



Institut des Sciences
Vétérinaires- Blida



Université Saad
Dahlab-Blida 1-

Projet de fin d'études en vue de l'obtention du
Diplôme de Docteur Vétérinaire

**Étude comparative de trois systèmes de dérivations électrocardiographiques :
(standard, Dubois, CEPB) chez le chien.**

Présenté par

Slimani Asma

Bessaa Zahra

Soutenu le 14/07/2019

Devant le jury :

Président(e) :	Dr Yahimi.A	MCB	Univ. BLIDA1
Examineur :	DrAdel.Dj	MCB	Univ. BLIDA1
Examineur :	DrDjoudi.M	MCB	Univ.BLIDA1
Promoteur :	Dr Belala .R.	MCB	Univ. BLIDA1

Année : 2018/2019



Institut des Sciences
Vétérinaires- Blida



Université Saad
Dahlab-Blida 1-

Projet de fin d'études en vue de l'obtention du
Diplôme de Docteur Vétérinaire

**Étude comparative de trois systèmes de dérivations électrocardiographiques :
(standard, Dubois, CEPB) chez le chien.**

Présenté par

Slimani Asma

Bessaa Zahra

Soutenu le 14/07/2019

Devant le jury :

Président(e) :	Dr Yahimi.A	MCB	Univ. BLIDA1
Examineur :	DrAdel.Dj	MCB	Univ. BLIDA1
Examineur :	DrDjoudi.M	MCB	Univ.BLIDA1
Promoteur :	Dr Belala .R.	MCB	Univ. BLIDA1

Année : 2018/2019

Remerciements

On remercie :

Dieu le tout puissant qui nous a donné force et patience pour achever ce modeste travail. Notre promoteur Dr BELALA. R, de nous avoir confié cette étude, et de son aide précieux le long de notre travail.

Hommage respectueux.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury Dr Adel.Dj, Dr Yahimi.k et Dr Djoudi.M pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre travail en acceptant de l'examiner.

Merci beaucoup.

Aux deux techniciens de la Plateforme messieurs Saci Tayeb et GhezalAbdelghani de nous avoir assisté durant l'expérimentation et le traitement des données à l'Excel.

A Mademoiselle MEDJKOUNE Myra étudiante stagiaire à la plateforme de nous avoir prêté assistance durant notre expérimental et aidé dans les contacts avec les propriétaires de chiens.

Sincères reconnaissances

A toute personne qui nous a aidés, de loin ou de près, dans le centre cynotechnique de reproduction canine militaire.

Merci beaucoup

A Dr MenariAllae , aux propriétaires des chiens

Mille mercis

Dédicaces

A ma chère maman,

Autant de phrases aussi expressives soient-elles ne sauraient montrer le degré d'amour et d'affection que j'éprouve pour toi. Tu m'as comblé avec ta tendresse et ton affection tout au long de mon parcours. Tu n'as cessé de me soutenir et de m'encourager durant toutes les années de mes études, tu as toujours été présente à mes côtés pour me consoler quand il fallait. En ce jour mémorable, pour moi ainsi que pour toi, reçoit ce travail en signe de ma vive reconnaissance et ma profonde estime. Puisse le tout puissant te donner santé, bonheur et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour.

A mon très cher papa,

Autant de phrases et d'expressions aussi éloquentes qu'elles soient ne sauraient exprimer ma gratitude et ma reconnaissance. Tu as su m'inculquer le sens de la responsabilité, de l'optimisme et de la confiance en soi face aux difficultés de la vie. Tes conseils ont toujours guidé mes pas vers la réussite. Ta patience sans fin, ta compréhension et ton encouragement sont pour moi le soutien indispensable que tu as toujours su m'apporter. Je te dois ce que je suis aujourd'hui et ce que je serai demain et je ferai toujours de mon mieux pour rester ta fierté et ne jamais te décevoir. Que Dieu le tout puissant te préserve, t'accorde santé, bonheur, quiétude de l'esprit et te protège de tout mal.

A mon frère Réda,

Pour toute l'ambiance dont tu m'as entouré, pour toute la spontanéité et ton élan chaleureux, Je te dédie ce travail. Puisse Dieu le tout puissant exhausser tous tes vœux.

A ma chère sœur Hanane,

Ton encouragement et ton soutien étaient la bouffée d'oxygène qui me ressourçait dans les moments pénibles, de solitude et de souffrance. Merci d'être toujours à mes côtés, par ta présence, par ton amour dévoué et ta tendresse, pour donner du goût et du sens à notre vie de famille. En témoignage de mon amour, de mon admiration et de ma grande affection, je te prie de trouver dans ce travail l'expression de mon estime et mon sincère attachement. Je prie Dieu le tout puissant pour qu'il te donne bonheur et prospérité.

A la mémoire de mon grand-père maternel, la mémoire de ma grand-mère maternelle ,

Qui ont été toujours dans mon esprit et dans mon cœur, je vous dédie aujourd'hui ma réussite.

Je ne pourrais jamais exprimer le respect que j'ai pour vous. Vos prières, vos encouragements et votre soutien m'ont toujours été d'un grand secours. Que Dieu vous préserve dans son vaste paradis.

A la mémoire de mon grand-père paternel,

Je vous dédie ce modeste travail qui n'aurait jamais vu le jour sans vos conseils d'enfance, vous m'avez élevé comme si j'étais votre propre fille, vous avez comblé l'absence de mon papa quand il était en mission, aujourd'hui vous n'êtes plus là, mais je sais que vous êtes fier de moi car je suis devenu une femme de principe, tout comme vous m'avez élevée. Que Dieu, le miséricordieux, vous accueille dans son éternel paradis.

A ma grand-mère paternelle.

Que ce travail, soit l'expression des vœux que vous n'avez cessé de formuler dans vos prières.

Que Dieu vous préserve santé et longue vie.

A ma grande famille, à tous mes tantes et mes oncles. Vous êtes la bougie qui enlumine mon chemin.

A ma très chère binôme Zahra,

En souvenir d'une enfance dont nous avons partagé les meilleurs et les plus agréables moments. Pour toute la complicité et l'entente qui nous unissent, ce travail est un témoignage de mon attachement et de mon amour.

A toutes mes amies :

à Iness qui m'écoute attentivement, à Meriem mon porte bonheur, à Yasmine qui me fascine tout le temps avec ses histoires, à Narimène ma boule d'énergie, à Imène mon âme sœur et à Houria l'exemple de sagesse. Je vous dédie ce modeste travail.

Slimani.Asma

Dédicaces

A ma maman,

Qui a toujours cru en moi et qui m'a soutenue dans tous les instants difficiles, tu m'as donné la vie et le courage pour réussir. Tout ce que je peux t'offrir ne pourra pas exprimer l'amour et la reconnaissance que je te porte.

En témoignage, je t'offre ce modeste travail pour te remercier pour tes sacrifices et pour l'affection dont tu m'as toujours entourée.

A mon père,

L'épaule solide, l'œil attentif, J'espère que tu es aussi fier de moi que je le suis de toi. Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que Dieu te préserve et te procure santé et longue vie.

A mon frère Islam que j'aime beaucoup,

Je te remercie d'être toujours à mes côtés.

A ma petite sœur Melissa,

Je te souhaite tout le bonheur et la réussite je t'aime ma princesse

A ceux qui ne sont plus là mais qui auraient été fiers de moi, mes chères grand parents

Que Dieu vous garde dans son vaste paradis.

A toi grand-mère,

Un gros bisou pour toi tu es l'odeur que grand père m'as laissé je t'aime, Dieu te garde pour nous.

*A tous mes oncles: Moubarek, Hakim, Djamel, Nordine
et leurs femmes respectivement : Hadjira, Samia, Amel, Souad.*

Mes tantes, Saida, Ghania, Hayet, Farida

Ainsi que leurs maris respectivement, Said, Moustapha, Amar, Zoubir.

A tous mes cousins et toutes mes cousines, je vous aime.

A mes chères cousines Kenza et Imène, Ferial

Je vous souhaite tous le bonheur, je vous adore

A mon grand oncle et sa femme Abdelmadjid et fatima.

Une grande dédicace à mes copines Meriem, Asma, Djida, Dihia ,yasmine , Imene , Dallel, Amina.

A ma copine et sœur d'enfance, Amina je t'aime.

A ma binôme et chère amie et sœur Asma,

Je te remercie infiniment pour tes efforts je te souhaite toute la réussite, la joie, le bonheur et la bonne santé, on a passé ensembles d'agréables moments, on a partagé plein de choses j'espère qu'on reste unies pour toute la vie.

Bessaa Zahra

Résumé

Il est largement rapporté que l'électrocardiographie canine souffre de limites incontournables dans le diagnostic des hypertrophies auriculo-ventriculaires à cause des valeurs erronées de l'axe cardiaque moyen QRS obtenues dans le système de dérivation standard « Einthoven » chez le chien.

Notre étude représente une approche comparative entre trois systèmes de dérivation (Standard « Einthoven », de Dubois et du Centre d'Etude et de Production Biologique des armées « CEPB ») dans le but de trouver des alternatives au système standard.

Vingt chiens adultes et en bon état de santé générale et cardiovasculaire ont été inclus. Chaque animal a subi trois enregistrements ECG (Standard, Dubois et CEPB) réalisés chacun en trois modes (Automatique, manuel « DI, DII, DIII » et manuel « aV_R, aV_L, aV_F ». La comparaison entre les systèmes étudiés a été faite par analyse statistique des données (ANOVA) au moyen du logiciel SPSS.

Nos résultats montrent que le système standard donne des valeurs d'axes cardiaques moyens « QRS, P, T » qui sortent de l'intervalle physiologique alors que dans les systèmes « Dubois, CEPB » ces valeurs restent dans cet intervalle.

Par ailleurs, la plupart des autres paramètres ECG (amplitudes des ondes P, R, S, T, les durées de P, R, S, et les intervalles QT, PR) semblent être tout à fait comparables entre les trois systèmes de dérivation étudiés.

Contrairement au système standard, les deux autres (Dubois et CEPB) ont permis de vérifier le théorème d'Einthoven et semblent ainsi mieux adaptés à la topographie anatomique du cœur et sa localisation dans le double tri-axe de Bailey chez le chien. Ces deux systèmes représenteraient deux bonnes alternatives au système Standard.

Mots clés : Electrocardiographie, système classique ou standard (d'Einthoven), système de Dubois, système du Centre d'Etude et de Production Biologique des armées (CEPB), Cardiologie canine, excitabilité cellulaire, électrocardiogramme (ECG), quadrupède.

المخلص

تشير التقارير علينطاق قواسعاليًا تخطيط كهربية القلب بالكلاب بيغانيم نقيود لا مفر منها في تشخيص التضخم الأذيني البطيني بسبب القيمة الخاصة لمحور القلب QRS الذي تم الحصول عليه في نظام الاشتقاق القياسي لـ "ايتوفن" عند الكلاب.

تمثل دراستنا مقارنة مقارنة بين ثلاثة أنظمة اشتقاق القياسي "ايتوفن"، و نظام دوبوا ونظام مركز الدراسات والتأجيل البيولوجي لـ "CEPB" من أجل إيجاد بدائل للنظام القياسي.

تضمنت الدراسة عشرين كلبًا بالغًا و في صحة جيدة فيما يخص القلب والأوعية الدموية .

خضع كل حيوان لثلاث تسجيلات ECG: نظام ايتوفن، نظام دوبوا و CEPB في ثلاثة أوضاع: تلقائي، يدوي، DI، "DII"، "DIII" و يدوي aVR، aVL، aVF

تم إجراء المقارنة بين الأنظمة المدروسة عن طريق التحليل الإحصائي لبيانات (ANOVA) باستخدام برنامج SPSS

تظهر نتائجنا أن النظام القياسي عظيم متوسط قيم محاور القلب QRS، "P"، "T"

التي تقع خارج النطاق القياسي و جيبينما في أنظمة "دوبوا"، CEPB تبقى هذا القيم في هذا النطاق.

علاوة على ذلك، يبدو أن معظم معالم ECG سعة الموجة P و R و S و T و P و R و S و فترات QT و PR يمكن مقارنتها تمامًا بين الأنظمة الثلاثة التي تم دراستها.

على عكس النظام المعياري، قاما الاثنان الآخران Dubois و CEPB

بالتحقق من نظرية ايتوفن، وبالتالي يبدو أنهما أفضل تكييفًا مع موقع القلب في المحور المزود و جيبا يلي عند الكلاب . سيكون هذا النظامان بديلًا جيدًا للنظام القياسي.

الكلمات المفتاح: جهاز قياس تخطيط كهربية القلب، نظام الاشتقاق القياسي، ايتوفن، نظام دوبوا، نظام مركز الدراسات والتأجيل البيولوجي لـ "CEPB"، علم أمراض القلب لدى الكلاب، استئارة الخلية، تخطيط كهربية القلب، ذو أربعة أرجل.

Abstract

It is widely reported that canine electrocardiography suffers from unavoidable limitations in the diagnosis of atrioventricular hypertrophies because of the false values of the QRS medial heart axis obtained in the standard "Einthoven" derivation system in dogs.

Our study represents a comparative approach between three derivation systems (Standard "Einthoven", Dubois and the Center for Study and Biological Production of Armies "CEPB" system in order to find alternatives to the standard system.

Twenty adult dogs in good general and cardiovascular health were included. Each animal has undergone three ECG recordings (Standard, Dubois and CEPB) each one made in three modes Automatic, manual "DI, DII, DIII" and manual "aVR, aVL, aVF." The comparison between the studied systems was made by statistical analysis of data (ANOVA) using SPSS software.

Our results show that the standard system gives average cardiac axis values "QRS, P, T" which are outside the physiological range while in the "Dubois, CEPB" systems these values remain in this range.

Moreover, most other ECG parameters (P wave amplitudes, R S, T, P, R, S durations, and QT, PR intervals) appear to be quite comparable between the three systems studied.

Unlike the standard system, the two others (Dubois and CEPB) have verified Einthoven's theorem and thus seem better adapted to the anatomical topography of the heart and its location in the double tri-axis of Bailey in dogs. These two systems would represent two good alternatives to the Standard system.

Key words: Electrocardiography, classic system or standard (Einthoven's), Dubois system, army Centre of studies and biological Production system (CEPB), canine Cardiology, cellular excitability, electrocardiogram (ECG), quadrupedal.

