

Česká zemědělská univerzita v Praze

Fakulta agrobiologie, potravinových a přírodních zdrojů

Katedra obecné zootechniky a etologie



**Stanovení optimálního počtu elektrod pro kvalitní záznam tepové frekvence měřené
EKG holterem u psa domácího**

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Ivona Svobodová, PhD.

Autor práce: Klára Pragerová

2012

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Stanovení optimálního počtu elektrod pro kvalitní záznam tepové frekvence měřené EKG holterem u psa domácího vypracovala samostatně a použila jen pramenů, které cituji a uvádím v příložené bibliografii.

V Praze dne 24.3.2012

Poděkování:

Ráda bych poděkovala vedoucí práce Ing. Ivoně Svobodové, PhD. za odborné vedení, konzultantům Ing. Lence Vlachové a MVDr. Jánů Mecerovi a Ing. Seidlovi z firmy Seiva za poskytnutí cenných rad. Zvláště pak děkuji své rodině za pomoc a toleranci, kolegům ze zaměstnání pak za podporu.

Autorský referát

Cílem mé bakalářské práce je shrnout historii diagnostické metody zvané EKG holter a významné studie a výzkumy v humánní i veterinární medicíně se zvláštním ohledem na měření a vyhodnocení tepové frekvence. Začátky historie této diagnostické metody spadají do začátku 60. let 20. století, kdy se EKG holter začal používat v humánní medicíně. Od té doby technologie tohoto měřicího přístroje prošla dynamickým vývojem jak v digitalizaci, tak miniaturizaci, a poskytla mnohem širší možnosti využití v humánní i veterinární medicíně.

Významnou částí práce je vlastní výzkum, který má určit optimální podmínky pro kvalitní záznam tepové frekvence u psa domácího, kdy parametrem posouzení bude počet svodů u měřicího EKG přístroje. Výzkum se opírá o předpoklad, že čím vyšší bude počet svodů, tím se bude zvyšovat kvalita záznamu a hodnotitel záznamu bude mít lepší podmínky pro vyhodnocení. Druhým předpokladem výzkumu je, že při nižším počtu svodů nemohou být zobrazeny všechny osy roviny pro dokonalé zobrazení „průřezu do svodů“.

V tomto testování byly postupně vyhodnocovány záznamy na třech, dvou a jednom svodu. Tyto tři kombinace svodů se testovali v 5 záznamech, celkem tedy 15 záznamů. Záznamy byly vyhodnocovány automaticky pomocí programu bez detailní kontroly hodnotitele s kardiologickou praxí. Parametrem pro vyhodnocení je vzhled křivky, která vzniká na každém svodu. Optimální křivka záznamu se hodnotila jako rozdíl mezi celkovými událostmi a událostmi bez artefaktů. Výsledný počet artefaktů udává procento, kterým byla křivka rušena.

Naměřené hodnoty artefaktů na první pohled jednoznačně ukázaly, že se snižujícím počtem svodů stoupá procento artefaktů a tím se snižuje kvalita záznamu. V úvahu je však také nutno brát osobu, která elektrody umisťovala a fixovala bandáž. Výsledky ukázaly velkou korelaci výsledků s osobou, která se na měření v určitý den podílela.

V záznamech, kdy EKG holter nasazoval a bandážoval kardiologický specialista, který s EKG holterem pravidelně pracuje, bylo procento artefaktů buď 0,1% nebo 0%. Záznamy ve dnech, kdy jsem měřicí přístroj nasazovala sama bez kontroly kardiologa, vykazovaly hodnoty událostí značné rozdíly oproti záznamům těch dní, kdy se na přípravách podílel kardiolog. Procento artefaktů se pohybovalo až k 10%. Tímto se tedy potvrdila domněnka, že důležitějším faktorem je umístění a fixace elektrod než počet svodů.

První předpoklad se nepotvrdil, jelikož automatické vyhodnocení pracuje na jiném principu než kardiologický hodnotitel, který má potřebné dovednosti a znalosti k ručnímu, kvalitnějšímu principu hodnocení. Druhý předpoklad se potvrdil, proto nejvhodnější počet

svodů pro optimální hodnocení křivky tepové frekvence jsou všechny tři, které poskytují pohled všech třech rovin osy srdeční aktivity.

Současně byly ve výzkumu naměřeny různé hodnoty tepové frekvence u psa, které se shodují s fyziologickými hodnotami udávanými autory v literární rešerši mé bakalářské práce. Průměrná minimální tepová frekvence dosahovala hodnoty 23 / min, průměrná maximální tepová frekvence 243 / min a průměrné hodnoty průměrné tepové frekvence dosahovaly hodnot 100 / min.

Zadané cíle mé bakalářské práce byly dosaženy. Práce zahrnuje zároveň podněty a doporučení, které přineslo samotné testování a studium literatury.

Klíčová slova: EKG holter, tepová frekvence, elektrokardiografická diagnostika, holterovské záznamy, artefakty

Abstract

The aim of this Bachelor's thesis is to summarize not only the history of diagnostic method known as ECG Holter but also important studies and research in human and veterinary medicine with particular regard to measurement and evaluation of heart rate. The beginnings of the history of this diagnostic method go back to 1960s, when the ECG Holter began to be used in human medicine. Since then, the technology of measuring instrument have undergone dynamic development both in digitization and miniaturization and provided a lot wider usage in human and veterinary medicine.

An important part of the project is author's own research, which should determine the optimum conditions for quality recording of heart rate of a dog, where the parameter for assessing is the number of ECG leads to the measuring device. The research is based on the assumption that higher number of leads provides higher quality of the recording and therefore the assessor has better conditions for the evaluation. The second premise of the research is that with lower number of leads all axes of the plane cannot be displayed for the perfect view of "projection into the collection."

In this testing the records on three, two and one lead were gradually evaluated. These three combinations were tested in 5 records each, which make the total of 15 records. The records were evaluated automatically by a program without detailed check of an assessor with cardiology practice. The parameter for evaluation was the appearance of the curve which arose on every lead. The perfect curve of a record was evaluated as the difference between total events and events without artifacts. The resulting number of artifacts gave the percentage of the curve's disturbance.

Measured values of the artifacts indicated clearly at first sight that with the decrease of the number of leads the percentage of artifacts increases and thus reduces the quality of the recording. It is also necessary to take into consideration the person who placed the electrodes and fixed the bandage. The results showed high correlation of results between a day and a person involved.

