un trasduttore a bassissima frequenza (2,5

MHz), per generare onde sonore con questo grado di penetrazione (Kovac 2003).

L'esame ecocardiografico standard inizia dal lato destro, dove si ottengono soprattutto una varietà di immagini lungo l'asse longitudinale parasternale e l'asse sagittale del cuore.

È importante sottolineare che le immagini apicali da sinistra non sono disponibili nel cavallo, la ragione di ciò sta proprio nell'anatomia cardiaca, infatti, l'apice del cuore riposa sullo sterno, impedendone così la visione (Van Loon. 2001).

La mancanza di una vera immagine apicale è un vero svantaggio, giacché questa proiezione ecocardiografica è fondamentale per l'esame del flusso di sangue attraverso la valvola mitrale e aortica con la metodica Doppler e per la valutazione del TDI (doppler tissutale pulsato).

Sebbene la cinetica ventricolare sia stata studiata più a lungo e con maggiore attenzione, adesso gli atri, e soprattutto, l'atrio sinistro sta avendo il riconoscimento che merita.

Gli studi effettuati hanno permesso di evidenziare e riconoscere meglio le varie fasi della meccanica cardiaca atriale.

A differenza dei ventricoli, le camere atriali aumentano le loro dimensioni in risposta sia ai sovraccarichi di volume sia agli aumenti pressori.

Di conseguenza, quando un atrio ingrandito viene identificato non si può distinguere se questa modificazione sia collegata ad un puro aumento della pressione atriale o ad un puro aumento di volume atriale o da una combinazione dei due.

Lo studio del volume dell'atrio sinistro risulta essere un "biomarker" della funzione diastolica del ventricolo sinistro (Allessie et al. 2001).

L'atrio sinistro si trova a fare da serbatoio e da passaggio per il sangue ossigenato dalle vene polmonari ai ventricoli; la sua attività può essere distinta in tre fasi fondamentali: agisce, infatti, come riserva, condotto e pompa.

La sua azione principale è quella di modulare il riempimento del ventricolo sinistro, agendo come pompa ausiliaria che aumenta il riempimento ventricolare durante l'ultima fase della diastole, come riserva per il ritorno venoso polmonare durante la sistole ventricolare e come condotto per il ritorno venoso polmonare durante la fase iniziale della diastole ventricolare.

Nella fase attiva gli atri spingono il sangue nei ventricoli; come una vera e propria pompa, questa funzione consente di incrementare la gittata sistolica ventricolare fino ad un 30 % in più.

In presenza di una disfunzione atriale, per effetto di una fibrillazione, si producono una ridotta capacità di riserva e di passaggio e una ridotta o assente pompa ausiliare (McGurrin et al. 2005).

In medicina umana l'ingrandimento atriale, e soprattutto la valutazione dei parametri di funzionalità dell'atrio sinistro di derivazione ecocardiografica, rappresentano un importante parametro predittivo del decorso di numerose malattie cardiache. In particolare, la relazione tra il rimodellamento strutturale dell'atrio sinistro e l'insorgenza di fibrillazione atriale è ben documentata (Vizzardi et al., 2012), e la valutazione funzionale dell'atrio sinistro consente la stratificazione del rischio di comparsa di fibrillazione nei pazienti cardiopatici, come anche di insorgenza di recidive nei soggetti defibrillati. In particolare l'indice di riserva dell'atrio sinistro è considerato un importante fattore predittivo di fibrillazione atriale, indipendente dal grado di disfunzione diastolica e dal frazione di eiezione del ventricolo sinistro (Abhayaratna et al., 2008).

Per quanto riguarda la cardiologia equina, nonostante la fibrillazione atriale rappresenti l'aritmia di più frequente riscontro, le metodiche ecocardiografiche per valutare le dimensioni dell'atrio sinistro e calcolare i parametri di funzione atriale non appaiono ancora ben standardizzati. Infatti, gli studi presenti in letteratura non sono numerosi, in relazione al difficile approccio ecocardiografico dovuto alla differenza di taglia e conformazione corporea delle diverse razze equine. Schwarzwald et al. (2008) ha proposto la scansione parasternale destra per la valutazione delle dimensioni dell'atrio sinistro del cavallo, in alternativa al classico approccio parasternale sinistro dell'uomo e del cane. De Clercq et al. (2008) in uno studio sperimentale hanno verificato come i parametri di funzionalità atriale, calcolati tramite ecocardiografia bidimensionale, subiscano una drammatica riduzione in corso di fibrillazione atriale, e in uno studio successivo condotto su animali con fibrillazione spontanea De Cloedt et al (2013) hanno verificato come tali parametri al settimo giorno dopo la cardioversione non siano tornati ancora nella norma. Lo stesso gruppo di ricercatori (De Cloedt et al., 2015) in uno studio retrospettivo hanno indicato la frazione di variazione attiva dell'area atriale come fattore prognostico negativo collegato alla recidiva di fibrillazione atriale.

Alla luce di quanto sopra esposto, lo scopo della presente tesi è stato quello di contribuire alla standardizzazione della valutazione ecocardiografica delle dimensioni dell'atrio sinistro dalla finestra parasternale destra e dei parametri di funzionalità atriale, calcolati sulla base delle misure bidimensionali (diametro, area e volume) in cavalli di razza Sella Italiano.

- Allessie MA,; Boyden PA,; Camm AJ,; Kléber AG,; Lab MJ,; Legato MJ, Pathophysiology and prevention of atrial fibrillation. *Circulation* . 2001;103:769–777.
- Beccari, L. Interpretazione dei tracciati cardiografici. (1910). *Elementi di fisiologia* 11,165-167.
- Bertone, J.J. et al. Atrial fibrillation in a pregnant mare: treatment with quinidine sulfate. (1987). *J Am Vet Med Assoc* 190, 1565-1566
- Blissit, K. Diagnosis and treatment of atrial fibrillation. (1999): *Equine Veterinary Education*. 11:1, 11-19
- Decloedt, A; Verheyen T, Van Der Vekens N, Sys S, De Clercq D, Van Loon G. Long term follow-up of atrial function after cardioversion of atrial fibrillation in horses. (2013) *Veterinary Journal*. . 197:3, 583-588.
- Hamlin, R. Pathophysiology of cardiovascular disease. (2004). *Veterinary Pathophysiology* 6, 179-184
- Kovac, M. M., Toth, J., Holleridar, S. & Tambur, Z. Atrial fibrillation – Echocardiographic findings. (2003) *Acta Veterinaria-Beograd*. 53:4, 249-257.
- Lewis, T. Irregularity of the heart's action in horses and its relationship to fibrillation of the auricles in experiment and to complete irregularity of the human heart. (1911). *Heart: a journal for the study of the circulation* 3, 161-171.
- McGurrin, M.K.J. Physick-Sheard PW, Kenney DG, Kerr C, Hanna WJ.: Transvenous electrical cardioversion of equine atrial fibrillation: considerations. (2005) *Journal of veterinary Internal Medicine*. 19:5, 695-702.
- Nattel, S. New ideas about atrial fibrillation 50 years on. *Nature*. (2002) 415:6868, 219-226.
- Reef, V. et al. Factors affecting prognosis and conversion in equine atrial fibrillation. (1988). *J Vet Intern Med* 2, 1-6
- Van Loon, G. Atrial pacing and experimental atrial fibrillation in equines. (2001) Thesis
- Wijffels, M.C., , Kirchhof CJ, Dorland R, Allessie MA.- Atrial fibrillation begets atrial fibrillation. A study in awake chronically instrumented goats. (1995) *Circulation*. 92:7, 1954-1968.

Capitolo 1

Cenni anatomici delle strutture cardiache

1.1 Aspetti generali

Il cuore, organo centrale dell'apparato circolatorio sanguigno, è accolto nella cavità toracica, nello spazio compreso fra i due polmoni, il mediastino, ed avvolto da un sacco fibrosiero, il pericardio, che lo isola dagli organi circostanti, delimitando la cosiddetta cavità pericardica.

Il cuore, di forma conica, è localizzato nello spazio mediastinico medio (che occupa quasi interamente) dove il suo asse lungo (che congiunge il centro della base con l'apice) nel cavallo è orientato a circa 10° in verticale con la sua base giacente dorsalmente e cranialmente rispetto all'apice (asse maggiore obliquo da destra a sinistra e dall'avanti all'indietro), pertanto la base è inclinata in avanti ed a destra, mentre l'apice è orientato all'indietro e a sinistra; durante la contrazione il cuore si sposta e l'apice si avvicina a sinistra alla parete costale. La base del cuore corrisponde agli atri ed ai grossi vasi che emergono (arterie) o si immettono (vene) nelle cavità cardiache. Contraggono rapporti molto complessi in quanto, sempre attraverso il pericardio, è in contatto diretto o indiretto con la parte terminale della trachea, i bronchi principali, l'esofago, i linfonodi tracheobronchiali, la vena azigos, il dotto toracico, l'aorta discendente ed i nervi vaghi; l'apice del cuore, è invece rivolto ventralmente. Il cuore è tenuto in sito dalla continuità con i vasi che si staccano dalla sua base e dalle connessioni tra sacco pericardico e organi circostanti. Il cuore è ospitato nella cavità pericardica, composta dal pericardio parietale e dal pericardio viscerale (epicardio). Il pericardio parietale si attacca alla tunica esterna dell'aorta prossimale, dell'arteria polmonare, delle vene cave e delle vene polmonari. Tra il pericardio parietale e il pericardio viscerale (epicardio) c'è un sottile film di liquido sieroso libero (liquido pericardico).

Attraverso il pericardio, il cuore stabilisce complessi rapporti con le zone circostanti. In avanti confina con il mediastino craniale ove si trovano numerosi vasi sanguigni e, nell'animale giovane, il timo (questo poi è sostituito da lobuli di grasso). Posteriormente è contiguo al mediastino caudale e, attraverso questo, al diaframma. Da ciascun lato, le pareti del sacco pericardico si accollano alle pleure mediastiniche. Queste sottili membrane si frappongono, quindi, tra il cuore e la superficie mediale dei due polmoni che, a questo livello, sono scavati da due profonde depressioni (letto cardiaco). Tra pericardio e pleure mediastiniche, da ciascun lato, a limite tra atri e ventricoli corrono i nervi frenici.

All'interno del sacco pericardico il cuore è vincolato solo a livello della base; per il resto è libero per cui ha ampie possibilità di movimento.

Il cuore, organo muscolare cavo, comprende quattro cavità, due atri e due ventricoli, distinte in due distretti indipendenti, destro e sinistro. Ciascuno di questi è costituito da un atrio, superiore, e da un ventricolo, inferiore. Agli atri giungono le vene e dai ventricoli partono le arterie, il sangue entra dagli atri ed esce dai ventricoli (Pelagalli et al. 2001). Il miocardio ventricolare è costituito da strati muscolari organizzati sia longitudinalmente sia anche circonferenzialmente in maniera spiraliforme. Il tessuto muscolare degli atri è separato da quello dei ventricoli da uno scheletro, fibrocartilagineo nel cavallo, che circonda gli orifizi atrioventricolari. In tutti i mammiferi e negli uccelli presenta la forma di cono schiacciato nel senso laterale e, in particolare, il cuore del cavallo presenta un apice smussato quando rilassato (in diastole).

In un cavallo adulto ha asse maggiore di 20-25 cm e diametro alla base di 19-20 cm. Dipendendo dalla razza e dalla quantità di allenamento, il peso del cuore è in relazione al peso corporeo, con ranges tra 0,6% per un cavallo da tiro e 1% per un purosangue (oscilla tra i 2 e i 4 Kg). Il peso del grasso nelle coronarie e nei solchi interventricolari varia con la razza; i solchi contengono relativamente poco grasso nei soggetti "highly bred". Il grasso associato al cuore è intensamente giallo e soffice. Il margine libero dell'auricola sinistra è di solito dentellato.

Nel cavallo l'area cardiaca sulla parete costale è compresa tra il secondo ed il sesto spazio intercostale: la proiezione a sinistra corrisponde con il suo margine craniale al secondo spazio intercostale e con il margine caudale alla quinta-sesta costa. L'altezza massima di questa area è a livello della quarta costa e del quarto spazio intercostale e si trova a circa 12 cm dall'estremità sternale della costa. La base del cuore corrisponde ad un piano che passa per il terzo medio e terzo inferiore della quarta-sesta costa mentre l'apice è posto appena sopra l'ultima sternebra, cranialmente alla porzione sternale del diaframma e spostato a sinistra, a livello della sesta cartilagine costale. Il suo margine anteriore, lungo e convesso, corre in parte parallelo allo sterno. Il margine posteriore, più breve, assume posizione verticale e corrisponde alla parte media della sesta cartilagine costale. A sinistra, il ventricolo destro proietta tra terza e quarta costa, cranialmente può toccare il secondo spazio intercostale. Il ventricolo sinistro si espande tra quarta e quinta costa, raggiungendo anche il sesto spazio intercostale. A destra, il ventricolo destro proietta

dal terzo al quarto spazio intercostale, cranialmente può anche raggiungere il secondo spazio intercostale e la seconda costa, mentre il sinistro corrisponde al quinto e parte del quarto e può raggiungere causalmente la sesta costa.

Il cuore equino prende contatto diretto con le coste attraverso le incisioni cardiache dei polmoni dal terzo al quinto spazio intercostale a sinistra, e dal terzo al quarto spazio a destra (area di ottusità assoluta, caudale ai tricipiti). Più dorsalmente il tessuto polmonare si interpone tra il cuore e la parete toracica (area di ottusità relativa) (Porciello 2005).

Le quattro valvole cardiache sono meglio ascoltate come segue: l'atrioventricolare sinistra, in basso nel quinto spazio intercostale sinistro; l'aortica, in alto nel quarto spazio sinistro, appena sotto una linea orizzontale che attraversa l'articolazione della spalla; la polmonare, in basso nel terzo spazio sinistro; e l'atrioventricolare destra, in basso nel terzo e quarto spazio a destra.

Il cuore presenta un'estesa innervazione nervosa autonoma costituita dal nervo vago e dal tronco simpatico; riceve inoltre l'apporto sanguigno mediante le due arterie coronarie, sinistra e destra. Entrambe si staccano dal bulbo aortico a livello rispettivamente delle valvole semilunari sinistra e anteriore destra. L'arteria coronaria sinistra si dirige verso sinistra tra l'arteria polmonare e l'auricola sinistra fino a raggiungere il solco atrioventricolare sulla faccia sinistra del cuore, dove, a pochi cm dalla sua origine, si scinde nelle branche circonflessa e interventricolare; mentre l'arteria coronaria destra segue un andamento circonflesso nel solco coronarico prima di inviare un ramo interventricolare sotto il solco interventricolare sub sinusale. Quando il cuore viene aperto (come nell'esame post-mortem) un'ampia cartilagine cardiaca può essere palpata vicino all'origine dell'aorta; una cartilagine accessoria più piccola è talvolta presente.

Il cuore con la sua attività ritmica sostiene il flusso del sangue nel sistema vasale. Difatti esso può essere considerato come un sistema di pompa in parallelo: il sangue deossigenato proveniente dal corpo entra nel lato destro dove è diretto attraverso la circolazione arteriosa polmonare ai polmoni per l'ossigenazione. Il sangue ossigenato ritorna al lato sinistro del cuore attraverso le vene polmonari ed è pompato al corpo attraverso la circolazione arteriosa sistemica. Il sangue deossigenato ritorna attraverso le vene sistemiche al lato destro.

Una valutazione dell'anatomia del cuore e dei grandi vasi è centrale per capire la funzione e le malattie del cuore e per un'ottimale interpretazione delle tecniche diagnostiche come l'auscultazione, l'ecocardiografia e la radiografia.

1.2 Conformazione esterna del cuore

La forma del cuore consente di descrivere due facce, due margini, la base e l'apice. Le facce guardano lateralmente e sono distinte in destra e sinistra; sono raccordate in avanti dal margine craniale e all'indietro dal margine caudale (Pelagalli et al.1999).

Faccia sinistra – Ha una forma di triangolo con apice ventrale. In prossimità della base è percorsa da una stretta depressione orizzontale, il solco coronarico o solco atrioventricolare sinistro che corrisponde al confine tra atri e ventricoli. Questo solco s'interrompe nel terzo anteriore ove emerge il tronco dell'arteria polmonare. Una seconda depressione la percorre verticalmente; inizia dal solco coronarico appena dietro il livello del tronco polmonare e si porta in basso abbastanza avanti l'apice. Corre in corrispondenza del setto interventricolare (è detto perciò solco interventricolare sinistro) e divide la faccia in due aree: una anteriore di pertinenza del ventricolo destro ed una posteriore che appartiene al ventricolo sinistro. La disposizione del solco interventricolare indica che l'apice del cuore fa parte esclusivamente del ventricolo sinistro. I solchi coronarico e interventricolare sono occupati dai vasi del cuore (arterie coronariche e vene cardiache o loro rami) ed accolgono di solito anche lobuli di tessuto adiposo, che in molti casi possono assumere un notevole volume. Al disopra del solco coronarico, la faccia sinistra lascia vedere parte della parete degli atri che sovrastano il rispettivo ventricolo. Gli atri appaiono nettamente separati dal tronco polmonare che a questo livello forma il cono arterioso e si prolungano in una peculiare estroflessione, l'auricola. Si distinguono, pertanto, le auricole sinistra e destra la cui porzione terminale, talora appena dentellata, si porta verso la parte basale del cono arterioso.

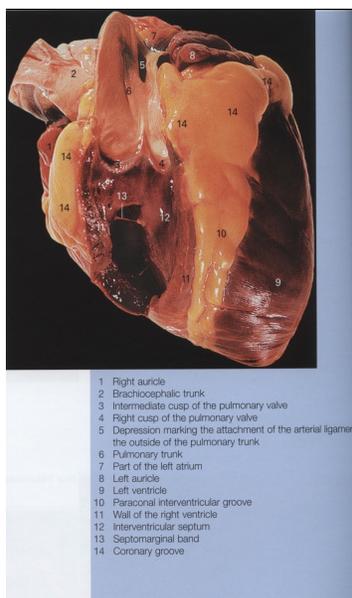


Fig.1: Faccia sinistra del cuore di cavallo(da Clayton et al.: Clinical Anatomy of the Horse, 2006)

Faccia destra – Ha, come la sinistra, forma triangolare e reca un netto solco coronarico o atrioventricolare destro collocato tra atri e ventricoli. Dal solco coronarico, spostato verso il margine posteriore, si stacca il solco interventricolare destro che si porta verso la punta per deviare all'indietro in prossimità dell'apice. Corrisponde in profondità al setto interventricolare e divide la faccia in una zona anteriore appartenente al ventricolo destro ed una posteriore, meno esterna, di pertinenza del ventricolo sinistro. Anche questi solchi accolgono vasi coronarici e lobuli di grasso. Superiormente al solco coronarico si individuano gli atri. Quello destro, collocato anteriormente, appare più esteso e riceve le voluminose vene cave, craniale e caudale. Il tratto terminale della vena cava caudale nasconde in parte la superficie dell'atrio sinistro.

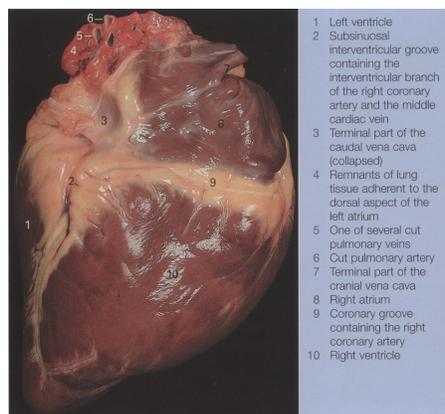


Fig.1.1: Faccia destra del cuore di cavallo (da Clayton et al.: Clinical Anatomy of the Horse, 2006)

Margine craniale – Ha forma piuttosto convessa sia trasversalmente che longitudinalmente. Rappresenta il confine anteriore dell’atrio e del ventricolo destro.

Margine caudale – Ha in alto profilo convesso ma, procedendo verso l’apice, diviene prima pianeggiante e poi leggermente concavo. E’ di pertinenza dell’atrio e del ventricolo sinistro e può essere attraversato in prossimità dell’apice dal solco interventricolare destro.

Base – Rivolta verso l’alto è grossolanamente convessa anche se la sua superficie è resa irregolare dai grossi vasi in rapporto con il cuore. E’ occupata dalla volta dei due atri dei quali il destro appare spostato in avanti e a destra; il sinistro occupa, invece, una posizione posteriore. Sulla sua sinistra si individua il tronco dell’arteria polmonare contornato in parte dalle auricole. In posizione più centrale si stacca l’aorta, mentre a destra si osservano i tratti terminali delle vene cave craniale e caudale. Posteriormente sono presenti le vene polmonari che si aprono nell’atrio sinistro e sono distinte in due gruppi.

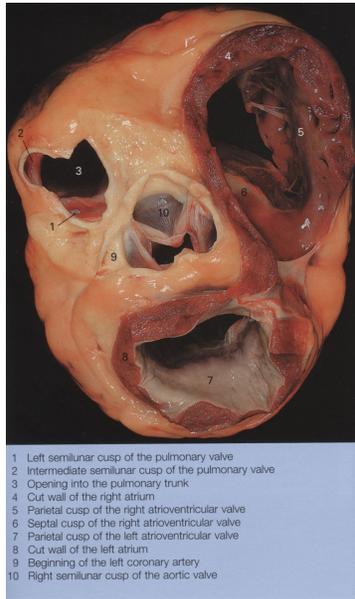


Fig.1.2: Veduta dorsale della base cardiaca dopo rimozione degli atri e dei grossi vasi. (da Clayton et al.: Clinical Anatomy of the Horse, 2006)

Apice – Ha forma arrotondata ed è di pertinenza del ventricolo sinistro.

1.3 Conformazione interna del cuore

Il cuore è composto da due atri e due ventricoli, il sangue entra dagli atri ed esce dai ventricoli. Tutte le cavità del cuore sono rivestite dall'endocardio che ne segue i particolari e si solleva a costituire le valvole.

La superficie interna degli atri e dei ventricoli è più o meno irregolare per la presenza di rilievi dovuti a peculiari ispessimenti locali del miocardio.

L'atrio destro occupa la parte craniale della base cardiaca ed è costituito da due parti principali, la parte più grande, il seno venoso coronarico, dentro cui le vene si svuotano, e un'estroflessione conica, l'auricola.

La sua cavità ha forma cuboidale, per cui presenta quattro pareti (craniale, laterale, caudale e mediale), la volta ed il pavimento.

Quest'ultimo è occupato quasi per intero dall'ostio atrioventricolare destro delimitato da un cercine che dà attacco ai lembi della valvola tricuspide. Buona parte delle pareti caudale e mediale forma il setto interatriale sul quale si individua una depressione, la fossa ovale, bordata da un rilievo muscolare, il lembo della fossa ovale. Queste strutture sono il residuo del foro di Botallo che durante la vita embrionale consentiva il flusso del sangue dall'atrio destro al sinistro. La parete caudale e la volta concorrono a formare il seno delle vene cave che reca in avanti lo sbocco della vena cava craniale (drenante le strutture del capo e del collo) che entra dentro la parte più dorsale dell'atrio destro, e più posteriormente lo sbocco della vena cava caudale (drenante le strutture addominali) che si apre dentro la parte caudale. Tra i due sbocchi l'atrio si amplia in una bassa depressione ove si apre la vena azigos destra (drenante il torace caudale).

In prossimità dell'apertura della vena cava caudale, ventralmente, si trova il seno coronarico (drenante la circolazione coronarica), terminazione della grande vena cardiaca spesso guarnita di una piccola valvola (valvola di Tebesio). Dalla volta, avanti all'orificio della vena cava caudale, si erge una cresta, il tubercolo intervenoso che si porta in avanti e ventralmente a dirigere il flusso venoso verso l'orificio atrioventricolare. Piccole vene cardiache possono aprirsi direttamente nell'atrio con altrettanti sbocchi (fori delle vene minime). Anteriormente a sinistra la parete dell'atrio si prolunga nell'auricola (auricola destra, diverticolo di forma piramidale che passa innanzi all'origine dell'aorta e si spinge con l'apice ad abbracciare la porzione anterolaterale del tronco polmonare). Sulla superficie interna dell'atrio destro ci sono creste pronunciate formate da estese fasce di muscoli pettinati e dorsalmente queste formano la cresta terminale alla base dell'auricola.

La valvola tricuspide o atrioventricolare destra costituisce il piano ventrale dell'atrio destro e l'ingresso al ventricolo destro. Come suggerisce il suo nome, la valvola tricuspide è composta da tre ampi foglietti (lembi o cuspidi) ciascuno dei quali ha forma grossolanamente di triangolo con due lati liberi ed un terzo (base) inserito sul cercine dell'ostio atrioventricolare (quest'ultimo di forma ovale e orientato obliquamente). I lembi sono ancorati ai muscoli papillari del ventricolo destro da una serie di corde tendinee. Questi muscoli, i corpi fanno rilievo sulla parete interna del ventricolo, hanno il compito di regolare, durante

la sistole ventricolare, la corsa delle cuspidi sino alla chiusura dell'ostio venoso in modo da impedire il reflusso del sangue.

Le tre cuspidi hanno posizione rispettivamente craniale, caudale e laterale destra: un lembo è settale, uno si trova sul margine destro (parietale) e il terzo si trova tra l'apertura della valvola atrioventricolare e il tratto di efflusso destro (angolare).

E' possibile talora riscontrare delle piccole cuspidi accessorie. Di solito la cuspidi laterale è la più ampia. In ciascun lembo valvolare si distinguono le facce assiale e parietale. La prima guarda verso il lume ed è liscia; la seconda è orientata verso la parete del ventricolo ed ha aspetto reticolare in quanto è percorsa dal prolungamento delle corde tendinee che si sono inserite sui margini liberi. Sulla superficie interna del ventricolo si individuano tre muscoli papillari: due in corrispondenza del setto interventricolare ed il terzo sulla parete anteriore. Da ciascuno di questi si staccano diverse corde tendinee che possono raggiungere più di un lembo valvolare; si costituiscono così delle arcate tendinee lungo i margini di ogni cuspidi.

Il ventricolo destro è una struttura a forma di mezzaluna in sezione trasversale e triangolare quando vista dalla sua faccia anteriore. Nel cavallo, il cuore può essere meglio definito come aventi componenti craniali e caudali. La superficie interna del ventricolo destro è trabecolata e le moderator bands (anche conosciute come trabecole setto marginali) attraversano il lume del ventricolo destro dal setto alla parete opposta portando la conduzione tissutale. La taglia di queste moderator bands varia molto da individuo ad individuo.

Questa cavità corrisponde, sulla superficie esterna del cuore, al margine anteriore, alla porzione craniale della faccia sinistra e a circa due terzi della faccia destra. La sua cavità si presenta come un cono a base superiore ma a sezione semilunare con concavità volta all'indietro. La parete anteriore, quindi, è concava e delimitata dalla superficie esterna del cuore; la parete posteriore, molto più spessa, è convessa e corrisponde al setto interventricolare. Sulla volta della cavità si trova a destra l'ostio venoso (ostio atrioventricolare destro) che rappresenta la comunicazione con il sovrastante atrio, e a sinistra l'ostio arterioso, origine del tronco dell'arteria polmonare; tra i due orifici fa rilievo nel ventricolo la cesta sopraventricolare. La presenza di questa cesta consente di individuare nella cavità due distretti: uno, camera di afflusso o porzione venosa, è situata al di sotto dell'ostio atrioventricolare; l'altro, camera di efflusso o

cono arterioso, è disposto più a sinistra e anteriormente in corrispondenza dell'ostio arterioso. Le due camere, ben distinte in alto, comunicano tra loro nella parte più ventrale della cavità.