Sommaire

Remerciements	
Dédicaces	
Résumé en français	
Résumé en arabe	
Résumé en anglais	
Sommaire	
Liste des figures	
Liste des abréviations	
Introduction.....	01
Chapitre 1 : Anatomie topographique et bases électrophysiologiques.....	03
1. La topographie cardiaque.....	03
2. Bases électrocardiographiques.....	05
2-1 Le potentiel de repos	05
2-2 Le potentiel d'action.....	06
2-3 Le rapport entre le potentiel d'action et l'électrocardiogramme.....	07
2-4 Excitabilité cellulaire	07
Chapitre 2 : Bases d'électrocardiographie et dérivations.....	09
1.Électrocardiographie.....	09
1-1Définition.....	09
1-2 Matériel d'électrocardiographie.....	09
1-3 Elément constitutifs d'un tracé ECG et leur signification.....	10
2. Les dérivations électrocardiographiques.....	12
2-1Définition.....	13
2-2 Système standard de derivations chez le chien.....	13

2-3 Interpretation de l'ECG.....	16
Chapitre 3 : Approche comparatives entre les systèmes de dérivations.....	18
1. Discussion sur la validité des dérivations d' Einthoven chez les quadrupèdes	18
2. Les autres systèmes de dérivations	19
2-1 Chez le cheval.....	19
2-2 Chez les bovins.....	19
2-3 Chez le chien.....	20
Problématique et objectif.....	21
Matériel et méthodes.....	23
1. Le lieu de l'expérimentation.....	23
2. Animaux.....	24
3.	
Matériels.....	25
3-1 ECG Fukuda Denshi Cardimax FX7202.....	25
3-2 Electrodes et pinces crocodiles.....	25
3-3 Gel.....	25
3-4 Chariot médical.....	26
4. Méthodes.....	26
4-1 Préparation de l'animal.....	26
4-2 Position de l'animal.....	26
5. Enregistrement pratique.....	28
6. Etude statistique.....	28
Résultats.....	29
1. Les amplitudes et les durées de l'onde de dépolarisation auriculaire (p).....	29
2. Les amplitudes et les durées de dépolarisation ventriculaire septal(Q).....	30
3. Les amplitudes et durées de dépolarisation ventriculaire pariétale(R).....	32
4. Les amplitudes et durées de dépolarisation ventriculaire basilaire(S).....	33

5. les amplitudes et durées de l'onde de repolarisation ventriculaire (T).....	35
6. Les durées des différents intervalles et segments électrocardiographiques.....	36
7. Les valeurs des différents axes électriques comparativement entre les trois systèmes de dérivations évalués.....	39
Discussion.....	42
Comparaison de nos résultats avec la littérature scientifique.....	42
Comparaison des résultats des paramètres obtenus dans les trois systèmes de dérivations.....	44
Comparaison des résultats de l'axe électrique cardiaque(QRS) entre les trois systèmes de dérivations.....	45
Conclusion.....	47

Liste des tableaux

Tableau 01: Valeurs moyennes des paramètres de P (amplitude et durée) sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	29
Tableau 02 : Valeurs moyennes des paramètres de P (amplitude et durée) sur l'axe unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations	29
Tableau 03 : Résultats de l'analyse des variances (ANOVA) des paramètres de P (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII.....	29
Tableau 04 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de P (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF	30
Tableau 05 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de Q sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	30
Tableau 06 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de Q sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations	30
Tableau 07 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de Q (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII	32
Tableau 08 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de Q(amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF(n=20).....	32
Tableau 09 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de R sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	32
Tableau 10 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de R sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations	32
Tableau 11 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de R (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII.....	32
Tableau 12 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de R amplitude et durée entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF	33
Tableau 13 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de S sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	33
Tableau 14 : Valeurs moyennes de la durée de S sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations	34

Tableau 15 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de S (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII	34
Tableau 16 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de S (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur sur l'axe unipolaire aVF	34
Tableau 17 : Valeurs moyennes de l'amplitude de T sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	35
Tableau 18 : Valeurs moyennes de l'amplitude de T sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations	35
Tableau 19 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'amplitude de T entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII	35
Tableau 20 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'amplitude de T entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF	35
Tableau 21 : Valeurs moyennes de la durée P-R sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	36
Tableau 22 : Valeurs moyennes de la durée de P-R sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations	36
Tableau 23 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de P-R entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DI.....	36
Tableau 24: Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de P-R entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF	37
Tableau 25 : Valeurs moyennes de la durée QRS dans les trois systèmes de dérivations (n=20).....	37
Tableau 26 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de QRS entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII	37
Tableau 27 : Valeurs moyennes de la durée QT sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	38
Tableau 28 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de QT entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII	38
Tableau 29 : Valeurs moyennes de la durée R-R sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations	38
Tableau 30 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de R-R entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII	39

Tableau 31 : Valeurs moyennes de l'axe électrique P dans les trois systèmes de dérivations	32
Tableau 32 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'axe électrique P entre les trois systèmes de dérivations.....	39
Tableau 33 : Valeurs moyennes de l'axe électrique de T dans les trois systèmes de dérivations	40
Tableau34 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'axe T dans les trois systèmes de dérivations	40
Tableau 35 : Valeurs moyennes de l'axe électrique QRS dans les trois systèmes de dérivations	40
Tableau 36 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'axe QRS entre les trois systèmes de dérivations	40
Tableau 37 : Comparaison des résultats obtenus dans le système classique avec les résultats de littérature sur la dérivation DII	42

Listes des figures

Figure 1 : Vue latérale gauche du thorax d'un chien matérialisant la projection du coeur sur la paroi costale.....	3
Figure 2 : Vue ventrale du thorax d'un chien matérialisant la projection du coeur sur le sternum.....	4
Figure 3 : Vue latérale gauche du thorax d'un chien longiligne (à gauche) et d'un chien bréviligne à droite), montrant la différence dans la morphologie et la topographie cardiaque.....	4
Figure 4 : Vue latérale gauche (à gauche) et vue latérale droite (à droite) du thorax d'un chien , avec représentation des organes intrathoracique.....	5
Figure 5 : La membrane cellulaire cardiaque et ses principaux canaux.....	6
Figure 6 : Potentiel d'action d'une cellule myocardique et mouvements ioniques correspondants (g exprimant la conductivité).....	7
Figure 7 : Conduction intraventriculaire.....	7
Figure 8 : Période réfractaire	8
Figure 9 : ECG enregistreur Cardimax.....	9
Figure 10 : Dimension du papier d'électrocardiogramme.	10
Figure 11 : Les séquences d'activation cardiaque.....	12
Figure 12 : dérivation du double tri axe de Bailey.....	13
Figure 13 : Le système de dérivation d'Einthoven.....	13
Figure 14 : Les dérivation bipolaires.....	14
Figure 15 : L'emplacement des électrodes.....	15
Figure 16 : Construction de l'hexa-axe de Bailey.....	16
Figure 17 : Le calcul de l'axe électrique du cœur.....	17
Figure 18 : Comparaison des triangles d'Einthoven obtenus avec les dérivation standards (à droite chez l'homme, à gauche chez le cheval.....	18
Figure 19 : Disposition of electrodes by the Dubois method	19
Figure 20 : The place of alligator clips electrodes in Dubois leads	19
Figure 21 : La clinique canine d'institut des sciences vétérinaires de Blida 1.23	
Figure 22 : La salle de consultation de la clinique canine.....	23
Figure 23 : Laboratoire des biotechnologies liées à la reproduction animale Blida 1. .24	
Figure 24 : Laboratoire d'analyses.....	24
Figure 25 : Salle de consultation.....	24

Figure 26 : Salle de chirurgie.....	25
Figure 27 : Chiens pris en photo lors de la partie.....	26
Figure 28 :L'électrocardiogramme FX-7202.....	27
Figure 29: Pinces à ECG.....	27
Figure 30 : Chien en position de décubitus latérale gauche dans le système standard..	28

Liste des abréviations

Pr : Potentiel de Repos.

Pa : potentiel d'action.

PRT : Période Réfractaire Totale.

PRA : Période Réfractaire Absolue.

PRR : Période Réfractaire Relative.

mV: millivolts.

ECG: électrocardiogramme.

AVR: Augmented vector right.

aVL: augmented vector left.

aVF: augmented Vector Foot.

SEM: Standard ErrorMean.

CEPB : Centre d'Etude et de Production Biologique des armées.

ANOVA : Analysis Of Variance.

Introduction

L'électrocardiographie est le processus d'enregistrement du changement d'activité électrique du cœur. C'est un moyen peu coûteux et efficace de diagnostic des arythmies et des troubles de conduction cardiaques chez l'homme et les animaux. L'enregistrement se fait en plaçant sur le corps de l'animal des électrodes liées à un électrocardiographe, qui n'est autre qu'un voltmètre (ou galvanomètre) enregistrant les différences de potentiel (Philippe Cornet 1993). Les lieux d'emplacement des électrodes définissent divers modes d'exploration du cœur appelés système de dérivation électrocardiographiques.

Il existe plusieurs systèmes de dérivation électrocardiographiques dont le système classique ou standard basé sur le postulat d'Einthoven qui est le plus connu et qui est parfaitement adapté à l'électrocardiographie humaine (Michel Collet et Gérard Le Bobinnec.2001). Il existe également d'autres systèmes plus adaptés aux animaux étant des quadrupèdes à savoir les systèmes de Dubois, base apex, du Centre d'Etude et de Production Biologique des armées (CEPB) qui sont fréquemment utilisés chez les équidés, les bovins et d'autres espèces mais jamais évalués en électrocardiographie canine (Michel Collet et Gérard Le Bobinnec .2001).

En effet, bien que le chien soit un quadrupède, la pratique en cardiologie canine ainsi que la littérature scientifique ont paradoxalement toujours fait appel au système de dérivation classique en plaçant les électrodes sur les membres comme s'il s'agissait d'un bipède. Cependant, contrairement à l'homme, le cœur du chien a subi une inclinaison selon une direction céphalo-caudale faisant un angle de 45° avec l'horizontale et une rotation de 45° par rapport à une direction transversale. Par voie de conséquence, le triangle d'exploration qui se forme entre les trois électrodes de membres n'est pas équilatéral comme chez l'homme mais plutôt isocèle, l'axe électrique du cœur n'est pas dans le plan du triangle d'exploration du fait de l'inclinaison du cœur et les axes bipolaires II et III ne sont pas en face des ventricules gauche et droit, en raison de la rotation du cœur. Ces particularités et divergences par rapport au cœur humain font en sorte que l'équation fondamentale d'Einthoven n'est jamais vérifiée et qu'il est impossible de construire l'axe électrique du cœur (Michel Collet et Gérard Le Bobinnec2001). Ceci explique bien les valeurs erronées de l'axe cardiaque moyen QRS obtenues dans le système de dérivation standard « Einthoven » chez le chien limitant ainsi l'intérêt de

l'électrocardiographie canine dans le diagnostic des hypertrophies auriculo-ventriculaires et les autres pathologies diagnostiquées par calcul de l'axe électrique.

Ainsi, nous pensons que l'application chez le chien d'un système de dérivation électrocardiographique adapté aux quadrupèdes permettrait éventuellement de remettre le cœur dans le plan du triangle d'exploration et de vérifier le postulat d'Einthoven et corriger ainsi la construction de l'axe électrique.

Dans cette optique, la présente étude se veut une approche comparative entre trois systèmes de dérivation électrocardiographiques (Standard « Einthoven », de Dubois et du Centre d'Etude et de Production Biologique des armées « CEPB » dans le but de trouver des alternatives au système standard inadapté chez le chien.

Chapitre 1 : Anatomie topographique et bases électro physiologiques.

1. La topographie cardiaque :

Le cœur est situé dans la cavité thoracique, entre les deux lames du médiastin moyen. (Pierard, 1971 ; Collin, 2003 ; Constantinescu, 2005).

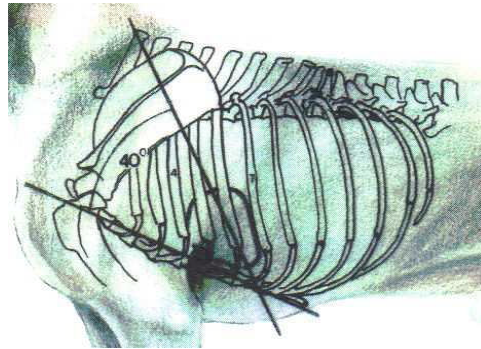


Figure 1 : Vue latérale gauche du thorax d'un chien matérialisant la projection du cœur sur la paroi costale.

(Constantinescu, 2005. *Le cœur in guide pratique d'anatomie du chien et du chat*. Paris: Med com)

Le cœur droit est situé crânialement et le cœur gauche caudalement. La base du cœur, sur l'animal en position debout, atteint ou dépasse légèrement le milieu de la hauteur du thorax. Le bord crânial ou ventriculaire droit atteint la 3ème ou la 4ème côte, le bord caudal ou ventriculaire gauche longe la 6ème ou la 7ème côte. (Pierard, 1971 ; Collin, 2003)

L'axe longitudinal du cœur est orienté obliquement dans le thorax, avec la base en position crânio-dorsale et l'apex en position caudo-ventrale (Pierard, 1971 ; Miller, 1979 ; Collin, 2003). Il forme un angle de 40° avec le sternum (Constantinescu, 2005).

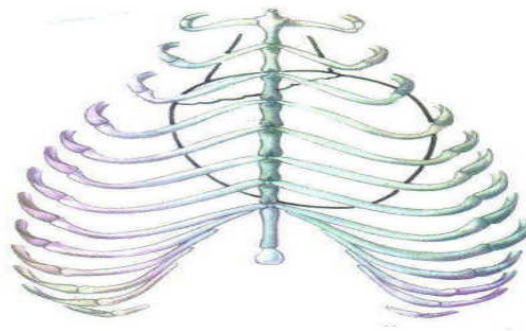


Figure 2 : Vue ventrale du thorax d'un chien matérialisant la projection du cœur sur le sternum.
(D'après Constantinescu, 2005).

L'apex du cœur est légèrement dévié à gauche du plan médian et effleure le diaphragme (Pierard, 1971 ; Collin, 2003).

La plus grande partie du cœur se situe dans la moitié gauche du thorax, soit environ les 4/7^e. (Constantinescu, 2005).

Toutefois, cette topographie, tout comme la morphologie cardiaque, est sujette à d'importantes variations raciales. (Jaudon et Perrot, 1989).

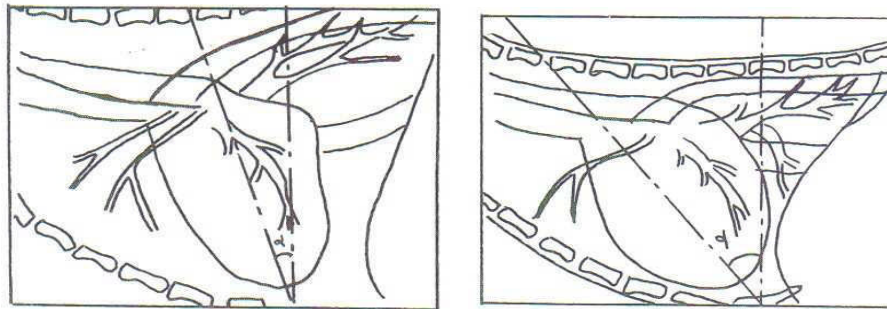


Figure 3 : Vue latérale gauche du thorax d'un chien longiligne (à gauche) et d'un chien bréviligne à droite), montrant la différence dans la morphologie et la topographie cardiaque
(Perrot, 1991).

Par exemple, le cœur est pratiquement vertical dans le thorax des chiens longilignes (Pierard, 1971 ; Jaudon et Perrot, 1989). D'autre part, le cœur pathologique peut avoir une topographie très éloignée des repères cités. (Le Bobinnec, 1995)

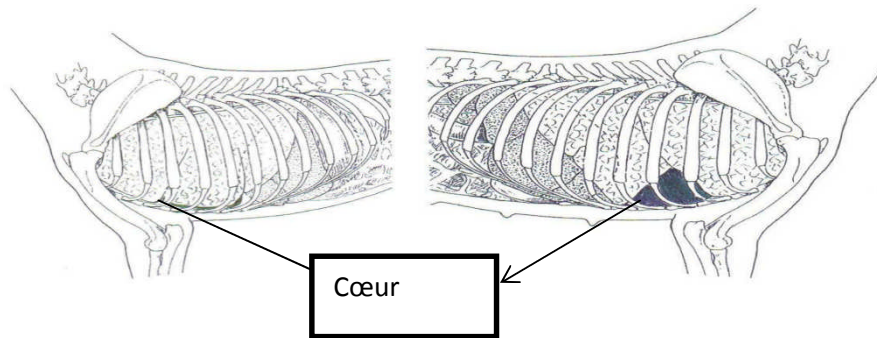


Figure 4 : Vue latérale gauche (à gauche) et vue latérale droite (à droite) du thorax d'un chien, avec représentation des organes intra-thoracique (Romand, 2002).