Records, where the ECG Holter was placed and fixed by a cardiology specialist, who works with the set on a regular basis, the percentage of artifacts was as low as 0% to 0,1%. Records at days where I had to place and fix the ECG Holter on my own without a check from the specialist, the values of events showed big differences when compared to the records from days when the cardiologist was involved in the preparations. The percentage of artifacts was up to 10%. This confirmed the hypothesis that the the more important factor is the location and fixation of electrodes than the number of leads.

The first assumption was not confirmed, since the automatic evaluation works on a different principle than the cardiology specialist who has the skills and knowledge necessary for manual, and in a way better principle of evaluation. The second assumption was confirmed, because the most suitable number of leads for optimal heart rate curve is all three, which provide a view of all three planes of the axis of cardiac activity.

At the same time, different heart rate zones for a dog that comply with the physiological values indicated by authors of the literature search of my thesis, were measured. The minimal average heart rate reached 23 beats per minute, the maximal average heart rate reached 243 beats per minute and the average values of average heart rate reached 100 beats per minute.

The specified objectives of my thesis have been achieved. The work also includes suggestions and recommendations, which brought the very testing and study of literature.

Keywords: ECG Holter, heart rate, electrocardiographic diagnosis, Holter recordings, artifacts

OBSAH

1. Úvod.....	9
1.1 Cíl a hypotézy	10
2. Literární rešerše	11
2.1 Historie vzniku EKG holteru	11
2.1.1 Norman J. Holter.....	11
2.1.2 Historické mezníky vzniku EKG holteru.....	12
2.2 Charakteristika a využití EKG holteru v humánním a veterinárním lékařstvím	14
2.2.1 Význam a limity EKG holteru	14
2.2.2 Srovnání klidového EKG a EKG holteru	15
2.2.3 Zařízení EKG holteru.....	15
2.2.4 Vyhodnocovací systémy	16
2.2.5 Prezentace holterovského záznamu a artefakty	16
2.2.6 Klinické kompetence pro vyhodnocování holterovských záznamů	18
2.3 Vědecké výzkumy s EKG holterem v ČR a zahraničí.....	20
2.3.1 Výzkumy humánní medicíny	20
2.3.2 Veterinární výzkumy s tepovou frekvencí u psa	22
2.4 Srdeční a tepová činnost u psa.....	28
2.4.1 Srdce psa	28
2.4.2 Činnost srdce.....	28
2.4.3 Srdeční frekvence	30
3. Materiál a metody	31
3.1. Popis prostředí testování	31
3.2 Přístroj a pomůcky pro měření tepové frekvence	31
3.3 Způsob a metody testování	32
3.4 Průběh testování.....	34
3.5 Výsledky a diskuse	37
4. Závěry a doporučení	46
5. Seznam použité literatury	48

1. Úvod

Dlouhodobý elektrokardiografický záznam prodělal a stále prodělává vývoj, podmíněný technickým pokrokem, především miniaturizací, a zejména pak digitalizací a zvyšováním kapacity paměťových médií.

Jedná se však v první řadě o zlepšování a zdokonalování metody podle Holtera, vynalezeném v 60. letech 20. století. Některé přístroje mohou být voperovány pod kůži na mnoho měsíců. Tyto přístroje mohou detekovat rytmické události a/nebo subjektivní a mohou být programovány individuálním způsobem. Přes tento pokrok zůstává základem pro diagnostickou informaci, kterou můžeme získat pomocí těchto často nemálo sofistikovaných metod, správná elektrokardiografická interpretace (Adamec a Adamec, 2009). Hodnotitelé, kteří hodnotí holterovské záznamy, musí mít znalosti, které jsou odlišné od klasického 12ti svodového EKG. Týká se to zejména detekcí artefaktů a arytmiemi, které jsou spojené se srdečním onemocněním (Knoebel et al, 2003).

Norman Holter přivedl do elektrokardiografie nový důležitý rozměr, a to rozměr času. Kardiologická veřejnost byla dlouho přesvědčována , že rozměr času je v této diagnostické metodě velmi užitečný.

V posledních desetiletích je tato diagnostická metoda využívána i ve veterinárním lékařství, kde má velké uplatnění. Pacientů ve veterinárním lékařství je mnohem méně než v tom humánním, proto veterinární výsledky praxe, studií a výzkumů zaostávají za těmi v humánní medicíně.

EKG holter se v humánní praxi využívají nejen k diagnostice srdečních arytmií a ischémii myokardu, ale také k různým studiím spojených s tepovou frekvencí u lidí bez srdečních potíží.

Výzkumy zabývající se tepovou frekvencí u psa se ve velké míře začaly objevovat na přelomu 80.-90. let 20. století. Zatímco ve světě se v 90. letech publikovaly vědecké práce přímo na tepovou frekvenci u psa, v České republice se teprve veterinární lékaři s touto diagnostickou metodou teprve seznamují.

1.1 Cíl a hypotézy

Cílem práce je shrnout formou literární rešerše historii diagnostické metody zvané EKG holter a významné studie a výzkumy v humánní i veterinární medicíně se zvláštním ohledem na měření a vyhodnocení tepové frekvence.

Tato bakalářská práce je dále soustředěna na výzkum, který má určit optimální podmínky pro kvalitní záznam tepové frekvence u psa domácího, kdy parametrem posouzení bude počet svodů u měřicího EKG přístroje.

Na začátku testování byly určeny následující hypotézy:

- čím vyšší bude počet svodů u měřicího přístroje, tím se bude zvyšovat kvalita záznamu a hodnotitel záznamu bude mít lepší podmínky pro vyhodnocení EKG křivky
- při nižším počtu svodů nemohou být zobrazeny všechny osy roviny pro dokonalé zobrazení „průmětu do svodů“

2. Literární rešerše

2.1 Historie vzniku EKG holteru

Dlouhodobý EKG záznam, nazvaný také ambulantní záznam EKG, vynalezl Norman J. Holter na začátku 60. let minulého století. Holterovský záznam EKG (EKG dle Holtera) je v současné době chápán jako registrace elektrokardiologické křivky zpravidla během 24 hodin. Přínos této metody pro diagnostiku různých arytmií a později také pro diagnostiku ischemie myokardu, měl za následek její velmi příznivý technický vývoj (Adamec a Adamec, 2009).

2.1.1 Norman J. Holter

Norman Holter se narodil 1.2.1914 v městě Helena v americkém státě Montana. V roce 1931 absolvoval na Carroll College a začal studovat na University of California v Los Angeles. Roku 1937 získal magisterský titul v oboru fyziky. Byl to velice ambiciózní student, proto se věnoval dalšímu studiu v Německo, které však nedokončil.