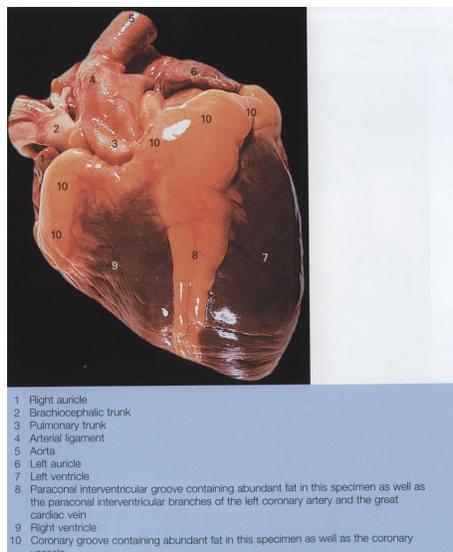
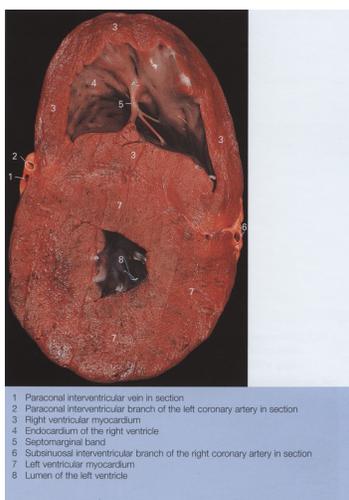


Fig. 1.3: Faccia sinistra del cuore di cavallo dopo rimozione di parte della parete ventricolare destra. (da Clayton et al.: Clinical Anatomy of the Horse, 2006)

Ventralmente, il ventricolo destro non raggiunge l'apice cardiaco. Si estende dorsalmente e a sinistra per formare il tratto di efflusso destro che porta all'arteria polmonare principale attraverso la valvola polmonare (valvola semilunare destra).

La valvola polmonare è costituita da tre cuspidi a forma di mezzaluna, la destra, la sinistra e l'intermedia, che occasionalmente hanno piccole fenestrazioni lungo i loro margini liberi e sono attaccati ad un anello fibroso alla base dell'arteria polmonare. Difatti nella parte più alta del cono arterioso, al confine con l'origine del tronco polmonare sulla porzione sinistra della volta del ventricolo, si trova l'ostio arterioso o polmonare anch'esso delimitato da un cercine fibroso sul quale si inseriscono le tre valvole semilunari (valvole del tronco polmonare) disposte rispettivamente sul tratto anteriore, posteriore destro e posteriore

sinistro del cercine. Ciascuna valvola mostra la forma di una saccoccia (nido di rondine) il cui lume guarda verso il tronco polmonare. Porta pertanto un lungo margine convesso legato parete ed uno più breve libero al centro del quale si rileva un noduletto fibroso, il nodulo di Morgagni. La presenza di questa struttura divide il margine libero in due tratti equivalenti ad andamento leggermente concavo, le lunule. L'area della parete del tronco polmonare compresa nella linea di inserzione di ciascuna valvola appare appena dilatata a costituire i seni di Valsava. Durante la sistole del ventricolo il sangue, spinto nel tronco polmonare, schiaccia le valvole contro la parete dei seni di Valsava. Alla diastole esso tende a rifluire nel ventricolo e va così a riempire le valvole semilunari che si espandono nel lume ed accostandosi tra loro chiudono l'ostio.



1. Paraconal interventricular vein in section
2. Paraconal interventricular branch of the left coronary artery in section
3. Right ventricular myocardium
4. Endocardium of the right ventricle
5. Submarginal band
6. Subsinuosal interventricular branch of the right coronary artery in section
7. Left ventricular myocardium
8. Lumen of the left ventricle

*Fig.1.4: Sezione trasversale dei ventricoli di un cuore equino.
(da Clayton et al.: Clinical Anatomy of the Horse, 2006)*

La superficie interna del ventricolo è piuttosto irregolare per la presenza di numerosi rilievi del miocardio, le colonne carnose. Tali formazioni, che mancano solo in corrispondenza del cono arterioso, sono di tre tipi o ordini. Quelle di primo ordine sono chiamati muscoli papillari, già

ricordati, il cui corpo stabilisce stretti rapporti con la parete del ventricolo, ma in parte si distingue da essa spingendosi libero nel lume. Dalla porzione apicale di questi muscoli si distaccano le corde tendinee destinate, come si è detto, ai lembi della valvola tricuspide. Le colonne carnose di secondo ordine sono trabecole muscolari che hanno le estremità inserite sulla parete e la porzione centrale libera. Quelle di terzo ordine, infine, aderiscono completamente alla parete ed appaiono come rilievi della superficie interna. Tra le colonne di secondo ordine vanno incluse le trabecole sottomarginali che dal setto interventricolare si portano alla parete anteriore del ventricolo. Il numero e la disposizione di queste formazioni varia da individuo a individuo. Una, tuttavia, è sempre ben evidente ed è indicata come fascio moderatore; composta da tessuto connettivo fibroso cui si associano fibre muscolari ed elementi dell'apparato di conduzione del cuore.

L'arteria polmonare principale nasce dal lato sinistro del ventricolo destro e curva dorsalmente, caudalmente e medialmente per decorrere sotto l'aorta discendente dove si ramifica in destra e sinistra. L'arteria polmonare destra passa sopra la parte craniale dell'atrio sinistro e sotto la trachea mentre l'arteria polmonare sinistra è in contatto con la maggior parte della superficie dorsale dell'atrio sinistro.

L'atrio sinistro forma la parte caudale della base cardiaca e anch'esso ha un'auricola, estendendosi lateralmente e cranialmente sul lato sinistro.

Ha dimensioni minori del destro ed occupa sulla base del cuore una posizione posteriore sinistra. Ha forma cuboidale e presenta alla descrizione quattro pareti, la volta ed il pavimento. Ha rapporti anteriormente con il tronco polmonare e la parte iniziale dell'aorta. Sul suo pavimento si apre l'ostio atrioventricolare sinistro definito da un cercine che dà attacco ai due lembi della valvola bicuspidale. La parete mediale e craniale concorre alla definizione del setto interatriale sul quale una depressione, delimitata da sottili pieghe, indica la posizione della fossa ovale meglio evidente sul versante dell'atrio destro. Sulle pareti dorsale e posteriore sbocca le vene polmonari, in numero di 6-7 e distinte in due gruppi (destro e posteriore). In avanti e lateralmente a sinistra, la cavità dell'atrio si prolunga nell'auricola sinistra che è in rapporto anteriormente con l'origine dell'aorta e si spinge con il suo apice sino al tronco della polmonare. La superficie interna dell'atrio è liscia ma la cavità dell'auricola è molto anfrattuosa per i rilievi determinati dai muscoli pettinati.

L'auricola sinistra è più appuntita dell'auricola destra e manca di una cresta terminale. Nell'atrio sinistro mancano gli estesi muscoli pettinati che caratterizzano l'atrio destro. Può essere apprezzata una depressione sulla superficie settale, in corrispondenza del sito del forame ovale fetale. Il piano ventrale dell'atrio sinistro è costituito dalla valvola atrioventricolare sinistra, valvola mitrale o bicuspid. Questa è costituita da due ampi foglietti, il settale e il parietale, che sono più ampi e spessi di quelli della valvola tricuspide. Il ventricolo sinistro è conico con pareti circa tre volte più spesse di quelle del ventricolo destro e costituisce la maggior parte della faccia caudale del cuore includendo l'apice. La cavità del ventricolo sinistro si presenta come un cono a base superiore, appena schiacciato nel senso anteroposteriore; la sua punta corrisponde all'apice del cuore. La porzione di parete che forma la divisione tra ventricolo sinistro e ventricolo destro è chiamata setto interventricolare mentre la restante parte è definita parete libera. Provenienti dalla parete libera sono due grandi muscoli papillari che sono simmetricamente collocati sul lato destro e sinistro della parete libera e ancorano le corde tendinee della valvola mitrale. Il setto interventricolare si espande dall'apice del cuore sin verso gli atri nella zona che separa gli osti aortici e polmonari. E' costituito essenzialmente da una spessa lamina muscolare tranne che in una piccola area situata in prossimità dell'ostio aortico ove si trova una parte membranacea fatta di tessuto connettivale. Questa si distingue in quanto ha colore biancastro. Corrisponde alla zona di chiusura del setto durante lo sviluppo embrionale del cuore; la sua estensione varia a seconda della specie. Il setto interventricolare è composto soprattutto di tessuto muscolare, ma alla sua porzione più distale il setto non muscolare o membranoso è più spesso e composto di più tessuto fibroso. Il ventricolo è definito in avanti dal setto interventricolare, lateralmente dalle pareti del cuore e all'indietro dal margine caudale; tutte queste componenti sono molto spesse. Sulla volta della cavità si notano posteriormente l'ostio atrioventricolare sinistro e anteriormente l'ostio aortico separati tra loro dalla cuspid anteriore della valvola atrioventricolare. Di conseguenza, anche nella porzione alta del ventricolo sinistro è possibile distinguere una camera di efflusso ed una di afflusso. L'ostio atrioventricolare sinistro ha forma ovoidale, con diametro maggiore trasversale. E' definito da un cerchio fibroso su cui si impiantano i due lembi o cuspidi della valvola atrioventricolare sinistra.

La disposizione dei lembi giustifica anche il nome di valvola bicuspidale o mitrale assegnato spesso a questa valvola. I lembi hanno, come di consueto, forma grossolanamente triangolare e sono impiantati con la loro base rispettivamente sul tratto anteriore e posteriore del cercine. I due margini liberi ricevono le corde tendinee dei muscoli papillari. Le cuspidi hanno faccia assiale liscia volta verso il lume, e faccia parietale piuttosto rugosa a causa delle terminazioni delle corde tendinee. Nel ventricolo sinistro si distinguono due muscoli papillari posti rispettivamente in posizione anteriori e posteriori. Hanno forma conica e sono ben rilevati sulla superficie interna della cavità. Dal loro apice si staccano numerosi tendi netti, abbastanza consistenti, che raggiungono i bordi dei lembi valvolari e si continuano poi sulla faccia parietale delle cuspidi. Il lembo valvolare anteriore, come si è detto, fornisce anche la separazione tra camere di afflusso ed efflusso; per tale motivo è spesso indicato come cuspidale aortica della mitrale.

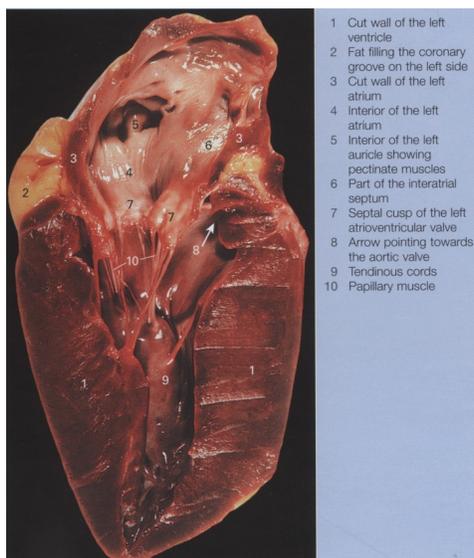


Fig.1.5: Sezione longitudinale del cuore di cavallo attraverso la valvola mitrale. (da Clayton et al.: Clinical Anatomy of the Horse, 2006)

L'ostio aortico è collocato all'origine dell'aorta, al termine della camera di efflusso. Si presenta di forma ovale ed è delimitato da un cercine su cui si impiantano le tre valvole semilunari di sinistra (valvole aortiche). Queste presentano forma di mezzaluna e sono impiantate rispettivamente sul tratto sinistro, anteriore destro e posteriore del cercine ed hanno consistenza maggiore di quelle dell'ostio polmonare (più forti e più spesse); recano, al centro del margine libero, il nodulo di Aranzio costituiti di tessuto fibroso, inoltre può avere anche fenestrazioni. Le cuspidi sono attaccate al tessuto fibroso e cartilagineo che comprime l'anulus aortico. Il segmento prossimale dell'aorta (aorta ascendente) si estende dorsalmente e cranialmente tra l'arteria polmonare principale a sinistra e l'atrio destro a destra. Poi continua caudalmente e a sinistra come aorta discendente. La parete dell'aorta, compresa all'interno del bordo legato di ciascuna valvola, si espande appena nei seni di Valsalva (bulbo dell'aorta) che rappresenta la base dell'aorta. La giunzione sinotubulare segna il punto dove i vasi iniziano ad essere più tubulari. Per dotare di sangue il miocardio, due arterie coronarie nascono dalla porzione destra e sinistra del seno di Valsalva. La terza parte del seno, localizzata più caudalmente, manca di un'arteria coronaria ed è definito seno settale (non coronario). La stessa terminologia è applicata alle cuspidi della valvola aortica. Il legamento arterioso può essere trovato nel sito corrispondente al resto del dotto arterioso, un vaso che unisce l'arteria polmonare principale all'aorta discendente nel feto.

La superficie interna della cavità del ventricolo è irregolare per la presenza delle colonne carnose, più numerose di quelle del ventricolo destro. Esistono anche trabecole sottomarginali che in genere si pongono tra i muscoli papillari ed il setto interventricolare.

Il setto interatriale è la lamina che divide i due atri e comprende una porzione muscolare ed una membranosa. Deriva da due strutture embrionali indipendenti, i septa primum e secundum. La componente muscolare è fornita dal septum secundum che si sviluppa alla destra del septum primum e concorre con questo a definire il foro ovale. Dopo la nascita i due setti si fondono, il foro ovale si oblitera e di esso resta una depressione membranosa ben visibile sulla superficie destra del setto interatriale, la fossa ovale.

1.4 Struttura del cuore

Nell'organizzazione del cuore si riscontrano tre tuniche che, procedendo dalla più profonda, sono indicate come endocardio, miocardio ed epicardio. Il cuore inoltre possiede anche delle formazioni fibrose, connesse agli osti atrioventricolari, polmonare e aortico, le quali formano lo scheletro del cuore, che nel cavallo risultano essere almeno in parte di natura cartilaginea.

Endocardio: Si presenta come una membrana bianco-grigiastra, liscia e lucente; riveste tutta la superficie interna del cuore, seguendo i rilievi e le depressioni. Forma inoltre la componente principale delle valvole e, a livello dello sbocco e dell'origine dei grossi vasi, si continua con l'intima di questi.

L'endocardio è costituito da endotelio, sottoendotelio e strato sottoendocardico.

L'endotelio consta di cellule poligonali appiattite che poggiano su una membrana basale. Il sottoendotelio è un connettivo più o meno denso dove abbondano le fibre collagene ed elastiche; quest'ultime presenta un andamento parallelo all'endotelio. Nello strato sottoendocardico, che ha sviluppo diverso nelle varie parti del cuore, le fibre elastiche non presentano un orientamento definito; nel suo spessore si riscontra, inoltre, una ricca rete vasale, fibrocellule muscolari lisce e gruppetti di cellule adipose. Nel sottoendocardio si distribuiscono anche molte cellule dell'apparato di conduzione.

Scheletro del cuore: Si tratta di strutture di natura fibrosa collegate tra loro che forniscono i cercini intorno agli osti atrioventricolari, polmonare ed aortico. In un piano di taglio (corrispondente approssimativamente a quello di separazione tra atri e ventricoli) si trovano i cercini degli osti atrioventricolari e l'aortico mentre quello dell'ostio polmonare è collocato in posizione più dorsale. Le zone che collegano i vari cercini costituiscono i trigoni fibrosi. Di norma si sviluppano i trigoni fibrosi destro (tra ostio polmonare e atrioventricolari) e sinistro (tra ostio aortico e ostio atrioventricolare sinistro). Lo scheletro del cuore serve di attacco alle cuspidi valvolari a livello degli osti, ma rappresenta anche la zona di inserzione dei fasci muscolari degli atri e dei ventricoli. Negli equini, specialmente dopo una certa età, i trigoni possono contenere strutture cartilaginee e in particolare, l'anello fibroso dell'ostio aortico, il trigono destro ed in parte il sinistro che vengono definiti a tal motivo cartilagine maggiore e minore del cuore (Marr et al. 2011).

Miocardio: Il miocardio è costituito da un complesso intreccio di fibre muscolari striate organizzate in fasci che si inseriscono, con le loro estremità, sullo scheletro del cuore.

La muscolatura degli atri ha spessore relativamente limitato ed è indipendente da quella dei ventricoli. E' distinta in fasci propri e comuni. I primi sono limitati a ciascun atrio, mentre i secondi si espandono nella parete di entrambe le cavità. La distinzione tra i due sistemi, tuttavia, non è netta. I fasci partono dagli anelli fibrosi degli osti atrioventricolari e risalgono dorsalmente con andamento anulare o spirale sino a descrivere delle anse intorno agli sbocchi venosi; quindi ridiscendono lungo la parete opposta per terminare di nuovo sugli osti fibrosi. Comportamento analogo hanno i fasci comuni che in parte entrano nella costituzione del setto interatriale. Nei ventricoli il miocardio ha maggiore spessore e complessità che negli atri. Anche in essi è possibile individuare fasci propri e comuni. I primi, nel loro complesso, descrivono dei sacchi aperti superiormente che si inseriscono sugli osti. Ciascun fascio si porta in basso con andamento più o meno obliquo fino a piegare ad ansa in prossimità della punta del cuore. I fasci comuni interessano entrambi i ventricoli e sono distinti in superficiali e profondi. Hanno disposizione piuttosto irregolare; dallo scheletro del cuore procedono in basso sino a convergere verso la punta dove disegnano un tipico vortice dal quale risalgono verso la base per terminare di nuovo sullo scheletro. Tra i sistemi proprio e comune si pongono fasci di connessione indicati come fibre suturali; queste collegano anche i fasci propri. Le fibre muscolari striate che compongono il miocardio sono caratterizzate da intimi rapporti reciproci dovuti a connessioni lateroterminali delle loro membrane (strie intercalari).

Tale organizzazione fa sì che il muscolo nel suo complesso costituisca una rete continua tridimensionale nelle cui strette maglie trovano posto vasi sanguigni e tessuto connettivale ricco di fibre elastiche. Ciascuna fibra muscolare ha la forma di cilindro allungato e reca estremità talora suddivise per contattare a livello delle strie intercalari due elementi contigui. In genere, queste cellule hanno lunghezza di 50-60 micron e diametro di 20 micron; posseggono nucleo ovalare posto in una zona centrale e, inoltre, un evidente apparato di Golgi, numerosi mitocondri, granuli di glicogeno e piccole goccioline lipidiche. Nel loro sarcoplasma si trovano fasci di miofibrille con caratteristiche identiche a quelle dei muscoli scheletrici. La membrana cellulare nelle strie intercalari assume

andamento irregolare, spesso dentellato. Numerosi sono gli apparati di giunzione del tipo dei desmosomi che collegano le zone di sarcolemma di due cellule contigue. Sui desmosomi si esauriscono i filamenti delle miofibrille, costituite, a questa altezza, da bande isotrope. Tale rapporto è tipico delle fibrocellule cardiache. Come nelle fibre muscolari scheletriche, anche nelle cardiache si trova un esteso sistema di sarcotubuli paralleli ai fasci di miofibrille e tra loro anastomizzati nelle cisterne terminale. Queste, però, sono meno evidenti; esistono ben sviluppati tubuli T. Le fibre sono collegate dallo stroma nella cui compagine abbondano negli atri le fibre elastiche e nei ventricoli anche quelle reticolari.

Apparato di conduzione: degli elementi modificati del miocardio (miocardio specifico) presentano la peculiarità di generare autonomamente degli stimoli e di trasmetterli alle normali fibre miocardiche delle quali inducono la contrazione. Queste cellule sono povere di miofibrille ed assumono aspetto stellato. In genere hanno piccole dimensioni e appaiono associate tra loro da sistemi giunzionali; costituiscono nodi e fasci che assumono una tipica distribuzione nel cuore. Il tessuto specifico di conduzione cardiaco è costituito dal nodo del seno, dai tratti internodali, dal nodo atrioventricolare, dal fascio Hiss, dalle sue diramazioni destra e sinistra e dalla rete di Purkinje. Esso ha due principali funzioni: generare l'impulso elettrico; condurlo al miocardio in modo rapido e coordinato.

La proprietà di generare spontaneamente l'impulso elettrico viene detta automatismo e le cellule dotate di tale prerogativa vengono chiamate automatiche.

Il nodo del seno (o nodo seno atriale) indicato anche come nodo di Keith e Flack, ha forma ovoidale e qualche millimetro di diametro. E' un insieme di cellule specializzate, localizzate a livello della giunzione tra atrio destro e vena cava craniale a livello della regione del sulcus terminalis; occupa quasi tutto lo spessore della tunica miocardica e si distingue per il colore più chiaro. Le cellule del nodo del seno sono la fonte dell'impulso che da inizio al ciclo elettrico cardiaco, in quanto hanno la prerogativa di depolarizzarsi con frequenza maggiore rispetto alle altre cellule automatiche del tessuto specifico cardiaco.

Nel nodo del seno sono presenti anche altre cellule, chiamate cellule di transizione, che hanno la funzione di condurre l'impulso elettrico dalle cellule nodali ai tratti internodali e dalla muscolatura atriale. Dal nodo

del seno hanno origine fasci di cellule che si distribuiscono alle pareti degli atri; alcuni di essi diretti verso il nodo atrioventricolare.

Consta dunque di piccole cellule muscolari modificate frammiste ad abbondante stroma nel quale sono distribuiti diversi vasi sanguigni. Nella sua compagine terminano fibre appartenenti al sistema nervoso vegetativo e si trovano anche numerose cellule gangliari parasimpatiche.

Il nodo del seno è ricco di terminazioni nervose del sistema simpatico e parasimpatico, che ne influenzano la frequenza di attivazione elettrica. In condizioni basali la concentrazione di aceti colina del nodo del seno è superiore a quella presente nel resto del tessuto atriale, mentre per la noradrenalina è vero il contrario. Il motivo di queste differenze nella concentrazione dei neurotrasmettitori del sistema nervoso autonomo è da ricondurre alle diverse modalità di rilascio degli stessi: l'acetilcolina viene liberata dalle terminazioni vagali sia in maniera tonica che in maniera fasica, mentre le terminazioni del simpatico liberano noradrenalina solo in modo fasico. Questa azione tonica del vago sull'attività del nodoseno atriale può essere dimostrata dalla somministrazione in un soggetto normale di un agente anticolinergico come l'atropina (parasimpaticolitico) e dall'osservazione che la frequenza cardiaca aumenta dal 50 al 100%; somministrando invece farmaci betabloccanti (simpaticolitici) come il propranololo, la frequenza cardiaca diminuisce solo lievemente. Normalmente la demoralizzazione inizia al centro o nella regione craniale del nodo del seno, attivando per primo il tratto internodale craniale. La stimolazione vagale sposta il sito di attivazione iniziale alla regione sinusale caudale, determinando la depolarizzazione del tratto internodale caudale come prima via di conduzione atrioventricolare. In alcuni casi l'influenza vagale può sopprimere l'attività del nodo del seno, causando lo spostamento del "segnapassi" al tessuto automatico della regione del seno coronarico. Questo fenomeno è indicato come segnapassi errante o Wandering Pacemaker.

Tratti internodali connettono il nodo del seno al nodo atrioventricolare. L'esistenza dei tratti internodali, controversa nell'uomo e chiaramente dimostrata nel cane, necessita invece di ulteriori approfondimenti nel cavallo.

La via internodale craniale (o anteriore) origina dal nodo seno atriale e continua con il fascio di Bachmann, una larga banda muscolare che in via preferenziale, conduce l'impulso cardiaco dall'atrio destro al sinistro. Da

qui la via internodale scende lungo il setto interatriale fino al nodo atrioventricolare. Il tratto internodale medio discende lungo il setto interatriale cranialmente alla fossa ovalis. Il tratto internodale caudale (o posteriore) decorre lungo il setto interatriale causalmente al seno coronarico verso il nodo atrioventricolare. I tratti internodali, oltre a condurre l'impulso dal nodo seno atriale al tessuto giunzionale atrioventricolare più velocemente rispetto alle cellule miocardiche atriale, sono anche più resistenti, rispetto a queste ultime, al blocco di conduzione elettrica determinato dall'iperkaliemia.

Nodo atrioventricolare o di Tawara è un insieme di fibrocellule che risulta dalla fusione del fascio internodale craniale con il fascio atrioventricolare prossimale, nato dall'unione dei tratti internodali medio e caudale.

Il nodo atrioventricolare è posizionato sul pavimento dell'atrio destro, pochi millimetri cranio ventralmente all'apertura del seno coronarico e cranio dorsalmente al lembo settale della valvola tricuspide. Di colore chiaro, ha forma ovoidale e lunghezza di circa 6 mm; in basso si allunga sino alla parte membranosa del setto interventricolare dove è continuato dal tratto comune del fascio atrioventricolare. Ha organizzazione simile a quella del nodo del seno, per cui è formato da piccole fibrocellule modificate collegate al circostante miocardio e al tessuto connettivo. E' la componente del tessuto specifico a più bassa velocità di conduzione e, come il nodo del seno, è riccamente innervato da fibre adrenergiche e colinergiche.

Fascio di Hiss o atrioventricolare inizia con un tratto comune accolto nella parte membranacea del setto interventricolare della lunghezza di circa 1 cm. Si dividono in due branche, destra e sinistra; la prima è piuttosto esile. Le due branche percorrono in posizione sottoendocardica il setto, rispettivamente sul lato destro e sinistro aprendosi a ventaglio verso la punta del cuore.

La branca destra decorre, come unità anatomicamente ben distinta, sotto l'endocardio, lungo la superficie destra del setto interventricolare; in prossimità dell'apice cardiaco, dopo aver attraversato il lume ventricolare mediante il fascio moderatore, essa si dirige verso la parete libera del ventricolo destro, dove si apre a ventaglio.

La branca sinistra è comunemente divisa, secondo una semplificazione utile all'interpretazione elettrocardiografica, nei fascicoli anteriore e posteriore, anche se in realtà è costituita da innumerevoli fascicoli, che si

dirigono verso l'apice cardiaco, raggiungono i muscoli papillari e quindi le pareti della cavità, avvolgendo il ventricolo sinistro.

Le ultime ramificazioni del fascio atrioventricolare danno un plesso terminale sottoendocardico i cui elementi in profondità stabiliscono rapporti con le normali cellule del miocardio.

Le branche del fascio di Hiss conducono l'impulso elettrico circa tre volte più velocemente del miocardio e sono responsabili della rapida conduzione dell'impulso alle fibre di Purkinje.

Fibre di Purkinje: il fascio atrioventricolare e le sue diramazioni sono costituite da cellule miocardiche modificate piuttosto voluminose, le cellule di Purkinje. Questi elementi sono collegati tra loro da desmosomi ed hanno poche miofibrille addensate alla periferia dell'ampio sarcoplasma; spesso sono binucleate.

Le fibre terminali di Purkinje sono in connessione alla parte terminale delle branche e formano una rete sub endocardica in sede ventricolare.

In base alle caratteristiche della rete di Purkinje, i mammiferi vengono assegnati a diverse classi di appartenenza:

Classe A: rete relativamente semplice ed a localizzazione sub endocardica. A questa classe appartengono uomo, cane, scimmia, gatto, topo. In questi animali la rete penetra per circa un terzo nello spessore miocardico;

Classe B: rete più elaborata ed inserita profondamente nel miocardio ventricolare. Presentano queste caratteristiche cavallo, maiale e delfino.