La partie du cœur non recouverte par les poumons est de petite taille. Le cœur est entouré latéralement et dorsalement par les lobes pulmonaires. Il est cependant au contact de la paroi thoracique au niveau de l'incisure cardiaque, sorte d'encoche dans le poumon, plus marquée du côté droit. (Miller, 1979)

Le muscle triceps brachial s'étend au repos jusqu'à une ligne longeant la cinquième côte. Le membre antérieur pouvant être déplacé vers l'avant, l'aire cardiaque du chien est facilement explorable. (Collin, 2003)

2. Bases électro physiologiques :

Les cellules cardiaques au repos sont polarisées, c'est à dire qu'il existe une différence de potentiel électrique entre la partie externe de leur membrane qui est chargée positivement, et sa partie interne qui est chargée négativement. Cette différence de potentiel est liée à l'inégale répartition des ions Na^+ , Ca^{++} et K^+ entre les milieux intra et extra cellulaires. (Michel collet et Gérard Le Bobinnec ,2001)

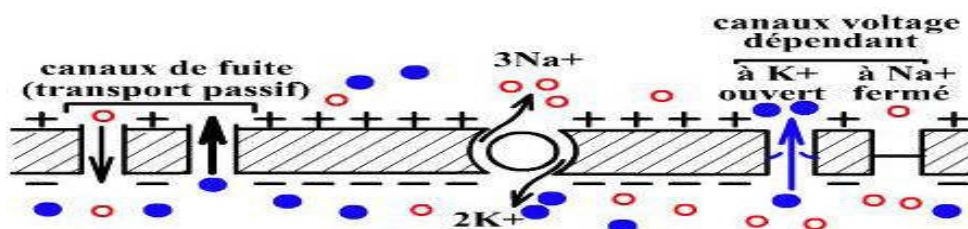


Figure 5 : La membrane cellulaire cardiaque et ses principaux canaux.

(Mouna Masmoudi. Modèle Watermark, Potentiel d'action/ potentiel de repos)

2.1 Le potentiel de repos :

Le potentiel de repos (P_r) est la valeur du Potentiel de membrane d'une cellule au repos quand la membrane n'est traversée par aucun courant ionique. Il est donc uniquement lié aux gradients de concentration ionique transmembranaires :

Le sodium (Na^+) est donc 10 fois plus concentré à l'extérieur de la cellule qu'à l'intérieur

Le calcium (Ca^{++}) est essentiellement extracellulaire.

Le potassium (K^+) est plus de 30 fois plus concentré à l'intérieur

Selon les cellules, le potentiel de repos est compris entre $-90mV$ et $-60mV$. (Michel Collet, Gérard Le Bobinnec, 2001)

2.2 Le potentiel d'action:

C'est une courbe rendant compte de la variation du potentiel membranaire en fonction du temps. Il est induit par un stimulus quelconque et comprend 4 phases :

-phase 0 : (dépolarisation cellulaire se traduisant par une inversion du potentiel membranaire qui devient positif)

-phase 1 : (repolarisation cellulaire rapide, incomplète et plus brève)

-phase 2 : (plateau ou repolarisation cellulaire est stabilisée)

-phase 3 : (repolarisation cellulaire terminale ramenant le potentiel membranaire à sa valeur de repos P_r)

Chacune de ces phases correspond à des mouvements ioniques précis. (Michel Collet, Gérard Le Bobinnec, 2001)

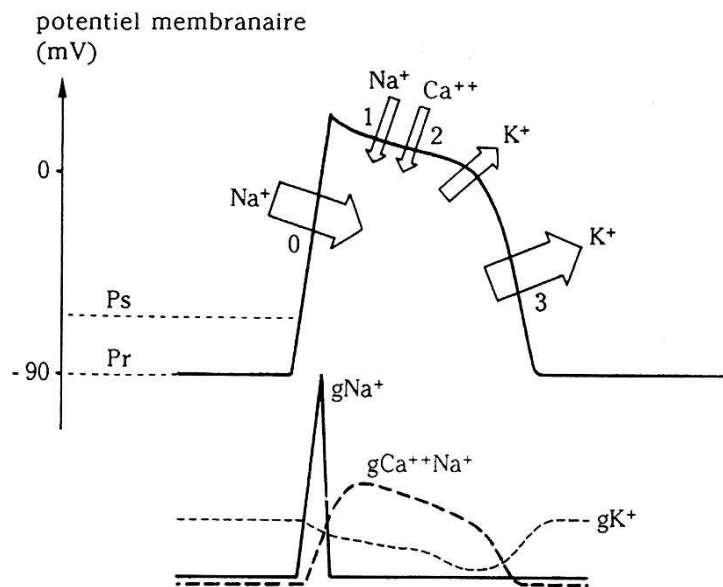


Figure 6 : Potentiel d'action d'une cellule myocardique et mouvements ioniques correspondants (g exprimant la conductivité)
(Collet M. et Le Bobinnec G. 2001)

2.3 Le rapport entre Potentiel d'action et électrocardiogramme :

L'ECG est l'enregistrement périphérique (cutané) d'une courbe qui est voisine de la résultante des Pa des différentes cellules qui participent à l'activité électrique cardiaque. (BOUMASSI .E. 2006)

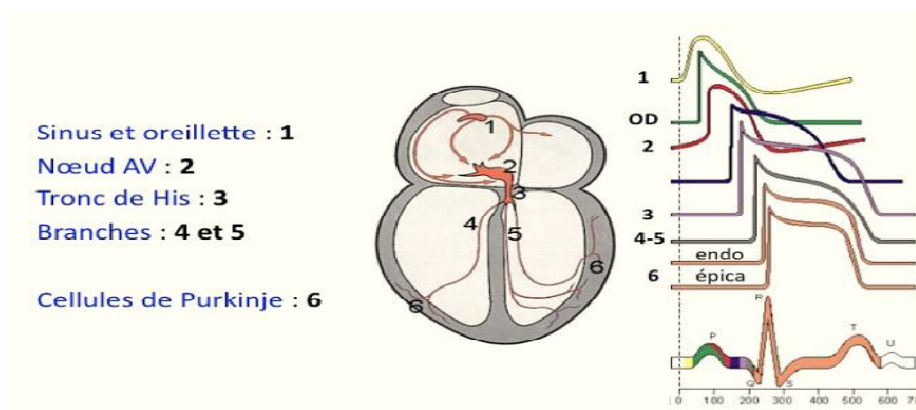


Figure 7 : Conduction intraventriculaire
(Pierre Taboulet, ECG de A-Z, Vigot-Maloine .Ed. 2010).

2.4 Excitabilité cellulaire :

C'est la propriété de la cellule à répondre à un stimulus (physiologiquement électrique) par un potentiel d'action (PA).

2.4 .1 Le seuil d'excitabilité diastolique :

C'est l'intensité du stimulus (courant) nécessaire et suffisante pour obtenir une réponse sous forme de potentiel d'action (PA).

Cette intensité du courant dépolarisant ramène le potentiel membranaire à une valeur seuil dite : seuil de potentiel (SP) appelée aussi potentiel seuil à partir de laquelle se déclenche un potentiel d'action. (Dr Soualmi.D.Y.)

2.4 .2-Période réfractaire :

En électrophysiologie, la période réfractaire est la durée qui succède immédiatement à l'activité d'un nerf ou d'un muscle. Elle est constituée de deux phases. La première phase, pendant laquelle toute stimulation est ignorée, quelle que soit son intensité, par inactivation des canaux sodiques (protéines membranaires) à l'origine de la dépolarisation (phase réfractaire absolue). La deuxième, pendant laquelle le nerf ou le muscle devient hyperexcitable (phase réfractaire relative). Soit PRT la Période Réfractaire Totale, PRA la Période Réfractaire Absolue et PRR la Période Réfractaire Relative, on obtient : $PRT = PRA + PRR$.

([http://fr.wikipedia.org/wiki/P%C3%A9riode_r%C3%A9fractaire_\(physiologie\)](http://fr.wikipedia.org/wiki/P%C3%A9riode_r%C3%A9fractaire_(physiologie)), publié le 23 septembre 2013)

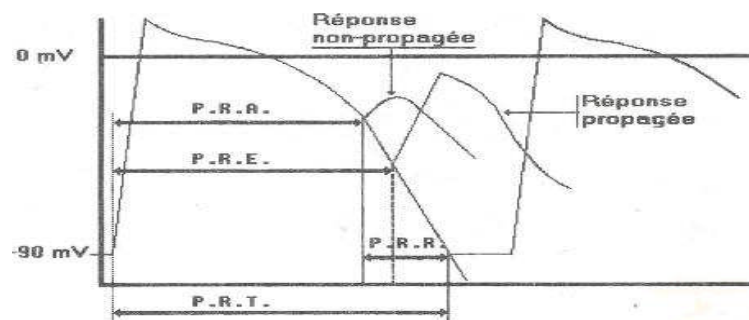


Figure 8 : Période

réfractaire;(http://www.dematice.org/ressources/DCEM1/pharmacologie/D1_phar_02/co/Mo
dule_antiarythmique_18.html)

Chapitre 2 : Bases d'électrocardiographie et dérivations

1. Electrocardiographie :

1.1 Définition :

L'électrocardiographie est la technique de transcription graphique de l'activité électrique et rythmique du cœur sous la forme d'un tracé appelé électrocardiogramme (ECG) (Michel Collet, Gérard Le Bobinnec, 2001)

1.2 Matériel d'électrocardiographie :

1.2.1 Electrocardiographes :

Ces appareils permettent un enregistrement graphique des phénomènes électriques de la dépolarisation et de repolarisation cardiaques, ils peuvent être monocanaux ou multicanaux (2,3 ou 4 canaux). (Philippe Cornet, 1993)



Figure 9: ECG enregistreur Cardimax.

<http://www.medicaexpo.fr/prod/fukuda-denshi/product-70862-440708.html>

1.2.2 LES ELECTRODES :

Classiquement ce sont des pinces crocodiles. Les modèles fournis sont souvent mal adaptés et méritent au moins d'être testés avant l'achat. Elles sont par ailleurs d'un emploi inconfortable chez les animaux à pelage fourni ou à peau épaisse.

On peut également utiliser des aiguilles hypodermiques métalliques. (Michel Collet, Gérard Le Bobinnec, 2001)

1.2.3. Papier d'enregistrement :

Le papier est quadrillé en millimètre, horizontalement et verticalement, tous les 5 mm, le trait est plus épais. Tous les 25 mm, un petit trait est marqué en haut du papier. (Philippe Cornet, 1993)

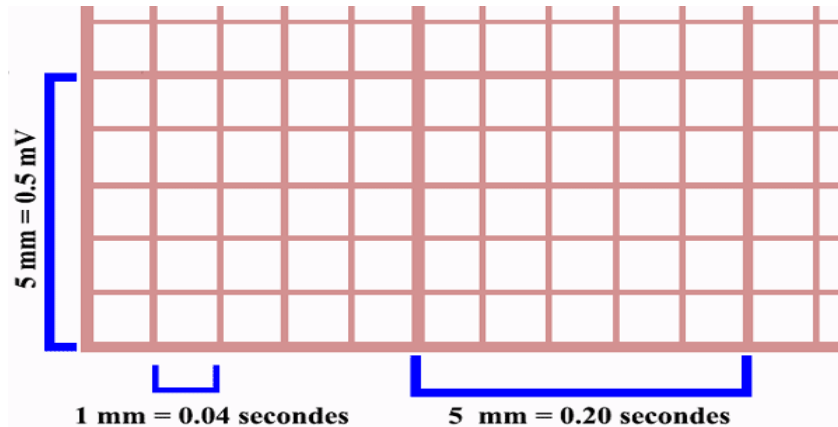


Figure 10 :Dimension du papier d'électrocardiogramme.

<http://fr.my-ekg.com/generalites-ecg/papier-ecg.html>

Vertical 1mm=0.1 mv.Horizontal 1mm= 0.04s.

1.2.4. Gels :

Les gels ECG sont majoritairement des flacons de 250 ml, mais existent sur le marché sous différentes formes : gels, sprays, crèmes et pates. De plus, le gel peut être fabriqué sans sel et sans chlorure. L'absence de sel permet d'éviter le transfert ionique de sodium.

<http://www.edm-imaging.com/quelles-sont-les-differences-entre-les-gels-eeg-ecg-et-ceux-pour-lechographie>, 1989)

1.3. Elément constitutifs d'un tracé ECG et leur signification :

Un ECG est constitué d'une succession d'ondes ou déflexions, séparées par des segments et par des espaces ou intervalles.

Une déflexion correspond à une variation de potentiel électrique entre les électrodes enregistreuses et traduit soit une dépolarisation, soit une repolarisation cardiaque rapide. Elle est caractérisée par son amplitude, sa durée et sa polarité :

Son amplitude traduit la différence de potentiel recueillie par les électrodes et est donc dépendante, d'une part des potentiels émis par le cœur, d'autre part de la qualité de transmission de ces potentiels aux électrodes périphériques ; elle s'exprime en millivolts (mV).

Sa durée traduit celle de dépolarisation ou de la repolarisation.

Un segment correspond à une absence de différence de potentiel entre les électrodes exploratrices et traduit soit une période de repos cardiaque (diastole électrique), soit une phase de dépolarisation ou de repolarisation lente. Il est caractérisé par son caractère isoélectrique et son niveau de potentiel. Un segment pourra être isoélectrique à (0mV), sus ou sous décalé (par rapport à 0mV), oblique, en hamac. Un intervalle (ou espace) est une portion de tracé dont la durée présente une signification. (Michel Collet, Gérard Le Bobinnec, 2001)

L'onde P témoigne de la dépolarisation des deux oreillettes. L'espace PR correspond au temps de conduction de l'influx nerveux entre le nœud sinusal et le nœud auriculo-ventriculaire. Le complexe QRS témoigne de la dépolarisation ventriculaire et se compose de l'onde Q qui reflète la dépolarisation du septum inter-ventriculaire, l'onde R qui représente la dépolarisation des parois ventriculaires et finalement l'onde S qui correspond à la dépolarisation basilaire. L'onde T correspond à la repolarisation du myocarde. Cette onde T normale est asymétrique et positive. (Dr Dassier P, HEGP 2008)

1.3.1. Critères de normalité d'ECG du chien :

Onde P : amplitude $\leq 0.4mV$

Durée $\leq 0.04 s$

Complexe QRS : amplitude $\leq 3mV$ chez les grandes races.

$\leq 2.5mV$ chez les petites races.

Durée: ≤ 0.06 chez les grandes races.

$\leq 0.05 mV$ chez les petites races.

Segment ST isoélectrique : ou sous décalage $\leq 0.2 mV$ ou sus décalage.