Během druhé světové války působil jako fyzik u amerického námořnictva a vedl vládní výzkumy pro testování bomb. Přestože se podílel na tomto výzkumu, on sám osobně byl velmi vyhraněný proti nekontrolovatelnému použití atomových bomb v armádě.

V roce 1947 se vrátil do svého rodného města a začal budovat HRF – Holter Research Foundation. Při řízení HFR působil zároveň jako prezident společnosti nukleární medicíny v San Diegu a byl profesorem na University of California v San Diegu od roku 1964.

Holter byl mužem mnoha zájmů z oblasti atomové energie, biofyziky, hudby a fotografie. Mezi jeho objevy řadíme hlavně detektory jaderných výbuchů a dlouhodobé ambulantní EKG zvané jako Holter Monitoring. Tomuto objevu předcházela spolupráce s Josephem Gengerellim na problematice stimulování nervů střídáním elektrického pole. Počáteční zájem o elektrickou aktivitu lidského těla ho vedl k myšlence monitorování srdečních signálů. Po mnoha pilotních výzkumech, které jsou popsány v kapitole o historii vzniku, vzniklo roku 1962 první komerční zařízení. (Brucer, 1984; Gawlovska and Wranitz, 2009.)

2.1.2 Historické mezníky vzniku EKG holteru

Zakladatelem elektrokardiografie je nepochybně Willem Einthoven. K jeho úspěchu s vynálezem klasického EKG přispěl jeho dobrý přítel, Augustus Waller. Přestože klasické a ambulantní EKG má určité rozdíly, u myšlenek Einthovena i Holtera nacházíme mnoho podobností. Holter na rozdíl od Einthovena nezískal lékařský titul, ale oba své vědecké výzkumy uskutečňovali na nervových a svalových vláknech žab. Holterovy výzkumy se zpozdily během druhé světové války, když sloužil u amerického námořnictva. Po návratu začal Holter spolupracovat s J. Gengerellim, oba se usilovně věnovali studování mozku u krys. Návštěva slavného kardiologa, Dr. Paula Dudleyho Whita, ho přesvědčila zaměřit se na elektrickou aktivitu srdce.

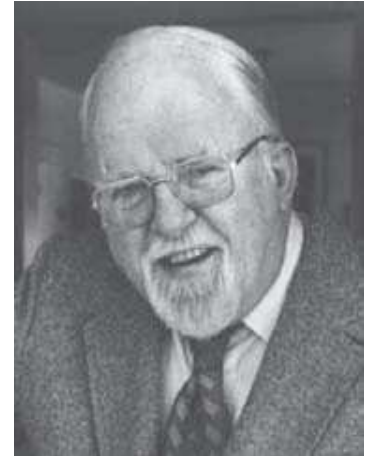
První použité elektrokardiografy byly velikosti batohu a umístěny na zádech člověka. Tento rádio elektrokardiograf měl přílišnou velikost, proto Holter následně spolupracoval s kolegou Glasscockem a vyvinuli podobu malého přenosného vysílače. Anténa byla připojena k povrchu lidského těla a přenosný přijímač měl vlastní napájení. Pro praktický výzkum oslovil Holter doktora Eliota Cordayho z nemocnice v Los Angeles. První vyhodnocená zpráva je z roce 1954, do klinické praxe se holterovské záznamy a vyhodnocení dostaly na začátku 60. let.

Na konci roku 1963 byly holterovské záznamy rozšířeny do všech kontinentů a umožňovaly záznam nejprve 6-8 hodin, následně 10-12 hodin. Hodnoty záznamů v klinické diagnostice u příznaků pacienta (srdeční arytmie) se dále rychle rozšiřují. Produkce holterovských zařízení vyvrcholila v 80. letech, kdy je na vědeckém kongresu představeno 26 společností zabývajících se distribucí holterovských zařízení.

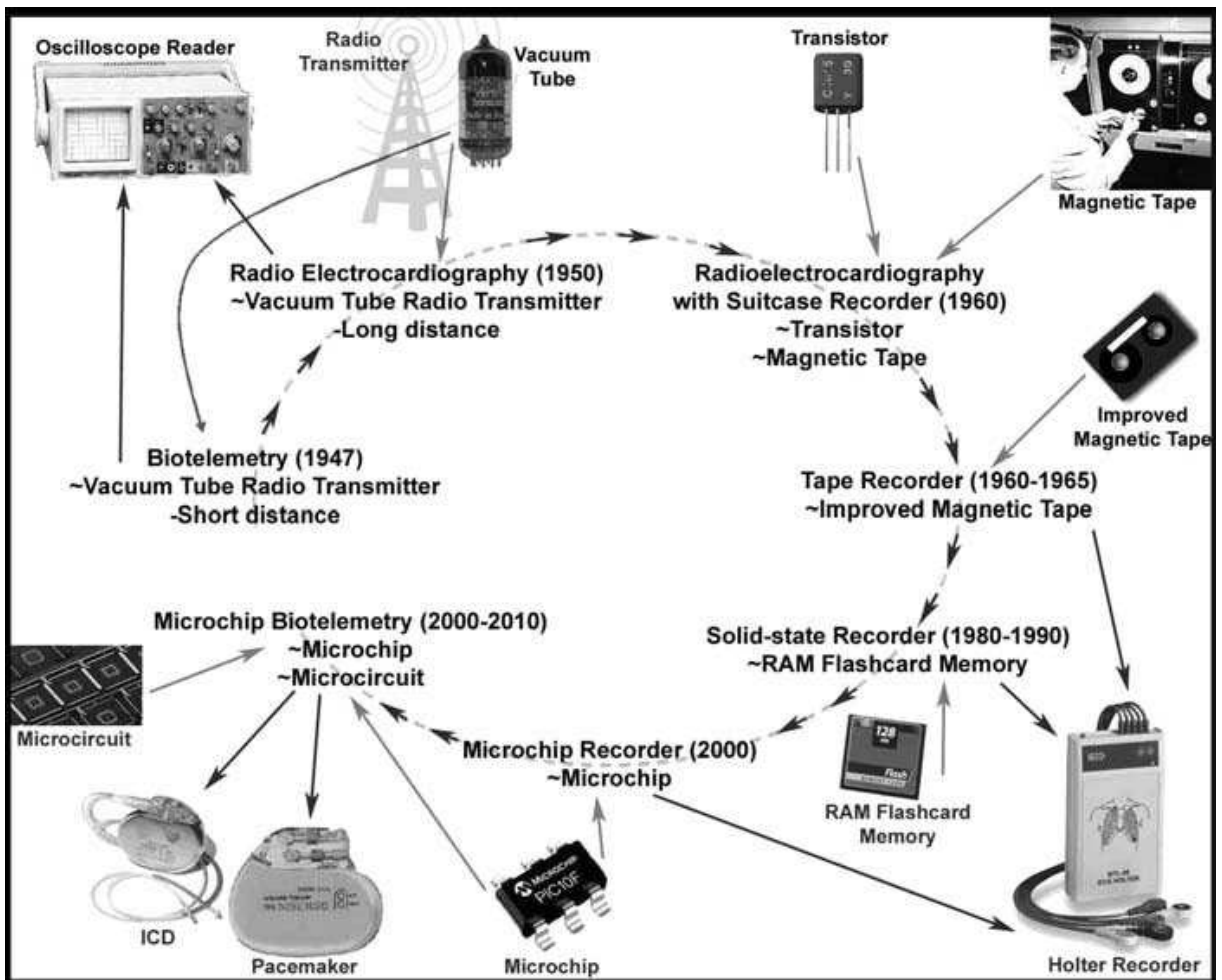
V 60. a 70 letech byla technologie zaměřena především na vizuální interpretaci. Na začátku 80. let dochází k vývoji výpočetní techniky, technologie se zaměřila na kvantitu databází. Po roce 1990 došlo k vývoji mikročipů, digitálních úložišť dat. Došlo tedy k hardwarovým a softwarovým změnám, na které technologie zareagovala. (Kennedy, 2006)