Nel cavallo dunque le diramazioni terminali delle vie di conduzione specifiche penetrano più in profondità nella parete del ventricolo e nel setto interventricolare, andando a costituire una fitta rete di molteplici diramazioni, in grado di condurre lo stimolo elettrico a diversi livelli nello spessore del muscolo cardiaco (Clayton et al. 2005).

L'ampia distribuzione delle fibre di Purkinje a livello del miocardio del cavallo determina la contemporanea formazione di numerosi vettori elettrici cardiaci che, tuttavia, propagandosi, tendono ad annullarsi tra loro, senza la formazione di alcun fronte d'onda sufficientemente grande da poter essere individuato quale "principale" (la maggior parte dei fronti d'onda, infatti, restano silenti all'elettroscopista di superficie nel cavallo!). Tale prerogativa determina una diffusione variabile dello stimolo elettrico a livello ventricolare nella specie equina, tanto che spesso la sua direzione predominante risulta inversa rispetto a quella del cane, del gatto e dell'uomo.

Epicardio: Si presenta come una membrana liscia e lucente, applicata alla superficie esterna del cuore dalla quale si discosta appena nelle zone in cui vi è accumulo di grasso e lungo i solchi coronarici ed interventricolari.

In questi ultimi punti l'epicardio passa a ponte sui grossi vasi sanguigni e linfatici e sui lobuli di grasso che sono, perciò, sottoepicardici. A poca distanza dalla base, sui grossi vasi connessi al cuore, epicardio passa nel foglietto parietale del pericardio.

L'epicardio consta di uno strato superficiale di cellule mesoteliali molto appiattite che si pongono su una lamina connettivale sottomesoteliale in cui si riscontrano molte fibre elastiche e cellule adipose.

Valvole atrioventricolari sono essenzialmente delle pliche di endocardio per cui sono costituite da endotelio che si applica ad un doppio strato connettivale centrale. In questo si distinguono una lamina parietale che guarda la parete del cuore ed una assiale più prossima al lume. La lamina parietale dà impianto ai tendini dei muscoli papillari ed è ricca di fibre collagene. Fibre elastiche abbondano nello strato assiale.

I lembi di inserzione delle valvole sono intimamente connessi con la porzione connettivale ai cercini degli osti atrioventricolari; alla loro base sono raggiunti da esili vasi sanguigni che danno origine ad una sottile rete capillare nella parte libera. Le corde tendinee sono costituite da connettivo fibroso a fasci paralleli sul quale aderisce l'endocardio.

Valvole semilunari: hanno struttura simile a quella delle valvole atrioventricolari. La loro base si collega strettamente ai cercini dei rispettivi osti arteriosi.

Vasi e nervi: Il cuore ha vasi propri. Il sangue ossigenato gli è portato dalle arterie coronarie destre e sinistre che originano dai corrispondenti seni di Valsava nella porzione iniziale dell'aorta (bulbo aortico) e si immettono nei solchi coronarici ed interventricolari.

Il loro comportamento presenta delle peculiarità legate alla specie. Le vene, provenienti dalle diverse regioni del cuore, fanno capo alle vene coronarie e quindi al seno coronario il quale si apre nell'atrio destro. Molti piccoli vasi venosi, però, possono sboccare direttamente nelle cavità cardiache, soprattutto negli atri.

I linfatici del cuore sono rappresentati da due reti, superficiale e profonda.

La prima è localizzata sotto l'epicardio; la seconda è sottoendocardica.

I collettori decorrono nei solchi interventricolari ed atrioventricolari e sono, infine, tributari dei linfonodi aortici e tracheali.

Il cuore è innervato dal sistema nervoso vegetativo nella componente parasimpatica e simpatica. Le fibre nervose si portano nel connettivo sottoepicardico, intermuscolare e sottoendocardico e, in particolare, raggiungono i componenti dell'apparato di conduzione.

Associate alle fibre si trovano cellule gangliari parasimpatiche. Nel cuore si riscontrano anche terminazioni nervose libere e corpuscolate.

Il pericardio è un sacco fibroso (sacco pericardico) che, inglobando il cuore e la parte iniziale dei grossi vasi, provvede a vincolarli al mediastino ed allo sterno. E' costituito da un involucro fibroso e dalla componente sierosa nella quale si distingue un foglietto parietale, applicato internamente alla porzione fibrosa, ed uno viscerale che, come si è detto, aderisce come epicardio alla superficie del cuore. I due foglietti continuano l'uno nell'altro a livello dei grossi vasi e delimitano tra la loro cavità pericardica occupata da un sottile velo liquido, il liquor pericardii. Questo ha colore giallino e consistenza vischiosa; è essenziale a consentire lo scorrimento tra le due lamine sierose durante l'attività cardiaca.

L'involucro fibroso del pericardio ripete la forma del cuore; superiormente è in rapporto con la tunica avventizia dei grossi vasi. L'apice, ventrale, si lega allo sterno mediante dei fasci di connettivo fibroelastico indicati come legamento sternopericardico. Le facce, destra e sinistra, dell'involucro hanno rapporti con il nervo frenico e con i vasi pericardiofrenici ed, inoltre, con le rispettive pleure mediastiniche cui sono connesse da fasci fibrosi che si spingono in parte anche sulla trachea e su altri organi del mediastino.

La sierosa parietale aderisce alla superficie interna del sacco fibroso meno che verso la base dove piega ventralmente per accollarsi ai grossi vasi e per poi continuare nell'epicardio. A questo livello, la sierosa forma un recesso, il seno trasverso.

L'epicardio, infatti, passando dal cuore ai vasi, li include in due guaine tubulari: la prima comprende l'aorta e il tronco polmonare; la seconda, gli atri e le vene. Tra queste due guaine viene a definirsi un piccolo diverticolo, il seno trasverso, che, anteriormente e sul lato sinistro, si apre nella cavità pericardica.

L'involucro fibroso è formato da tessuto connettivo denso che contiene anche molte fibre elastiche. Il foglietto sieroso parietale consta di

mesotelio applicato ad un sottile strato di connettivo con abbondanti fibre elastiche. L'irrorazione del sacco pericardico è operata da vasi provenienti dal tronco esofageo e dall'arteria toracica interna. Il sangue venoso fa capo ai vasi che raggiungono le vene azigos e la toracica interna. I linfatici raggiungono i linfocentri bronchiali e mediastinici. L'innervazione è data dai rami del vago e del simpatico (Dieter Budras et al 2008).K. Dieter Budras - W. O. Sack – Sabine Rock –Anatomy of the Horse: an illustrated text. (2008).

- C. H.M., Flood; P.F., Rosenstein D.S. 2006 Clinical Anatomy of the Horse. Ed. Mosby Elsevier, London, (2005), pp. 91-93
- C. M. Marr – I. Mark Bowen –. Cardiology of the horse. (2011). Ed. Elsevier ct 1, 3 – 9
- G. V. Pelagalli – V. Botte – Anatomia veterinaria sistematica e comparata. II edizione 1999 Edi Ermes vol.2 379 – 399, 420 – 421.
- G. V. Pelagalli – V. Botte (2001). Anatomia topografica veterinaria II edizione. Edi Ermes 157 – 159.
- F. Porciello Elettrocardiografia nel cane, nel gatto e nel cavallo. (2004) Ed. Poletto

Capitolo 2

Tecnica ecografica

2.1 Principi di fisica degli ultrasuoni

Nel 1950 Keidel fu uno dei primi ricercatori a usare gli ultrasuoni per l'esame del cuore; tuttavia solo a metà degli anni cinquanta, con Elder e Hertz, si gettarono le basi per l'impiego delle tecniche ad impulsi ultrasonici nella descrizione di certi aspetti dell'anatomia cardiaca e, soprattutto, dei movimenti sistolico e diastolico delle sue strutture. L'ecocardiografia trova applicazione in medicina veterinaria da oltre un ventennio poiché costituisce un metodo di indagine non invasivo sia della struttura che della funzionalità cardiaca e dei grossi vasi.

Il termine ecocardiografia si riferisce ad una indagine di diagnostica per immagini che utilizza gli ultrasuoni per esaminare il cuore e registrare informazioni sotto forma di echi, ossia impulsi ultrasonori riflessi. La frequenza massima di udibilità dei suoni per l'orecchio umano è 20.000 cicli/sec (20 kHz), mentre, le frequenze sonore usate in ecocardiografia sono comprese tra 2 e 7 milioni di cicli/sec (2-7 MHz).

L'uso di tale tecnica, pur con una serie di limitazioni dovute principalmente alle difficoltà di trasferire sugli animali domestici tutte le metodiche applicate e standardizzate per l'uomo, costituisce attualmente in medicina veterinaria un indispensabile ausilio per esprimere un giudizio sulla fisiopatologia cardiaca. Tuttavia, prima di emettere una diagnosi dall'osservazione dell'immagine dinamica del cuore, è necessario che questa indagine sia subordinata alla raccolta dei dati anamnestici e quindi all'esecuzione dell'esame fisico dell'animale. Inoltre, l'esecuzione dell'esame deve avvenire, compatibilmente con lo stato clinico dei pazienti, in condizioni standard: si devono ricercare un corretto posizionamento e scansioni ottimali per cercare di ridurre la variabilità intraoperatore, cioè la variazione dei dati raccolti da uno stesso operatore sullo stesso paziente, che è strettamente dipendente sia dalla manualità dell'operatore sia dalla procedura di esame utilizzata. Solamente in condizioni di alta ripetibilità dell'esame è possibile trarre deduzioni attendibili dal confronto di misure ottenute in tempi diversi sullo stesso paziente. Altrimenti, le variazioni dei parametri misurati all'esame ecocardiografico potrebbero essere generate non dalla patologia, ma dalla variazione del modo di acquisizione delle immagini, dall'obliquità delle scansioni o dal non corretto allineamento ai flussi ematici fisiologici e/o patologici.

Le tecniche utilizzate in medicina veterinaria per l'ecocardiografia sono: metodica monodimensionale (M-mode) e bidimensionale (B-mode) che,

col tempo, sono state affiancate dalla metodica Doppler, utilizzata per lo studio dei flussi ematici. Mediante l'uso delle applicazioni mono- e bidimensionali è possibile acquisire informazioni sulla morfologia e dimensioni delle camere, sullo spessore delle pareti cardiache, sull'endocardio parietale e valvolare, sul pericardio e lo spazio da esso delimitato, nonché sulle strutture contigue al cuore e ai grossi vasi.

Il sistema bidimensionale, fornendo un'immagine simile alla realtà anatomica del cuore in movimento, può essere sfruttata per giudizi di tipo qualitativo, mentre il sistema monodimensionale permette di effettuare misurazioni lineari delle strutture cardiache.

La metodica eco-doppler invece consente la valutazione del flusso ematico all'interno dei vasi sanguigni e delle camere individuandone la direzione, la qualità (laminare o turbolento), velocità e accelerazione. Esistono diversi sistemi di ecografia doppler: ad onda continua, ad onda pulsata e a codifica di colore, a seconda del tipo di emissione e ricezione delle onde ultrasonore e della loro rappresentazione grafica. Il color doppler prevede l'utilizzo di colori diversi associati alle differenti direzioni e velocità del flusso ematico.

Fino al giorno d'oggi non sono stati evidenziati in campo veterinario effetti biologici avversi né sui pazienti né sugli operatori che utilizzano gli apparecchi ecografici. Sebbene non esistano per gli animali linee guida in tal senso, è buona norma minimizzare il tempo di esposizione agli ultrasuoni e utilizzare livelli di potenza più bassi possibile agli ultrasuoni e utilizzare livelli di potenza più bassi possibile. I vantaggi dell'ecocardiografia rispetto alle altre metodiche di diagnostica per immagini utilizzate in medicina veterinaria possono essere così riassunte: L'esame è indolore e quindi non necessita di sedazione; l'esame può essere ripetuto frequentemente, in quanto non sono conosciuti effetti negativi cumulativi dovuti agli ultrasuoni; gli apparecchi di tipo portatile consentono l'applicazione di questa tecnica anche in condizioni di campo; i tempi di esecuzione sono relativamente brevi; è un valido mezzo di screening per la diagnosi precoce di patologie subcliniche o paucisintomatiche, e per il controllo di patologie a carattere cronico-evolutivo; rappresenta l'unico test diagnostico collaterale in grado di fornire informazioni per l'emissione di un giudizio diagnostico e prognostico in caso di cardiopatie congenite e acquisite; l'esame non presenta costi aggiuntivi significativi dovuti a materiali di consumo.

Gli ultrasuoni (US) sono onde sonore di frequenza superiore a quella udibile dall'orecchio umano. Si tratta quindi di onde elastiche caratterizzate da frequenza (ν) e lunghezza d'onda (λ) inversamente proporzionali tra di loro ed in relazione con la velocità di propagazione del suono (C) secondo la formula: $C = \lambda \times \nu$.

In medicina veterinaria, gli apparecchi ecocardiografici utilizzano frequenze comprese tra 2 e 10 MHz generate dall'oscillazione dei cristalli piezoelettrici delle sonde. Infatti, le sonde ecografiche per produrre gli ultrasuoni sfruttano l'effetto piezoelettrico, che consiste nella trasformazione di un campo elettrico applicato ad un cristallo di quarzo in un'onda elastica. Questo meccanismo è reversibile, in quanto il traduttore non solo invia il segnale sonoro ma riceve anche quello riflesso convertendolo in segnale elettrico (effetto piezoelettrico inverso) (Figura 7).

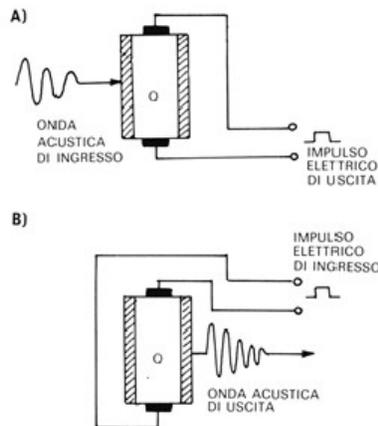


Figura 2.1. A) Sottoponendo ad una pressione meccanica (onda acustica) un cristallo di quarzo (Q), si genera un impulso elettrico di ampiezza proporzionale sia alla pressione esercitata sia alle caratteristiche del quarzo (effetto piezoelettrico). B) Applicando un impulso elettrico allo stesso cristallo di quarzo, si produce una deformazione meccanica (onda acustica) proporzionale sia all'ampiezza dell'impulso elettrico applicato sia alle caratteristiche del quarzo (effetto piezoelettrico inverso). (da Giribona et al. In: Trattato di Ecocardiografia Clinica, 1999)

Sulle onde ecocardiografiche sono disposti più cristalli, che costituiscono tante sorgenti puntiformi, le quali nel loro insieme danno origine ad un fronte d'onda. Una particolarità delle sonde ecocardiografiche,

denominate anche trasduttori, è l'emissione di un fascio di ultrasuoni direzionabile che è possibile focalizzare sulle strutture anatomiche d'interesse. La velocità con cui gli ultrasuoni si propagano attraverso il mezzo è direttamente proporzionale alla sua densità, in quanto i vari tessuti oppongono delle forze di attrito al passaggio degli US. Ad esempio, gli ultrasuoni che si propagano attraverso il tessuto osseo vengono completamente riflessi e non trasmessi alle regioni sottostanti, mentre quelli che si propagano attraverso organi a contenuto liquido, come la vescica non danno origine a echi. Nei tessuti molli la velocità di penetrazione degli US è di circa 1540 m/sec. Il prodotto tra la densità del tessuto e la velocità del suono è l'impedenza acustica. Tuttavia, poiché la velocità del suono è considerata una costante l'impedenza dipende solo dalla densità del tessuto. Dalla differenza di impedenza acustica tra due tessuti confinanti (interfaccia acustica) si può determinare la percentuale di suono che viene riflessa o trasmesso mentre il fascio passa da un tessuto ad un altro. La differenza nell'impedenza acustica dei vari tessuti costituisce il presupposto all'impiego in campo clinico degli US, poiché consente la definizione di interfacce acustiche, che permettono quindi la diversa riflessione degli US necessaria per individuare i differenti tessuti. Raggi ultrasonori che incontrano un mezzo ad alta impedenza acustica con un angolo di 90° provocano la creazione di echi di ritorno alla sorgente stessa degli ultrasuoni (riflessione speculare), permettendo di stabilire l'esatta profondità della struttura riflettente. Nel caso in cui l'angolo d'incidenza sia diverso da 90° , il raggio ultrasonoro viene in parte riflesso in maniera non speculare ed in parte subisce una deviazione, indicata quest'ultima come rifrazione. Quest'ultima è proporzionale alla differenza acustica dei mezzi attraversati ed è alla base della creazione di artefatti acustici. Per tale ragione la riflessione è massima quando l'onda incidente è perpendicolare all'interfaccia, mentre è nulla quando è parallela all'interfaccia (Giribona et al., 1999). La ridotta capacità di riconoscere strutture non perpendicolari al trasduttore viene definita come perdita di echi o echo drop-out (Figura 2.2).

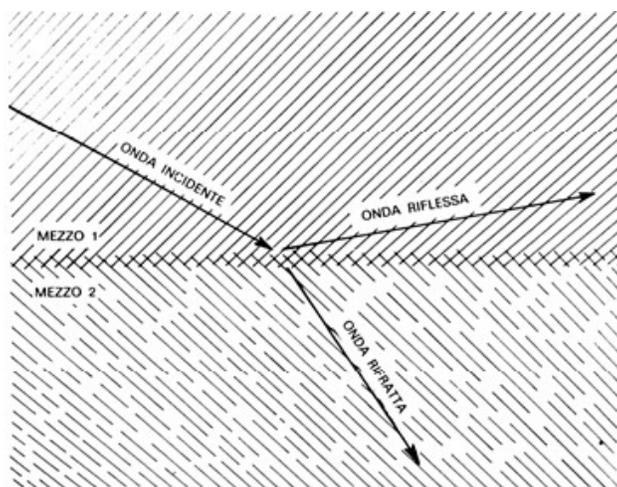


Figura 2.2. Un'onda sonora (detta onda incidente) che incontra la superficie di separazione (o interfaccia) di due mezzi ad impedenza acustica differente, subisce in parte una riflessione ed in parte una rifrazione. (da Giribona et al. In: Trattato di Ecocardiografia Clinica, 1999)

In base al tempo intercorrente tra l'emissione del fascio di ultrasuoni e il suo ritorno al trasduttore, il software calcola la distanza in profondità della struttura esaminata. Dopo aver colpito una struttura, le onde sono riflesse e ritornano al trasduttore dando origine a un segnale elettrico che, elaborato dal software dell'apparecchio ecocardiografico, produrrà l'immagine. La frequenza di emissione degli US è la caratteristica delle sonde ecocardiografiche che influenza maggiormente la qualità delle immagini ottenute. La scelta della frequenza da usare dipende da vari fattori: il tipo di tessuto indagato, le dimensioni dell'organo da indagare e la profondità a cui esso si trova rispetto alla parete toracica, oltre alle caratteristiche delle finestre acustiche disponibili.

Per visualizzare il cuore e l'emergenza dei grossi vasi, è necessario porre la sonda sulla parete toracica in posizione tale da non colpire con il fascio di US le coste (si cercano le finestre acustiche). La presenza di patologie a localizzazione toracica, per esempio linfomi mediastinici, enfisema polmonare, ernia diaframmatica ecc. può interferire con la qualità dell'immagine poiché ostacola il percorso del fascio di US fino a rendere impossibile l'esecuzione dell'esame.

2.2 Fattori di Attenuazione del fascio sonografico

Anche in condizioni ottimali, quando gli US incontrano una struttura anatomica complessa come il cuore, subiscono diversi fattori di attenuazione del fascio emesso quale assorbimento, riflessione, rifrazione e dispersione o scattering, che influenzano la qualità finale dell'immagine ecografica (Porciello, 2004). L'assorbimento è la conversione dell'energia meccanica della pulsazione sonora in energia termica, ciò è dovuto alle forze di attrito tra le molecole che vibrano in risposta all'onda sonora; la rifrazione è la deviazione degli US quando il fascio colpisce un tessuto con un angolo diverso da quello incidente ed è alla base di molti artefatti; nella riflessione, quando il fascio ultrasonoro incontra una interfaccia acustica una parte dell'energia ultrasonora viene riflessa, determinando un'attenuazione del fascio che continua il suo cammino attraverso il mezzo; nella dispersione, o scattering, gli US di ritorno hanno una riflessione non speculare, tipica dei tessuti abbastanza omogenei, che è responsabile della visualizzazione sullo schermo dell' echotexture della struttura esaminata. In sintesi, nel momento in cui il fascio di onde sonore attraversa il mezzo va incontro ad attenuazione, cioè si verifica la perdita di energia del fascio stesso. Per tale motivo sonde ecografiche ad elevata frequenza consentono una profondità d'indagine minore rispetto a quelle a bassa frequenza.

2.3 Criteri di scelta delle sonde

L'attenuazione è direttamente proporzionale alla frequenza della sonda: è maggiore nelle sonde ad alta frequenza e minore in quelle a bassa frequenza. La distanza percorsa dagli US ad alta frequenza è minore rispetto a quella a bassa frequenza. Per tale ragione, quando si utilizzano sonde ad alta frequenza gli US incontrano le strutture cardiache un numero maggiore di volte rispetto a quando si utilizza una sonda a bassa frequenza, generando un numero maggiore di US riflessi, ma subendo anche un'attenuazione maggiore. Perciò, le sonde ad alta frequenza sono scelte per lo studio di strutture vicine e per cani di piccola taglia o per gatti, mentre le sonde a bassa frequenza serviranno per lo studio delle strutture più lontane o per cani di grossa taglia, poiché andranno incontro a una minore attenuazione durante il percorso (Bussadori e Pradelli, 2012). Gli ultrasuoni utilizzati in campo clinico vengono chiamati pulsati perché sono prodotti in maniera intermittente. La frequenza di ripetizione pulsatile (PRF- Pulse Repetition Frequency) esprime il numero di impulsi di ultrasuoni che vengono inviati in un secondo. E' importante considerare che gli echi che arrivano agli organi posti più in profondità ritornano alla

sonda in un tempo maggiore rispetto agli echi che colpiscono le strutture superficiali; tale aspetto è da tenere in considerazione in quanto per ottenere un'immagine ecografica corrispondente alla realtà è necessario che il trasduttore riceva echi prima ancora di inviare altri impulsi. Al contrario, se la sonda riceve gli echi di strutture poste in profondità solo dopo che essa ha già inviato altri impulsi, il sistema assume erroneamente che gli echi appena arrivati alla sonda appartengono agli impulsi appena inviati e considera le strutture riflettenti molto più superficiali di quello che sono in realtà. In termini tecnici se si dispone di sonde ad alta frequenza per esplorare strutture profonde sarà necessario abbassare il PRF (Giribona et al., 1999).

È sempre importante raggiungere un compromesso tra definizione dell'immagine e capacità di penetrazione degli US anche in funzione del tipo di esame che si sta eseguendo. Durante l'esecuzione dell'esame bidimensionale si deve cercare di utilizzare sonde che consentano il migliore "dettaglio" (maggiore frequenza). In corso di esame Doppler, quello che interessa è la capacità di penetrazione del fascio (bassa frequenza) per documentare nelle migliori condizioni possibili l'entità (velocità di picco), la direzione (anterograda o retrograda) e il tipo di flusso ematico (laminare o turbolento).

Attualmente i trasduttori, o sonde, sono di tipo elettronico e multifrequenza, composti da cristalli sintetici strettamente a contatto tra loro. La morfologia, o meglio il grado di convessità, della superficie sulla quale vengono posizionati determina il grado di divergenza dei fasci ultrasonori, e di conseguenza la forma del settore di scansione. In ecocardiografia si utilizzano trasduttori phased array con superficie di applicazione poco estesa e piatta che si adatta bene agli spazi intercostali (Figura 9). Il termine phased array indica l'attivazione in sequenza dei diversi cristalli mediante il software dell'apparecchio ecografico. I cristalli piezoelettrici, orientati parallelamente, vengono eccitati ad intervalli di tempo regolari e programmati per ottenere un settore di scansione a ventaglio nonostante la superficie di emissione lineare della sonda (Bussadori e Pradelli, 2012).



Figura 2.3 Sonde phased array utilizzate in ecocardiografia. A) adulto; B) pediatrica

2.4 Descrizione dell'immagine ecocardiografica

L'immagine ecografica dell'organo studiato è descritta in funzione dell'ecostruttura (omogenea o disomogenea) e dell'ecogenicità (anecogena, ipoecogena, iperecogena o isoecogena). L'ecogenicità è definita dal confronto con una struttura di riferimento e dipende dall'intensità degli US riflessi; è codificata in scala di grigi: gli US di ritorno ad alta intensità sono codificati in bianco (aspetto iperecogeno) mentre quelli a bassa intensità sono codificati in nero (aspetto ipoecogeno o anecogeno). Le strutture molto riflettenti producono immagini iperecogene, mentre le strutture poco riflettenti producono immagini ipoecogene (Porciello, 2004). Una regola fondamentale per ottenere la miglior immagine ecografica possibile è quella di utilizzare il maggior numero di echi riflessi dalla struttura in esame; per fare ciò è importante che il fascio di US emesso sia più perpendicolare possibile alla struttura da visualizzare (si ottiene con piccoli spostamenti della sonda), in tal modo gli echi riflessi saranno paralleli al trasduttore che ne riceverà il maggior numero possibile ottimizzando l'immagine. Per tale ragione, l'ecografia è ritenuta un esame dinamico ed estremamente operatore dipendente.

2.5 Qualità dell'immagine ecografica

La qualità dell'immagine ecocardiografia è strettamente dipendente dalla capacità di risoluzione. Per risoluzione si intende la capacità di distinguere due punti come differenti, quindi maggiore è la risoluzione di un'immagine più questa risulterà ricca di dettagli. In ecocardiografia dobbiamo distinguere risoluzione assiale, laterale e temporale.

Per risoluzione assiale si intende la capacità dell'apparecchio ecografico di distinguere due echi posti sulla stessa retta su cui si propaga il raggio ultrasonoro incidente. Per tale ragione la risoluzione assiale è direttamente

proporzionale alla frequenza della sonda utilizzata (Giribona et al., 1999) (Figura 2.4).