Onde T : variable, amplitude $\leq \frac{1}{4}$ de R

Intervalle Q-T 0.19à 0.23 s (Michel Collet, Gérard Le Bobinnec, 2001)

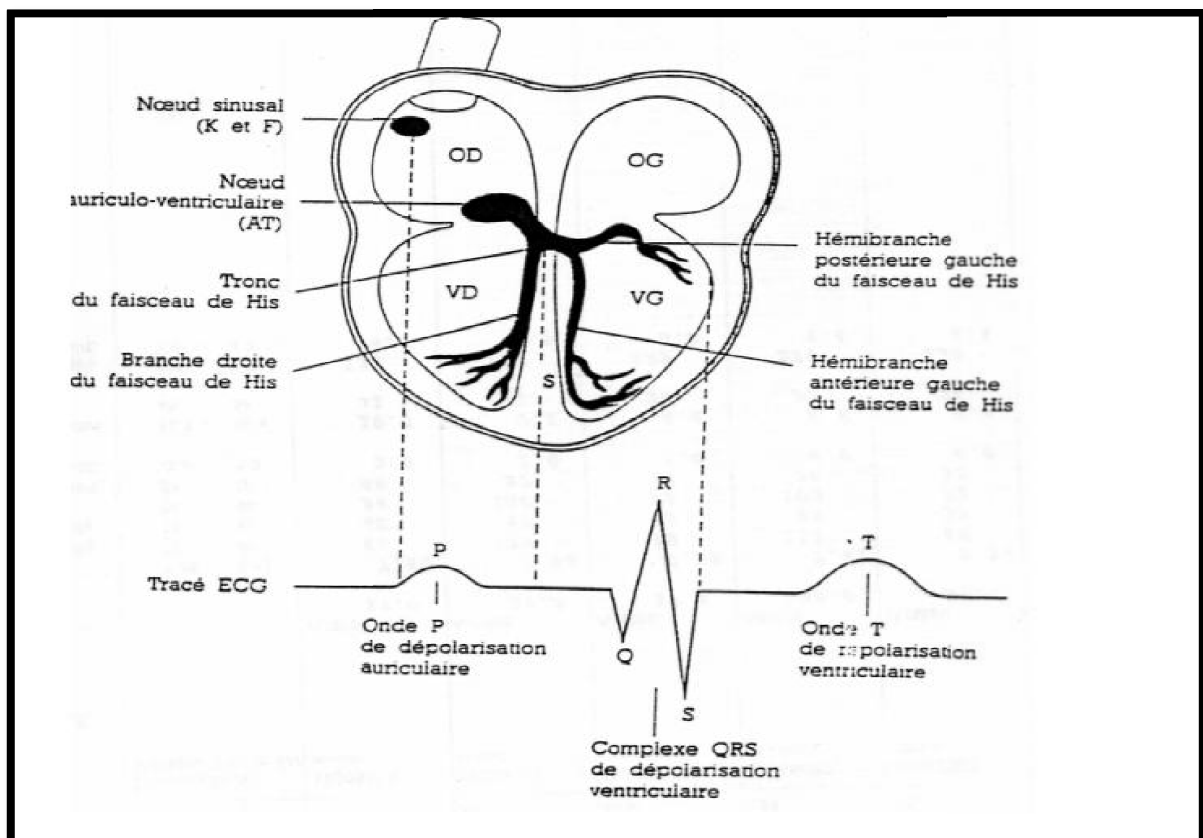


Figure 11 : Les séquences d'activation cardiaque.

(Stephanie Paret - powered by orphaned)

2. Les dérivation électrocardiographiques:

Un ECG (électrocardiogramme) est effectué selon différents types de dérivations : les dérivations unipolaires et bipolaires du double triangle de Bailey, les dérivations précordiales, le système de dérivations orthogonales, la dérivation œsophagienne ; enfin une exploration endocavitaire et une cartographie péricardique sont possible. En pratique vétérinaire courante, seules les dérivations du double tri axe de Bailey sont utilisées et on peut parfois y adjoindre quelques dérivations précordiales. (Philippe Cornet ; 1993)

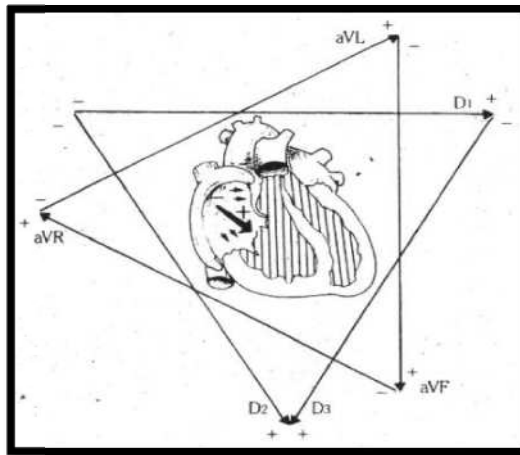


Figure 12 : dérivations du double tri axe de Bailey
(Philippe Cornet (1993). *Précis d'électrocardiographie canine*)

2.1. Définition :

Une dérivation est un circuit constitué par deux électrodes appliquées au sujet et reliées à l'appareil (pole + et pole -) par des fils conducteurs. (Michel Collet. Gérard Le Bobinnec 2001)

2.2. Système standard de dérivations chez le chien :

Le nombre et la position des électrodes constituent un *système de dérivation*. Le système le plus couramment utilisé est appelé système d'Einthoven. C'est la transposition à l'animal des applications de la théorie électrocardiographique d'Einthoven conçue pour l'homme et comprenant *six dérivations standard distales* (D1, D2, D3, aVR, aVL, aVF).

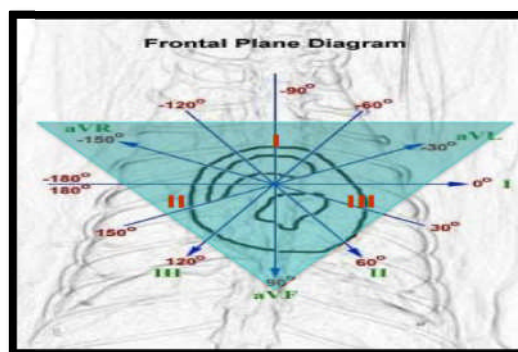


Figure 13 : Le système de dérivation d'Einthoven.
(Cat Williams, DVM DACVIM (Cardiology) *ECG Interpretation*).

Les électrodes sont placées sur les quatre membres à des hauteurs variables. Les potentiels recueillis sur les membres au niveau de leur racine sont identiques à ceux recueillis au niveau de leur extrémité. Les membres se comportent comme des fils conducteurs. Si on utilise des

pincres crocodiles, on les placera là où le pli de peau est le plus fin ; pointe des coudes et plis du grasset. (Michel collet Gérard Le Bobinnec ,2001)

2.2.1. Définition des 03 dérivations bipolaires :

Par définition, on nomme DI la dérivation prise entre R (Right) et L(left) en plaçant le pole négatif du galvanomètre sur R ; DII la dérivation prise entre R et F(foot) en plaçant le pole négatif du galvanomètre en R et DIII la dérivation prise entre L et F avec L pole négatif. (P.L Toutain 1993)

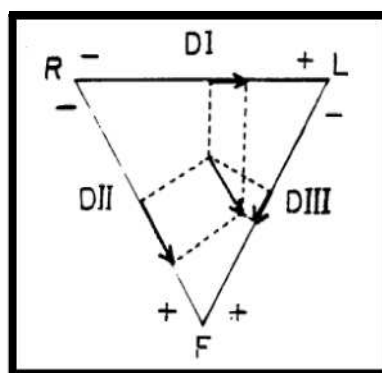


Figure 14 : Les dérivations bipolaires.

(P.L TOUTAIN. Electrocardiographie chez les animaux domestique).

2.2.2. Définition des 03 dérivations unipolaires :(aVR, aVL, aVF)

Dans le but d'objectiver directement le potentiel électrique du cœur au moyen d'une seule électrode, Wilson a inventé les dérivations unipolaires. Celles-ci comprennent une électrode (+) qui est exploratrice, et enregistre les variations de potentiel qui lui font face, et une électrode indifférente (dite négative) où le potentiel est toujours égal à zéro. (Jean Gay. Michel Desnos. Patrice Benoit.1990)

Conventionnellement on applique :

- *l'électrode rouge à l'antérieur droit.
- *l'électrode jaune à l'antérieur gauche.
- *l'électrode verte au postérieur gauche.
- *l'électrode noire au postérieur droit

Ces quatres électrodes permettent d'enregistrer :

*trois dériviatiions bipolaires distales:

-D1 entre l'électrode rouge et l'électrode jaune.

-D2 entre l'électrode rouge et l'électrode verte

-D3 entre l'électrode jaune et l'électrode verte. (Michel collet Gérard Le Bobinnec ,2001)

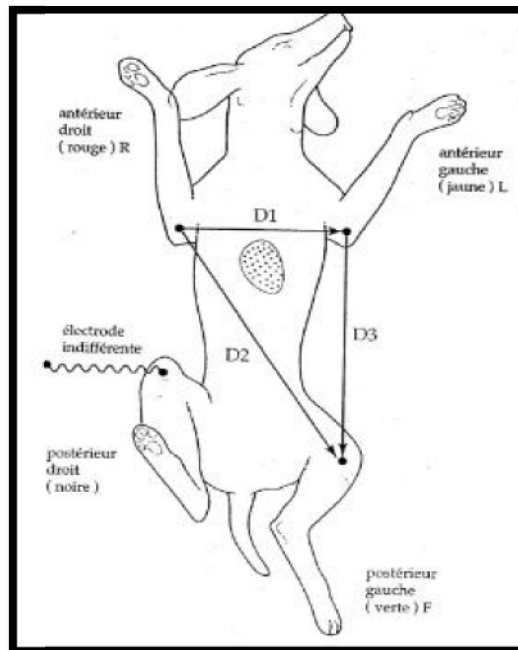


Figure 15 : L'emplacement des électrodes.

((Michel collet Gérard Le Bobinnec ,2001.*Electrocardiographie et rythmologie canine*)

Les dériviatiions DII, DIII et VF explorent surtout la paroi inférieure du ventricule gauche et prennent le nom de dériviatiions inférieures. Les dériviatiions DI et VL explorent surtout la paroi latérale haute du ventricule gauche et prennent le nom de dériviatiions latérales hautes. La dérivation VR n'a pas d'intérêt pour l'étude du VG (ventricule gauche). Néanmoins, cette électrode peut être utile pour le calcul rapide de l'axe des QRS, pour l'étude de la repolarisation entre DI et DII (car -VR est situé à $+30^\circ$) et l'identification d'une tachycardie ventriculaire.

2.2.3. Construction de l'hexa-axe de Bailey :

Il est construit à partir du triangle équilatéral d'Einthoven (dériviatiions DI, DII, DIII) auquel on ajoute les axes des dériviatiions unipolaires (aVL, aVR et aVF).

Dans le plan frontal, l'axe QRS peut se calculer de plusieurs façons :

- On mesure la valeur absolue de l'amplitude du QRS en millimètres (déflexion positive - déflexion négative) dans deux dérivations frontales ; puis on projette ces valeurs sur un schéma triaxial (Triangle d'Einthoven) et on obtient un vecteur résultant qui donne l'axe du cœur.
(Auralie Sessa, 2001)

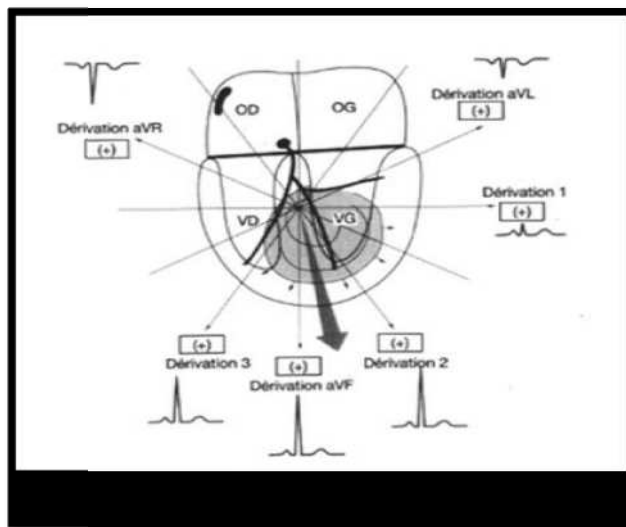


Figure 16 : Construction de l'hexa-axe de Bailey.

(Auralie Sessa. ENVL 2011. Thèse de doctorat vétérinaire)

2.3. Interprétation de l'ECG :

- On repère la dérivation frontale la plus isoélectrique (amplitude nulle) et on choisit la perpendiculaire dont le QRS est positif (ex. si QRS isoélectrique en DII et positif en DI et l'axe QRS -30°).
- On peut aussi utiliser l'angle de dérivation avec les deux plus grandes ondes R et définir l'axe par la bissectrice ou encore plus simple mais moins précis, la dérivation avec la plus grande onde R. (Pierre Taboulet ; 2010)

Exemple:

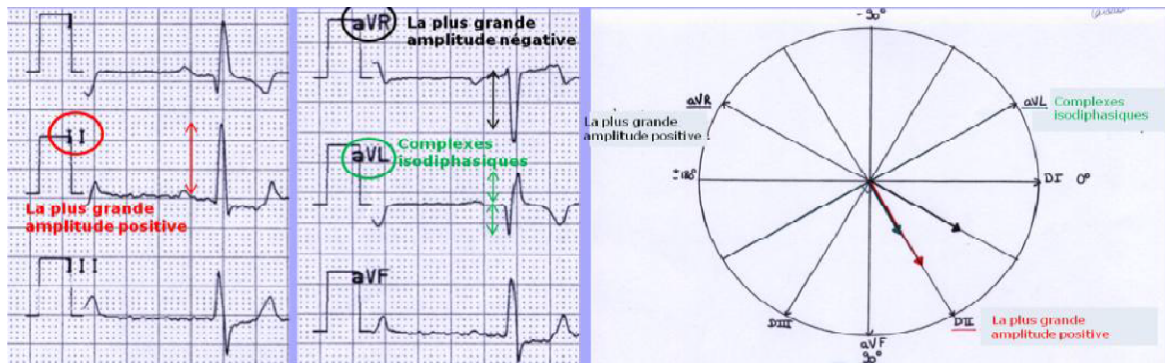


Figure 17 : Le calcul de l'axe électrique du cœur.

(Auralie Sessa. ENVL 2011. Thèse de doctorat vétérinaire. <http://www3.vetagro-sup.fr/etu/sessa/enregistrement.html>)

*La dérivation sur laquelle le complexe QRS a la plus grande amplitude positive est DII, l'axe est environ de 60° (flèche rouge).

*La dérivation sur laquelle le complexe QRS a la plus grande amplitude négative est aVR, l'axe est d'environ 30° (flèche noire).

*La dérivation isoélectrique est aVL, l'axe y est perpendiculaire, donc de 60° (flèche verte). On peut donc dire que l'axe cardiaque électrique moyen est compris entre 30° et 60°. (Auralie Sessa. ENVL 2011)

2.3.1 Valeurs normales de l'axe électrique QRS :

Chez le chien : +40 à +100° (Michel collet Gérard Le Bobinnec ,2001).

Chapitre 3 : Approche comparatives entre les systèmes de dérivations

1. Discussion sur la validité des dérivations d'Einthoven chez le chien :

Les systèmes traditionnels de dérivations fondés sur le triangle d'Einthoven tel qu'il est utilisé chez l'homme, sont considérés comme impropres à divers quadrupèdes, car certains principes conçus par Einthoven ne sont pas respectés (Toutain, 1993).

Chez les quadrupèdes le thorax est aplati latéralement, d'un côté à l'autre, le triangle n'est pas équilatéral ; le cœur n'est pas au centre du triangle. La ligne des épaules, passant par la racine des membres antérieurs, n'est plus comme chez l'homme, marquée par les deux articulations scapulo-humérales. C'est une zone mal délimitée, englobant la masse de la musculature scapulaire et brachiale (Colin, 2005). À l'intérieur de la cage thoracique, le cœur subit une rotation telle que le cœur droit chez l'homme devient le cœur antérieur chez les animaux et le cœur gauche le cœur postérieur ; le plan du triangle n'est pas perpendiculaire au septum cardiaque, donc DII et DIII feront face aussi bien au ventricule gauche qu'au ventricule droit. L'axe électrique moyen ne passe pas dans le plan du triangle (inclinaison du cœur, faisant 45° avec l'horizon) (Toutain, 1993)

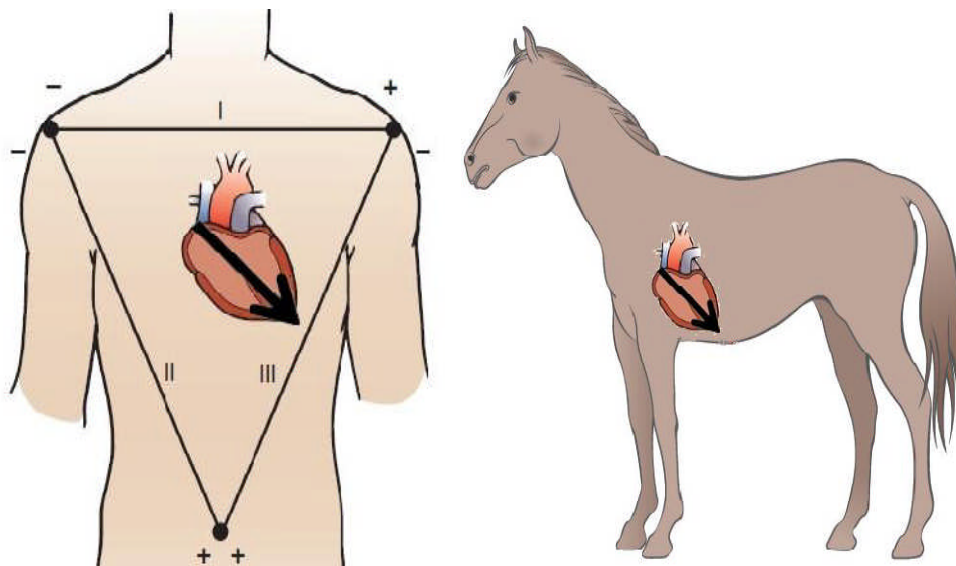


Figure 18 : Comparaison des triangles d'Einthoven obtenus avec les dérivations standards (à droite chez l'homme, à gauche chez le cheval.