Obr. 1 - Bruce Del Mar představuje zařízení EKG holteru používaného v 80. letech (Kennedy, 2006)



Obr. 2 - N.F. Holter (Gawlovska and Wranitz, 2009)



Obr. 3 - Vývoj holterovské technologie (Kennedy, 2006)

2.2 Charakteristika a využití EKG holteru v humánním a veterinárním lékařství

2.2.1 Význam a limity EKG holteru

EKG představuje významnou pomoc při diagnóze srdečního onemocnění. Lze z něho předjímat kromě toho etologii a možnou prognózu. EKG může být využito k naplánování terapie a následně ke kontrole úspěšnosti terapeutických opatření. EKG je nepostradatelné pro analýzu srdečního rytmu a představuje jedinou možnost pro klasifikaci arytmií (Baatz, 2002).

EKG diagnostika probíhá u lidské populace, stejně je tomu i u zvířat. U lidské populace se samozřejmě používá u dětí i dospělých jedinců. Janoušek (1994) k tomu uvádí, že klinická elektrofyziologie se stala v posledních desetiletích významnou součástí dětské kardiologie. Nové diagnostické a terapeutické postupy zahrnující rutinní používání 24hodinového monitoringu srdečního rytmu, invazivního elektrofyziologického vyšetření a nefarmakologické léčby arytmií umožnily racionální a v řadě případů kauzální léčbu dříve jen obtížně ovlivnitelných poruch srdečního rytmu. Velkou výzvou klinickým elektrofyziologům představuje odhalování genetického pozadí dříve etiologicky nejasných poruch srdečního rytmu.

Diagnostika u zvířat je složitější, u jedinců se záchvaty slabosti nebo epileptickými záchvaty je EKG nezbytnou součástí diagnostiky. EKG je velmi důležité pro monitorování pacienta během operace a v pooperačním období.

EKG nenahrazuje klinické znalosti a zkušenosti lékaře, který holterovský záznam posuzuje. EKG měří pouze elektrickou aktivitu srdeční svaloviny. Nevypovídá nic o funkční kapacitě (mechanické výkonnosti) srdce. Neuvádí přímé informace o stavu koronárních artérií, srdečních chlopní nebo perikardu.

Zvíře s organickým poškozením srdce může mít normální EKG a klinicky zcela normální zvíře může na EKG vykazovat nespecifické změny. EKG může být vždy interpretováno v souvislosti s ostatními klinickými nálezy.

Jediný EKG záznam poskytuje často pouze málo nebo žádné informace o průběhu a o prognóze onemocnění. Při interpretaci EKG musí být zohledněn vliv tělesné konstituce a plemene na jeho hodnoty. (Baatz, 2002).

2.2.2 Srovnání klidového EKG a EKG holteru

Klidové EKG je obvykle zaznamenáno od několika sekund do několika minut a je nepravděpodobné, že se nezaznamenají základní arytmie. Holter monitory jsou obvykle nahrávány na období 24 hodin až 48 hodin a je větší pravděpodobnost odhalení významné arytmie, než když není EKG holter přítomen. Monitorování EKG holteru je jednoduchý a neinvazivní test. Lze udělat na jakékoliv klinice, kde se zabývají diagnostikou, léčbou a sledováním srdečních arytmií. Příchod tohoto diagnostického postupu prokázal, že výskyt závažných arytmií je mnohem větší než dříve stanovené arytmie prostřednictvím klasického dvanácti svodového EKG. Omezení klasického EKG pro detekci arytmie by mělo být zcela zřejmé, když je bráno v úvahu, že dvou minutový pás klasického EKG tvoří pouze 0,14% z celého denního rytmu. (Petrie, 2005).

2.2.3 Zařízení EKG holteru

Celé holterovské zařízení obsahuje holter monitor, záznamové pásky, baterie, kabely a elektrody. Celé zařízení jsou samozřejmě bezpečné pro aplikaci na jedince. Holter monitory jsou malé bateriově napájené magnetofony. Moderní digitální monitory jsou již dnes běžně k dispozici. Klasický záznam trvá přibližně 24 hodin. Je-li delší doba záznamu, je žádoucí, měnit pásky (či paměťové karty) i baterky. K dispozici jsou dvou a tři kanálové záznamníky. Vícesvodové zařízení je výhodnější, protože nadměrné artefakty během záznamu mohou mít za následek vyloučení z důležitého časového úseku záznamu. Více svodů pomůže zlepšit šanci na získání kvalitního záznamu. (Petrie, 2005)

Přístroje mají vždy kabel s alespoň čtyřmi elektrodami, které jsou vhodné pro končetinové svody. Větší přístroje mají dostatečné elektrody pro hrudní svody.

Existují dva druhy záznamového zařízení:

Jednokanálová – všechny svody mohou být zaznamenávány jeden po druhém. Nevýhodou je, že nelze provést přímé současné srovnání mezi různými svody, a tak mohou být úplně přehlédnuty nebo chybně interpretovány arytmie. Na druhou stranu jsou přístroje malé, dobře přenosné a při srovnání mají výhodnou cenu.