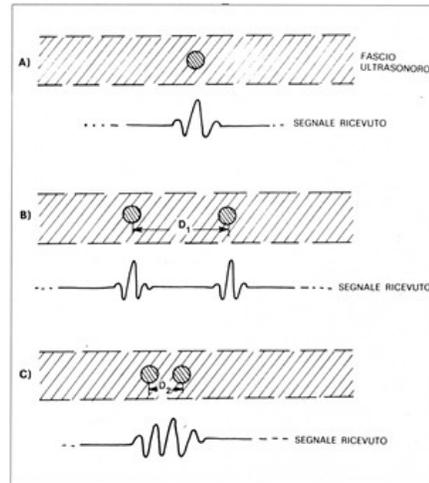


Figura 2.4. Effetti della risoluzione assiale su di un segnale eco. A) Il segnale è stato riflesso da un unico oggetto: anche la sua rappresentazione (segnale ricevuto) è pertanto unica. B) Il segnale è riflesso da due oggetti distinti, posti l'uno dietro l'altro e separati da una distanza (D_1) superiore alla metà della lunghezza dell'onda acustica che li attraversa. In questo caso l'ultrasuono può discriminarli, e la loro rappresentazione finale è duplice. C) Il segnale viene riflesso da due oggetti distinti, posti sempre l'uno dietro l'altro, ma separati da una distanza (D_2) inferiore alla metà della lunghezza dell'onda ultrasonora che li attraversa. Gli echi che ne derivano si sovrappongono formando pertanto un segnale che dà l'impressione di un'unica struttura. (da Giribona et al. In: Trattato di Ecocardiografia Clinica, 1999)

La risoluzione laterale è la capacità di distinguere due punti posti alla stessa distanza dalla fonte di US ma che giacciono su assi longitudinali diverse. In pratica è la risoluzione relativa ai punti che giacciono sugli stessi archi di circonferenza, perpendicolari agli assi longitudinali. I raggi

ultrasuoni nel passaggio attraverso i tessuti tendono a divergere tra loro, determinando la distinzione dei campi ecografici vicini e lontani: i primi indicano l'area interposta tra la sonda e il punto in cui i raggi iniziano a divergere; oltre questo punto iniziano i campi lontani. Ovviamente la risoluzione laterale all'interno dei campi vicini è migliore rispetto a quella dei campi lontani (Giribona et al., 1999) (Figura 2.5)

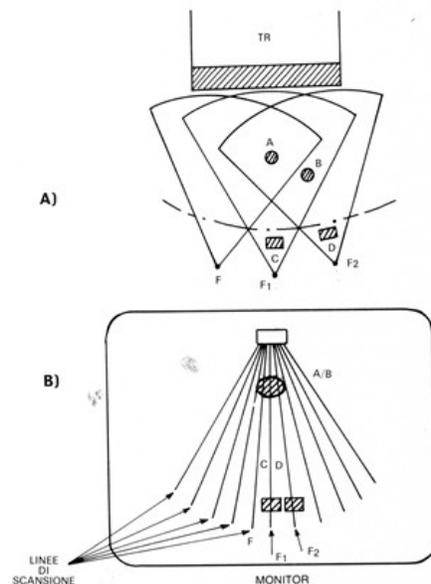


Figura 2.5. Rappresentazione degli effetti della risoluzione laterale. Gli oggetti A e B non possono essere discriminati perché, (A) essendo investiti da più fasci ultrasonori (F1 e F2), sono visualizzati (B) su più linee di scansione che formano il settore. Ciò non avviene per gli oggetti C e D, che appariranno pertanto distinti. (da Giribona et al. In: Trattato di Ecocardiografia Clinica, 1999)

La risoluzione temporale corrisponde alla capacità del sistema di aggiornare le immagini visualizzate sullo schermo mano a mano che le strutture ad esse corrispondenti si modificano in forma e posizione. La capacità di risoluzione temporale è strettamente collegata al frame rate dell'apparecchio (Giribona et al., 1999).

2.6 Frame rate e uso dei filtri

Un altro aspetto importante che determina la qualità dell'immagine è il frame rate o numero di immagini nell'unità di tempo. La successione delle immagini sullo schermo è responsabile della sensazione di immagine reale: maggiore è il frame rate tanto più realistico sarà la visualizzazione del movimento delle strutture cardiache. Gli apparecchi attuali hanno un frame rate tale da consentire lo studio del movimento del cuore in tempo reale rispetto ai vecchi apparecchi, che avevano un minore frame rate e davano la sensazione di immagini al rallentatore (Porciello, 2004).

Le apparecchiature ecografiche moderne consentono di calibrare la quantità di US riflessi: quando la quantità di US è elevata l'immagine ecografica apparirà molto bianca e sarà di difficile interpretazione. In tal caso è possibile filtrare gli US in eccesso per "ripulire" l'immagine ecografica. Diversamente, se l'immagine ecografica è molto nera, cioè prodotta da una scarsa quantità di US, è possibile ridurre il filtro e aumentare il numero di US. Esiste anche la possibilità di ridurre o aumentare gli US nei diversi livelli di profondità dello schermo utilizzando il Time Gain Compensation (TGC). Com'è noto, i campi vicini alla sonda sono sottoposti a una minore attenuazione rispetto ai campi più lontani e quindi nei campi vicini generalmente si dovranno togliere US mentre nei campi lontani si dovranno aumentare (Giribona et al., 1999).

2.7 Uso della seconda armonica

La qualità dell'immagine è strettamente dipendente dalla sonda scelta. Soprattutto in caso di strutture anatomiche di piccole dimensioni (vaso coronarico, nodulo subvalvolare), la possibilità che più ultrasuoni incontrino e siano riflessi dalla stessa struttura è maggiore usando frequenze elevate, mentre a basse frequenze è possibile che l'immagine trasmessa sia incompleta e non corrisponda alla realtà. Un'ottima soluzione a questo limite tecnico è fornita dall'uso della seconda armonica. Le armoniche di un'onda sonora sono onde a carattere addizionale rispetto all'onda principale che si propagano con frequenze multiple della frequenza fondamentale. La seconda armonica ha frequenza doppia di quella fondamentale, la terza armonica ha frequenza tripla e così via. Per lungo tempo, la registrazione ecocardiografica delle onde armoniche è stata considerata un effetto di disturbo del segnale piuttosto che una possibile fonte di miglioramento del segnale di ritorno. L'uso della seconda armonica tissutale rappresenta una delle più utili ed usate innovazioni tecnologiche proposte in campo ecocardiografico negli ultimi anni.

Quando si utilizza una sonda a frequenza sufficientemente bassa da poter evidenziare tutto il cuore, non è sempre possibile riconoscere in modo soddisfacente i bordi endocardici o la morfologia delle cuspidi valvolari, mentre al contrario le sonde a frequenza più elevata producono una migliore risoluzione dei soli campi vicini. Con l'uso della seconda armonica, la qualità dell'immagine è uniformemente migliorata sia nei campi vicini sia in quelli lontani: il segnale che produce l'immagine è originato distalmente al trasduttore, all'interno del torace, e ciò determina il miglioramento nei campi vicini per l'esclusione di tutti i fenomeni di riverberazione generati dalla cute e dal grasso sottocutaneo (Bussadori e Pradelli, 2012). A una prima osservazione, l'immagine in seconda armonica potrebbe apparire leggermente sfocata rispetto all'immagine tradizionale. Questo aspetto è dovuto all'allungamento assiale degli echi, cioè all'aumento del tempo tra l'emissione dell'impulso e la ricezione della sua riflessione, superiore in questa metodica rispetto a quello della metodica tradizionale (Figura 2.6).

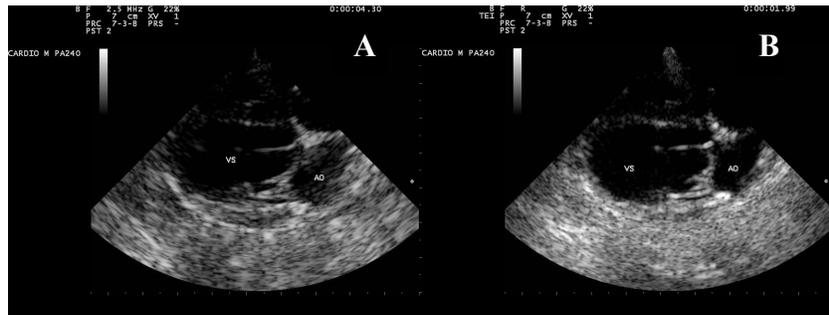


Figura 2.6. Scansione in asse lungo quattro camere del ventricolo sinistro dalla finestra parasternale sinistra apicale: A) senza seconda armonica; B) con seconda armonica.

2.8 Artefatti

L'apparecchio ecocardiografico può rappresentare anche immagini non corrispondenti alla realtà anatomica ma essere espressione di esaltazione o riduzione di caratteristiche fisiche degli US dovute all'interazione con strutture normali o patologiche (Porciello, 2004). L'immagine ecografica deve essere perciò valutata tenendo presente che sia le riflessioni reali che artefatte sono il risultato di interazione tra ultrasuoni ed il tessuto in esame.

RIVERBERO: Consiste in riflessioni speculari multiple dovute alla presenza di due interfacce altamente riflettenti, di una costituita da quella cute-sonda. Graficamente è rappresentato da numerose linee parallele iperecogene equidistanti tra loro. La formazione del riverbero si ottiene quando l'eco riflesso è di grande intensità e, giunto al trasduttore, interagisce con il cristallo. Solo una parte della sua energia però è trasformata in segnale elettrico ed è registrata come punto luminoso sullo schermo, mentre la parte restante viene nuovamente riflessa ripercorrendo in senso inverso il percorso compiuto. Si realizzano così percorsi multipli tra il trasduttore e il substrato, ciascuno dei quali genera un eco.

EFFETTO SPECCHIO: E' un particolare tipo di riverbero che si verifica per la presenza di un'interfaccia a riflessione medio-alta, come quella epicardio-epicardio. In particolare vengono evidenziate in maniera speculare le stesse strutture sia al di sotto che al di sopra di una linea bianca.

CONTRASTO ECOGRAFICO SPONTANEO: E' costituito dalla comparsa di piccole aree mediamente ecogene in movimento secondo il flusso ematico all'interno dei vasi e delle camere cardiache. L'origine di questo artefatto è generalmente ascrivibile alla presenza di microaggregati piastrinici. E' riscontrabile frequentemente nel cavallo mentre nel cane è segno di probabile trombosi.

ECHI DA TRASCINAMENTO: Sono riflessioni diffuse originate da zone laterali alle strutture esaminate dal fascio centrale. Il trasduttore considera erroneamente queste strutture come appartenenti al fascio centrale degli US e quindi sull'immagine compaiono archi di circonferenza in grigio. Essi risultano però visibili quando il fascio di US investe strutture a contenuto liquido.

RINFORZI ACUSTICI: E' un fenomeno tipico dei tessuti poco riflettenti e soprattutto a raccolte liquide, che si verifica nella zone a loro posteriori ed è caratterizzato da un incremento d'ampiezza del segnale acustico. Questo avviene per una scarsa attenuazione degli echi all'interno delle raccolte liquide e per la riduzione di velocità degli US in questo mezzo che contribuiscono all'incremento dell'intensità delle riflessioni dall'area sottostante. Questo spiega l'aspetto iperecogeno della parete distale di una raccolta liquida.

OMBRE ACUSTICHE: Sono zone dell'immagine ecografica dove vi è debole o totale assenza di registrazione del segnale e i segnali riflessi sono assenti o attenuati. La zona d'ombra appare come area asonica o scarsamente riflettente. Tali registrazioni sono tipiche di zone immediatamente posteriori a strutture ad elevata impedenza acustica che

non consentono il passaggio di alcuna onda ultrasonora (es. ossa, calcoli, gas).

- Giribona P., Targa S., Rustja D., Targa G., Slavich G., Nicolosi G.L.
Principi di Fisica degli Ultrasuoni e Strumentazione
Ecocardiografica. In: Nicolosi G.L., Trattato di Ecocardiografia
Clinica, Piccin Editore, 1999;193-350.
- Porciello F. Ecocardiografia nel Cane, nel Gatto e nel Cavallo, Poletto
Editore, 2004.
- Santilli R, Bussadori C, Pradelli D. Borgarelli M. Manuale di Cardiologia
del Cane e del Gatto, Elsevier Editore, 2012; 97-113.

Capitolo 3

Esame ecocardiografico

3.1 Ecocardiografia Monodimensionale

Nel corso di un esame ecocardiografico completo devono essere utilizzate sia la tecnica monodimensionale che la tecnica bidimensionale poiché forniscono indicazioni cliniche differenti e complementari.

Nell'ecocardiografia bidimensionale Real Time (B-mode RT) una singola linea di scansione è affiancata a molte altre così da formare un "pennello" o un "ventaglio" che fornirà, quindi, immagini bidimensionali di sezioni di un organo o di un tessuto (immagine di tipo tomografico). Gli echi dei singoli fasci ultrasonori arrivano ai cristalli della sonda, con una sequenza opportunamente temporizzata, continuamente processati ed elaborati, così da fornire "frame" che, se in numero adeguato (almeno 15 per secondo), daranno una sensazione di "fluidità" alle immagini visualizzate sul monitor (fig. 3.).

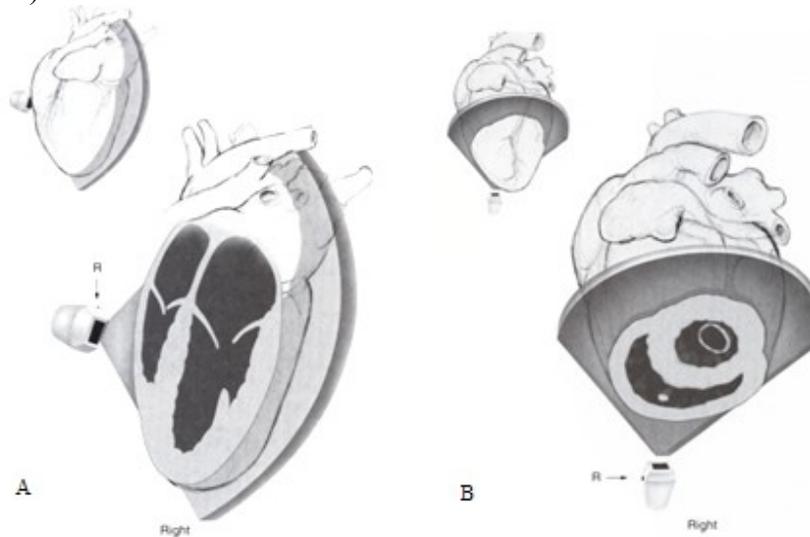


Figura 3. Nel formato B-mode i fasci di ultrasuoni che originano dalla superficie del traduttore, contigui e complanari tra di loro, formano un settore di scansione a forma di ventaglio, che rappresenta una sezione tomografica dell'asse lungo (A) e dell'asse corto (B) del cuore. (da Boon. Veterinary Echocardiography, 2011)

In effetti, le immagini ecografiche ottenute in B-mode RT, oltre alle due dimensioni spaziali, ne possiedono una terza: il tempo. Infatti, una delle principali caratteristiche che hanno contribuito alla diffusione dell'ecocardiografia B-mode RT è, appunto, la visualizzazione delle strutture "in tempo reale", cioè, in maniera dinamica. Questo permette di ottenere, oltre a valutazioni di tipo morfologico, informazioni di tipo funzionale (ad esempio sulla cinetica del miocardio ventricolare e delle valvole cardiache), nonché di seguire e assistere, in tempo reale, l'esecuzione di manovre interventistiche (biopsie, ago-aspirati, cateterismi, ecc.).

Nell'ecocardiografia monodimensionale o Time Motion, lungo una linea di scansione fissa si hanno continui refresh della posizione dei vari echi che, però, non vanno a sovrapporsi ai precedenti, ma si affianca in successione l'uno all'altro dando così informazioni sulla motilità della parte indagata lungo quella singola linea di scansione nel tempo. Questa modalità di visualizzazione è molto utilizzata in ecocardiografia per la misurazione lineare delle strutture cardiache (Fig. 3.1).

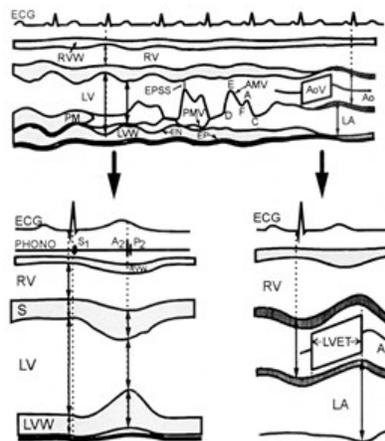


Figura 3.1. Schema del tracciato monodimensionale ottenibile orientando in successione un singolo fascio ultrasonoro dalla base all'apice cardiaco. (da Kienle e Thomas. In: Veterinary Diagnostic Ultrasound, 1995)

L'ecocardiografia M-mode permette di ottenere precise misurazioni delle strutture cardiache e di valutarne il movimento anche in relazione al tempo (per esempio velocità di apertura della valvola mitralica, durata del periodo espulsivo del ventricolo sinistro, durata del riempimento diastolico ventricolare, ecc.). Con questa tecnica è possibile ottenere immagini che pur non riproducendo la realtà anatomico-topografica del cuore, permettono di effettuare misurazioni delle strutture e di valutare il movimento delle valvole e la funzionalità ventricolare.

L'esame si effettua attraverso la finestra parasternale destra dalla quale deve essere visualizzata l'immagine del cuore in asse lungo 4 e 5 camere. Mantenendo una di queste sezioni ed inserendo la modalità monodimensionale la rappresentazione sul monitor viene divisa in due settori: in uno resta attiva la modalità bidimensionale che viene utilizzata per posizionare l'asse di scansione M-mode; nel secondo viene visualizzato il grafico tempo/movimento corrispondente alla proiezione prescelta (Boon, 2011) (Fig. 3.2).

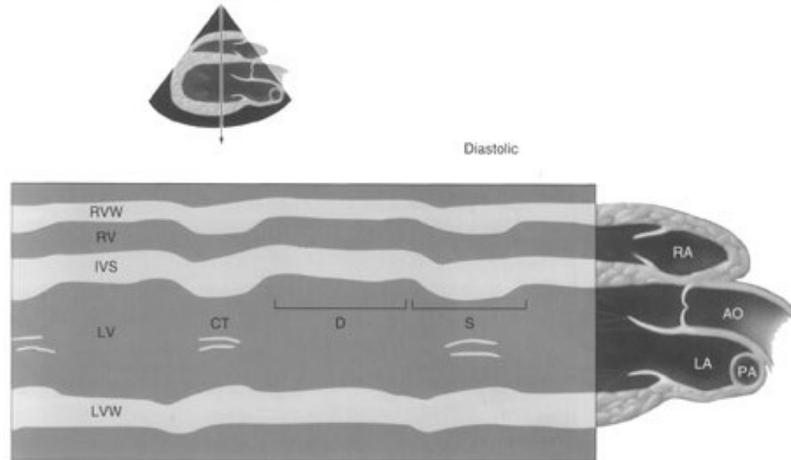


Figura 3.2. Primo settore: Scansione bidimensionale per il posizionamento del cursore; Secondo settore: grafico tempo/movimento per valutare la funzionalità di un punto del ventricolo in relazione al tempo. RVW= parete del ventricolo destro; RV= ventricolo destro; RA= atrio destro; IVS= setto interventricolare; LV=ventricolo sinistro; LA= atrio sinistro; LVW= parete del ventricolo sinistro; AO= aorta. (da Boon. *Veterinary Echocardiography*, 2011)

La scansione del ventricolo sinistro si esegue ponendo il cursore attraverso il ventricolo sinistro tra i muscoli papillari e il bordo libero dei lembi mitralici, all'altezza delle corde tendinee. Il corretto allineamento del cursore prevede che questo attraversi il setto tra i muscoli papillari e raggiunga la parete posteriore dividendo la cavità del ventricolo sinistro in due metà emisferiche uguali fra loro (Fig. 3.3A – linea A).

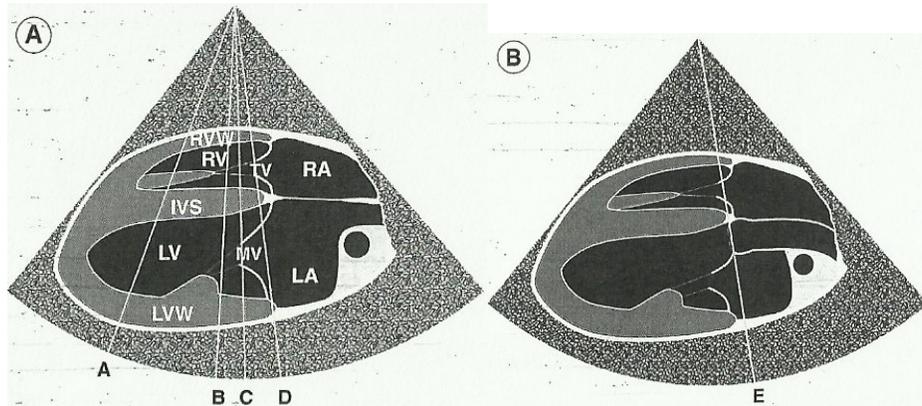


Figura 3.3. Rappresentazione schematica delle proiezioni 4 e 5 camere in asse lungo dalla finestra parasternale destra (rispettivamente A e B). RVW= parete del ventricolo destro; RV= ventricolo destro; RA= atrio destro; IVS= setto interventricolare; LV=ventricolo sinistro; LA= atrio sinistro; LVW= parete del ventricolo sinistro; AO= aorta; TV= valvola tricuspide; MV= valvola mitrale. (da Porciello. *Ecocardiografia*, 2004)

Per valutare correttamente spessori e diametri delle strutture indagate, il fascio esplorante deve attraversarle ortogonalmente. Prendendo come riferimento la figura 3.3, che rappresenta schematicamente le due proiezioni bidimensionali di riferimento del cuore in asse lungo da destra in scansioni 4 ed 5 camere, si può ottenere diverse proiezioni monodimensionali; infatti si ottiene una scansione a ventaglio dalla punta del cuore fino alla radice aortica. In A si visualizza la parete anteriore del ventricolo destro (RVW), il setto interventricolare (IVS) e la parete libera del ventricolo sinistro (LVW) (proiezione transventricolare). In questa posizione la lunghezza dei diametri di entrambi i ventricoli è la più ridotta ma aumenta in lunghezza mano a mano che la scansione procede verso i punti B e C. In queste ultime due posizioni si rendono evidenti le

corde tendinee e il lembo anteriore della valvola mitralica (MV) che si completa con il lembo posteriore in C (proiezione transmitralica). Nel punto E si evidenzia in successione il tratto di efflusso del ventricolo destro, parete anteriore dell'aorta, valvola aortica, parete posteriore dell'arteria e atrio sinistro (proiezione transaortica) (Porciello, 2004) .

Con una scansione come quella descritta è possibile stimare il movimento sistolico e diastolico del muscolo cardiaco e degli apparati valvolari, valutare le differenze di spessore delle strutture muscolari nella fase di contrazione e di rilasciamento, misurare la differenza tra sistole e diastole in asse corto dei due ventricoli e verificare i rapporti dimensionali intercorrenti tra atrio sinistro e radice aortica.

Una volta effettuata una scansione per un tempo sufficiente a memorizzare tre fasi sistoliche e tre diastoliche si procede al fermo immagine e si scelgono i punti più rappresentativi per le misurazioni.

Il tracciato monodimensionale del ventricolo sinistro viene ottenuto disponendo la sonda in modo tale che il fascio di ultrasuoni attraversi perpendicolarmente il setto interventricolare e incontra la parete libera a livello delle corde tendinee, tra i muscoli papillari e la valvola mitralica (scansione B della figura 3.3 A). La misurazione dello spessore di queste tre strutture viene effettuata alla fine della diastole (telediastole) e alla fine della sistole (telesistole) che corrisponde al momento di massimo ispessimento del setto interventricolare.

Le misure telediastoliche devono essere eseguite al momento dell'inizio del complesso QRS, anche se, di fatto, il massimo diametro diastolico non corrisponde esattamente a questo evento temporale quindi si sceglie il punto subito prima dell'inizio dell'ispessimento sistolico del setto interventricolare e della parete libera.

Per visualizzare la valvola atrioventricolare di sinistra, il cursore che indica il fascio ultrasonoro viene spostato dalla posizione precedente in direzione dell'atrio sinistro fino ad incontrare entrambi i lembi valvolari, ed evitare l'area di efflusso ventricolare (scansione C della figura 3.3 A).

Orientando il fascio in direzione dorso-craniale, in modo da incontrare la radice aortica, si ottiene la visualizzazione dell'aorta e della sua valvola (Fig. 3.3 B). Tra le due pareti è talvolta possibile evidenziare la valvola aortica che assomiglia, quando aperta, ad una scatola in sezione (cosiddetto box aortico) mentre chiusa è rappresentata da una linea continua.

A partire da questa immagine è possibile effettuare le misurazioni del diametro dell'atrio sinistro e dell'aorta in sistole e diastole, della separazione sistolica delle semilunari aortiche, del tempo di eiezione ventricolare, e ancora calcolare il rapporto atrio sinistro/aorta.

Questa valutazione nel cavallo può risultare sottostimata e spesso si preferisce misurare l'atrio sinistro nell'immagine a quattro camere in asse lungo da destra.

3.2 Misure ecocardiografiche monodimensionali

A partire dalle immagini bidimensionali precedentemente descritte e dalle misurazioni ottenibili dalle proiezioni monodimensionali, è possibile calcolare numerosi indici di funzionalità cardiaca, tra cui i più importanti sono quelli riguardanti la funzionalità ventricolare sinistra. Quest'ultima può essere distinta in funzione sistolica, che rappresenta la capacità contrattile ed espulsiva del ventricolo, e funzione diastolica, che invece riguarda la possibilità di accoglimento del sangue da parte della stessa camera. Quindi è possibile calcolare: la funzionalità sistolica del ventricolo sinistro, l'entità della dilatazione delle camere ventricolari destra e sinistra, l'entità di ispessimento sistolico delle strutture muscolari e il loro spessore assoluto e possono essere quantificati la massa del ventricolo sinistro e l'ingrandimento dell'atrio sinistro.

Per quanto riguarda, invece, gli indici di funzionalità diastolica è necessaria l'applicazione doppler.

Per lo studio della funzione ventricolare sinistra bisogna tenere in considerazione che tutte le misure di spessore e di parete ha una correlazione lineare con il peso dell'animale e quindi con la superficie corporea.

Attraverso vari calcoli a partire dalle misure lineari monodimensionali si ricavano indici importanti quali:

- la frazione di accorciamento (%);
- i volumi telediastolici e telesistolici (ml);
- la frazione di eiezione (%);
- l'indice di volume telediastolico (EDVI);
- l'indice di volume telesistolico (ESVI).

La frazione di accorciamento esprime la percentuale di riduzione del diametro ventricolare sinistro in sistole, il valore ottenuto è abbastanza variabile nelle diverse razze canine; tende a essere più elevato nei cani di razza piccola, mentre nelle razze grandi si possono trovare soggetti

normali con frazioni di accorciamento più basse del 35% (Kienle e Thomas, 1995).

Nel cavallo la frazione di accorciamento varia da 32 a 45 % come valore minimo e massimo, risulta diminuita in corso di una disfunzione miocardica.

Si calcola con la seguente equazione:

$$FA\% = \frac{LVDs \cdot LVDd}{LVDd} \cdot 100$$

Dove: LVDs è il diametro ventricolare in sistole; LVDd è il diametro ventricolare sinistro in diastole;

La frazione di eiezione è stata considerata per molto tempo, in modo semplicistico e in gran parte errato, un indicatore di contrattilità; oggi, più correttamente, si tende ad interpretarla come un indicatore della risposta contrattile. Il suo valore è influenzato da numerosi fattori, quali il carico diastolico, il carico sistolico, i trattamenti farmacologici e la contrattilità intrinseca.

$$FE\% = \frac{EDV \cdot ESV}{EDV} \cdot 100$$

Dove: EDV è il volume diastolico in ml in M-mode; ESV è il volume sistolico in ml in M-mode.

Dal valore dei diametri telediastolici e telesistolici attraverso la formula di Teicholz si ottengono i volumi ventricolari telediastolico e telesistolico che, indicizzati per la superficie corporea, forniscono l'EDVI e l'ESVI espressi ml/m².

$$EDVI = \frac{EDV}{SC}$$

$$ESVI = \frac{ESV}{SC}$$

Dove SC è la superficie corporea espressa in m².