(Bouhadja Youcef, 2016)

2. Les autres systèmes de dérivations :

Il existe bien d'autres systèmes, afin de corriger le système standard, effectué chez les différentes espèces (cheval, bovins) tel : les dérivations de Rochtéweski, de Dubois et de Natchev-Gabrachanski, Petrov, Nikolski, Neumax-KleixPaul, base-apex. (P. V. TCHOUCHKOV V. G. EGOROV, 1973)

2.1. Chez le cheval:

Chez le cheval pur-sang, l'électrocardiogramme doit être réalisé uniquement par la méthode de Dubois, indépendant du calcul du complexe QRS (table de Tilley ou α tangente). Sinon, le cœur dans cette race sera décentralisé par rapport au triangle d'Einthoven, fournissant ainsi des résultats significativement distincts et incorrects.

(C.F. Costa, N. Samesima et al 2014)

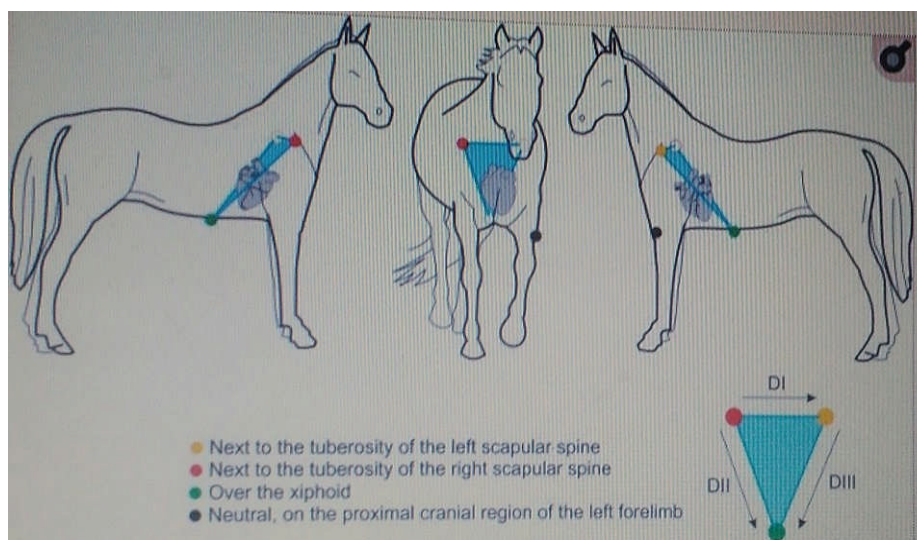


Figure 19 :Disposition of electrodes by the Dubois method (prise en photo du site [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5241011/Cassia Fre Da et al, Cardiac Mean Electrical Axis in Thoroughbreds—Standardization by the Dubois Lead Positioning System](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5241011/Cassia%20Fre%20Da%20et%20al,Cardiac%20Mean%20Electrical%20Axis%20in%20Thoroughbreds—Standardization%20by%20the%20Dubois%20Lead%20Positioning%20System) Published online 2017 Jan 17)

2.2. Chez les bovins:

Pour enregistrer l'amplitude de l'onde P, nous recommandons les dérivations des membres. Pour enregistrer les amplitudes QRS et l'onde T, on recommande le système Dubois.

(Gabriel COTOR1, Leonard George et al, 13, 13 September)

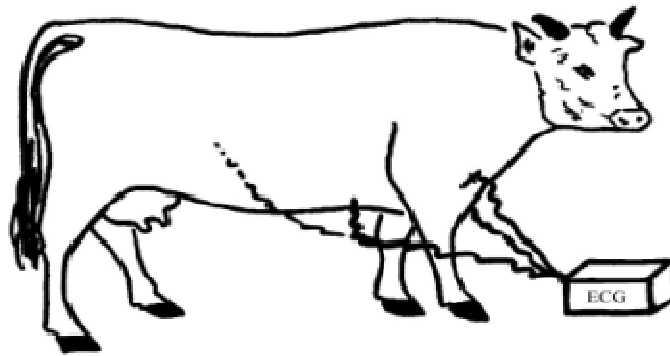


Figure 20 :*The place of alligator clips electrodes in Dubois leads*

R – Right forelimb; F – left forelimb; N – neuter electrode; ECG – electrocardiograph.

(LEAD Brăslașu M.C., Elena Daniela Brăslașu et al marți, 19 martie 2013)

2.3 Chez le chien :

Chez le chien, bien que ce soit un quadrupède, la pratique en cardiologie canine ainsi que la littérature l'ont toujours considéré comme un bipède en utilisant le système classique et plaçant les électrodes sur les membres. La compulsion de la littérature nous montre l'absence de toute étude ou essai d'autres systèmes de dérivation chez le chien.

Le triangle d'Einthoven ne couvre pas complètement le cœur du chien, à cause de sa position topographique qui est incliné de 45° à l'horizontal et il fait une rotation de 45°, et de ce fait le système standard ne donne pas de réels résultats.

Malgré ces particularités anatomiques qui empêchent la vérification de l'équation fondamentale d'Einthoven et la possibilité de construire l'axe électrique du cœur dans le système standard, aucune étude ne s'est intéressée à l'évaluation d'autres systèmes de dérivation chez le chien.

Problématique et objectif

En électrocardiographie humaine, le théorème d'Einthoven a toujours été vérifié : le cœur est positionné au centre du triangle d'exploration, dont le plan est perpendiculaire au septum interventriculaire, les deux côtes font face aux deux ventricules et l'un des côtes est parallèle à l'axe électrique moyen. Les électrodes sont placées au niveau des membres car les potentiels ainsi recueillis sont identiques à ceux recueillis au niveau des racines.

Chez le chien, le théorème d'Einthoven n'est pas vérifié en raison des particularités suivantes :

- Le cœur est incliné selon une direction céphalo-caudale faisant un angle de 45° avec l'horizontale. Il a encore subi une rotation de 45° par rapport à une direction transversale.
- Le triangle d'exploration n'est pas équilatéral et le cœur n'est pas au centre de ce triangle.
- Le plan du triangle n'est pas perpendiculaire au septum cardiaque donc DII et DIII feront face aussi bien au ventricule gauche qu'au ventricule droit. (Rotation de 45°).
- L'axe électrique moyen ne passe pas dans le plan du triangle (inclinaison du cœur de 45°).

En conséquent, on obtient :

- Une morphologie inconstante d'un sujet à l'autre et pour un même sujet pendant une même séance (déplacement d'un membre).
- Une amplitude du complexe QRS toujours très faible et l'équation fondamentale d'Einthoven ($DI + DIII = DII$) n'est jamais vérifiée. Il est impossible de construire l'axe électrique du cœur.
- Des ventricules fréquemment trapézoïdaux, ce qui explique la difficulté d'identifier les troubles ventriculaires.

De tout ce qui précède, il est à conclure qu'en électrocardiographie canine, l'équation fondamentale d'Einthoven n'étant jamais vérifiée. Le système standard d'Einthoven s'avère donc complètement inadapté.

Notre hypothèse est que le remplacement de ce système standard chez le chien par un système de dérivation électrocardiographique adapté aux quadrupèdes permettrait éventuellement de remettre le cœur dans le plan du triangle d'exploration et de vérifier le postulat d'Einthoven et corriger ainsi la construction de l'axe électrique.

Ainsi, l'objectif de notre travail est la comparaison entre trois systèmes de dérivation électrocardiographiques (Standard « Einthoven », de Dubois et du Centre d'Etude et de Production Biologique des armées « CEPB ») afin de trouver des alternatives au système standard inadapté chez le chien.

Matériels et méthodes

1. Le lieu de l'expérimentation

On a réalisé notre travail au niveau de la plateforme biotechnologique en reproduction des carnivores de l'université SAAD DAHLAB de Blida1.



Figure 21 : Plateforme biotechnologique en reproduction des carnivores.

La plate-forme est composée :

D'un laboratoire d'analyse, d'une salle de consultation, d'une salle de chirurgie, d'une banque de semence.



Figure 22 : Laboratoire d'analyses.



Figure 23 : Salle de consultation.



Figure 24 : Salle de chirurgie.



Figure 25 : La banque de semence.

2. Animaux :

Notre étude est effectuée sur 20 chiens adultes en bonne santé de différentes races et des deux sexes.



Figure 26 : Chiens pris en photo lors de la partie pratique.
 Respectivement de gauche a adroite (Jumper, Roxie, Black, Tina).

3. matériels :

3.1. ECG Fukuda Denshi Cardimax FX-7202 :

Une nouvelle génération d'ECG portable. Le Cardimax FX-7202 est un ECG 3/6 pistes très léger (poids 2.4 kg) doté d'un **écran LCD** pour l'affichage des paramètres et d'un **clavier alphanumérique à touche tactile sur l'écran**.

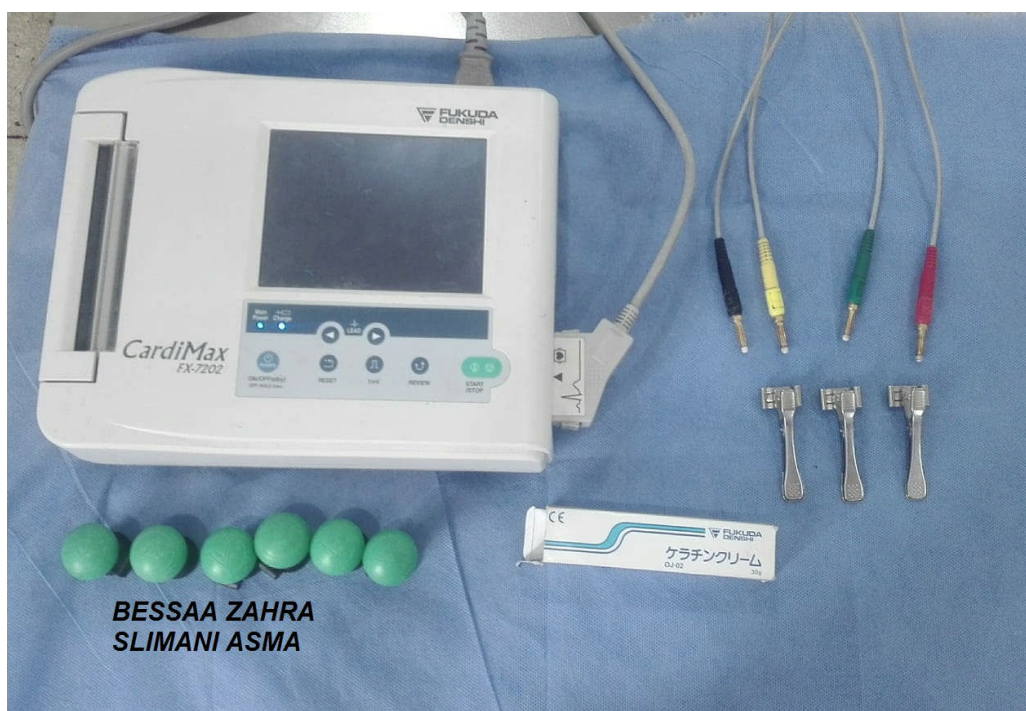


Figure 27 :L'électrocardiogramme FX-7202.

3.2 Electrodes liées aux pinces crocodiles :



Figure 28: Pincettes à ECG.

3.3. Gel :

On a utilisé un gel échographique pour faciliter la conduction électrique sur la peau.

3.4. Chariot médical :

Pour déplacer l'ECG, et qui assure l'isolation électrique de l'animal.

4. Méthodes :

4.1. Préparation de l'animal :

On a essayé de bien rassurer l'animal et faire une bonne contention spécialement sur des animaux en état de stress (éviter les mouvements des membres, tremblements musculaires et limiter les phénomènes de tachycardie et les troubles de conduction), afin d'éviter les oscillations parasites de la ligne de base et de pouvoir interpréter nos résultats.

Donc après avoir ramené l'ECG et contentionner l'animal, on a désinfecté les électrodes et les lieux d'emplacement des électrodes en utilisant de l'alcool.

4.2. Position de l'animal :

Tous les chiens ont été positionnés en :

Décubitus latéral gauche et les électrodes sont placés selon :

-système d'Einthoven (Standard) : On a placé les électrodes sur les quatre membres et où la peau est la plus fine (racines des membres), pour réaliser la théorie d'Einthoven, on a utilisé le gel électrocardiographique pour faciliter la conduction électrique peau-électrode en mettant : L'électrode rouge au niveau de l'antérieure droit, l'électrode noir au niveau du postérieur droit, l'électrode jaune au niveau de l'antérieur gauche et l'électrode verte au niveau du membre postérieur gauche.



Figure 29 :Chien en position de décubitus latéral gauche dans le système standard.

-Système de Dubois : Le triangle d'exploration est délimité par les points suivants :

- On a placé l'électrode jaune au niveau du bord antérieur de l'épaule gauche à mi-distance entre le garrot et la pointe de l'épaule gauche.
- L'électrode rouge au niveau du bord antérieur de l'épaule droite à mi-distance entre le garrot et de la pointe de l'épaule droite.
- L'électrode verte au niveau de l'appendice xiphoïde.
- L'électrode noire posé sur la base de la queue.



Figure 30:Chien en décubitus latéral gauche dans le système de Dubois.

-Système CEPB (centre d'étude et de production biologique du service biologique et vétérinaire des Armées) :

Le triangle est délimité par les trois points suivants :

L'électrode rouge au niveau de l'apophyse trachéenne du sternum, l'électrode jaune en arrière du garrot, l'électrode verte sur l'appendice xiphoïde et le noir sur la base de la queue.



Figure 31 : Chien en décubitus latéral gauche dans le système du CEPB.

5. Enregistrement pratique :

L'électrocardiogramme permet l'enregistrement sur du papier d'un certain nombre de déflexions positifs ou négatifs ou bi phasique sur une ligne de base isoélectrique. L'enregistrement doit se faire dans des conditions strictes :

- Eteindre la lumière et les téléphones portables.
- Evitez de porter les accessoires métalliques au moment de l'enregistrement.
- Enlever le collier du chien s'il est métallique.
- Utilisez une table de consultation en bois.

Tout cela va nous permettre d'avoir de très bons tracés en éliminant tout risque d'artéfact ou d'hyper voltage.

6. étude statistique : Pour comparer les différents paramètres électrocardiographiques entre les trois systèmes (Standard, Dubois, CEPB) de dérivation et au moyen du logiciel SPSS version 17/N° de série : 28121976, nous avons appliqué une analyse de variance (ANOVA) complétée par les tests Tukey et Duncan pour les différences entre les diverses combinaisons des trois systèmes.

Le seuil de signification a été fixé à 0,05 et les résultats présentés sous forme de Moy \pm SEM. Les données collectées après interprétation des tracés électrocardiographiques ont été saisies sur Excel puis exploitées par SPSS.

La tabulation et le graphisme ont été effectués par le biais de Microsoft Word et Excel respectivement.