Vícekanálová – zapisují současně většinou tři svody a umožňují tak srovnání tvarů určitého děje na EKG v různých svodech. (Baatz, 2002).

2.2.4 Vyhodnocovací systémy

Možnosti vyhodnocení holterovských záznamů definoval ve svém knize Adamec a Adamec (2009). Přestože se autor věnuje interpretaci záznamů u lidské populace, je platná a aplikovatelná shodně i u populace zvířat.

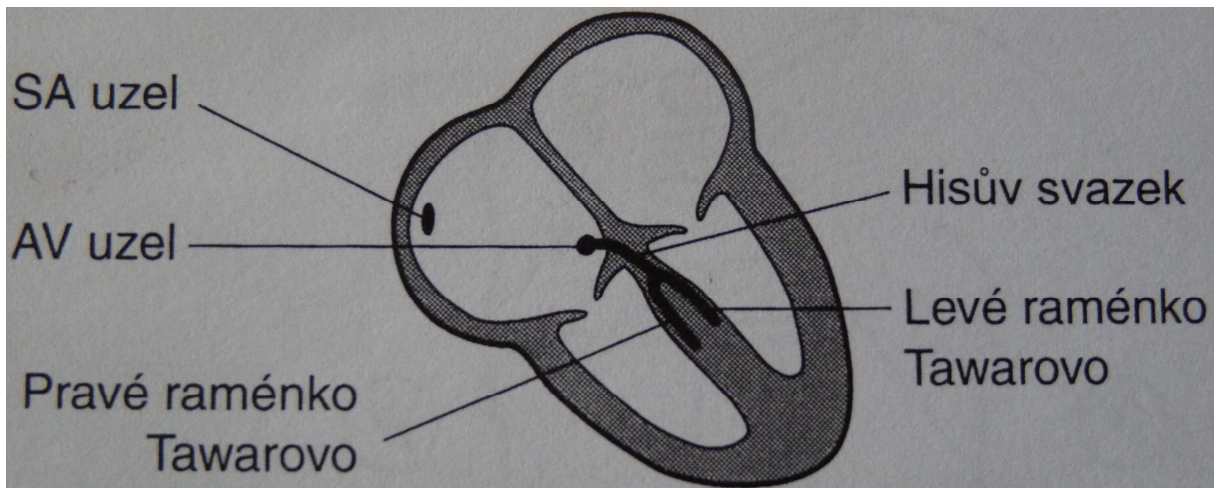
EKG zaznamenané na pásce se přehraje na obrazovce osciloskopu 120-240krát větší rychlostí, kdy jednotlivé komorové komplexy se kladou na sebe. Pravidelný sinusový rytmus se chápe jako komorové komplexy „v zástupu“. Extrasystola je posunuta na jednu stranu, tzn. dopředu, a pauza na druhou stranu.

Poloautomatické vyhodnocení zachovává princip zviditelnění vyrovnaných komorových komplexů. Během prvního čtení operátor „poučí“ přístroj. Přístroj se automaticky zastaví na každé anomálii, jejíž kritéria jsou předem naprogramována (procento předčasnosti, maximální frekvence, délka pauzy, bradykardie, artefakty atd.). Po tomto učebním čtení přístroj provede sám druhé čtení, tentokrát automatické. Poskytuje zároveň různé výpočty, statistiky, histogramy a diagramy. Toto poloautomatické čtení zůstává stále v platnosti.

Automatické vyhodnocení se provádí bez učební fáze - přístroj rozhoduje sám na podkladě superpozičních příkladů (templates) mezi normálními a nenormálními komplexy. Na konci tohoto vyhodnocení přístroj označí komplexy, které považuje za normální, a všechny typy komplexů považované za patologické. Následně umožňuje a požaduje, aby byly prověřeny. Přístroj zároveň poskytuje různé statistické výpočty. Automatické vyhodnocení bez možnosti prověření vypadá lákavě a poskytuje svazek papírů plných čísel. Ta však nejsou bohužel vždy přesná a pravdivá. Hodnota tohoto plně automatického čtení se snižuje s komplikovaností záznamu. Z tohoto důvodu je třeba se vyvarovat jeho použití.

2.2.5 Prezentace holterovského záznamu a artefakty

Anatomické základy pro vyhodnocení jsou jednoduché. Excitace čili depolarizace zpravidla začíná v sinoatriálním (SA) uzlu. Jako vlna se šíří po svalovině síní, ale na svalovinu komor nemůže přímo přestoupit, neboť síně jsou od komor elektricky izolovány. Jediné fyziologické spojení mezi nimi je přes atrioventrikulární (AV) uzel, Hisův svazek, raménka Tatarova a posléze Purkyňova vlákna. (Hampton, 2007)



Obr. 4 – Znárodnění elektrického vedení v srdci (Hampton, 2007)

Vlna P reprezentuje depolarizaci síní (nejedná se o kontrakci). Interval PR zobrazuje vedení přes AV uzel a Hisův svazek a měří tak čas nutný pro přestup depolarizační vlny ze síní na mezikomorové septum, které se ze svaloviny komor depolarizuje jako první.