Nel cavallo, a causa della notevole differenza tra le razze e il grado di allenamento, questi parametri non sono stati ancora standardizzati e quindi utilizzati nella routine clinica.

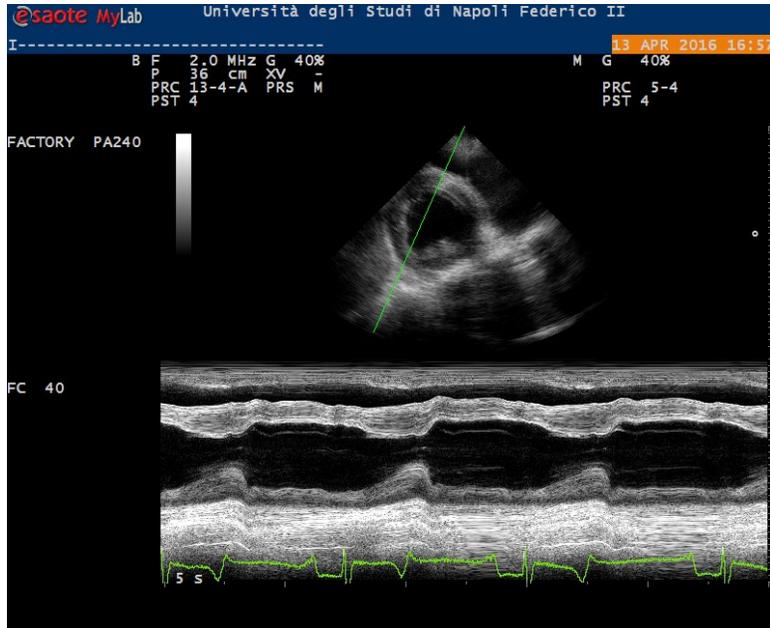


Figura 3.5. Calcolo dei parametri di funzionalità sistolica a partire dalle misure lineari monodimensionali nella proiezione transventricolare.

3.3 Ecocardiografia Bidimensionale

Il sistema bidimensionale fornisce un'immagine realistica del cuore in movimento, permettendo il riconoscimento delle immagini realizzate sotto forma di sezioni. L'analisi di un organo dalla tridimensionalità complessa e in movimento come il cuore attraverso l'ecocardiografia bidimensionale richiede la costante individuazione di punti di riferimento e il corretto allineamento del fascio ultrasonografico, fin dalla prima scansione, per guidare l'esecuzione di tutto l'esame. L'ottimizzazione dell'immagine andrà ricercata di volta in volta, riferendosi a ciò che si vede sullo schermo, con piccole inclinazioni e rotazioni del trasduttore. Il riconoscimento delle strutture cardiache esaminate può essere ricavato dalle caratteristiche anatomiche, dai rapporti di contiguità o continuità con altre strutture anatomiche, dalle caratteristiche di mobilità e di posizione all'interno della cavità toracica. Ciascuna scansione è definita in base all'approccio eseguito (parasternale o apicale) ed è ulteriormente distinta a seconda dell'orientamento spaziale delle strutture registrate: per esempio, la scansione parasternale destra con il piano di esplorazione orientato parallelamente all'asse longitudinale del ventricolo sinistro sarà

definita scansione parasternale destra longitudinale del ventricolo sinistro. La registrazione delle immagini ottenute secondo piani di scansione, correttamente definiti, rappresenta un punto essenziale dell'esame ecocardiografico poiché da essa dipende l'affidabilità dei parametri cardiaci calcolati, l'interpretazione corretta della cinetica (globale e segmentaria) e, soprattutto, la riproducibilità dei dati acquisiti. Affinché le immagini del cuore siano nitide e prive di echi è necessario utilizzare le cosiddette finestre acustiche. Infatti, poiché le ossa e il gas impediscono il passaggio degli US è opportuna la scelta di posizioni della sonda sulla parete toracica, in modo che il cono di US che deve giungere al cuore non incontri coste, sternebre e porzioni di polmone troppo spesse. Nel cavallo sono state quindi individuate due finestre acustiche fondamentali:

- Zona parasternale destra;
- Zona parasternale sinistra.

La localizzazione parasternale destra prevede il posizionamento del trasduttore tra IV e V spazio intercostale, subito dorsalmente alla tuberosità olecranica.

Per la localizzazione parasternale sinistra, la sonda viene posizionata tra III e VI spazio intercostale, caudalmente alla tuberosità olecranica e dorsalmente all'itto.

3.4 Misure ecocardiografiche bidimensionali

A partire dalle immagini bidimensionali è possibile calcolare numerosi indici di funzionalità cardiaca di cui i più importanti sono quelli riguardanti la funzione sistolica del ventricolo sinistro. Le misure ecocardiografiche in B-mode per la valutazione della funzione ventricolare sinistra possono essere eseguite quando la visualizzazione del ventricolo sinistro è soddisfacente e completa. Convenzionalmente il primo di questi rilievi riguarda il calcolo dei volumi ventricolari e della frazione d'eiezione del ventricolo sinistro. I metodi più usati sono l'area-lunghezza e il metodo di Simpson monopiano (Fig. 3.4) (Bussadori e Pradelli, 2012).

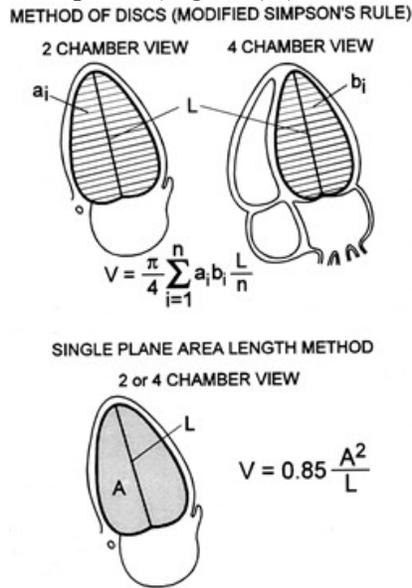


Figura 3.4. Formule matematiche utilizzate dal software dell'apparecchio ecografico per il calcolo dei volumi ventricolari secondo il metodo area-lunghezza e il metodo di Simpson biplano. (da Kienle e Thomas. In: *Veterinary Diagnostic Ultrasound*, 1995)

Quest'ultimo è ritenuto nell'uomo il più accurato soprattutto nella valutazione delle alterazioni segmentarie della cinesi non presenti nei piccoli animali, nei quali anche con il metodo di Simpson monopiano è possibile ottenere una quantificazione attendibile dei volumi ventricolari

(Boon, 2011). La misura dei volumi ventricolari sinistri, nel cane, può essere eseguita sia dalla parasternale destra asse lungo sia dalla scansione apicale quattro camere. Ottenuta una buona visualizzazione del ventricolo sinistro, le misure si eseguono nei frame che comprendono la fase telediastolica (inizio QRS) e quella telesistolica (frame precedente alla riapertura della valvola mitrale). La traccia del bordo endocardico deve seguire il contorno della cavità ventricolare da un bordo all'altro dell'anulus mitralico, escludendo i muscoli papillari. Il software dell'apparecchio ecocardiografico provvederà al calcolo dei volumi. Dai valori volumetrici così ottenuti saranno ricavati altri dati assoluti che potranno essere indicizzati alla superficie corporea. Il più semplice e noto fra questi è la frazione di eiezione, che esprime in percentuale la quota di sangue espulso dal ventricolo sinistro; per il suo calcolo si utilizza una formula che comprende sia il volume telediastolico sia quello telesistolico. Oltre alle più complesse misure volumetriche sopra descritte, tra le misure bidimensionali da eseguire durante l'esame ecocardiografico standard vi sono anche quelle relative ai diametri e alle aree degli apparati valvolari. Le misure precise dei diametri anulari rivestono un valore fondamentale nel calcolo della portata cardiaca, in quanto un errore nella misura del diametro è elevato al quadrato dalla formula, rendendo inattendibile la misura calcolata.

Misura dell'anulus polmonare

Il diametro dell'anulus polmonare si ottiene dalla scansione parasternale destra ottimizzata per il tratto di efflusso inclinando il trasduttore in direzione dorso-laterale.

Misura dell'anulus aortico

La misurazione dell'anulus aortico dovrebbe essere eseguita dalla scansione asse lungo 5 camere, ottimizzando l'immagine con leggeri spostamenti del trasduttore in senso cranio-laterale.



Figura 3.6. Misura del diametro aortico a livello dell'anulus

Misura del rapporto atrio sinistro/aorta

Il rapporto atrio sinistro/aorta (AS/Ao) consente di confrontare il diametro atriale, in progressivo aumento in numerose cardiopatie, e l'anulus aortico, che invece è relativamente stabile.

Nel gatto e nell'uomo, l'allineamento fra il massimo diametro atriale sinistro e la sezione trasversale dell'aorta eseguito in M-mode è accettabile e tale da rendere attendibile la misura AS/Ao in M-mode. Dalla scansione parasternale destra asse corto, dapprima si misura il diametro trasverso dell'aorta e poi, in una linea continua ideale, il diametro trasverso dell'atrio sinistro.

È necessario prestare attenzione al punto di arrivo posteriore dove è possibile incontrare la mancanza di ecogenicità di parete per lo sbocco delle vene polmonari.

Tale ipoecogenicità, non appartenendo all'atrio sinistro, non deve essere inclusa nella misurazione. Il diametro atriale sinistro può essere stimato anche in senso latero-mediale.

Le difficoltà e la variabilità della stima del rapporto AS/Ao rendono questo parametro poco ripetibile. Nonostante ciò, la sua misurazione è indispensabile nel monitoraggio delle patologie cardiache caratterizzate dalla progressiva dilatazione atriale sinistra, per esempio l'insufficienza valvolare mitralica.

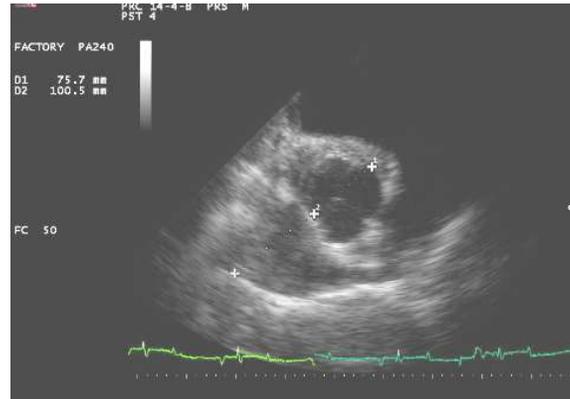


Figura 3.7. Misura del rapporto atrio sinistro/aorta in bidimensionale.

3.5 Ecocardiografia Doppler

Il segnale Doppler utilizzato nella diagnostica dell'apparato cardiovascolare sfrutta la capacità della porzione corpuscolata del sangue (in particolare degli eritrociti) di diffondere il fascio sonografico generato dalla sonda ecocardiografica nelle varie direzioni.

Ci sono tre modalità di Doppler: continuo, pulsato e color Doppler. Il doppler ad onda continua si basa sulla continua emissione e contemporanea ricezione delle onde sonore. Tale caratteristica permette di misurare flussi ematici di notevole velocità ma allo stesso tempo non consente di individuarne la localizzazione anatomica (Sgalambro, 1999).

Nel Doppler ad onda pulsata, invece, l'emissione di ciascun'onda sonora è sempre preceduta dalla ricezione della precedente. In entrambe le tecniche i flussi vengono rappresentati su un grafico spettrale in aggiornamento temporale continuo che riporta la velocità del flusso in funzione del tempo, quindi quella che viene fornita non è un'immagine che riproduce la realtà emodinamica (Sgalambro, 1999).

L'eco color Doppler può essere considerato un'evoluzione del doppler pulsato e fornisce una rappresentazione bidimensionale nella quale i flussi ematici vengono rappresentati con colorazioni differenti, a seconda della velocità e della direzione del flusso. In particolare un flusso in avvicinamento alla sonda viene rappresentato con le tonalità del rosso, un

flusso in allontanamento con le tonalità del blu mentre l'assenza di flusso è indicata con il nero (Sgalambro, 1999).

I fattori principali in grado di condizionare pesantemente l'accuratezza della misurazione Doppler sono la frequenza di emissione del segnale e l'angolo di incidenza del fascio di US sulla direzione del flusso ematico da esplorare. Il segnale audio in questa fase può essere utilizzato come guida nella ricerca della migliore qualità di segnale eco-Doppler. La sottostima della velocità effettiva è tanto più consistente quanto maggiore è l'angolo incidente tra fascio di US e flusso ematico. Ovviamente l'allineamento ottimale avviene quando la direzione di entrambi è coincidente, cioè quando sono paralleli, ma è convenzionalmente ritenuta accettabile una deviazione pari a 20° che comporta una sottostima della velocità effettiva del flusso pari al 6%. Se si orientasse la sonda in modo da rendere il fascio di US perpendicolare (90°) al flusso ematico, la velocità del flusso non sarebbe più misurabile. Questo è il motivo per cui l'allineamento corretto rappresenta un punto critico peculiare nella riuscita dell'esame Doppler (sia spettrale sia a codice di colore). Questa situazione si verifica soprattutto quando il paziente non è stato posizionato correttamente durante l'esame e non si è prestata particolare cura nella riduzione dell'angolo incidente. Nell'esecuzione dell'esame Doppler sono solitamente utilizzate sonde con bassa frequenza di emissione (da 2 a 5 MHz), poiché la velocità misurabile è inversamente proporzionale alla frequenza di emissione impiegata.

Con il Doppler è possibile stimare il gradiente pressorio, ad esempio in presenza di un'ostruzione (stenosi). Attraverso la stenosi si determina un aumento della velocità del flusso ematico. Questo fenomeno è giustificato dal fatto che un certo volume di sangue deve passare nell'unità di tempo attraverso un percorso che si restringe. Affinché ciò avvenga, deve necessariamente aumentare la velocità di transito e questa variazione può essere sfruttata per calcolare il differenziale pressorio tra i due versanti della stenosi. Maggiore è l'entità del restringimento, tanto più alto sarà l'aumento di velocità e quindi il differenziale pressorio (Bussadori e Pradelli, 2012). L'equazione di Bernoulli permette di calcolare il gradiente pressorio, misurando la velocità del flusso ematico prima e dopo la stenosi, secondo l'equazione:

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (V_2^2 - V_1^2)$$

In cui V_1 = velocità massima prima della stenosi; V_2 = velocità massima dopo la stenosi; p = costante per inerzia/viscosità; P_1 = pressione prima della stenosi; P_2 = pressione dopo la stenosi.

Poiché la velocità prima della stenosi è, di solito, relativamente bassa, il gradiente pressorio può essere calcolato a partire dalla velocità massima rilevata con il Doppler spettrale, applicando l'equazione semplificata di Bernoulli secondo Hatle:

$$\text{gradiente pressorio (mmHg)} \left[\text{velocità massima} \left(\frac{\text{m}}{\text{sec}} \right) \right]^2 \cdot 4$$

Nel cuore in condizioni normali la pressione sistolica massima e diastolica massima misurate sui due versanti di una valvola cardiaca sono uguali, ma esse non si realizzano nello stesso momento, quindi è il gradiente pressorio istantaneo che spinge il sangue attraverso la valvola medesima. Il gradiente pressorio è normalmente basso (da 2 a 1.0 mmHg) e genera una velocità di flusso variabile da 0,25 a 1,7 m/sec.

Ciò detto, la velocità del flusso (e quindi il gradiente pressorio) aumentano nel corso di varie patologie cardiache, come stenosi valvolari, difetti del setto interventricolare, dotto arterioso pervio e rigurgiti valvolari, tanto da raggiungere velocità molto elevate, fino anche 6-7 m/sec. In questi casi è necessario l'utilizzo del-sistema Doppler ad onda continua.

3.6 Doppler continuo

Nel Doppler continuo l'emissione dell'impulso ultrasonico avviene senza pause grazie all'uso simultaneo di due cristalli che funzionano in modo continuo, l'uno come emittente e l'altro come ricevente. Il vantaggio di questa metodica è rappresentato dalla potenzialità di misurare velocità elevate senza alcuna limitazione. Un suo limite è rappresentato dalla registrazione sullo stesso tracciato di segnali provenienti da flussi con velocità e direzione differenti, posti a diverse profondità rispetto alla sonda. Questo fenomeno è causato dall'assenza di risoluzione temporale, che però è compensata dalla sensibilità nel rintracciare il segnale e dal buon rapporto segnale/rumore di fondo, caratteristico di questa metodica (Bonagura, 1998a).

3.7 Doppler pulsato

Il Doppler pulsato (PWD) è caratterizzato dall'emissione discontinua di US; in questa modalità un unico cristallo funziona a fasi alterne sia da emittente sia da ricevitore. Il PWD fornisce informazioni su direzione, velocità e caratteristiche del flusso ematico. L'immagine bidimensionale ricostruita sugli echi di ritorno consente di mettere il cursore (solitamente indicato con due sbarrette parallele) lungo una linea di riferimento ed è utilizzato per selezionare l'area nella quale il segnale Doppler "interroga" il flusso ematico, zona corrispondente al cosiddetto volume campione. Regolando la distanza tra le due sbarrette è possibile selezionare la dimensione assiale del volume campione che dipende dalla durata dell'impulso emesso. La campionatura discontinua del segnale ultrasonico comporta una riduzione del numero di impulsi emessi nell'unità di tempo (PRF, Pulsed Rate Frequency). La frequenza degli impulsi da misurare supera il limite di Nyquist quando assume valori maggiori della metà della PRF ($F_{max} = PRF/2$). In tal caso, le velocità eccedenti il limite di Nyquist sono lette erroneamente dal software dell'apparecchio ecocardiografico, per esempio, come negative se in avvicinamento e riportate nella porzione inferiore allo zero della scala di velocità. Questo fenomeno, detto aliasing, si ripete più volte a ogni frequenza limite rendendo ambigua la misura della velocità. Per ovviare all'aliasing è possibile moltiplicare la PRF, aumentando così la velocità misurabile prima che avvenga il fenomeno dell'aliasing, anche se in tal modo si perde la definizione spaziale a causa della presenza contemporanea di tanti volumi campione (Bonagura, 1998).

3.8 Color-Doppler

Color-Doppler è un termine che si riferisce ai sistemi settoriali a ultrasuoni che prevedono la sovrapposizione all'immagine (bidimensionale o in M-mode) in scala di grigi di un'area nella quale è eseguita un'analisi dei flussi con codifica di colore (Figura 3.8).

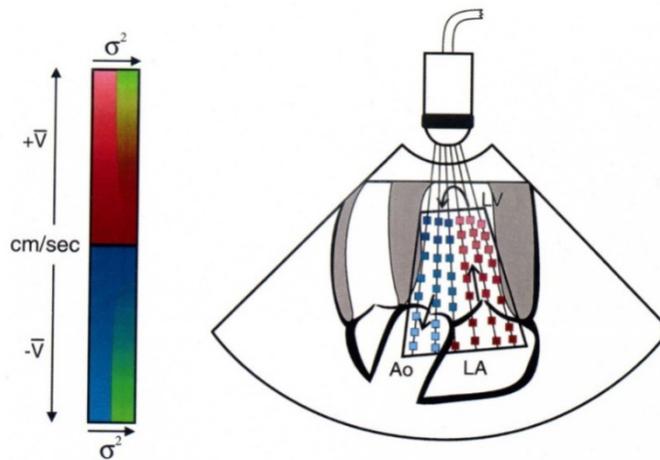


Figura 3.8. Rappresentazione schematica della modalità di campionamento utilizzato dalla tecnica Doppler a codifica di colore. (da Kienle e Thomas. In: *Veterinary Diagnostic Ultrasound*, 1995)

Il flusso ematico è rappresentato con colori standard, rappresentativi della velocità, della direzione e del tipo di flusso (laminare, turbolento). L'attribuzione del colore avviene attraverso algoritmi o mappe di colore che fanno corrispondere una specifica sfumatura al valore numerico assegnato a ogni pixel coinvolto in base alla direzione e alla velocità del flusso registrato: il rosso è attribuito ai flussi in avvicinamento, il blu a quelli in allontanamento. Inoltre, sono utilizzate 16 sfumature di colore per ogni direzione, indicate dalla barra colorata posta a lato dello schermo. I flussi in avvicinamento sono indicati nella parte superiore della barra, quelli in allontanamento, invece, sono posti in basso. I pixel con velocità non misurabili dal sistema sono convenzionalmente colorati di nero, in modo tale da renderli indistinguibili dallo sfondo sottostante. Le mappe standard che utilizzano solamente il rosso e il blu sono scarsamente utilizzate, mentre sono più frequenti le mappe amplificate nelle quali il contrasto tra le sfumature di colore è più deciso grazie all'introduzione di un terzo colore, di solito il verde. Come nel Doppler spettrale, anche nell'eco-color-Doppler l'angolo incidente è di estrema importanza poiché influenza l'assegnazione del colore. Una limitazione consistente delle mappe di colore è la difficoltà di visualizzare i flussi a lenta velocità ai

quali per convenzione sono assegnati i pixel più scuri, difficilmente distinguibili dal colore nero dello sfondo del monitor ecocardiografico (Bonagura, 1998).

3.9 Studio della funzione diastolica del ventricolo sinistro

Lo studio dei parametri ecocardiografici, ottenuti in B-mode, M-mode e mediante Doppler fornisce gli strumenti per la valutazione della funzione globale del ventricolo sinistro.

La tecnica Doppler ad onda pulsata è utilizzata anche per registrare i flussi diastolici, attraverso le valvole atrioventricolari (Fig. 3.9), le cui velocità sono normalmente comprese entro 1m/sec, e quelli sistolici, attraverso la valvola aortica e polmonare (Figura 3.10) che, generalmente, sono compresi tra 1,01 e 1,09 m/sec. (Reef et al. 1989)

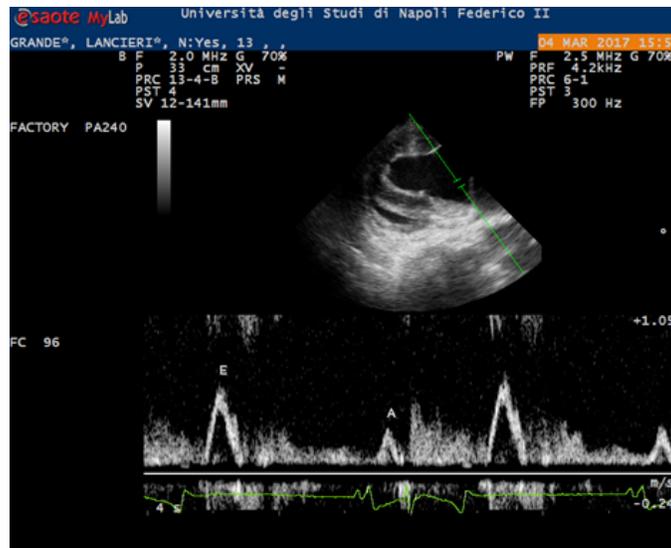
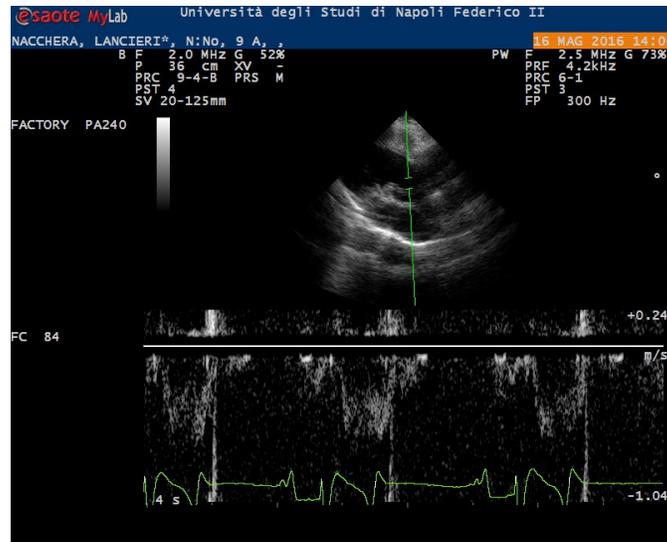
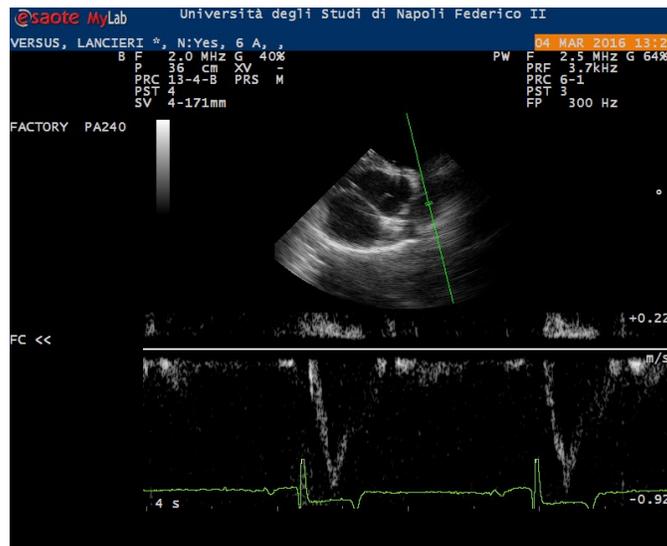


Figura 3.9. Grafico spettrale ad onda pulsata dell'afflusso mitralico, che individua l'onda E e l'onda A in un cavallo sano.



A



B

Figura 3.10. Grafico spettrale del flusso transpolmonare (A) e transaortico (B)

Per l'individuazione di questi flussi attraverso le valvole atrio-ventricolari si procede ad indirizzare il cursore verso il centro dell'ostio valvolare atrioventricolare e si fa scorrere il volume campione lungo l'asse, in maniera da posizionarlo in corrispondenza degli apici dei lembi valvolari aperti, leggermente verso la camera ventricolare. Per quanto riguarda

l'aorta e la polmonare il volume campione viene posto nel rispettivo tratto di efflusso ventricolare appena oltre i lembi delle semilunari.

Per quanto riguarda il profilo del flusso diastolico mitralico, come già menzionato, esso appare a forma di M per la presenza di due picchi corrispondenti a due distinte correnti di flusso che sono tanto più separate quanto più bassa è la frequenza cardiaca. Il rilevamento del profilo diastolico del flusso transmitralico permette di individuare il picco protodiastolico, che viene chiamato onda E (early, precoce) e quello telediastolico, provocato dal sangue immesso nel ventricolo sinistro in seguito alla contrazione dell'atrio, detta onda A (atrium, atrio) (Fig. 3.10). Attraverso questo grafico è possibile calcolare anche il tempo di decelerazione dell'onda E.

Il normale rapporto E/A cambia mano a mano che il volume campione viene spostato verso l'atrio sinistro, nel senso che l'onda A diviene progressivamente più grande, simulando un quadro patologico. I differenti profili transmitralici degli stadi successivi della progressione della disfunzione diastolica sono: il pattern da alterato rilasciamento, pseudonormale o normalizzato e restrittivo (Fig. 3.11).

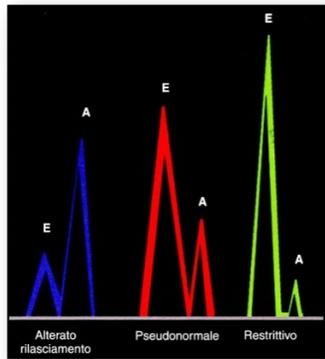


Figura 3.11. Lo schema rappresenta i tre profili patologici fondamentali di flusso transmitralico, ognuno indicativo di un diverso grado di disfunzione diastolica. (da Bussadori e Pradelli. In: Manuale di Cardiologia del Cane e del Gatto, 2012).