Résultats

Dans cette section, nous présenterons les valeurs moyennes des différents paramètres électrocardiographiques comparativement entre les trois systèmes de dérivation évalués (Standard, Dubois, CEPB).

1. Les amplitudes et les durées de l'onde de dépolarisation auriculaire (P) :

Tableau 01: Valeurs moyennes des paramètres de P (amplitude et durée) sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	Amplitude (mV)	±SEM	Durée (ms)	±SEM
Standard	0.18	0.02	72.10	8.93
Dubois	0.22	0.03	88.60	5.66
CEPB	0.19	0.03	81.00	8.45

Tableau 02 : Valeurs moyennes des paramètres de P (amplitude et durée) sur l'axe unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations, (n=20)

Systèmes	Amplitude (mV)	±SEM	Durée (ms)	±SEM
Standard	0.09	0.02	74.5	9.79
Dubois	0.16	0.03	89	5.64
CEPB	0.11	0.03	80.7	8.37

Tableau 03 : Résultats de l'analyse des variances (ANOVA) des paramètres de P (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P-value (amplitude)	interprétation	P-value (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.59	Différence non significative	0.30	Différence non significative
Standard-CEPB	0.54	Différence non significative	0.70	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.77	Différence non significative	0.77	Différence non significative

Tableau 04 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de P (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF (n=20)

Combinaisons	P value (amplitude)	interprétation	P value (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.23	Différence non significative	0.42	Différence non significative
Standard-CEPB	0.89	Différence non significative	0.85	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.47	Différence non significative	0.75	Différence non significative

Les tableaux 3 et 4 montrent que pour l'onde P, il n'existe aucune différence statistiquement significative ($p > 0.05$) entre les trois systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués et ce sur les axes de dérivation bipolaire DII et unipolaire aVF.

2. Les amplitudes et les durées de l'onde de dépolarisation ventriculaire septale (Q) :

Tableau 05 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de Q sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	Amplitude	\pm SEM	Durée	\pm SEM
Standard	-0.52	0.15	16.40	3.04
Dubois	-0.08	0.03	9.10	1.73
CEPB	-0.22	0.09	17.10	6.66

Tableau 06 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de Q sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations, (n=20)

Systèmes	Amplitude	±SEM	Durée	±SEM
Standard	-0.32	0.09	21.90	3.90
Dubois	-0.06	0.03	6.20	1.88
CEPB	-0.08	0.04	12.50	2.66

Tableau 07 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de Q (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P value (amplitude)	interprétation	P value (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.01	Différence très significative	0.47	Différence non significative
Standard-CEPB	0.11	Différence non significative	0.99	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.58	Différence non significative	0.40	Différence non significative

Tableau 08 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de Q (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF (n=20)

Combinaisons	P-value (amplitude)	interprétation	P-value (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.01	Différence très significative	0.00	Différence hautement significative
Standard-CEPB	0.02	Différence significative	0.07	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.94	Différence non significative	0.29	Différence non significative

Les tableaux n° 07 et 08 montrent que toutes les différences entre les systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués sont statistiquement non significative ($p > 0.05$) à l'exception du couple (Standard-Dubois) où la différence est très significative et hautement significative pour l'amplitude et la durée respectivement, et du couple (Standard-CEPB) où la différence est significative pour l'amplitude sur l'axe de dérivation aVF.

Et sur l'axe de dérivation DII où la différence est très significative entre les deux systèmes Standard et de Dubois pour l'amplitude de Q.

3. Les amplitudes et les durées de l'onde de dépolarisation ventriculaire pariétale (R) :

Tableau 09 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de R sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	Amplitude	\pm SEM	Durée	\pm SEM
Standard	1.50	0.31	27.60	2.99
Dubois	1.95	0.24	46.80	5.34
CEPB	1.77	0.25	34.00	4.43

Tableau 10 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de R sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations, (n=20)

Systèmes	Amplitude	\pm SEM	Durée	\pm SEM
Standard	1.06	0.19	30.40	3.17
Dubois	1.93	0.25	44.10	5.08
CEPB	1.82	0.23	35.50	4.21

Tableau 11 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de R (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P val (amplitude)	interprétation	P val (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.48	Différence non significative	0.01	Différence très significative
Standard-CEPB	0.76	Différence non significative	0.56	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.89	Différence non significative	0.10	Différence non significative

Tableau 12 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de R amplitude et durée entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF (n=20)

Combinaisons	P val (amplitude)	interprétation	P val (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.05	Différence significative	0.07	Différence non significative
Standard-CEPB	0.53	Différence non significative	0.67	Différence non significative
Dubois-CEPB	1.00	Différence non significative	0.33	Différence non significative

Les tableaux n° 11 et 12 montrent que toutes les différences entre les systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués sont statistiquement non significatives ($p > 0.05$) à l'exception du couple (Standard-Dubois) où la différence est très significative pour la durée de R sur l'axe de dérivation bipolaire DII, et du couple (Standard-Dubois) où la différence est significative pour l'amplitude sur l'axe de dérivation aVF.

4. Les amplitudes et les durées de l'onde de dépolarisation ventriculaire basilaire (S) :

Tableau 13 : Valeurs moyennes des paramètres (amplitude et durée) de S sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	Amplitude	\pm SEM	Durée	\pm SEM
Standard	-0.34	0.13	16.80	2.51
Dubois	-0.23	0.07	10.30	2.27
CEPB	-0.12	0.08	11.30	2.45

Tableau 14 : Valeurs moyennes de la durée de S sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations, (n=20)

Systèmes	Amplitude	\pm SEM	Durée	\pm SEM
Standard	-0.20	0.09	14.20	3.81
Dubois	-0.23	0.07	10.55	2.06
CEPB	-0.17	0.09	15.70	4.70

Tableau 15 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de S (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P value (amplitude)	interprétation	P value (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.68	Différence non significative	0.15	Différence non significative
Standard-CEPB	0.25	Différence non significative	0.25	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.73	Différence non significative	0.95	Différence non significative

Tableau 16 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des paramètres de S (amplitude et durée) entre les trois systèmes sur sur l'axe unipolaire aVF (n=20)

Combinaisons	P val (amplitude)	interprétation	P val (durée)	interprétation
Standard-Dubois	0.98	Différence non significative	0.77	Différence non significative
Standard-CEPB	0.95	Différence non significative	0.96	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.86	Différence non significative	0.59	Différence non significative

Les tableaux n°15 et 16 montrent qu'il n'existe aucune différence statistiquement significative ($p>0.05$) entre les trois systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués et ce sur l'axe de dérivation bipolaire DII et l'axe de dérivation unipolaire aVF.

5. Les amplitudes de l'onde de repolarisation ventriculaire (T) :

Tableau 17 : Valeurs moyennes de l'amplitude de T sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	Amplitude	<u>±</u> SEM
Standard	-0.16	0.07
Dubois	0.16	0.08
CEPB	-0.07	0.10

Tableau 18 : Valeurs moyennes de l'amplitude de T sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	Amplitude	<u>±</u> SEM
Standard	-0.15	0.06
Dubois	0.15	0.08
CEPB	-0.05	0.09

Tableau 19 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'amplitude de T entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.03	Différence significative
Standard-CEPB	0.74	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.15	Différence non significative

Tableau 20 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'amplitude de T entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.03	Différence significative
Standard-CEPB	0.63	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.21	Différence non significative

Les tableaux n° 19 et 20 montrent que toutes les différences entre les systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués sont statistiquement non significatives ($p > 0.05$) à l'exception du couple (Standard-Dubois) où la différence est significative pour l'amplitude de l'onde T sur l'axe de dérivation bipolaire DII et sur l'axe de dérivation unipolaire aVF.

6. Les durées des différents intervalles et segments électrocardiographiques:

6.1. L'intervalle P-R :

Tableau 21 :Valeurs moyennes de la durée P-R sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	durée	\pm SEM
Standard	108.80	9.87
Dubois	119.90	3.75
CEPB	115.00	9.86

Tableau 22 : Valeurs moyennes de la durée de P-R sur l'axe de dérivation unipolaire aVF dans les trois systèmes de dérivations, (n=20)

Systèmes	Durée	<u>±SEM</u>
Standard	111.10	9.80
Dubois	119.20	3.62
CEPB	116.80	10.29

Tableau 23 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de P-R entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.62	Différence non significative
Standard-CEPB	0.86	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.91	Différence non significative

Tableau 24: Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de P-R entre les trois systèmes sur l'axe unipolaire aVF (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.78	Différence non significative
Standard-CEPB	0.88	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.98	Différence non significative

Les tableaux n° 23 et 24 montrent que pour l'intervalle P-R, il n'existe aucune différence statistiquement significative ($p > 0.05$) entre les trois systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués et ce sur l'axe de dérivation bipolaire DII et l'axe de dérivation aVF.

6.2. La durée QRS :

Tableau 25 : Valeurs moyennes de la durée QRS dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	durée	±SEM
Standard	71.40	13.49
Dubois	75.85	2.51
CEPB	64.30	9.97

Tableau 26 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de QRS entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.95	Différence non significative
Standard-CEPB	0.87	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.68	Différence non significative

Le tableau n° 26 montre que pour la durée QRS, il n'existe aucune différence statistiquement significative ($p > 0.05$) entre les trois systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués et ce sur l'axe de dérivation bipolaire DII.

6.3. L'intervalle Q-T :

Tableau 27 : Valeurs moyennes de la durée QT sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	durée	±SEM
Standard	265.70	10.18
Dubois	248.65	8.01
CEPB	259.45	7.80

Tableau 28 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de QT entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.36	Différence non significative
Standard-CEPB	0.87	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.66	Différence non significative

Le tableau n° 28 montrent que pour l'intervalle Q-T, il n'existe aucune différence statistiquement significative ($p>0.05$) entre les trois systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués et ce sur l'axe de dérivation bipolaire DII.

6.4. L'intervalle R-R :

Tableau 29 : Valeurs moyennes de la durée R-R sur l'axe bipolaire DII dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systèmes	durée	\pm SEM
Standard	468.25	30.10
Dubois	471.25	25.93
CEPB	514.65	24.69

Tableau 30 :Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) des durées de R-R entre les trois systèmes sur l'axe bipolaire DII (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	1.00	Différence non significative
Standard-CEPB	0.45	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.50	Différence non significative

Le tableau n° 30 montrent que pour l'intervalle R-R, il n'existe aucune différence statistiquement significative ($p>0.05$) entre les trois systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués et ce sur l'axe de dérivation bipolaire DII.

7. Les valeurs des différents axes électriques comparativement entre les trois systèmes de dérivation évalués :

7.1. L'axe électrique de P :

Tableau 31 : Valeurs moyennes de l'axe électrique P dans les trois systèmes de dérivation (n=20)

Systèmes	Axe P	\pm SEM
Standard	49.30	9.38
Dubois	84.75	2.82
CEPB	63.15	12.31

Tableau 32 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'axe électrique P entre les trois systèmes (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.02	Différence significative
Standard-CEPB	0.53	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.22	Différence non significative

Le tableau n° 32 montre que toutes les différences entre les systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués sont statistiquement non significatives ($p > 0.05$) à l'exception du couple (Standard-Dubois) où la différence est significative pour l'axe de l'onde P.

7.2. L'axe électrique de T :

Tableau 33 : Valeurs moyennes de l'axe électrique de T dans les trois systèmes de dérivation (n=20)

Systèmes	durée	\pm SEM
Standard	-34.80	26.59
Dubois	46.55	17.27
CEPB	9.45	24.67

Tableau 34 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'axe T dans les trois systèmes de dérivation (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.04	Différence significative
Standard-CEPB	0.37	Différence non significative
Dubois-CEPB	0.50	Différence non significative

Le tableau n° 34 montre que toutes les différences entre les systèmes de dérivation électrocardiographiques évalués sont statistiquement non significatives ($p > 0.05$) à l'exception du couple (Standard-Dubois) où la différence est significative pour l'axe électrique de l'onde T.

7.3. L'axe électrique du cœur (QRS) ou axe cardiaque moyen :

Tableau 35 : Valeurs moyennes de l'axe électrique QRS dans les trois systèmes de dérivations (n=20)

Systemes	Axe	\pm SEM
Standard	47.79	10.89
Standard	84.65	1.72
Dubois	76.45	10.82

Tableau 36 : Résultats de l'analyse de variances (ANOVA) de l'axe QRS entre les trois systèmes de dérivations (n=20)

Combinaisons	P-value	interprétation
Standard-Dubois	0.009	Différence très significative
Standard-CEPB	0.047	Différence significative
Dubois-CEPB	0.793	Différence non significative

Le tableau n° 36 montre que pour l'axe cardiaque moyen ou axe électrique du cœur (QR) le système standard diffère des systèmes de Dubois et du CEPB de façon statistiquement très significative et significative respectivement. Cependant, les systèmes de Dubois et du CEPB ne diffèrent pas entre eux ($p > 0.05$).

Discussion :

Comparaison de nos résultats avec la littérature scientifique :

Le tableau n°37 présente les valeurs usuelles des différents paramètres électrocardiographiques rapportés dans la littérature scientifique.

Tableau 37 : Comparaison des résultats obtenus dans le système classique avec les résultats de littérature sur la dérivation DII

Date	Paramètres	Résultats	Auteurs
1949 1961	Amplitude de P (mV)	0.242 ± 0.116	Detweiler et Lui Sada
1953		0.27 ± 0.09	Horowitz(S.A) Spanier(MR.) and Wiggers(H.C)
1994		+0.14 à 0.2	Philippe Cornet
2019		0.18 ± 0.02	Nos résultats
1953	Durée de P (sec)	0.07 ± 0.02	Horowitz(S.A) Spanier(MR.) and Wiggers(H.C)
2019		0.072 ± 0.009	Nos résultats
1949 1961	Amplitude Q (mV)	0.682 ± 0.454	Detweiler et Lui Sada
1966		0.5 - 0.75	Grawley(G)and Swenson (M.J)
1994		-0.2 à -0.7	Philippe Cornet
2019		-0.52 ± 0.15	Nos résultats
1949 1961	Amplitude R (mV)	2.406 ± 0.876	Detweiler et Lui Sada
1953		1.77 ± 0.48	Horowitz(S.A) Spanier(MR.) and Wiggers(H.C)
1966		1.65 ± 0.44	Burnam Panagopoulos and Kahn

1994		+0.8 à +2.7	Philippe Cornet
2019		1.50±0.31	Nos résultats
1949 1961	Amplitude S (mV)	0.318±0.258	Detweiler et Lui Sada
1966		1.4±0.22	Burnam Panagopulos and Kahn
1994		Inappréciable (encoche)	Philippe Cornet
2019		-0.34±0.13	Nos résultats
1949 1961		Amplitude T (mV)	-0.146±0.0336
1994	-ou+ 0.15à 0.5 Parfois - +		Philippe Cornet
2019	-0.16±0.07		Nos résultats
1949 1961	Durée P-R(S)		0.096± 0.019
1953		0.12±0.02	Horowitz(S.A) Spanier(MR.) and Wiggers(H.C)
1966		0.096±0.024	Burnam Panagopulos and Kahn
2019		0.109±0.009	Nos résultats
1949 1961		Durée QRS (S)	0.035±0.007
1953	0.06±0.01		Horowitz(S.A) Spanier(MR.) and Wiggers(H.C)
1966	0.045±0.024		Burnam Panagopulos and Kahn
2019	0.071±0.013		Nos résultats
1949	Durée QT(S)		0.167±0.018

1961			
1953		0.21±0.02	Horowitz(S.A) Spanier(MR.) and Wiggers(H.C)
1966		0.176±0.054	Burnam Panagopulos and Kahn
2019		0.266±0.010	Nos résultats

Ce tableau montre clairement que nos résultats se rapprochent des valeurs usuelles des différents auteurs et s'inscrivent dans les intervalles physiologiques rapportés par Philippe Cornet dans son ouvrage (1994).