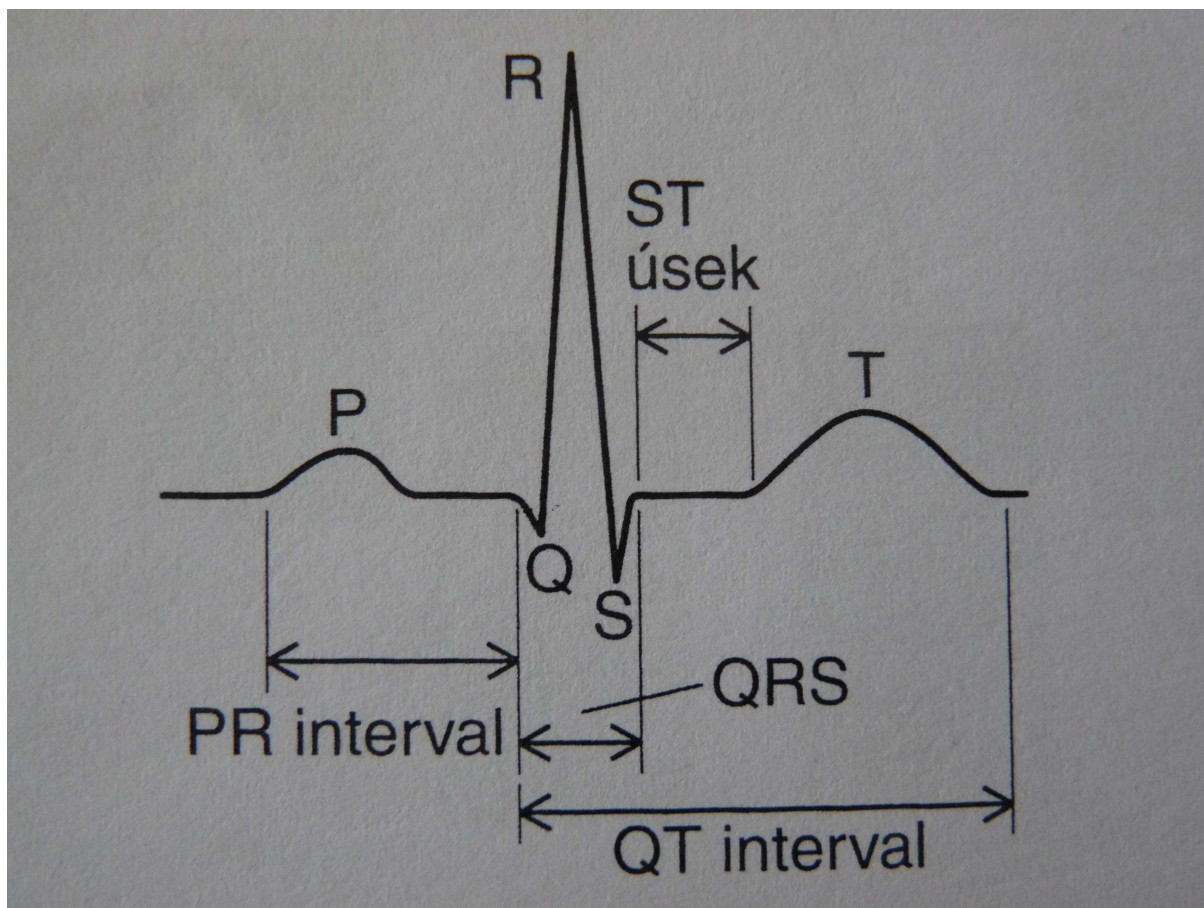
Komplex QRS odráží depolarizaci svaloviny a komor a vlna T její repolarizaci. Na EKG křivce se normálně při jednom srdečním stahu zobrazí jedna vlna P před komplexem QRS a každý QRS komplex je následován jednou vlnou T. Pokud je na křivce více vln P než QRS komplexů, je přítomna porucha vedení.

Interval PR – 120 – 200/ ms (kratší než 120 ms naznačuje abnormální vodivé spojení mezi síněmi a komorami, tedy tzn. preexcitaci, a interval delší než 200 ms značí blokádu vedení).

Komplex QRS – užší než 120 ms (širší znamená pomalé ventrikulární vedení).

Vlna T – její trvání je zpravidla obtížně měřitelné, a proto je za nejlepší ukazatel doby depolarizace komor považován interval QT. Výška vlny T a trvání intervalu QT jsou závislé na mnoha parametrech, např. na směru předchozí depolarizace ischemii, infarktu a iontových dysbalancích. Tyto variace vlny T se musí hodnotitel naučit, nedají se odvodit. (Adamec a Adamec, 2009)

Komplex QRS: Může mít nejrůznější morfologii a jeho jednotlivé kmity jsou definovány následovně: kmit Q je negativní výchylka vyskytující se na začátku komplexu, kmit R je první pozitivní výchylka komplexu, kmit S je negativní výchylka následující za kmitem R. (Janoušek, 1994)



Obr. 5 – Křivka EKG a její části(Hampton, 2007)

Adamec a Adamec (2002) uvádí, že artefakty nejen vyhodnocení komplikují, ale především je prodlužují a mohou znemožnit správnou diagnózu nebo vést k diagnóze falešné. Autor konstatuje, že rozpoznání artefaktu je mnohem rychlejší a snazší zkušeným okem hodnotitele než automatickou interpretací. Při každém artefaktu je nutné porozumět jeho vzniku, nebo ještě lépe vyvolat jej. Na druhé straně při výskytu neobvyklé anomálie na EKG je třeba pomyslet na možnost artefaktu, dříve než se vrhneme do pošetilých diagnóz.

2.2.6 Klinické kompetence pro vyhodnocování holterovských záznamů

Holterovské přístroje mohou detekovat rytmické události a/nebo subjektivní a mohou být programovány individuálním způsobem. Přes tento pokrok zůstává základem pro diagnostickou informaci, kterou můžeme získat pomocí těchto často nemálo sofistikovaných metod, správná elektrokardiografická interpretace. (Adamec a Adamec, 2009)

Ambulantní holterovské přístroje mají potenciál produkovat značné množství neplatných dat spojených s vlastním nahráváním či analytickými procesy při vyhodnocení.

Náročnější vyhodnocování je dáno artefakty, které mohou vznikat mnohými důvody a které musí být kontrolovány a uznávány.

Hodnotitelé, kteří hodnotí holterovské záznamy, musí mít znalosti, které jsou odlišné od klasického 12ti svodového EKG. Týká se to zejména detekcí artefaktů a arytmiemi, které jsou spojené se srdečním onemocněním. V následujících bodech jsou vyjmenovány potřebné kognitivní schopnosti potřebné k vyhodnocování holterovských záznamů:

1. Znalost srdečních arytmií, jejich diagnostika a význam u zdravých pacientů i pacientů se srdečním onemocněním.
2. Znalost kardiostimulátorů a charakteristika jejich stimulací.
3. Znalost variability arytmií u ambulantních pacientů a vliv autonomního nervového systému na činnost srdce.
4. Znalost elektrokardiografie a změny elektrokardiogramu, které mohou vznikat následkem aktivity, jídlem, teplotou a dalšími faktory.
5. Znalost kritérií pro výklad ischemické choroby a segmentu ST.
6. Znalost léků ovlivňující srdeční činnost.
7. Znalost přístroje pro možnou detekci falešného negativního či pozitivního nálezu.
8. Znalost konkrétní charakteristiky nahrávacího zařízení.
9. Znalost vyhodnocovací technologie.
10. Znalost výhod a nevýhod jednotlivých systémů holterovských zařízení
11. Znalosti specifičnosti a citlivosti holterovských zařízení
12. Znalost příslušných údajů a parametrů ambulantního holterovského záznamu

Autor článku o kompetencích upozorňuje na fakt, že hodnotitel by měl vyhodnotit minimálně 75 holterovských záznamů pro splnění nezbytných kompetencí. Tyto záznamy by měly obsahovat typické i atypické záznamy a méně časté jevy, které se běžně nevyskytují. (Knoebel et al, 1993)

2.3 Vědecké výzkumy s EKG holterem v ČR a zahraničí

2.3.1 Výzkumy humánní medicíny

Od doby, kdy se EKG holter začal využívat v humánní medicíny, uplynulo bezmála 60 let. Přístroje prošly za tu dobu velkým rozvojem, především z oblasti miniaturizace a digitalizace (Adamec a Adamec, 2009). V kapitole budou shrnuty významné a zajímavé vědecké práce a výzkumy z humánní medicíny, které využívaly EKG holter od poloviny 80. let.