Il pattern da alterato rilasciamento si rinviene nelle forme lievi della disfunzione diastolica. È caratterizzato dal prolungamento del tempo di rilasciamento attivo isovolumetrico (IVRT, Isovolumic Relaxation Time)

e dalla riduzione, rispetto alla condizione normale, del picco dell'onda E con allungamento del tempo di decelerazione, onda A aumentata e rapporto E/A inferiore a 1. Il pattern pseudonormale o normalizzato presenta un profilo di riempimento transmitralico all'apparenza normale, ma mostra alterazioni del profilo venoso polmonare.

Il pattern restrittivo è caratteristico degli stadi avanzati della patologia, con evidente dilatazione atriale ed elevate pressioni di riempimento. L'onda E si presenta notevolmente aumentata e l'onda A è ridotta, il rapporto E/A è superiore a 2, DT e IVRT sono ridotti.

Riguardo al profilo di flusso attraverso la valvola tricuspide vale gli stessi concetti espressi per la mitrale, anche se l'altezza dei picchi è ridotta e spesso il profilo di flusso è meno definito.

- Bonagura JD, Miller MW, Darke PG. Doppler Echocardiography. I.Pulsed- wave and continuous-wave examinations. *Vet Clin North Am – Small Anim Pract*, 1998a;28(6):1325-59.
- Bonagura JD, Miller MW, Darke PG. Doppler Echocardiography. II.Color Doppler Imaging. *Vet Clin North Am – Small Anim Pract*, 1998b;28(6):1361-89.
- Boon J.A., *Veterinary Echocardiography*, 2th Ed. Wiley - Blackwell Editore, 2011.
- Giribona P., Targa S., Rustja D., Targa G., Slavich G., Nicolosi G.L.. Principi di Fisica degli Ultrasuoni e Strumentazione Ecocardiografica. In: Nicolosi G.L., *Trattato di Ecocardiografia Clinica*, Piccin Editore, 1999;193-350.
- Jones TC, Zook BC. Aging changes in the vascular system of animals. *Ann N Y Acad Sci* 1965;127(1):671-684.
- Kienle RD, Thomas WP. Echocardiography. In: Nyland T.G., Mattoon J.S. *Veterinary Diagnostic Ultrasound*, Saunders Editore, 1995;198-256.
- Kittleson MD e Kienle RD. *Small Animal Cardiovascular Medicine*. Mosby Editore, 1998.
- Porciello F. *Ecocardiografia nel Cane, nel Gatto e nel Cavallo*, Poletto Editore, 2004.
- Reef V, Lazekari K, De Boo J, et al. Pulsed wave Doppler evaluation of intracardiac blood flow in 30 clinically normal Standardbred horses. *Am J Vet Res* 1989; 50:75-83
- Santilli R, Bussadori C, Pradelli D, Borgarelli M. *Manuale di Cardiologia del Cane e del Gatto*, Elsevier Editore, 2012; 97-113.
- Sgalambro A. Principi di Fisica Doppler ed Esame Doppler. In: Nicolosi G.L..*Trattato di Ecocardiografia Clinica*, Piccin Editore, 1999; 193-350.

Capitolo 4

Finestre acustiche e piani di scansione negli equini

4.1 Preparazione e posizionamento del paziente

La preparazione del paziente prima di eseguire l'esame di ecocardiografia trans-toracica è di fondamentale importanza al fine di ottenere immagini di qualità ottimale; questa prevede la tricotomia delle regioni interessate dall'esame: regione precordiale sinistra, destra. Il contatto ottimale tra cute e sonda è assicurato dall'utilizzo di un gel acustico. È consigliabile pulire accuratamente l'area glabra con alcol denaturato per rimuovere residui di pelo e l'eventuale eccesso di sebo. Durante la rasatura del pelo è importante spostare l'arto anteriore in direzione craniale per giungere fino alla porzione della regione cardiaca che, a riposo, è coperta dal gomito.

Questa sistemazione agevola il contenimento confortevole dell'animale e il contatto cardiaco con la gabbia toracica. Il peso e il movimento del cuore riducono l'interposizione di parenchima polmonare che non consentirebbe la visualizzazione corretta di tutte le strutture cardiache esplorabili (Porciello 2004).



Fig. 4 Corretto posizionamento del paziente durante l'esame ecocardiografico da destra

4.2 Strumentazione e finestre acustiche

Come già accennato nel cavallo, a differenza dei piccoli animali e dell'uomo, l'esame ecocardiografico risulta complicato dalla profondità a cui si trova il cuore nel torace e dal suo orientamento che permettono di ottenere un numero significativamente ridotto di finestre acustiche e proiezioni ecotomografiche.

Normalmente il cuore di un equino adulto può essere esplorato mediante l'utilizzo di sonde con un frequenza di 2,5 MHz e una profondità di 26-30 cm. Nei soggetti magri o nei ponies obesi è possibile l'utilizzo di sonde di 3.5MHz mentre nei neonati di 5MHz.

I trasduttori phased-array sono generalmente utilizzati per l'esecuzione sia delle valutazioni morfologiche in B-mode e M-mode sia per l'esame doppler; l'uso di sonde lineari o convex non è altrettanto auspicabile sia per il poco contatto che si riesce ad ottenere, vista la presenza di spazi intercostali stretti, sia per la profondità limitata a cui possono arrivare queste sonde (Boon 2011).

L'esame ecocardiografico completo viene eseguito seguendo le linee guida dell'America Society of Ecocardiography. La sede anatomica delle finestre acustiche nel cavallo è individuata per l'emitorace destro tra IV-V spazio intercostale dorsalmente alla tuberosità olecranica, per l'emitorace sinistro tra III-VI spazio intercostale causalmente alla tuberosità olecranica e dorsalmente all'itto.

La principale limitazione nell'esecuzione dell'esame è rappresentata dal fatto che l'apice del cuore giace sullo sterno e impedisce di ottenere un'immagine asse lungo apicale da sinistra quindi un corretto allineamento doppler per il flusso aortico e atrioventricolare (Porciello 2004). Le scansioni ecocardiografiche si ottengono imprimendo alla sonda movimenti di angolazione e rotazione su entrambe le finestre acustiche sopra descritte (Kienle et al. 1995).

4.3 Finestra Parasternale destra: scansioni in asse lungo

Il piano di scansione asse lungo da destra si ottiene poggiando la sonda sul quarto spazio intercostale di destra dorsalmente all'olecrano.

L'asse lungo della sonda giace su un piano orizzontale con un angolazione di 80 gradi ottenendo un asse lungo cardiaco perpendicolare all'asse lungo del trasduttore che permette di evidenziare il ventricolo e l'atrio di destra e sinistra, di esplorare l'apparato valvolare tricuspide e mitralico e di valutare il setto interventricolare e interatriale nonché la

parete libera del ventricolo sinistro. Questa scansione permette di raccogliere informazioni circa la grandezza e la motilità delle camere cardiache e mettere in evidenza alterazioni morfo-funzionali delle stesse. Mantenendo la sonda in asse lungo e imprimendo una rotazione di 5-10 gradi è possibile visualizzare il tratto di efflusso sinistro.

Questa scansione permette di visualizzare e studiare la radice aortica e la valvola semilunare aortica.

Da questa scansione inclinando la sonda cranialmente verso il terzo spazio intercostale destro è possibile ottenere la visualizzazione del tratto di afflusso e efflusso destro, verificando la morfologia di atrio e ventricolo destro, della valvola tricuspide, della valvola aortica in obliquo e della valvola polmonare, nonché le eventuali alterazioni di flusso a carico dell'arteria polmonare e del cuore di destra. (Patteson 1996).

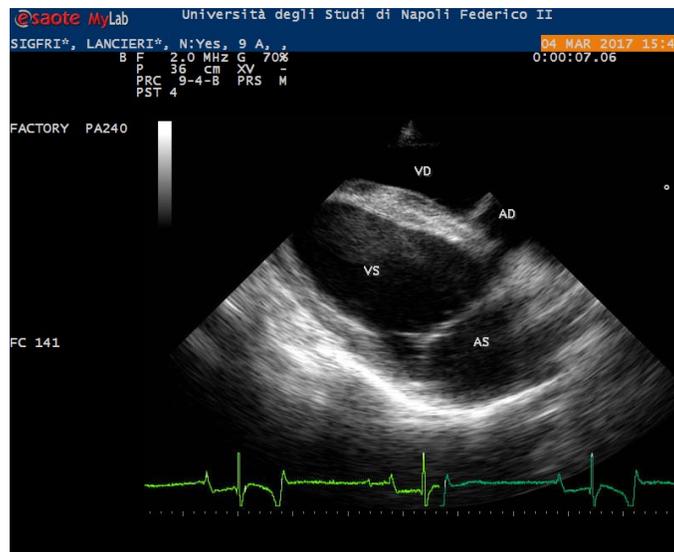


Figura 4.1 Scansione 4 camere asse lungo dalla finestra parasternale destra.

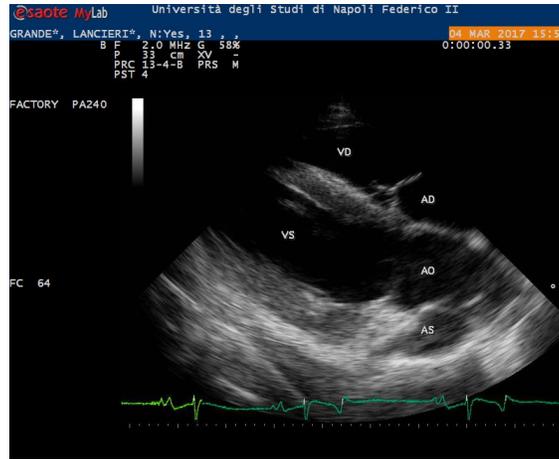


Figura 4.2. Scansione 5 camere asse lungo dalla finestra parasternale destra.

4.4 Finestra Parasternale destra: scansioni in asse corto

Le immagini in asse corto si ottengono ruotando il trasduttore dall'asse lungo di 90 gradi in senso antiorario. Questa scansione viene utilizzata principalmente per le misurazioni M- mode con le quali è possibile verificare i cambiamenti di dimensione della camera ventricolare sinistra, il movimento della valvola mitrale e del setto interventricolare, nonché lo spessore del setto e della parete libera, mentre generalmente, la camera ventricolare destra è di difficile esplorazione.

La valutazione della camera ventricolare sinistra viene effettuata ponendo il cursore tra i due muscoli papillari, intersecando perpendicolarmente il setto interventricolare; in questo modo è possibile ottenere un tracciato monodimensionale ed eseguire le relative misure.

I movimenti della valvola mitralica sono visibili tra i muscoli papillari come le “labbra di un pesce”, da questa scansione è possibile ottenere un immagine monodimensionale dei lembi valvolari; in particolare quello parietale mostra la forma di una “W” mentre quello settale ricorda una “M”, i cui due picchi superiori sono indicati con le lettere E e A e indicano il movimento proto diastolico e proto sistolico della valvola, la parte di grafico compresa tra E ed A rappresenta la diastole, mentre quello tra la A e la E successiva rappresenta la sistole.

In asse corto da destra è inoltre possibile visualizzare l'ostio della valvola aorta con le cuspidi valvolari, il tratto di afflusso e efflusso destro nonché l'atrio sinistro con l'orecchietta.

Ponendo il cursore al centro dell'ostio aortico è possibile ottenere un tracciato monodimensionale che ci fornisce informazioni sui movimenti di chiusura ed apertura di questa valvola; le cuspidi chiuse in sistole appaiono come una linea iperecogena al centro del lume aortico mentre le cuspidi aperte appaiono come un quadrilatero, definito "box aortico". La durata, la grandezza e il sincronismo del tracciato monodimensionale forniscono importanti informazioni sia sul flusso mitralico che aortico.

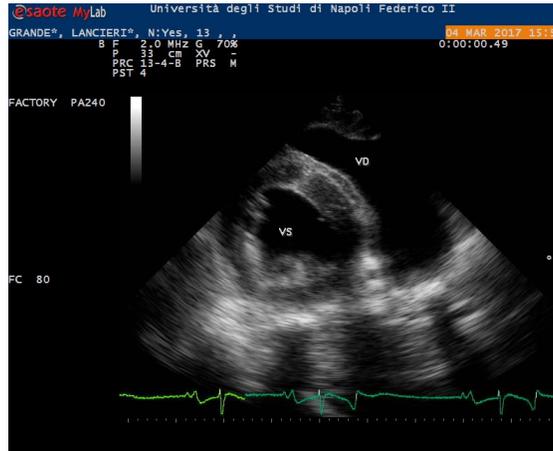


Figura 4.3. Scansione asse corto del ventricolo sinistro a livello dei muscoli papillari dalla finestra parasternale destra. destra.

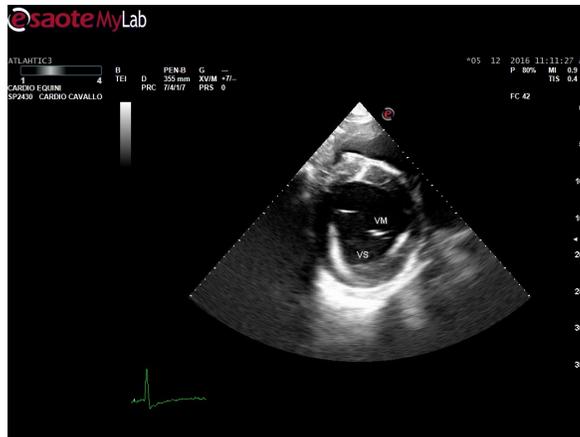


Figura 4.4. Scansione asse corto del ventricolo sinistro a livello della valvola mitrale dalla finestra parasternale destra

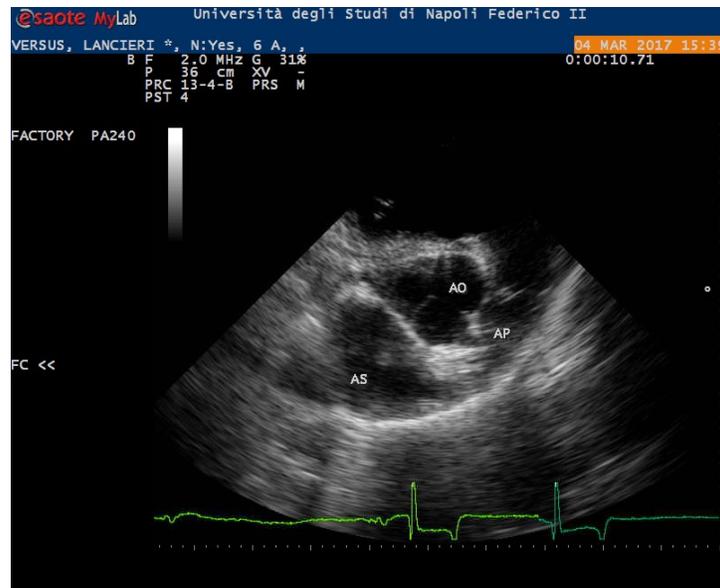


Fig.4.5. Scansione asse corto alla base cardiaca dell'atrio sinistro e dell'aorta dalla finestra parasternale destra

4.5 Finestra Parasternale sinistra: scansioni in asse lungo

L'esplorazione del cuore dalla finestra parasternale sinistra viene consigliata ogni qualvolta si sospetta un ingrandimento del ventricolo e dell'atrio sinistro o l'insufficienza della valvola aortica, polmonare, mitrale (V.B. Reef- 1998).

La scansione asse lungo da sinistra si ottiene posizionando la sonda perpendicolarmente sulla superficie toracica con rotazione di 70-90 gradi e inclinazione craniale. Generalmente in questa finestra è possibile visualizzare il ventricolo sinistro in asse lungo con la valvola mitrale posta al centro dell'immagine; mentre inclinando dorsalmente il fascio di ultrasuoni è possibile visualizzare l'atrio sinistro e misurarlo.

L'immagine ottimizzata per la valvola mitrale viene utilizzata per la valutazione dell'integrità delle corde tendinee e permette una migliore visualizzazione del ventricolo o dell'atrio sinistro in caso di ingrandimenti camerati (Marr et al. 2010).

Mantenendo la stessa rotazione e inclinazione ma spostandosi cranialmente di uno spazio intercostale è possibile visualizzare la base cardiaca con aorta al centro circondata dall'atrio destro e dalla valvola tricuspide che si apre nel ventricolo destro.

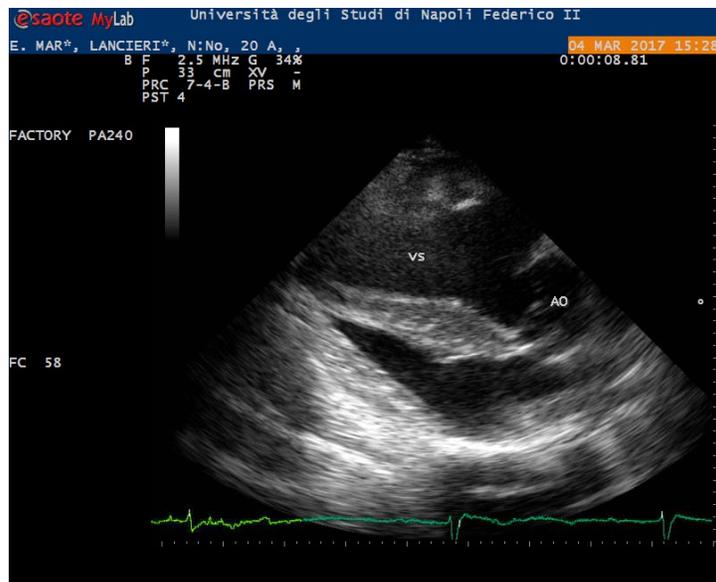


Fig.4.6. Scansione asse lungo del tratto di efflusso del ventricolo sinistro dalla finestra parasternale sinistra

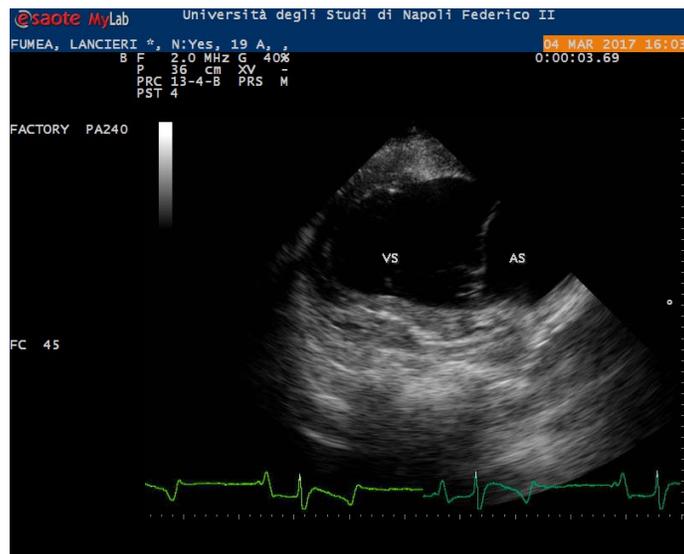


Fig. 4.7. Scansione 2 camere (ventricolo e atrio sinistro) asse lungo dalla finestra parasternale sinistra

4.6 Finestra parasternale sinistra: scansioni in asse corto

Questa scansione permette di visualizzare il ventricolo sinistro in asse corto analogamente alla scansione parasternale destra; tuttavia in pazienti con parete toracica spessa o cuore dilatato non è possibile ottenere un'immagine ottimale per eseguire le misure M-mode, contrariamente all'utilizzo della stessa scansione da destra.

- Boon (2011) Veterinary echocardiography. Ed. Blackwell
- Kienle RD, Thomas WP (1995): Equine echocardiography. In Nyland TG, Mattoon JS Veterinary Diagnostic Ultrasound. WB Saunders, Philadelphia, pp 321-344
- C. Marr (2010) Cardiology of the horse. Ed. Elsevier.
- Patteson (1996): Equine cardiology Ed. Blackwell.
- Porciello (2004) Elettrocardiografia nel cane, nel gatto e nel cavallo. Ed. Poletto.
- Virginia.B. Reef- Equine diagnostic ultrasound- ed. W.B. Saunders Company-1998

Capitolo 5

Valutazione funzionale dell'atrio sinistro

5.1 Aspetti fisiologici della funzione atriale sinistra

Gli atri, da un punto di vista anatomico, sono l'organo di collegamento tra le vene e i ventricoli: l'atrio destro e le vene cave con il ventricolo destro; l'atrio sinistro e le vene polmonari con il ventricolo sinistro (Vizzardi et al. 2012). William Harvey nel 1628 descriveva l'importanza del ruolo degli atri nella meccanica cardiaca e li paragonava nei suoi scritti a dei veri e propri serbatoi di riserva del sangue. Howell e Donaldson nel 1884 descrissero per la prima volta l'importanza del volume atriale sulla performance ventricolare (Leischik et al. 2015).

Durante la sistole ventricolare, l'anello mitralico si muove verso l'apice cardiaco, aumentando la capacità dell'atrio sinistro, poiché il suo pavimento si sposta in direzione opposta. In questo modo il volume atriale aumenta, questo evento produce una caduta della pressione nella camera cardiaca ed il sangue viene sospinto dalle vene polmonari nell'atrio sinistro. Durante la sistole ventricolare, quindi, quando le valvole atrioventricolari sono chiuse, gli atri diventano degli elementi di contenimento del sangue ossigenato. Il sangue che fluisce dalle vene nelle camere atriali non può superare le valvole chiuse e rimane negli atri provocandone la dilatazione. Quando la camera atriale si dilata, l'energia prodotta dal lavoro di distensione della parete elastica degli atri viene assorbita dal sangue, che la utilizza per raggiungere il ventricolo sinistro (Blume et al. 2011).

La prima fase del riempimento ventricolare corrisponde allo svuotamento atriale passivo. Lo svuotamento passivo avviene dal momento dell'apertura delle valvole fino all'esaurimento dell'energia ottenuta dal lavoro atriale. Durante la diastole ventricolare, a valvole, adesso, aperte, l'anello mitralico si sposta verso la base del cuore e per effetto del gradiente di pressione atrio – ventricolare, il sangue fluisce dall'atrio nel ventricolo, riducendo in questa maniera il volume atriale (fase di condotto). Successivamente, durante la fase di svuotamento attivo (sistole atriale), la contrazione dei muscoli pettinati sposta l'anello mitralico verso l'apice ventricolare, mentre la contrazione della muscolatura atriale radiale produce un movimento all'indietro dell'aorta; entrambe queste azioni contribuiscono alla diminuzione del volume atriale. D'altra parte, la tensione della parete atriale favorisce l'aumento della pressione all'interno dell'atrio, stabilendo un nuovo gradiente atrio ventricolare che ha come effetto lo spostamento del sangue tra le due camere (Kittleson et al. 2005). La funzione sistolica atriale dipende dagli stessi fattori che controllano quella ventricolare, ovvero: dall'allungamento delle fibre contrattili, secondo il meccanismo di Sterling, dal post – carico; dal sistema nervoso

autonomo, che produce un effetto inotropo positivo grazie al rilascio di catecolamine e dal sistema renina – angiotensina. La funzione contrattile dell'atrio sinistro aumenta la portata del ventricolo sinistro fino al 30 % in più a secondo dello stato diastolico del ventricolo stesso. La fase di contrazione attiva atriale gioca un ruolo importante in quei pazienti con disfunzione ventricolare e durante l'esercizio fisico.

5.2 Valutazione ecocardiografica delle dimensioni atriali

La valutazione ecografica ha consentito sicuramente di studiare meglio la funzione atriale durante tutto il ciclo cardiaco.

La dimensione dell'atrio sinistro è stata inizialmente ottenuta in M-mode ed è stata subito proposta come un barometro della funzione diastolica. Successivamente è stata preferita la misurazione dell'atrio ottenuta in B-mode ed adesso l'ecografia in 3D ha superato ogni attesa per la precisione delle misure lineari e volumetriche dell'atrio. Tra le metodiche utilizzate, sia in medicina umana sia in veterinaria, il rapporto atrio sinistro – aorta è stato per molto tempo il metodo di scelta, considerato che è una misurazione indipendente dal peso corporeo.

Ma negli ultimi anni sono state identificate delle discrepanze tra l'ingrandimento atriale valutato con il sistema volumetrico e il rapporto atrio sinistro – aorta (Wesselowski et al. 2014). Il diametro dell'atrio sinistro è stato determinato nel cavallo alla fine della sistole ventricolare e misurato a partire dal setto interatriale alla parete posteriore libera dell'atrio, in maniera parallela all'anulus mitralico. Dalla stessa scansione, ruotando di trenta gradi si ottiene il diametro dell'aorta, misurando la distanza interna tra i lembi valvolari aperti durante la sistole ventricolare. Da questo diametro è possibile calcolare l'area aortica con la formula

$$\pi * \left(\frac{Ao}{2}\right)^2.$$

I diametri e le aree sono poi indicizzati alla dimensione aortica ottenuta sulla stessa proiezione per consentire di correggere l'errore prodotto dalla diversa mole degli animali (De Clercq et al. 2014).

5.3 Valutazione ecocardiografica della funzione atriale

La funzione emodinamica degli atri viene, per motivi di studio, suddivisa in tre fasi: gli atri, infatti, agiscono inizialmente come un serbatoio di riserva e di espansione, poi successivamente come condotto e infine come una pompa ausiliaria di sostegno (Mehrzhad et al. 2014).

In medicina umana, negli ultimi anni ci si è spostati dal modello di misurazione lineare del rapporto atrio sinistro e aorta, che per i veterinari

ecografisti è quasi un archetipo, alla misura del volume atriale, che sta divenendo lo standard per lo studio dell'ingrandimento atriale.

Il volume può essere determinato in molti modi, ma la metodica di Simpson monoplano o biplano sull'immagine apicale a quattro camere da sinistra o/e a due camere, sembra essere la modalità più soddisfacente in termini di affidabilità dei risultati e ripetibilità dei dati (Khoo et al. 2011). Durante la contrazione atriale, si ottiene la misura del volume massimo e minimo e di un volume denominato “a”, che corrisponde all'inizio della contrazione atriale (precarico atriale) e al picco dell'onda “p” dell'elettrocardiogramma. Il volume atriale massimo si ottiene poco prima dell'apertura della valvola mitrale alla fine della sistole, corrisponde alla fine dell'onda T sull'elettrocardiogramma, mentre il volume minimo deve essere misurato alla fine della diastole a valvola mitrale chiusa, e corrisponde all'inizio del complesso QRS sul tracciato elettrocardiografico (Schwarzwalder et al. 2007).

Sulla base di questi parametri, è possibile poi ricavare degli indici dinamici, che descrivono la funzione atriale.

Le frazioni di svuotamento atriale insieme al volume massimo sono dei parametri utili per stabilire il rischio di malattia cardiovascolare nell'uomo (Todaro et al. 2012). Sebbene il calcolo del volume sia un dato assunto nelle linee guida per lo studio delle aritmopatie atriali (Goette et al. 2016), esso non prevede informazioni sulla contrattilità del miocardio e sulla funzione segmentale dell'atrio, che possono essere ottenute solo con la migliore diffusione e conoscenza di nuove metodiche ecografiche. Queste nuove tecniche riguardano l'uso del doppler tissutale pulsato (TDI), che insieme agli studi sulla deformazione (strain rate e speckle tracking) possono consentire di fare diagnosi precoci di processi patologici a carico dell'atrio.