Par ailleurs, tous les paramètres semblent être tout à fait comparables entre les trois systèmes de dérivation.

Comparaison des résultats des paramètres obtenus dans les trois systèmes de dérivation:

La comparaison des moyennes par analyse de variances (ANOVA) a montré que les amplitudes et durées des ondes électrocardiographiques (P, Q, R, S et T), et les intervalles P-R, QRS, Q-T, R-R ne diffèrent pas de façon statistiquement significative entre les trois systèmes de dérivation évalués et ce sur les axes DII et aVF.

Il existe cependant quelques différences significatives statistiquement entre ces trois systèmes de dérivation sur la dérivation DII qui se justifient comme suit :

Pour la durée de l'onde R la différence est statistiquement très significative (0.01) entre les deux systèmes standard et de Dubois sans aucune conséquence dans l'interprétation. En effet, la durée est égale à 27.6 ms dans le système standard et 46.80ms dans le système de Dubois, cette dernière ne dépasse pas le seuil de l'intervalle physiologique $\leq 0.06s=60ms$.

Par rapport à l'onde T, l'amplitude est significative entre les deux systèmes standards et de Dubois. La P-value est de 0.03 pour une amplitude de -0.16 sur le système standard et +0.16 pour le système de Dubois, ces deux valeurs bien que statistiquement différentes ne dépassent pas le seuil physiologique qui est le quart de l'amplitude de l'onde T, et ne reflètent pas une

différence d'amplitude mais plutôt une différence de polarité car l'onde T peut être positive comme elle peut être négative.

Donc, ces deux différences statistiquement significatives entre le système classique et celui de Dubois n'ont aucune conséquence dans l'interprétation électrocardiographique.

Cependant, l'amplitude de l'onde Q qui est très significativement différente entre le Système standard et celui de Dubois. Aucune explication scientifique n'a pu être avancée à l'égard de cette différence qui mérite de plus amples explorations.

Enfin, en considérant la totalité des paramètres électrocardiographiques simultanément, on constate qu'il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les trois systèmes de dérivation évalués dans notre étude. Sur la base de ces résultats, il est tout à fait envisageable de proposer les deux systèmes de dérivation comparatives (de Dubois et du CEPB) comme de bonnes alternatives au système Standard qui s'avère inadapté chez le chien et sans avoir à constituer un autre référentiel de valeurs usuelles spécifique aux deux nouveaux systèmes de dérivation.

Comparaison des résultats de l'axe électrique cardiaque (QRS) entre les trois systèmes de dérivation :

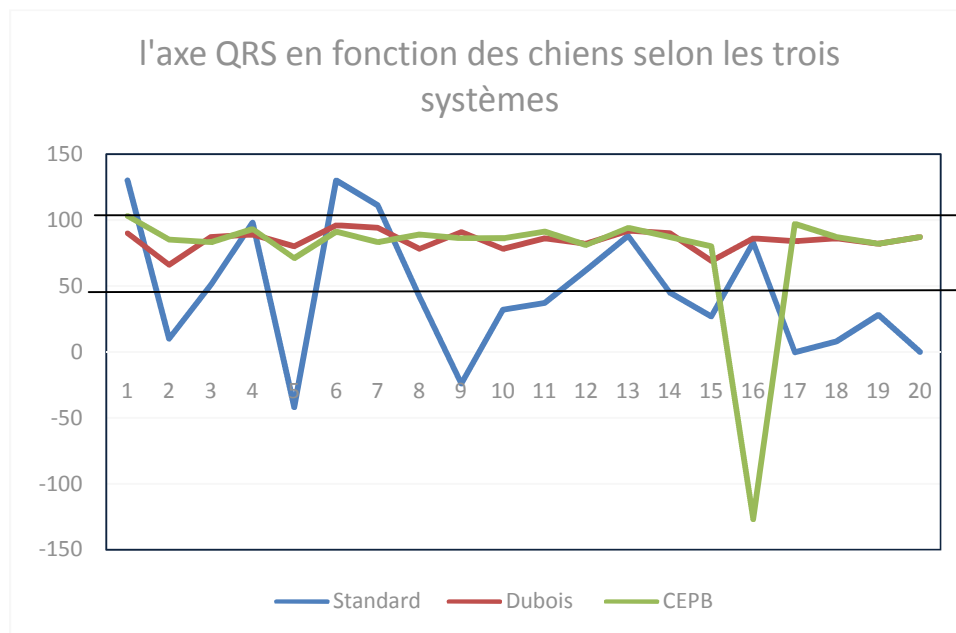
La figure ci-dessous montre clairement que le système standard et d'Einthoven donne des valeurs d'axes cardiaques moyens « QRS » qui sortent de l'intervalle physiologique compris entre 40° et 100° chez le chien alors que pour les systèmes de dérivation comparatifs évalués dans notre étude « Dubois, CEPB » les valeurs d'axe électrique cardiaque restent strictement dans cet intervalle physiologique.

La comparaison des moyennes montre que le système classique diffère de façon statistiquement significative ($p < 0.05$) des deux autres systèmes de dérivation alors que ces derniers ne diffèrent significativement pas entre eux ($p > 0.05$).

Il est à conclure que contrairement au système standard, les deux autres (Dubois et CEPB) ont permis tous les deux de vérifier le théorème d'Einthoven et semblent ainsi mieux adaptés à la topographie anatomique du cœur et sa localisation dans le double tri-axe de Bailey chez le chien.

Comparaison des résultats des paramètres obtenus dans les trois systèmes de dérivation:

La comparaison des moyennes par analyse de variances (ANOVA) a montré que les amplitudes et durées des ondes électrocardiographiques (P, Q, R, S et T), et les intervalles P-R, QRS, Q-T, R-R ne diffèrent pas de façon statistiquement significative entre les trois systèmes de dérivation évalués et ce sur les axes DII et aVF.



Conclusion

A l'issue de notre travail, nous concluons ce qui suit :

- le système standard donne des valeurs d'axes cardiaques moyens « QRS, P, T » qui sortent de l'intervalle physiologique alors que dans les systèmes « Dubois, CEPB » ces valeurs restent dans cet intervalle.
- Par ailleurs, la plupart des autres paramètres ECG (amplitudes des ondes P, R S, T, les durées de P, R, S, et les intervalles QT, PR) semblent être tout à fait comparables entre les trois systèmes de dérivation étudiés.
- Contrairement au système standard, les deux autres (Dubois et CEPB) ont permis de vérifier le théorème d'Einthoven et semblent ainsi mieux adaptés à la topographie anatomique du cœur et sa localisation dans le double tri-axe de Bailey chez le chien.

Ces deux systèmes représenteraient deux bonnes alternatives au système Standard.

Enfin, nous voudrions recommander à l'avenir ce qui suit :

- Dans la présente étude, nous avons comparé trois systèmes de dérivation. Il serait utile d'inclure dans des études ultérieures d'autres systèmes de dérivation telle que le système base apex appliqué fréquemment chez le cheval.
- Dans la présente étude, nous avons utilisé la position du décubitus latéral gauche. Il serait intéressant d'étudier à l'avenir l'effet des facteurs suivants :
 - Les différents positionnements du chien (décubitus latéral droit, assis et debout) pendant l'enregistrement sur les résultats.
 - Les différentes positions des membres pendant l'enregistrement sur les résultats.
 - Les différents formats de chiens (longilignes vs. Brévilignes) notamment la profondeur du thorax et le degré d'inclinaison du cœur par rapport au sternum.

Bibliographie

Auralie.S ENVL 2011. Thèse de doctorat vétérinaire. <http://www3.vetagro-sup.fr/etu/sessa/enregistrement.html>.

BOUMASSI .E .(2006). *Guide pratique de cardiologie vétérinaire*. C Med 'com.

Électrocardiographie chez le chien In: *utilisation de l'endocardiographie en Médecine vétérinaire* .Lyon, (1989) enseignement postz- universitaire, ENVL service de zootechnie .*Wikipédia*. (2013, septembre 23). Consulté le mercredi mai, 2019, sur [https://fr.wikipedia.org/wiki/P%C3%A9riode_r%C3%A9fractaire_\(physiologie\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/P%C3%A9riode_r%C3%A9fractaire_(physiologie)):
https://fr.wikipedia.org/wiki/Wikip%C3%A9dia:Accueil_principal
University of Agronomic Sciences and Veterinary Medicine of Bucharest.

BENOIT. J. G. (1990). *L'électrocardiogramme savoir l'interpréter*.

BOUHADJA.Y 2016 tracé électrocardiographie au repos et après le test d'effort chez des chevaux Arabes et Arabe-barbes.

BOUMASSI .E. (2006) guide pratique de cardiologie vétérinaire .C Med 'com. 150p.

Cat.W ,DVM DACVIM(cardiology) ECG interpretation

COLLET.M. (2001). *Electrocardiographie et rythmologie canines*.

Colin. (2003). *cœur et péricarde in Anatomie du chien*. Liège: Derouaux ordina.

Constantinescu. (2005). *Le cœur in guide pratique d'anatomie du chien et du chat, edition Med'com , Paris* , 180-196

CORNET. P, (1993). *Précis d'électrocardiographie canine*. Bourgelat: Maisons-Alfort.

COTOR. G. University of Agronomic Sciences and Veterinary Medicine of Bucharest.

DASSIER.D. (2008). *RAPPEL PHYSIOLOGIQUE et MONITORAGE ECG*.

DESNOS.M. (1990). *L'électrocardiogramme savoir l'interpréter*.

Disposition of electrodes by the Dubois methode (prise en photos du site <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5241011/CassiaFreDa> et al , Cardiac Mean electrical Axis in throughbreds-standardisation by the Dubois lead positioning system Published online 2017 jan 17)

Dr DASSIER P. (2008). *RAPPEL PHYSIOLOGIQUE et MONITORAGE ECG.*

EDM medical imagin. Récupéré sur <http://www.edm-imaging.com>.

George.L. *University of Agronomic Sciences and Veterinary Medicine of Bucharest.*

GERARD LE BOBINNEC, (2001). *Electrocardiographie et rythmologie canines.*

http://www.dematice.org/ressources/DCEM1/pharmacologie/D1_phar_02/co/Module_antiarythmique_18.html)

<http://www.medicaexpo.fr/prod/fukuda-denshi/product-70862-440708.html>

Jean. G, DESNOS .M. BENOIT .p . *L'électrocardiogramme savoir l'interpréter (1990) I.S.B.N (OPU). 9961.0.0059.5. Page 15.*

Jaudon, P. (1989). *Echocardiographie chez le chien In : utilisation de l'endocardiographie en médecine vétérinaire.* Lyon, enseignement post -universitaire, ENVL service de zootechnie.

Kligfield. (2007). Récupéré sur e-cardiogram.com.L, T. P. (1993). Consulté le 03 29, 2015, sur <http://physiologie.envt.fr>.

Masmoudi . M .Modèle Watermark, potentiel d'action / potentiel de repos

Miller. (1979). *Heart, in Evans H.E christenen G., Miller s' anatomy of the dog.* philadephia: (2 ndedition) W.B saunders company. (2007). Récupéré sur e-cardiogram.com.

Perrot. J. e. (1989). *Échocardiographie chez le chien In : utilisation de l'endocardiographie en médecine vétérinaire.* Lyon, enseignement postuniversitaire, ENVL service de zootechnie.

Pierard. (1971). *cœur en Anatomie appliquée des carnivores domestiques - chien et chat*. Paris: Maloine SA.

Pierard.C. C. (1971, 2003,2005). *Cœur en anatomie appliquée des carnivores domestiques - chien et chat, cœur et péricarde in anatomie du chien, le cœur in guide pratique d'anatomie du chien et du chat*. Paris, Liège, paris: Maloine SA, Derouaux ordina, Med com.

Pierre .T l'ECGde A à Z . ISBN : 978-2-224-03101-5.puiblié chez vigotMaloine (ed.2010). http://www.e-cardiogram.com/ecg-lexique_theme.php

Sessa.A. (2011). Récupéré sur <http://www3.vetagro-sup.fr>.

SOUALMI.D.Y. *ELECTROPHYSIOLOGIE CARDIAQUE*. Pages 8

Taboulet.P. (2010). Récupéré sur e-cardiogram.com.

TchouchkovP. V. Egorov. V. G. (1973). *ATIVES SUR QUELQUES SYSTÈMES de dérivationélectrophotographiques des animaux nouveaux nés et les modifications d'ECG des veaux atteints de diarrhée anales*. INRA.

Toutain1993. Consulté le 03 29, 2015, sur <http://physiologie.envt.fr>. *Électrocardiographie chez les animaux domestique*.Ecole vétérinaire de Toulouse service de physiologie.

ANNEXE 01

Liste des 20 chiens inclus dans l'étude

Selon l'examen clinique les chiens sont en bon état générale et cardiovasculaire.

Nom	Age	Race
Tochka	8 ans	Cane corso
Chico	7 mois	Croisé (Doberman*Berger Allemand)
Soolgado	15 mois	Rottweiler

Gaya	6 mois	Doberman
Tina	10 ans	Rottweiler
Roxy	3 ans et demi	Pointer
Cartice	2 ans	Malinois
Tayzone	6 mois	Berger Allemand
Rex	18 mois	Berger Allemand
Mayka	6 mois	Doberman
Luna	8 mois	Pitbull
Lyon	2 ans	Malinois
Black	6 mois	Berger Allemand
Elsa	4 ans	Malinois
Pawlo	11 mois	Berger Allemand
Dorine	2 ans	Malinois
Tilda	2 ans	Malinois
Dalia	2 ans	Malinois
Darline	2 ans	Malinois
Matisse	2 ans	Pointer Anglais

ANNEXE 02

1-Tableau des moyennes des ondes P, Q, R, S, T et l'intervalle P-R

Systèmes	Standard		Dubois		CEPB	
	DII	Avf	DII	aVF	DII	aVF
Axe de dérivation						
Amplitude P (mV)	0,19	0,13	0,21	0,23	0,17	0,16
Durée P (mS)	72,10	74,50	88,60	89,00	81,00	80,70
Amplitude Q (mV)	-0,28	-0,39	-0,08	-0,06	-0,22	-0,10
Durée Q (mS)	16,4	21,9	9,1	6,2	17,1	12,5

Amplitude R (mV)	1,15	0,95	2,07	1,90	2,03	237,62
Durée R (mS)	27,60	30,40	46,80	44,10	34,00	35,50
Amplitude S (mV)	-0,43	-0,24	-0,28	-0,28	-0,25	-0,29
Durée S (mS)	16,8	14,2	10,3	10,55	11,3	15,7
Amplitude T(mV)	-0,23	-0,22	0,23	0,21	-0,10	-0,07
P- R (mS)	108,80	111,10	119,90	119,20	115,00	116,80

2-Tableau des moyennes des axes QRS , P , T

Systèmes	Standard	Dubois	CEPB
Axe QRS Deg	45,79	84,65	76,45
Axe P Deg	49,30	84,75	63,15
Axe T Deg	-34,80	46,55	9,45

3-Tableau des moyennes de la durée de l'intervalle QRS et l'intervalle QT

Systèmes	Standard	Dubois	CEPB
QRS mS	71,40	75,85	64,30
QT mS	265,70	248,65	259,45

4-Tableau des écartypes des ondes P, Q, R, S, T et l'intervalle P-R

Systèmes	Standard		Dubois		CEPB	
	DII	aVF	DII	aVF	DII	aVF
Axe de dérivation						
Amplitude P (mV)	0,11	0,09	0,16	0,09	0,15	0,14
Durée P (mS)	39,92	43,79	25,31	25,23	37,79	37,43
Amplitude Q(mV)	0,47	0,40	0,16	0,13	0,44	0,14
Durée Q(mS)	13,57	17,44	7,75	8,41	29,80	11,87
Amplitude R(mV)	1,18	0,84	1,28	1,22	1,34	1,27
Durée R(mS)	13,39	14,18	23,88	22,72	19,80	18,82
Amplitude S(mV)	0,62	0,44	0,33	0,33	0,24	0,31

Durée S(mS)	11,25	17,06	10,14	9,20	10,98	21,00
Amplitude T(mV)	0,36	0,32	0,42	0,37	0,54	0,50
P- R (mS)	44,15	43,83	16,76	16,18	44,10	46,03

5-Tableau des écartypes des axes QRS, P , T

Systèmes	Standard	Dubois	CEPB
Axe QRS (Deg)	48,70	7,68	48,37
Axe P (Deg)	41,95	12,62	55,04
Axe T (Deg)	118,90	77,25	110,33

6-Tableau des écartypes de la durée de l'intervalle QRS et l'intervalle QT

Systèmes	Standard	Dubois	CEPB
QRS (mS)	60,32	11,24	44,60
QT (mS)	45,53	35,82	34,88

Fiche de chien

Annexe 03

Nom : Pawlo

Race : berger allemand

Age : 11 mois

Etat de santé:R.A.S

Examen cardiologique : rien à signaler



ANNEXE 04

ONEWAY axeQRS BY classe
 /STATISTICS DESCRIPTIVES
 /PLOT MEANS
 /MISSING ANALYSIS
 /POSTHOC=TUKEY DUNCAN ALPHA(0.05).