EKG holter se v praxi využíval nejen k diagnostice srdečních arytmií a ischemii myokardu, ale také k různým studiím spojených s tepovou frekvencí u lidí bez srdečních potíží.

80. léta 20. století

Dickinson and Scott (1984) se ve své studii pracovali s chlapci ve věku 14-16 let. Chlapci byli klinicky zdraví, bez předem diagnostikovaných kardiologických potíží. Chlapci byli monitorováni EKG holterem dvěma měřeními po 24 hodinách. Během záznamu prováděli jejich běžné denní činnosti, které byli zapisovány do deníku. Na EKG křivkách byli hodnoceny sinusové arytmie a srdeční tepová frekvence. Během dne byla naměřena průměrná frekvence v rozmezí 45-200 tepů/min a v noci 23-95 tepů/min. Maximální zaznamenaná frekvence byla 180-200 tepů/min u 17 chlapců, kteří se ujali namáhavého cvičení. Nejnižší hodnota frekvence byla 35 tepů/min a byla zaznamenána během spánku. Sinusové arytmie, tj. přestávky v sinusovém rytmu, byly přítomny u všech chlapců a autoři je vysvětlují jako běžný jev u chlapců v tomto věku. Již v počátcích používání EKG holteru jako nástroje pro účinnou diagnostiku autoři zdůrazňují, že mnoho dětí vykazuje příznaky kardiologického onemocnění, které se však dají vysvětlit jako přechodná srdeční arytmie. Získané výsledky z 24 hodinového záznamu by měly korelovat s naměřenými hodnotami a zvolenou léčbou.

90. léta 20. století

Dickinson and Scott (1984) jasně prokázali rozdíl v tepové frekvence během dne a během noci. Tímto tématem se zabýval Sapochnikov et al. (1992), který testoval rozdílnost

frekvence na 50 lidech bez kardiologických potíží. Rozdílné hodnoty variability srdeční frekvence vysvětluje mimo jiné malým vzorkem měřených lidí, jejich věkové struktuře odezvám autonomního nervového systému. Naměřené hodnoty měly sloužit jako základ pro hodnocení patologických stavů, jako ischemická srdeční choroba a zejména její prognóza.

Přelomovým obdobím v použití EKG holteru byla bezpochyby doba, kdy se EKG holter začal využívat pro měření tepové frekvence, která byla spojována nejen s fyziologickými parametry, ale také s parametry psychologickými jako je např. radost či vzrušení. Myrtek and Brügger (1996) provedl pět studií na téměř 500 lidech různého věku z řad pracoviště, univerzity a rehabilitačního zařízení. Při měřeních EKG holterem po dobu 23 hodin byly vyhodnoceny současně fyziologické i psychologické parametry. Emocionální události byly identifikovány zvýšením srdeční frekvence bez doprovodného zvýšení fyzické aktivity. Srdeční aktivita byla měřena klasickým EKG holterem, pohybová aktivita detektorem pohybu. Emocionální událost byla detekována tehdy, pokud byla srdeční frekvence v dané chvíli přinejmenším 3 tepy/min vyšší než průměr za předchozí minutu (s žádnou, popř. nepatrně zvýšenou fyzickou aktivitou). Experiment byl nejdříve prováděn v laboratorních podmínkách, kde byla emocionální událost vyvolána třemi filmy: erotickým, komedií a přírodovědným. Během sledování filmů byla prováděna také fyzická zátěž. Erotický film bez fyzické zátěže měl vyšší odezvu v rámci tepové frekvence než komedie spojená s mírnou pohybovou aktivitou. V přirozených podmínkách byly emocionální události vyvolávány především radostí a vzrušením. Studie ukázala, že zvolená metoda je schopna rozlišit citové stavy v rámci kontrolovaných podmínek v laboratoři. Autoři studie tedy vyvodili závěr, že metoda je použitelná i pro detekci citového vzrušení v každodenním životě.

21. století

Výzkumy s EKG holterem se v poslední době rozšířili do dalších oblastí humánní medicíny. Jedna z posledních studií (Wenger et al., 2010) se zabývá EKG křivkami žen v době menopauzy, a to s kardiologickým nálezem ischemické choroby srdeční (ICHS) i bez žádné srdeční choroby. V této studii bylo použito k výzkumu 10.101 účastnic. 50% z nich mělo před výzkumem normální nález na EKG, 50% bylo žen s ISCH a 69% z celkového byly ženy se zvýšeným rizikem projevu ISCH. Do studie byl zahrnut faktor hypertenze a věk žen. Z výsledku vyplývá, že procento abnormálních křivek EKG se zvyšuje s přibývajícím se věkem ve všech třech skupinách zkoumaných žen.

2.3.2 Veterinární výzkumy s tepovou frekvencí u psa

Výzkumy zabývající se tepovou frekvencí u psa se ve velké míře začaly objevovat na přelomu 80.-90. let 20. století. Výzkumy probíhaly v mnoha zemích, včetně České republiky (Scheer a Rozmánek, 2003). Zatímco ve světě se v 90. letech publikovaly vědecké práce přímo na tepovou frekvenci u psa, v České republice se teprve veterinární lékaři s touto diagnostickou metodou teprve seznamují.

Holterovské výzkumy na tepovou frekvenci se prováděly nejen u psa, ale i jiných zvířat jako jsou prasata (Webster and Jones, 1998), kočky (Ware, 1999), koně (Paslawska, 2005), ovce i drobná zvířata jako králíci, fretky či krysy (Scheer et al., 2010).

90. léta 20. století

Vincent and Leahy (1997) zkoumal tepovou frekvenci a reakci na změnu prostředí u vodících psů ve výcviku. Psi byli vybráni dle svých zkušených trenérů tak, aby se jednoznačně určila náchylnost psa na stres. Variabilita frekvence byla měřena u 6 jedinců opakovaně (v různých stádiích výcviku). Testovala se změna frekvence v rušném prostředí a při dočasném opuštění psa svým trenérem. Výsledky neprokázaly nadbytečné znepokojení psa při nošení holterského přístroje.