Lo strain atriale con la metodica TDI permette di valutare la modificazione in lunghezza delle fibre miocardiche durante un ciclo cardiaco e risulta un indice indispensabile per la valutazione della funzione contrattile regionale e globale dell'atrio anche nel cavallo dopo cardioversione elettrica in corso di fibrillazione atriale (Declodt et al. 2013).

Lo speckle-tracking è una nuovissima modalità di indagine ecografica che consente di definire la deformazione miocardica (Caivano et al. 2016). Mentre il Doppler pulsato e tissutale e lo strain risentono dell'effetto “angolo”, lo speckle tracking invece è una tecnica “angolo-indipendente”. Quest'effetto “angolo” consiste nell'impossibilità di ottenere dati e immagini affidabili nell'uso della metodica Doppler se il sangue non

scorre parallelamente alla direzione di propagazione degli ultrasuoni, per questo la scansione apicale da sinistra “a quattro camere” è la più adatta alla misurazione dei flussi, perché in questo caso gli atri ed i ventricoli sono quasi allineati (Tobias 2000).

Purtroppo nel cavallo la proiezione apicale non è sempre facile da ottenere e la rappresentazione del doppler pulsato e TDI non è sempre buona (Schwarzwalld et al. 2007).

5.4 Significato prognostico in corso di fibrillazione atriale

Tutte le patologie che interessano la diastole atriale spesso causano lo sviluppo di patologie del ritmo, come la fibrillazione atriale che è intrinsecamente connessa con l'ingrandimento atriale.

Nel 1955 Fraser e Turner dimostrarono che la dilatazione degli atri si correlava con l'incidenza della patologia atriale nei pazienti con malattia mitralica (Schotten et al. 2003).

La disfunzione atriale produce una ridotta capacità di riserva e del condotto e una ridotta o assente pompa ausiliare, questa situazione patofisiologica è comune nei soggetti con fibrillazione atriale. Normalmente, in questa aritmia sopraventricolare si verifica l'instaurarsi di una **triade** di eventi, caratterizzati dalla presenza di un fattore scatenante (un battito prematuro), di un substrato e dall'effetto modulatore del sistema nervoso autonomo (sistema vagale) e mantenuta da un meccanismo di “rientro”: questo verificarsi di avvenimenti prende il nome di “*Triangolo di Coumel*”.

La fibrillazione atriale (FA) inizia con degli impulsi elettrici irregolari che nascono in un focus ectopico di pacemaker atriale di solito in una regione limitrofa all'ingresso delle vene polmonari e continuano con l'instaurarsi di molti circuiti di rientro (Shimizu et al. 1991).

In un atrio verosimilmente grande come quello equino, si possono sviluppare molteplici meccanismi circolari e invece che una singola onda che li attraversa, ci saranno molte onde “*vaganti*” che, depolarizzando gran parte della parete, provocano la contrazione di ogni singola regione in maniera indipendente (Van Loon et al. 2001). La FA produce la diminuzione della “spinta”, fornita dagli atri, del sangue nei ventricoli; questo impedisce da una parte il recupero della funzione sinusale e dall'altra favorisce più facilmente la disfunzione contrattile (Alessie et al. 2001). Durante l'attività sportiva, questo “**stordimento atriale**”, che si verifica nel momento dello sforzo, quando la diastole si accorcia e il tempo di riempimento ventricolare è limitato, può provocare una riduzione

della gittata cardiaca ed un peggioramento della performance cardiaca (Schwarzwalder et al. 2007) .

Lo studio ecografico della funzione atriale nel cavallo è molto recente, le limitazioni dovute alla profondità e al posizionamento del cuore all'interno del torace hanno fatto sì che non fosse semplice riportare in questa specie le tecniche ecografiche già applicate nell'uomo e negli altri animali.

Dalla misurazione dell'atrio in asse corto M-mode, che dipendeva molto dal posizionamento del cursore e spesso sottovalutava le dimensioni reali della camera atriale, si è passato alla valutazione dell'immagine B – dimensionale e al calcolo del volume.

L'immagine ottenuta da destra offre un'intera visione dell'atrio e prevede dei punti di riferimento anatomici sufficienti per ottenere valori affidabili durante l'intero ciclo cardiaco. Come già accennato, il volume atriale nel cavallo può essere valutato con il metodo di Simpson monopiano dall'immagine longitudinale da destra e non si riesce ad applicare il metodo biplano più utilizzato nell'uomo.

- Allessie, M.A. Boyden PA, Camm AJ, Kléber AG, Lab MJ, Legato MJ, Rosen MR, Schwartz PJ, Spooner PM, Van Wagoner DR, Waldo AL. – Pathophysiology and prevention of atrial fibrillation. *Circulation* 103, 769-77
- Blume G, Christopher J. Mcleod, Marion E. Barnes, James B. Seward, Patricia A. Pellikka– Left atrial function: physiology, assessment, and clinical implications *European Journal of Echocardiography* (2011) 12, 421–430
- Caivano D, M. Rishniw, BVSc, MS, PhDV. Patata, DVM M.E. Giorgi, DVM, PhD. Biretoni, DVM, PhD, F. Porciello, DVM– Left atrial deformation and phasic function determined by 2-dimensional speckle tracking echocardiography in healthy dogs *Journal of Veterinary Cardiology* 18, 146e155
- Decloedt, A Verheyen T, Van Der Vekens N, Sys S, De Clercq D, van Loon G.– Long term follow-up of atrial function after cardioversion of atrial fibrillation in horses. *Veterinary Journal.* . 197:3, 583-588.
- De Clercq, van Loon G, Schauvliege S, Tavernier R, Baert K, Croubels S, De Backer P, Deprez P.– Transvenous electrical cardioversion of atrial fibrillation in six horses using custom made cardioversion catheters *The veterinary Journal* 177 2008 198-204
- Goette et al. – Expert consensus on atrial cardiomyopathies *Journal of Arrhythmia* 32 2016 247-278
- Khoo CW, Krishnamoorthy S, Lim HS, Lip GY. – Assessment of left atrial volume: a focus on echocardiographic methods and clinical implications *Clin Res Cardiol* 2011 100: 97-105
- Kittleson Mark D., Kienle Richard D. – *Small animal cardiovascular medicine* II ed. 2005 Mosby
- Leischik R, Henning Littwitz, Birgit Dworrak, Pankaj Garg, Meihua Zhu, David J. Sahn, and Marc Horlitz– Echocardiographic Evaluation of Left Atrial Mechanics: Function, History, Novel Techniques, Advantages, and Pitfalls *BioMed Research International*, Article ID 765921
- Mehrzad R. Mohammad Rajab, and David H. Spodick – The three Integrated Phases of Left Atrial Macrophysiology and Their Interactions *Int. J. Mol. Sci.* 2014, 15, 15146-15160
- Schotten U. Maura Greiser, Dirk Benke et al.– Atrial fibrillation-induced atrial contractile dysfunction: a tachycardiomyopathy of a different sort *Cardiovascular Research* 53 (2002) 192–201
- Schwarzwald C, Schober KE, Bonagura JD. – Methods and reliability of

- echocardiographic assessment of left atrial size and mechanical function in horses AJVR 2007 vol. 68: 735-747
- Shimizu A, Akira Nozaki, Yoram Rudy, Albert L. Waldo,– Onset of induced atrial flutter in the canine pericarditis model J Am Coll CardioI 1991 17:1223-34
- Tobias Ecografia del cane e del gatto UTET 2000
- Todaro M, Indrajit Choudhuri, Marek Belohlavek, Arshad Jahangir, Scipione Carerj, Lilia Oreto, Bijoy K. Khandheri, – New echocardiographic techniques for evaluation of left atrial mechanics European heart Journal 2012 13, 973-984
- Van Loon, G. – Atrial pacing and experimental atrial fibrillation in equines 2001 Thesis
- Vizzardi E. et al. – How should we measure left atrium size and function Journal of clinical ultrasound, 2012 vol. 40, no. 3
- Wesselowski S, Borgarelli M, Bello NM, Abbott J.– Discrepancies in Identification of Left Atrial Enlargement Using Left Atrial Volume versus Left Atrial-to-Aortic Root Ratio in Dogs J Vet Intern Med ;28:1527–153.

Capitolo 6

Parte sperimentale

Materiali e Metodi

Animali arruolati

Per la realizzazione dello studio sono state valutate le cartelle cliniche di 100 cavalli appartenenti al Reggimento dei Lancieri di Montebello dell'Esercito Italiano (Roma), da cui sono stati selezionati 37 cavalli sani, di razza Sella Italiano, di ambo i sessi e con un'età compresa tra i 6 e i 21 anni. Gli animali di sesso femminile considerati non erano in gravidanza o lattazione. Ai fini dello studio i cavalli venivano suddivisi in tre classi di età: Classe 1) 5-9 anni; Classe 2) 10-16 anni; Classe 3) 17-21 anni.

Il protocollo di studio veniva preventivamente approvato dall'*Ethical Animal Care and Use Committee* dell'Ateneo Federico II di Napoli.

Misurazioni morfometriche

In tutti i cavalli selezionati sono state ottenute con un metro flessibile le seguenti misurazioni morfometriche lineari espresse in cm:

- Circonferenza toracica misurata posteriormente al garrese e ai gomiti alla fine della fase espiratoria (CT)
- Lunghezza del tronco misurata dalla tuberosità ischiatica alla punta anteriore della scapola (LT).

Le sopracitate misure lineari venivano utilizzate per stimare il peso corporeo (PC) degli animali in kg utilizzando la seguente equazione (Hall, 1971): $PC = CT \text{ (cm)}^2 \times LT \text{ (cm)} / 11,880$.

Esame clinico

Tutti gli animali arruolati sono stati sottoposti ad un'attenta visita clinica con particolare riferimento all'apparato cardiocircolatorio e respiratorio, al fine di escludere patologie cardiache e broncopolmonari. In particolare negli animali è stato eseguito un ECG di superficie con derivazione base-apice, utilizzando un elettrocardiografo portatile (modello 08 SD, BTL ITALIA).

Esame ecocardiografico

In tutti i soggetti è stato condotto un esame ecocardiografico completo, secondo le procedure e le metodiche descritte da Boon (2011) e Porciello (2004), con l'animale non sedato, posto in stazione quadrupedale in un ambiente tranquillo e contenuto da un ausiliario esperto. Per l'indagine è stato utilizzato un apparecchio ecografico portatile (MyLab alpha, Esaote) con un trasduttore multifrequenza da 1-4 MHz capace di raggiungere una

profondità massima di immagine di 35 cm. L'unico fuoco utilizzato era fissato a 15 cm di profondità e il settore di scansione veniva regolato con angolo massimo pari a 83°. Sullo schermo dell'ecografo veniva registrata simultaneamente la traccia ECG in modo da poter sincronizzare gli eventi della dinamica cardiaca, considerando come telediastole l'onda Q del complesso QRS, e come telesistole la massima escursione in avvicinamento del setto interventricolare e della parete libera posteriore del ventricolo sinistro.



Fig 6 Immagine dell'ecografo portatile My Lab Alpha

Tutti i parametri ecocardiografici sono stati calcolati da un unico operatore ed espressi come media di tre valori ottenuti su cicli cardiaci consecutivi. Le misurazioni ecocardiografiche non venivano effettuate su cicli comprendenti, o immediatamente seguenti, un blocco atrio-ventricolare di secondo grado funzionale, o quando la frequenza cardiaca superava i 45 battiti per minuto. Le misurazioni monodimensionali venivano eseguite secondo il metodo del *leading-edge* come precedentemente indicato da Zucca et al. (2008), mentre le misurazioni bidimensionali venivano eseguite secondo il metodo del *inner-edge* come precedentemente indicato da Schwarzwald et al. (2007).

Misurazioni in M-mode

In formato monodimensionale in asse corto a livello dei muscoli papillari dall'emitorace destro venivano ottenute:

- Misurazioni lineari del ventricolo sinistro:
 - Diametro interno del ventricolo sinistro in diastole (DdVS) (mm)
 - Diametro interno del ventricolo sinistro in sistole (DsVS) (mm)
 - Spessore del setto interventricolare in diastole (SIVd) (mm)
 - Spessore del setto interventricolare in sistole (SIVs) (mm)
 - Spessore della parete libera posteriore in diastole (PPd) (mm)
 - Spessore della parete libera posteriore in sistole (PPs) (mm)
 - Frazione d'ispessimento del setto interventricolare (FI-SIV) (%)
 - Frazione d'ispessimento della parete libera posteriore (FI-PP) (%)
- Parametri di funzionalità sistolica del ventricolo sinistro:
 - Frazione di accorciamento (FA) (%)
 - Frazione di eiezione (FE) (%)

Misurazioni in B-mode

In formato bidimensionale venivano ottenuti:

- Rapporto atrio sinistro/aorta

Tale rapporto veniva calcolato a partire dalle misurazioni lineari dell'atrio sinistro e dell'aorta ($Asn_{(ac)}/Ao_{(ac)}$) in asse corto alla base cardiaca ottenute dalla finestra parasternale destra.

- Misurazioni lineari dell'aorta

Il diametro aortico (DAo_d) veniva misurato dalla scansione parasternale destra asse lungo del tratto di efflusso del ventricolo sinistro. La distanza in telediastole misurata a livello dei seni di Valsalva era espressa in mm (Fig. 6).



Fig. 6. Misura del diametro dell'aorta dalla scansione parasternale destra asse lungo.

Misurazioni dell'area dell'aorta

L'area in cm^2 dell'aorta (AAo_d) veniva determinata a partire dalla dimensione lineare ottenuta in precedenza utilizzando la seguente formula: $\pi \times (DAo_d / 2)^2$ (Sgalambro, 1999).

- Misurazioni lineari dell'atrio sinistro

Le misure lineari dell'atrio sinistro venivano ottenute a partire dalla scansione parasternale destra asse lungo, ottimizzata per visualizzare le dimensioni massime atriali. A partire da tale scansione veniva misurato in mm il diametro dell'atrio sinistro (DAS), secondo una linea parallela all'annulus mitralico (Schwarzwalz et al., 2007) (Fig.6.1).



Fig 6.1. Misura del diametro dell'atrio sinistro dalla scansione parasternale destra asse lungo.

Questa misura lineare veniva determinata nella fase di massimo riempimento atriale (DAS_{max}) in telesistole ventricolare (un frame prima della apertura della valvola mitrale), all'inizio della fase di contrazione atriale (DAS_a) corrispondente all'onda P dell'ECG e nella fase di minimo riempimento atriale (DAS_{min}) (valvola mitrale chiusa).

- Misurazioni dell'area dell'atrio sinistro

L'area dell'atrio sinistro veniva ottenuta a partire dalla scansione parasternale destra asse lungo, ottimizzata per visualizzare le dimensioni

massime atriali. A partire da tale scansione veniva tracciata l'area dell'atrio sinistro espressa in cm^2 (Schwarzwalder et al., 2007) (Fig. 6.2).

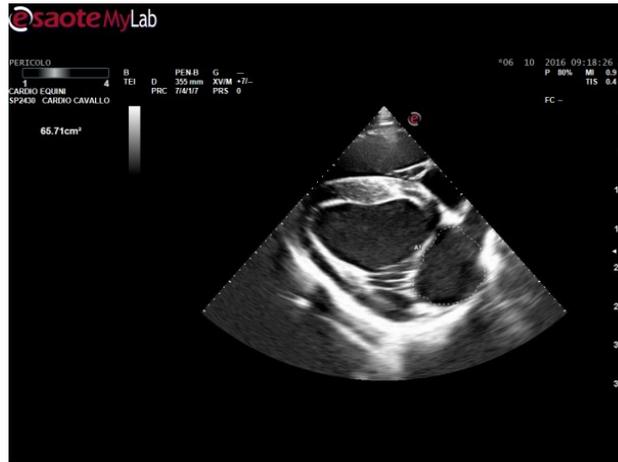


Fig.6.2. Calcolo dell'area dell'atrio sinistro dalla scansione parasternale destra asse lungo.

La misura veniva determinata nella fase di massimo riempimento atriale (AAS_{max}) in telesistole ventricolare (un frame prima della apertura della valvola mitrale), all'inizio della fase di contrazione atriale (AAS_a) corrispondente all'onda P dell'ECG e nella fase di minimo riempimento atriale (AAS_{min}) (valvola mitrale chiusa).

- Misurazione del volume dell'atrio sinistro

Il volume dell'atrio sinistro (VAS) era ottenuto a partire dalla scansione parasternale destra asse lungo, ottimizzata per visualizzare le dimensioni massime atriali (Schwarzwalder et al., 2007; Huesler et al., 2016). Per la determinazione del volume atriale veniva utilizzata la regola di Simpson monopiano (Schwarzwalder et al., 2007; Khoo et al., 2011; Huesler et al., 2016) (Fig. 6.3).

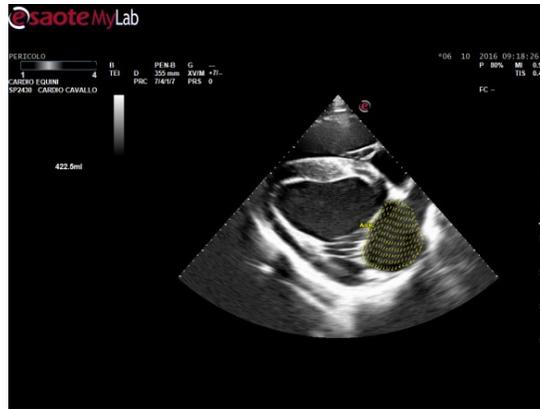


Fig. 6.3. Calcolo del volume dell'atrio sinistro dalla scansione parasternale destra asse lungo.

Il volume dell'atrio sinistro veniva determinato nella fase di massimo riempimento atriale (VAS_{max}) in telesistole del ventricolo sinistro (un frame prima della apertura della valvola mitrale), all'inizio della fase di contrazione atriale (VAS_a) corrispondente all'onda P dell'ECG e nella fase di minimo riempimento atriale (VAS_{min}) (valvola mitrale chiusa).

Le misurazioni lineari e le aree dell'atrio sinistro, al fine di eliminare l'influenza legata al differente peso corporeo (PC) degli animali, sono state normalizzate al peso di 500 kg in accordo ai principi dell'equazione allometrica, utilizzando come riportato da Huesler et al. (2016) le seguenti formule: diametro normalizzato = diametro misurato/ $PC^{1/3}$ x $500^{1/3}$; area normalizzata = area misurata/ $PC^{2/3}$ x $500^{2/3}$. Inoltre, come metodo alternativo per correggere le differenze di peso corporeo, le misurazioni lineari e l'area dell'atrio sinistro erano indicizzate con il diametro aortico (DAo_d) e l'area aortica (AAo_d) (Schwarzwalde et al., 2007). Infine, i volumi atriali venivano indicizzati con il peso corporeo tal quale (PC), espresso in kg, e la superficie corporea (SC), espressa in m^2 .

- Parametri di funzionalità atriale

Sulla base delle misurazioni lineari venivano calcolati i seguenti indici di funzionalità atriale (Piotrowski et al., 2000; Schwarzwalde et al. (2007)):

1) frazione di accorciamento attiva dell'atrio sinistro, che descrive la componente attiva della funzione di pompa dell'atrio sinistro

$$[FA_{(a)}-AS = (DAS_a - DAS_{min}) / DAS_a]$$

2) frazione di accorciamento passiva, espressione della componente passiva della funzione atriale sinistra

$$[FA_{(p)}-AS = (DAS_{max} - DAS_a) / DAS_{max}]$$

3) frazione di accorciamento totale dell'atrio sinistro, che descrive sia la componente attiva che passiva

$$[FA_{(t)}-AS = (DAS_{max} - DAS_{min}) / DAS_{max}]$$

4) indice di espansione dell'atrio sinistro o indice di riserva

$$[IE-AS_{(d)} = (DAS_{max} - DAS_{min}) / DAS_{min}]$$

I valori dei suddetti indici erano espressi come percentuale (%).

La frazione di variazione dell'area atriale espressa come % veniva determinata a partire dal valore dell'area dell'atrio sinistro (Schwarzwald et al., 2007; De Clercq et al., 2008):

1) frazione di variazione attiva dell'area dell'atrio sinistro

$$[FVA_{(a)}-AS = (AAS_{max} - AAS_a) / AAS_{max}]$$

2) frazione di variazione passiva dell'area dell'atrio sinistro

$$[FVA_{(p)}-AS = (AAS_{max} - AAS_a) / AAS_{max}]$$

3) frazione di variazione totale dell'area dell'atrio sinistro

$$[FVA_{(t)}-AS = (AAS_{max} - AAS_{min}) / AAS_{max}]$$

4) indice di espansione dell'atrio sinistro calcolato sulla base dell'area

$$[IE-AS_{(a)} = (AAS_{max} - AAS_{min}) / AAS_{min}]$$

5) Rapporto tra la variazione attiva e quella totale dell'area dell'atrio sinistro

$$[VA_{(a)}-AS / VA_{(t)}-AS = (AAS_a - AAS_{min}) / (AAS_{max} - AAS_{min})]$$

Infine, a partire dai volumi atriali venivano calcolati i seguenti parametri che definiscono le componenti della funzione emodinamica dell'atrio sinistro (Di Salvo et al., 2007):

a) Componente passiva:

- volume di svuotamento passivo, la quantità di sangue che lascia le camere dell'atrio sinistro dall'apertura della valvola mitrale fino

all'esaurimento dello stiramento della parete dell'atrio sinistro che causa lo svuotamento passivo ($VAS_{max} - VAS_a$).

- frazione di eiezione passiva: $[FE_{(p)}-AS = (VAS_{max} - VAS_a) / VAS_{max}]$.

b) Componente attiva:

- volume di svuotamento attivo, quantità di sangue espulsa dall'atrio sinistro nel ventricolo sinistro durante la contrazione atriale ($VAS_a - VAS_{min}$)

- frazione di eiezione attiva: $[FE_{(a)}-AS = (VAS_a - VAS_{min}) / VAS_a]$

c) Funzione di pompa totale dell'atrio sinistro:

- volume totale di svuotamento, quantità di sangue espulsa dall'atrio come effetto della contrazione attiva della muscolatura atriale e dello svuotamento passivo ($VAS_{max} - VAS_{min}$)

- frazione di eiezione totale dell'atrio sinistro, descrive sia la componente attiva che passiva della dinamica atriale sinistra:

$[FE_{(t)}-AS = (VAS_{max} - VAS_{min}) / (VAS_{max})]$

Misurazioni eco-Doppler

Attraverso la metodica eco-Doppler (PW e CW) venivano misurati i seguenti parametri in secondo la metodica riportata da Vajhi et al. (2013):

- Velocità di picco della polmonare con relativo gradiente pressorio (VP-Po) (m/sec) utilizzando una scansione in asse corto alla base cardiaca dalla finestra parasternale destra
- Velocità di picco dell'aorta con relativo gradiente pressorio (VP-Ao) (m/sec) utilizzando una scansione in asse lungo dalla finestra parasternale sinistra
- Velocità dell'onda E del flusso transmitralico (m/sec) utilizzando una scansione in asse lungo dalla finestra parasternale sinistra
- Velocità dell'onda A del flusso transmitralico (m/sec) utilizzando una scansione in asse lungo dalla finestra parasternale sinistra

Infine, veniva valutato il pattern di flusso transmitralico attraverso il rapporto tra la velocità dell'onda E e dell'onda A (E/A).

Analisi statistica

I dati ottenuti sono stati analizzati preventivamente con il test di Shapiro-Wilk per verificare la loro distribuzione normale. Successivamente le

diverse misure e parametri ecocardiografici ottenuti per l'atrio sinistro venivano confrontati utilizzando il test di Levene di uguaglianza delle varianze e il test *t* per il confronto delle medie. Venivano considerati significativi i valori di $p < 0.01$ e < 0.05 . I risultati sono stati espressi come media \pm deviazione standard ($M \pm DS$).

La variabilità intra- e inter-osservatore è stata determinata attraverso il coefficiente di variabilità (CV) su 10 ecocardiogrammi di 10 differenti cavalli selezionati in modo random. Al fine di valutare la variabilità intra-osservatore sullo stesso ciclo cardiaco sono state ripetute le misure lineari, di area e di volume dell'atrio sinistro da parte dello stesso osservatore a distanza di una settimana dalle precedenti misurazioni. Al fine di valutare la variabilità inter-osservatore un secondo osservatore ha ripetuto, in modalità off-line, indipendentemente le misure lineari, di area e di volume sullo stesso ciclo cardiaco.

Risultati

Nel complesso la popolazione equina esaminata aveva un'età media espressa in anni pari a $14,3 \pm 5,5 (M \pm DS)$, ed era costituita da 20 maschi castrati e 17 femmine. Il peso corporeo medio dei cavalli era pari a $552,6 \pm 58,9 (M \pm DS)$, e per questo parametro non è stata rilevata una differenza statisticamente significativa tra le diverse classi di età. Le caratteristiche dettagliate dei cavalli oggetto di studio in relazione alla classe di età sono illustrate in Tabella 1.

Tab.6. 1. Caratteristiche della popolazione equina esaminata.

Caratteristiche	Classe 5-9 anni	Classe 10-16 anni	Classe 17-21 anni
N. animali	11	11	15
Razza	Sella italiano	Sella Italiano	Sella italiano
Maschi	6	6	8
Femmine	5	5	7
Età	$7,3 \pm 1,6$	$13,7 \pm 2,14$	$19,4 \pm 1,55$
CT (cm) (M \pm DS)	$194,9 \pm 9,92$	$196,2 \pm 6,24$	$196,7 \pm 11,85$
LT (cm) (M \pm DS)	$177 \pm 8,7$	$171 \pm 5,5$	$165 \pm 8,0$
AG (cm) (M \pm DS)	$168,8 \pm 5,9$	$162,2 \pm 4,3$	$167,0 \pm 9,4$
Peso (kg) (M \pm DS)	$566 \pm 48,3$	$556 \pm 44,8$	$539 \pm 73,9$
SC (m ²) (M \pm DS)	$6,9 \pm 0,3$	$6,8 \pm 0,3$	$6,6 \pm 0,6$

M \pm DS: media+deviazione standard; *CT*: circonferenza torace; *LT*: lunghezza tronco; *AG*: altezza al garrese; *SC*: superficie corporea.

Le misure lineari, di area e di volume dell'atrio sinistro hanno mostrato una buona ripetibilità, con un CV < 5 % per la variabilità intra-osservatore e un CV compreso tra il 5 % e il 15 % per la variabilità inter-osservatore. Per quanto riguarda le misurazioni ecocardiografiche di base (M-mode, B-mode ed eco-Doppler) non sono state osservate differenze statisticamente significative tra le diverse classi di età. I dati ecocardiografici in rapporto all'età della popolazione equina esaminata sono illustrati in dettaglio in Tabella 2.