Oneway

Descriptives

axeQRS

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
					LowerBound	UpperBound
1	20	45,7885	48,70444	10,89064	22,9941	68,5829
2	20	84,6500	7,67960	1,71721	81,0558	88,2442
3	20	76,4500	48,36862	10,81555	53,8128	99,0872
Total	60	68,9628	42,67054	5,50874	57,9399	79,9858

Descriptives

axeQRS

	Minimum	Maximum
1	-42,00	130,00
2	66,00	96,00
3	-127,00	103,00
Total	-127,00	130,00

ANOVA

axeQRS

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	16783,892	2	8391,946	5,277	,008
Within Groups	90641,818	57	1590,207		
Total	107425,710	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

DependentVariable:axeQRS

	(I) classe	(J) classe	MeanDifference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tukey HSD	1	2	-38,86150*	12,61034	,009
		3	-30,66150*	12,61034	,047
	2	1	38,86150*	12,61034	,009
		3	8,20000	12,61034	,793
	3	1	30,66150*	12,61034	,047
		2	-8,20000	12,61034	,793

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

Multiple Comparisons

DependentVariable:axeQRS

	(I) classe	(J) classe	95% Confidence Interval	
			LowerBound	UpperBound
Tukey HSD	1	2	-69,2073	-8,5157
		3	-61,0073	-,3157
	2	1	8,5157	69,2073
		3	-22,1458	38,5458
	3	1	,3157	61,0073
		2	-38,5458	22,1458

HomogeneousSubsets

axeQRS

Classe	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
TukeyHSD ^a			
1	20	45,7885	
3	20		76,4500
2	20		84,6500
Sig.		1,000	,793
Duncan ^a			
1	20	45,7885	
3	20		76,4500
2	20		84,6500
Sig.		1,000	,518

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 20,000.

ONEWAY axeP BY classe
 /STATISTICS DESCRIPTIVES
 /PLOT MEANS
 /MISSING ANALYSIS
 /POSTHOC=TUKEY DUNCAN ALPHA(0.05).

Oneway

Descriptives

axeP

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
					LowerBound	UpperBound
1	20	49,3000	41,95373	9,38114	29,6650	68,9350
2	20	84,7500	12,61943	2,82179	78,8439	90,6561
3	20	63,1500	55,03805	12,30688	37,3914	88,9086
Total	60	65,7333	42,54404	5,49241	54,7430	76,7236

Descriptives

axeP

	Minimum	Maximum
1	-12,00	162,00
2	61,00	113,00
3	-133,00	98,00
Total	-133,00	162,00

ANOVA

axeP

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	12767,233	2	6383,617	3,870	,027
Within Groups	94022,500	57	1649,518		
Total	106789,733	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

DependentVariable:axeP

	(I) classe	(J) classe	MeanDifference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tukey HSD	1	2	-35,45000*	12,84335	,021
		3	-13,85000	12,84335	,531
	2	1	35,45000*	12,84335	,021
		3	21,60000	12,84335	,221
	3	1	13,85000	12,84335	,531
		2	-21,60000	12,84335	,221

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

Multiple Comparisons

DependentVariable:axeP

	(I) classe	(J) classe	95% Confidence Interval	
			LowerBound	UpperBound
Tukey HSD	1	2	-66,3565	-4,5435
		3	-44,7565	17,0565
	2	1	4,5435	66,3565
		3	-9,3065	52,5065
	3	1	-17,0565	44,7565
		2	-52,5065	9,3065

HomogeneousSubsets

		axeP		
		N	Subset for alpha = 0.05	
classe			1	2
TukeyHSD ^a	1	20	49,3000	
	3	20	63,1500	63,1500
	2	20		84,7500
	Sig.		,531	,221
Duncan ^a	1	20	49,3000	
	3	20	63,1500	63,1500
	2	20		84,7500
	Sig.		,285	,098

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 20,000.

ONEWAY axeT BY classe
 /STATISTICS DESCRIPTIVES
 /PLOT MEANS
 /MISSING ANALYSIS
 /POSTHOC=TUKEY DUNCAN ALPHA(0.05).

Oneway

Descriptives

axeT

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
					LowerBound	UpperBound
1	20	-34,8000	118,90137	26,58716	-90,4476	20,8476
2	20	46,5500	77,25179	17,27403	10,3950	82,7050
3	20	9,4500	110,32606	24,66966	-42,1842	61,0842
Total	60	7,0667	107,32619	13,85575	-20,6586	34,7920

Descriptives

axeT

	Minimum	Maximum
1	-178,00	174,00
2	-121,00	104,00
3	-178,00	148,00
Total	-178,00	174,00

ANOVA

axeT

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	66348,633	2	33174,317	3,083	,054
Within Groups	613267,100	57	10759,072		
Total	679615,733	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

DependentVariable:axeT

	(I) classe	(J) classe	MeanDifference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tukey HSD	1	2	-81,35000*	32,80102	,042
		3	-44,25000	32,80102	,374
	2	1	81,35000*	32,80102	,042
		3	37,10000	32,80102	,499
	3	1	44,25000	32,80102	,374
		2	-37,10000	32,80102	,499

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

Multiple Comparisons

DependentVariable:axeT

	(I) classe	(J) classe	95% Confidence Interval	
			LowerBound	UpperBound
Tukey HSD	1	2	-160,2830	-2,4170
		3	-123,1830	34,6830
	2	1	2,4170	160,2830
		3	-41,8330	116,0330
	3	1	-34,6830	123,1830
		2	-116,0330	41,8330

HomogeneousSubsets

axeT

		N	Subset for alpha = 0.05	
classe			1	2
TukeyHSD ^a	1	20	-34,8000	
	3	20	9,4500	9,4500
	2	20		46,5500
	Sig.		,374	,499
Duncan ^a	1	20	-34,8000	
	3	20	9,4500	9,4500
	2	20		46,5500
	Sig.		,183	,263

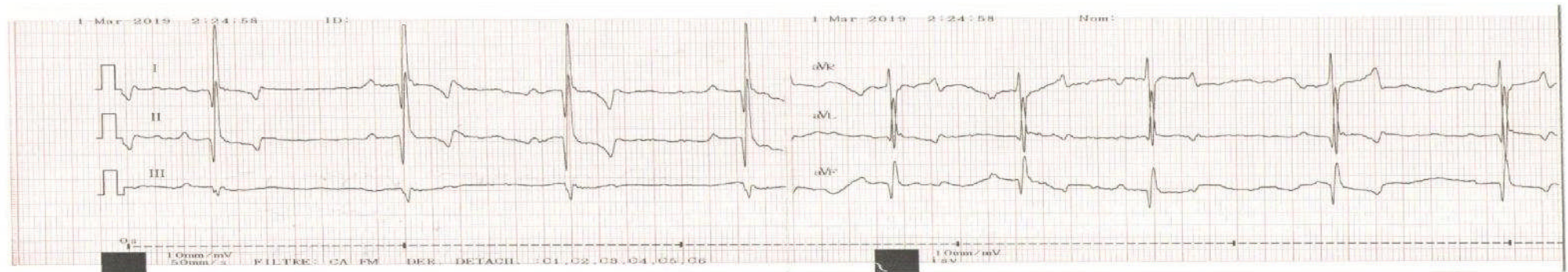
Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 20,000.

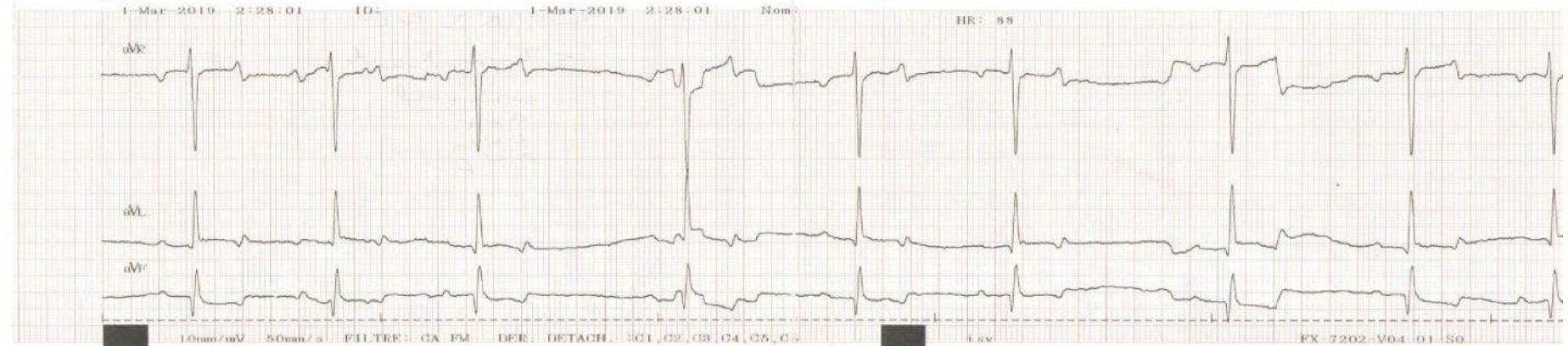
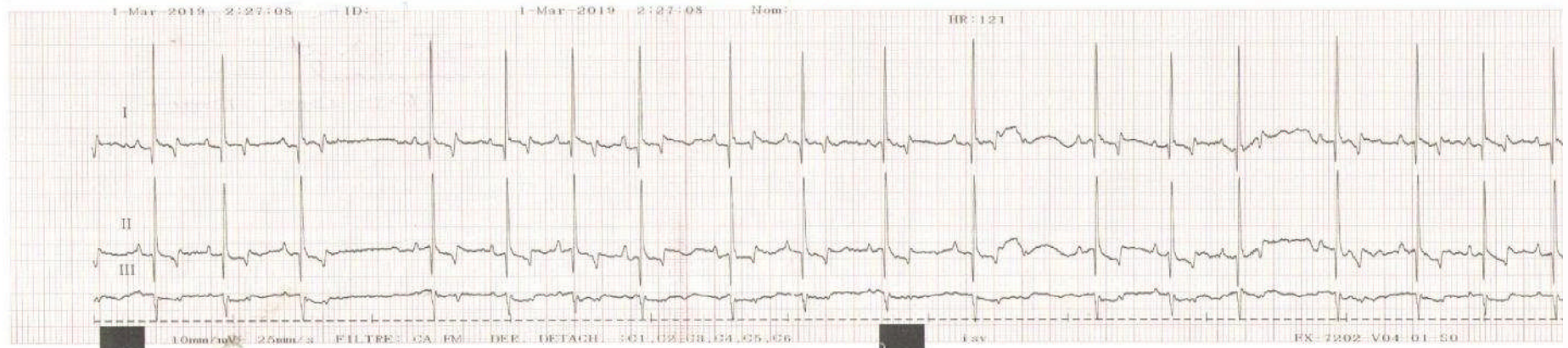
Les illustrations présentent des enregistrements de l'activité cardiaque selon les trois systèmes de dérivation (Standard ou Einthoven, Dubois, Centre d'Etude et de Production Biologique des armées CEPB) chez une chienne âgée de deux ans.

1-Système standard : 1-

1Enregistrement automatique :

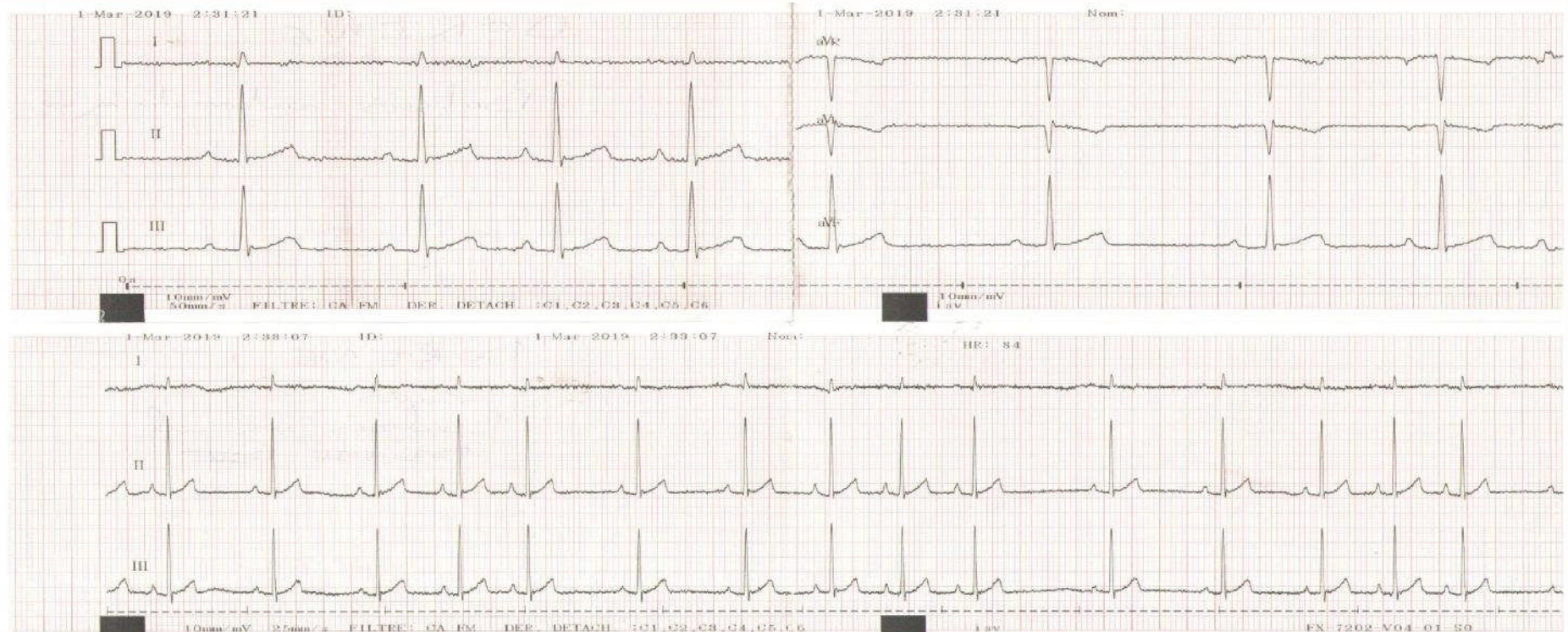


1-2 Enregistrement manuel D1 D2 D3 et aVR, aVL, aVF respectivement



2- Système de Dubois :

2-1 Enregistrement automatique et manuel D1 ,D2 , D3 respectivement :



2-2 Enregistrement manuel aVR, aVL, aVF :



3-Système du Centre d'Etude et de Production Biologique des armés CEPB : 3-1Enregistrement automatique et manuel D1,D2,D3

respectivement