Tab.6.2. Misure ecocardiografiche di base della popolazione equina studiata

Parametro	Unità di misura	Classe 5-9 anni	Classe 10-16 anni	Classe 17-22 anni
M-mode				
DdVS	mm	117 16,8	119,8±17,1	114,0±19,2
DdVS/PC _n	mm	102,9±15,8	107,9±15,3	106,5±19,2
DsVS	mm	71,1 15,2	74,9±18,5	67,5±17,6
DsVS/PC _n	mm	62,8±15,0	67,1±15,1	62,7±14,9
SIVd	mm	34,5 4,8	32,0±4,1	32,8±3,4
SIVd/PC _n	mm	30,2±3,1	28,8±3,4	30,9±5,8
SIVs	mm	53,7 5,7	52,6±3,2	54,5±5,3
SIVs/PC _n	mm	47,2±4,9	47,5±4,9	51,4±9,8
PPd	mm	28,4 4,4	29,4 5,5	31,0±5,9
PPd/PC _n	mm	25,2±5,4	26,5±5,1	29,1±6,7
PPs	mm	41,1 5,9	43,6 7,4	45,5±8,2
PPs/PC _n	mm	36,4±7,0	39,4±7,8	42,7±9,7
FI-SIV	%	57,2±18,6	66,0±17,0	67,8±23,2
FI-PP	%	41,3±14,3	49,6±21,5	48,0±16,1
FE	%	65,5±9,4	65,7±10,4	68,4±9,6
FA	%	38,9±7,35	40,4±10,0	41,3±8,3
B-mode				
Asn _(ac)	mm	98,4±13,1	102,8±8,4	104,7±6,8
Ao _(ac)	mm	76,3±7,19	72,9±2,9	74,6±3,5
Rapporto Ao _(ac) /Asn _(ac)	-	1,2±0,1	1,4±0,1	1,4±0,1
Doppler				
VP-Ao	m/s	1,0±0,2	1,1±0,3	1,1±0,3
GP-Ao	mmHg	4,3±2,4	5,7±3,2	5,7±3,2
VP-Po	m/s	0,9±0,2	0,8±0,1	0,8±0,1
GP-Po	mmHg	4,1±2,2	2,9±1,1	2,9±1,1
Onda E	m/s	0,7±0,2	0,6±0,1	0,6±0,1
Onda A	m/s	0,3±0,1	0,4±0,1	0,4±0,1
Rapporto E/A	-	1,9±0,3	1,7±0,6	1,6±0,3
TDE	ms	204,0±31,5	247±79,6	221,9±47,1

I dati sono espressi come media±deviazione standard.

DdVS: diametro interno del ventricolo sinistro in telediastole; *DdVS/PC_n*: diametro interno del ventricolo sinistro in telediastole normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *DsVS*: diametro interno del ventricolo sinistro in sistole; *DsVS/PC_n*: diametro interno del ventricolo sinistro in sistole normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *SIVd*: spessore del setto interventricolare in telediastole; *SIVd/PC_n*: spessore del setto interventricolare in telediastole normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *SIVs*: spessore del setto interventricolare in sistole; *SIVs/PC_n*: spessore del setto interventricolare in sistole normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *PPd*: spessore della parete posteriore del ventricolo sinistro in telediastole; *PPd/PC_n*: spessore della parete posteriore del ventricolo sinistro in telediastole normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *PPs*: spessore della parete posteriore del ventricolo sinistro in sistole; *PPs/PC_n*: spessore della parete posteriore del ventricolo sinistro in sistole normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *FI-SIV*: frazione d'ispessimento del setto interventricolare; *FI-PP*: frazione d'ispessimento della parete posteriore del ventricolo sinistro; *FE*: frazione d'eiezione; *FA*: frazione d'accorciamento; *Asn_(ac)*: diametro dell'atrio sinistro misurato in asse corto; *Ao_(ac)*: diametro dell'aorta misurato in asse corto; *VP-Ao*: velocità di picco del flusso aortico; *GP-Ao*: gradiente pressorio di picco del flusso aortico; *VP-Po*: velocità di picco del flusso polmonare; *GP-Po*: gradiente pressorio di picco del flusso polmonare; *TDE*: tempo di decelerazione dell'onda E.

Le misure lineari, di area e di volume dell'atrio sinistro, considerate per le differenti fasi della dinamica atriale, non apparivano statisticamente differenti tra le diverse classi di età. Lo stesso risultato si otteneva indicizzando le misure atriali nei confronti dell'aorta, del peso corporeo e della superficie corporea. I valori delle misurazioni dell'atrio sinistro, in relazione alla fase funzionale e alla classe di età, sono illustrate in dettaglio in Tabella 3, 4 e 5.

Tab.6.3. Diametro dell'atrio sinistro misurato in B-mode

Diametro atrio sinistro	Unità di misura	Classe 5-9 anni	Classe 10-16 anni	Classe 17-21 anni
DAo _d	mm	77,9±4,5	73,1±3,3	77,0±4,5
DAS _{max}	mm	121,3±13,2	114,7±13,2	116,5±9,3
DAS _{max} /DAo _d	-	1,5±0,1	1,5±0,2	1,5±0,1
DAS _{max} /SC	-	17,6±2,3	16,8±2,3	17,6±2,4
DAS _{max} /PC _n	mm	107,9±16,5	103,7±16,2	110,1±20,4
DAS _a	mm	111,2±9,3	104,2±11,6	106,4±7,9
DAS _a /DAo _d	-	1,43±0,1	1,4±0,1	1,38±0,1
DAS _a /SC	-	16,1±1,8	15,2±1,9	16,09±2,3
DAS _a /PC _n	mm	99,3±14,0	94,1±13,0	100,7±19,2
DAS _{min}	mm	95,5±12,2	87,1±14,6	94,0±8,8
DAS _{min} /DAo _d	-	1,2±0,1	1,1±0,2	1,2±0,1
DAS _{min} /SC	-	13,8±2,1	12,8±2,4	14,1±2,0
DAS _{min} /PC _n	mm	85,4±14,5	78,8±16,0	88,8±16,5

I dati sono espressi come media±deviazione standard.

DAo_d: diametro telediastolico dell'aorta misurato in asse lungo; *DAS_{max}*: diametro massimo dell'atrio sinistro; *DAS_{max}/Ao*: diametro massimo dell'atrio sinistro indicizzato per l'aorta; *DAS_{max}/SC*: diametro massimo dell'atrio sinistro indicizzato per la superficie corporea; *DAS_{max}/PC_n*: diametro massimo dell'atrio sinistro normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *DAS_a*: diametro dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P; *DAS_a/Ao*: diametro dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P indicizzato per l'aorta; *DAS_a/SC*: diametro dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P indicizzato per la superficie corporea; *DAS_a/PC_n*: diametro dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P normalizzato al peso corporeo di 500 kg; *DAS_{min}*: diametro minimo dell'atrio sinistro; *DAS_{min}/Ao*: diametro minimo dell'atrio sinistro indicizzato per l'aorta; *DAS_{min}/SC*: diametro minimo dell'atrio sinistro indicizzato per la superficie corporea; *DAS_{min}/PC_n*: diametro minimo dell'atrio sinistro normalizzato al peso corporeo di 500 kg.

Tab.6.4. Area dell'atrio sinistro calcolata in B-mode

Area atrio sinistro	Unità di misura	Classe 5-9 anni	Classe 10-16 anni	Classe 17-21 anni
AAo _d	cm ²	61,2±3,5	57,4±2,5	60,5±3,53
AAS _{max}	cm ²	94,5±19,9	86,0±16,4	95,7±21,2
AAS _{max} /AAo _d	-	1,5±0,3	1,5±0,3	1,58±0,3
AAS _{max} /SC	-	13,7±3,5	12,6±2,4	14,5±3,9
AAS _{max} /PC _n	cm ²	76,2±27,6	70,3±16,1	88,4±42,1
AAS _a	cm ²	79,9±16,8	72,4±16,0	73,6±14,5
AAS _a /AAo _d	-	1,3±0,2	1,2±0,3	1,21±0,2
AAS _a /SC	-	11,6±3,0	10,6±2,4	11,1±2,71
AAS _a /PC _n	cm ²	69,9±25,5	61,3±14,8	67,7±30,0
AAS _{min}	cm ²	51,9±9,7	47,3±10,0	52,1±12,4
AAS _{min} /AAo _d	-	0,8±0,1	0,8±0,1	0,85±0,2
AAS _{min} /SC	-	7,5±1,6	6,9±1,55	7,8±2,0
AAS _{min} /PC _n	cm ²	41,6±13,3	38,7±10,4	47,2±20,9

I dati sono espressi come media±deviazione standard.

AAo_d: area telediastolica dell'aorta misurata in asse lungo; *AAS_{max}*: area massima dell'atrio sinistro; *AAS_{max}/Ao*: area massima dell'atrio sinistro indicizzata per l'aorta; *AAS_{max}/SC*: area massima dell'atrio sinistro indicizzata per la superficie corporea; *AAS_{max}/PC_n*: area massima dell'atrio sinistro normalizzata al peso corporeo di 500 kg; *AAS_a*: area dell'atrio sinistro misurata all'insorgenza dell'onda P; *AAS_a/Ao*: area dell'atrio sinistro misurata all'insorgenza dell'onda P indicizzata per l'aorta; *AAS_a/SC*: area dell'atrio sinistro misurata all'insorgenza dell'onda P indicizzata per la superficie corporea; *AAS_a/PC_n*: area dell'atrio sinistro misurata all'insorgenza dell'onda P normalizzata al peso corporeo di 500 kg; *AAS_{min}*: area minima dell'atrio sinistro; *AAS_{min}/Ao*: area minima dell'atrio sinistro indicizzata per l'aorta; *AAS_{min}/SC*: area minima dell'atrio sinistro indicizzata per la superficie corporea; *AAS_{min}/PC_n*: area minima dell'atrio sinistro normalizzata al peso corporeo di 500 kg.

Tab. 6.5. Volume dell'atrio sinistro calcolato in B-mode

Volume atrio sinistro	Unità di misura	Classe 5-9 anni	Classe 10-16 anni	Classe 17-22 anni
VASmax	ml	298,2±85,8	273,1±94,6	311,6±103,5
VASmax/PC		1,20±0,29	1,17±0,28	1,35±,43
VASmax/SC	-	43,6±14,3	40,1±14,7	49,9±16,0
VASa	ml	554,1±163,9	500,2±171,7	489,8±140,4
VASa/PC		0,82±0,22	0,81±0,25	0,84±0,26
VASa/SC	-	81,2±28,2	73,5±25,9	74,2±24,5
VASmin	ml	298,2±85,8	273,1±94,6	311,6±103,5
VASmin/PC		0,52±0,14	0,51±0,17	0,60±0,20
VASmin/SC	-	43,6±14,3	40,1±14,7	46,9±16,0

I dati sono espressi come media±deviazione standard.

VAS_{max} : volume massimo dell'atrio sinistro; VAS_{max}/PC : volume massimo dell'atrio sinistro indicizzato per il peso corporeo; VAS_{max}/SC : volume massimo dell'atrio sinistro indicizzato per la superficie corporea; VAS_a : volume dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P; VAS_a/PC : volume dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P indicizzato per il peso corporeo; VAS_a/SC : volume dell'atrio sinistro misurato all'insorgenza dell'onda P indicizzato per la superficie corporea; VAS_{min} : volume minimo dell'atrio sinistro; VAS_{min}/PC volume minimo dell'atrio sinistro indicizzato per il peso corporeo; VAS_{min}/SC : volume minimo dell'atrio sinistro indicizzato per la superficie corporea.

Infine, esaminando i risultati relativi ai parametri di funzionalità dell'atrio sinistro calcolati in base al diametro atriale, la frazione d'accorciamento totale e l'indice di espansione differiscono significativamente per $P<0.05$ tra la Classe 2 e la Classe 3, mostrando valori inferiori in quest'ultima. Nell'ambito dei parametri funzionali calcolati sulla base dell'area dell'atrio sinistro, la frazione di variazione passiva dell'area e il rapporto tra la variazione attiva e totale dell'area mostravano differenze statisticamente significative per $P<0.05$ tra la Classe 1 e la Classe 3. Infine, in riferimento ai parametri funzionali calcolati sulla base del volume dell'atrio sinistro, la frazione d'iezione passiva mostra valori significativamente maggiori nei soggetti in Classe 3 rispetto a quelli in Classe 1.

Tab. 6.6. Parametri di funzionalità dell'atrio sinistro

Parametro	Unità di misura	Classe 5-9 anni	Classe 10-16 anni	Classe 17-21 anni
Diametro				
$FA_{(a)}-AS$	%	14,1±7,8	16,7±7,9	11,6±6,6

FA _(p) -AS	%	8,18±3,0	8,9±4,5	8,5±4,0
FA _(t) -AS	%	21,0±8,9	24,1±5,9 ^a	19,1±5,9 ^a
IE-AS _(d)	%	28,0±15,5	32,7±10,3 ^a	24,5±10,0 ^a
Area				
FVA _(a) -AS	%	34,4±9,1	33±14,4	29,6±12,1
FVA _(p) -AS	%	15,1±8,2 ^a	15,5±9,9	22,2±7,2 ^a
FVA _(t) -AS	%	44,2±9,6	43,9±10,8	45,4±9,1
IE-AS _(a)	%	85±36,1	85,9±38,6	88,4±33,8
VA _(a) -AS/ VA _(t) -AS		0,66±0,1 ^a	0,63±0,2	0,49±0,1 ^a
Volume				
FE _(a) -AS	%	45,2±11,6	41,7±20,8	35,3±16,4
FE _(p) -AS	%	23,1±9,4 ^a	23,1±12,4	31,0±8,2 ^a
FE _(t) -AS	%	57,9±9,8	56,6±13,3	53,0±10,7

I dati sono espressi come media±deviazione standard. I valori in colonna contrassegnati con la lettera a differiscono per $P < 0.05$.

Diametro - FA(a)-AS: frazione d'accorciamento attiva dell'atrio sinistro; FA(p)-AS: frazione d'accorciamento passiva dell'atrio sinistro; FA(t)-AS: frazione d'accorciamento totale dell'atrio sinistro; IE-AS_(a): indice di espansione dell'atrio sinistro calcolato utilizzando il diametro. **Area** - FVA(a)-AS: frazione di variazione attiva dell'area dell'atrio sinistro; FVA(p)-AS: frazione di variazione passiva dell'area dell'atrio sinistro; FVA(t)-AS: frazione di variazione totale dell'area dell'atrio sinistro; IE-AS_(a): indice di espansione dell'atrio sinistro calcolato utilizzando l'area; VA(a)-AS/VA(t)-AS: rapporto tra la variazione attiva e totale dell'area dell'atrio sinistro. **Volume** - FE(a)-AS: Frazione d'eiezione attiva dell'atrio sinistro; FE(p)-AS: Frazione d'eiezione passiva dell'atrio sinistro; FE(t)-AS: Frazione d'eiezione totale dell'atrio sinistro.

Discussione

I nostri risultati confermano la possibilità di utilizzare la finestra parasternale destra nei cavalli, adulti e non sedati, per ottenere una visualizzazione ecocardiografica in B-mode, semplice e ripetibile, dell'atrio sinistro, al fine di valutare le dimensioni e i parametri di funzionalità meccanica atriali. La standardizzazione di tale approccio ecocardiografico, già introdotto da Schwarzwald et al. (2007), è di notevole importanza nella specie equina, in quanto lo studio dell'atrio sinistro rappresenta parte integrante dell'esame ecocardiografico di routine, a causa della notevole incidenza di fibrillazione atriale nei cavalli atleti. I due metodi ecocardiografici tradizionali utilizzati per misurare il diametro atriale nel cavallo presentano sostanziali limitazioni. Nelle scansioni ecocardiografiche in M-mode, sia in asse lungo 5-camere che in asse corto alla base cardiaca, per la particolare disposizione delle strutture cardiache il cursore attraversa l'auricola e non il corpo dell'atrio sottostimando così la misura della camera atriale. In B-mode la finestra parasternale sinistra in asse lungo in molti animali non consente la visualizzazione dell'atrio nella sua interezza, a causa dell'interferenza del

marginale ventrale del polmone; questo spesso determina una misurazione del diametro atriale secondo una linea non esattamente parallela, o troppo vicina, all'anulus mitralico, sottostimando anche in questo caso le dimensioni atriali. Al contrario, nel nostro studio, con l'animale correttamente contenuto in un ambiente adeguato, attraverso la finestra parasternale destra sono state ottenute in tutti i soggetti immagini di sufficiente qualità e la completa visualizzazione di tutte le strutture atriali; inoltre, le misure bidimensionali dell'atrio sinistro hanno mostrato una buona ripetibilità in ogni momento del ciclo cardiaco.

Nel nostro studio a partire dalle misure bidimensionali lineari, di area e di volume, sono stati calcolati gli indici di funzionalità meccanica dell'atrio sinistro. Come già accennato nella parte generale, la funzione meccanica atriale può essere suddivisa in tre distinte fasi. Durante la sistole ventricolare gli atri agiscono come *reservoir* ricevendo sangue dal ritorno venoso. Durante la proto- e mesodiastole, gli atri servono da condotto, consentendo il passaggio di sangue nei ventricoli. Durante la telediastole, essi si contraggono attivamente (funzione di pompa) in modo da garantire il volume telediastolico finale del ventricolo sinistro. I valori da noi ottenuti per i sopracitati indici di funzionalità appaiono superiori in termini di $\text{media} \pm \text{deviazione standard}$ a quelli disponibili in letteratura (Schwarzwald et al., 2007; Huesler et al., 2016), ed in particolar modo gli indici collegati alla funzione attiva dell'atrio sinistro ($\text{FA}_{(a)}\text{-AS}$, $\text{FVA}_{(a)}\text{-AS}$ e $\text{FE}_{(t)}\text{-AS}$) e calcolati avendo come riferimento l'onda P dell'ECG. Quest'ultimo rilievo fa supporre che l'ecocardiografia presenti dei limiti nel distinguere con estrema precisione il susseguirsi delle 3 fasi della meccanica atriale. Infatti, la dinamica atriale sinistra è determinata dalla complessa interazione tra condizioni di riempimento atriale e ventricolare, stato inotropo dell'atrio e del ventricolo, grado e durata del rilassamento atriale e ventricolare, compliance dell'atrio e del ventricolo, nonché frequenza cardiaca e conduzione elettrica intra-atriale (Pagel et al., 2003). Alla luce di quanto esposto sono necessari ulteriori studi, su un numero più ampio di animali, per definire con certezza i valori di riferimento fisiologici per tali parametri, sebbene il loro incremento relativo nei controlli seriali effettuati su cavalli dopo cardioversione sia di sicura utilità prognostica. Infatti, De Cloedt et al (2013) hanno verificato come tali parametri al settimo giorno dopo la cardioversione non siano tornati ancora nella norma, e gli stessi autori (De Cloedt et al., 2015) in uno studio retrospettivo hanno indicato un valore della frazione di variazione attiva dell'area atriale $\leq 9.6\%$ come fattore prognostico negativo collegato alla recidiva di fibrillazione atriale.

Nella presente tesi non è stata valutata, tra le diverse componenti della emodinamica atriale, la funzione dell'atrio sinistro come condotto. Il volume condotto è la quantità di sangue che fluisce dalle vene polmonari attraverso la camera dell'atrio sinistro al ventricolo sinistro senza nessuna azione dell'atrio come pompa [Eiezione VS - (VAS_{max} - VAS_{min})] (Toutouzas et al., 1996). Questa componente nella specie equina appare difficilmente valutabile poiché non è possibile ottenere una scansione quattro camere in asse lungo dalla finestra parasternale sinistra caudale, poiché l'apice cardiaco giace sullo sterno, diversamente dal cane e dall'uomo. Per tale ragione, l'impossibilità di ottenere un corretto allineamento Doppler al flusso ematico aortico conduce inevitabilmente a sottostimare la gittata del ventricolo sinistro, e di conseguenza il volume condotto atriale.

Sebbene le diverse misure bidimensionali (diametro, area, volume) siano facilmente ottenibili, e ripetibili, dalla finestra parasternale destra, sulla base dei nostri dati non è possibile stabilire l'accuratezza dei diversi indici di funzionalità meccanica derivati. Sulla base teorica i parametri basati sull'area (FVA-AS) dovrebbero essere più precisi rispetto a quelli basati sulle misure lineari (FA-AS). Al contrario, si può affermare che gli indici derivati dalle misurazioni volumetriche (FE-AS) probabilmente non aggiungono informazioni sostanziali utili dal punto di vista clinico; infatti, il metodo di Simpson monoplano probabilmente non è soddisfacente nel definire le dimensioni volumetriche di una struttura tridimensionale asimmetrica come l'atrio sinistro. Nell'uomo e nel cane la determinazione dei volumi e dei relativi indici atriali appaiono senz'altro più accurati grazie all'applicazione del metodo di Simpson biplano attraverso l'approccio parasternale sinistro, non disponibile nella specie equina.

Le misure bidimensionali, lineari e di superficie, dell'atrio sinistro sono state indicizzate, al fine di correggere le differenze in peso corporeo, al diametro e all'area aortica, in accordo a quanto già descritto in letteratura (Schwarzwald et al., 2007). Inoltre, le misure lineari e di area sono state normalizzate al peso di kg 500 utilizzando formule derivate dall'equazione allometrica, che si basa sull'assunto teorico che i volumi cardiaci siano correlati linearmente al PC corporeo, le aree siano correlate linearmente al $PC^{2/3}$ e le dimensioni lineari delle strutture cardiache siano correlate linearmente al $PC^{1/3}$ (Brown et al., 2003). I dati ottenuti nella nostro studio appaiono confrontabili con quelli di Huesler et al. (2016), rilevati in una popolazione equina molto simile, costituita da 31 *warmblood horses*. L'introduzione di uno *scaling* allometrico che corregge le variabili ecocardiografiche ad un peso corporeo standard (500 kg) appare di

notevole utilità pratica in cardiologia equina, anche se ulteriori studi sono necessari per validare la validità di tale approccio nei confronti di altre razze, eliminando così la necessità di intervalli di riferimento specifici di razza per le misure ecocardiografiche. Infine, l'indicizzazione al peso corporeo sicuramente è più attendibile rispetto all'indicizzazione con l'aorta, variabile anch'essa correlata al peso corporeo.

Le misure e gli indici atriali sono stati confrontati nelle tre classi di età in cui è stata suddivisa la popolazione equina oggetto di studio. Analogamente a quanto riportato da Huesler et al. (2016), nel nostro campione nei soggetti più anziani si rileva una riduzione della $FA_{(t)}-AS$ e del rapporto $VA_{(a)}-AS/VA_{(t)}-AS$, nonché un aumento dei valori di $FVA_{(p)}-AS$ e di $FE_{(p)}-AS$. Quanto osservato nel cavallo è in disaccordo con quanto riportato nell'uomo anziano, dove l'età avanzata è associata ad una ridotta funzione di svuotamento passivo dell'atrio sinistro, contribuendo così ad un incremento della forza di eiezione atriale e del volume di sangue espulso dall'atrio attivamente (Nikitin et al., 2003).

Per quanto riguarda i dati ecocardiografici di base (B-mode, M-mode ed eco-Doppler), non abbiamo rilevato differenze statisticamente significative confrontando le tre classi di età. Huesler et al. (2016) hanno evidenziato un aumento dello spessore del SIVd con l'avanzare dell'età in un gruppo di *warmblood horses*. Al-Haidar et al. (2013) hanno documentato in una popolazione equina generica l'influenza dell'età sul diametro aortico, sebbene questi autori avessero suddiviso gli animali in sole due grosse categorie (< 2 anni e > 2 anni). Nel confronto con gli altri studi presenti in letteratura bisogna sottolineare che la nostra popolazione equina era omogenea dal punto di vista dell'attività fisica svolta, in quanto costituita da cavalli dell'Esercito Italiano non agonisti, ma sottoposti ad un regolare e standardizzato allenamento.

Conclusioni

Sulla base dei risultati ottenuti possiamo affermare che la finestra parasternale destra nel cavallo può essere utilizzata di routine per lo studio ecocardiografico dell'atrio sinistro, consentendo una rapida e buona visualizzazione dell'intero atrio. Con tale approccio ecocardiografico è possibile ottenere misure e parametri di funzionalità atriali utili in campo clinico, ed in particolar modo nel follow-up dei cavalli con fibrillazione atriale sottoposti a cardioversione. Infine, i nostri dati evidenziano come nel cavallo di razza Sella Italiano le variabili ecocardiografiche (B-mode, M-mode ed eco-Doppler) non sono influenzate dall'età.

- Al-Haidar, A., Farnir, F., Deleuze, S., Sandersen, C.F., Leroux, A.A., Borde, L., Cerri, S., Amory, H., 2013. Effect of breed, sex, age and body weight on echocardiographic measurements in the equine species. *Research in Veterinary Science* 95, 255-260.
- Boon J.A., *Veterinary Echocardiography*, 2th Ed. Wiley - Blackwell Editore, 2011.
- Brown, D.J, Rush, J.E., MacGregor, J., et al., 2003. M-mode echocardiographic ratio indices in normal dogs, cat, and horses: a novel quantitative method. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 17, 653-662.
- Decloedt A., Verheyen T., Van Der Vekens B., Sys, S., De Clercq, D., van Loon, G., 2013. Long-term follow-up of atrial function after cardioversion of atrial fibrillation in horses. *The Veterinary Journal* 197, 583-588.
- Decloedt A., Schwarzwald, C.C., Van Der Vekens B., Pardon, B., Reef, V.B., van Loon, G., 2015. Risk factors for recurrence of atrial fibrillation in horses after cardioversion to sinus rhythm. *Journal of Veterinary Internal Medicine* 29, 946-953.
- Di Salvo, G., Galderisi, M., Rea, A., Ansalone G., Dini, F.L., Gallina, S., Mele, D., Montisei, R., Sciomer, S., Mondillo S., Di Bello, V., Marino, P.N., 2007. Valutazione ecocardiografica della funzione atriale nelle patologie cardiache. *Giornale italiano di Cardiologia* 8, 225-235.
- Huesler I.M., Mitchell, K.J., Schwarzwald, C.C., 2016. Echocardiographic assessment of left atrial size and function in warmblood horses: reference intervals, allometric scaling, and agreement of different echocardiographic variables, DOI: 10.1111/jvim.14368, 1-12.
- Khoo, C.W., Krishnamoorthy, S., Lim, H.S., Lip, G.Y.H., 2011. Assessment of left atrial volume: a focus on echocardiographic methods and clinical implications. *Clinical Research in Cardiology* 100, 97-105.
- Nikitin, N.P., Witte, K.K., Thackray, S.D., et al., 2003. Effect of age and sex on left atrial morphology and function. *European Journal of Echocardiography* 4, 36-42.
- Pagel, P.S., Kehl, F., Gare M., et al., 2003. Mechanical function of the left atrium: new insights based on analysis of pressure-volume relations and Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 98, 975-994.
- Piotrowski, G., Goch, A., Wlzlowski R., Gawor Z., Goch, J.H., 2000. Non-invasive methods of atrial function evaluation in heart diseases. *Medical Science Monitor* 6, 827-839.

- Porciello, F. Esame ecocardiografico nel cavallo. In: Ecocardiografia nel Cane, nel Gatto e nel Cavallo, 183-210, Poletto Editore, 2004.
- Schwarzwald, C.C., Schober, K.E., Bonagura J.D., 2007. Methods and reliability of echocardiographic assessment of left atrial size and mechanical function in horses. *American Journal of Veterinary Research* 68, 735-747.
- Sgalambro, A. Principi di Fisica Doppler ed Esame Doppler. In: Nicolosi G.L..Trattato di Ecocardiografia Clinica, 193-350, Piccin Editore, 1999.
- Vajhi, A.r., Mirshahi, A., Mokhbe Defzouli, M.R., Masoudifard, M., Veshkini, A., Sorouri, S., Torki, E., Azizzadeh, M., Ghiadi, A.J., 2013. Normal pulsed wave Doppler echocardiographic parameters of Turkmen horses of Iran. *Iranian Journal of Veterinary Research* 14, 42-49.
- Zucca, E., Ferrucci, F., Croci, C., Di Fabio, V., Zaninelli, M., Ferro, E., 2008. Echocardiographic measurements of cardiac dimensions in normal Standardbred racehorses. *Journal of Veterinary Cardiology* 10, 45-51.