Důležitým faktorem pro použití holterovské metody u psa je určení optimálních hodnot tepové frekvence a dalších kardiologických hodnot pro psa typických. Kovacevic et al., (1999) ve své studii uvádějí že naměřené hodnoty u 44 klinicky zdravých jedinců plemene doberman se shodují se standardními hodnotami u velkých plemen psů. Pouze hodnoty týkající se elektrické osy byly značně odlišné.

Jak již bylo zmíněno, holterovská diagnostika se používala u různých zvířat. Kromě domácích zvířat se tepová frekvence měřila i u hospodářských zvířat jako jsou prasata. Webster and Jones (1998) popsal tepovou frekvenci právě u prasat, konkrétně selat. Ve studii byly zkoumány dvě hypotézy, (a) že bude frekvence selat konstantní u selat ve stejném věku, (b) že bude frekvence kolísat ve sběru dat mezi narozením a 28. týdnem života selat. Zkoumán byl vzorek 15 zvířat s ohledem na věk, chování, krmení a hmotnost. Výzkum ukázal, že v případě první hypotézy frekvence není konstantní z důvodu dynamického prostředí, ve kterém zvířata vyrůstala. Rozdíly v případě druhé hypotézy se nepotvrdily a autoři se domnívají, že rozdíly u zvířat v tomto věku neexistují.

V 90. letech se používala také u koček. Ware (1999) prováděl 24 hodinové měření holterem u koček. Vzorek 10ti klinicky zdravých koček byl rozdělen do dvou skupin dle věku koček, skupina A (1-4 roky) a skupina B (8-14). Průměrná frekvence se pohybovala mezi 114 a 220 tepy/min. Kočky měly hodnoty vyšší než kocouři. V maximální tepové frekvenci se tyto rozdíly neprojeví. Hodnoty frekvence rostly s přibývajícím denní dobou, nejnižší hodnoty byly naměřeny po půlnoci. Běžné sinusové arytmie byly zaznamenány u většiny koček, supraventrikulární extrasystoly nikoli. Hodnoty se tedy do značné míry shodují s těmi, které popsal Reece (1998).

21. století

Holterovské přístroje se kromě kardiologické diagnostiky a výzkumů korelace tepové frekvence s různými faktory mohou využívat i pro takové studie jako variabilita srdeční činnosti v čase. Tímto tématem se zabývali Calvert and Jacobs. V roce 2000 provedli studii variability frekvence v čase u jedinců plemene doberman. Testováno bylo 46 klinicky zdravých jedinců. Variabilita byla analyzována během 24hodinového záznamu. 28 jedinců mělo záznam normální, 18 jedinců mělo mírné až střední srdeční poruchy. Významné proměnné v čase však nebyly zjištěny. Variabilita byla vyšší během noci (24 – 06hod).

Stejným tématem se o dva roky později Calvert zabývat opět. V studii Calvert and Wall (2002) bylo tentokrát testováno 24 klinicky zdravých jedinců, kteří byli měřeni po časovém úseku několika týdnů a měsíců. Část z nich bylo měřeno opakovaně po 3-9 měsících, část z nich po 50 týdnech. V prvním případě byly záznamy stabilní, přestože nebyla kontrolována fyzická zátěž jedinců. V druhém případě byly záznamy s normálním echokardiogramem stabilnější, pokud byla přísně kontrolována fyzická zátěž.

Na počátku 21. století přibývá výzkumů a odborných prací, které se zabývají tepovou frekvencí korespondující s behaviorálními změnami zvířat. Výzkumy probíhají zejména s domácími zvířaty, zejména psy.

Ambulantní elektrokardiografické techniky jsou kvalitnější než ty standardní, a to především při hodnocení poruch srdečních rytmů u psa. O tuto skutečnost se opírali ve své studii Eastwood and Elwood (2003), kteří zkoumali a hodnotili EKG záznamy psů v nemocničním prostředí. Cílem této studie bylo zhodnotit určitý typ rekordéru RTE u zdravých psů v nemocničním prostředí a následné porovnání s klinickými případy. K výzkumu bylo použito 13 jedinců, jejichž majitelé byli pracovníci výzkumné kliniky. Jedinci byly bez zjevných známek srdečního onemocnění. U každého jedince byl dopředu

měřen a zaznamenán věk, tělesná hmotnost, kondice a temperament. Během měření bylo použito EKG zařízení se třemi svody. Výsledky neprokázaly u psů významné poruchy. Minimální záznamová doba byla sedm hodin. 2 ze 13 jedinců absolvovali záznam po dobu pěti dnů, ale ne nepřetržitě. Jeden pes měl po prvním měření alergickou reakci po odstranění elektrod, proto byl z výzkumu vyřazen. Při měření vykazoval jeden pes úzkost, dva psi se neustále oklepávali ve snaze odstranit zařízení a u jednoho jedince byly zaznamenány behaviorální změny. Po odstranění elektrod po 24 – 48 hodinách jedinci vykazovali mírné zarudnutí v místě elektrod, které se hned následně řešilo optimálním ošetřením. Výsledky prokázaly nižší průměrné hodnoty srdeční frekvence než hodnoty naměřené klasickým EKG. Vyšší hodnoty a změny srdečního aktu si autoři vysvětlují kontaktem jedince s člověkem během měření.

Ve stejném roce vyšla další zajímavá studie, která se zabývala změnami tepové frekvence v průběhu těhotenství a doby kojení u jedinců psa domácího. Olsson et al, (2003) se opíral o fakt, že těhotenství feny i kojení klade na kardiovaskulární systém velké nároky. Proto účelem studie bylo zjistit, jak velkými změnami tepová frekvence v době těhotenství a kojení, prochází. Do klinické studie bylo zahrnuto pět fen plemene bigla, které postupně porodily 3 – 7 zdravých štěňat. Tepová frekvence byla měřena pomocí EKG holteru ve 3., 5., 7. a 9. týdnu těhotenství a dále pak ve 4. týdnu laktace. Měření v 9. týdnu nemohla probíhat po celých 24 hodin denně, protože u pěti psů začal porod v tomto dni. Tato naměřená data ze dne porodu nebyla do statistického vyhodnocení zahrnuta. Výsledky přinesly fakt, že v pozdějším stádiu těhotenství se zmenšují rozdíly frekvence ve dne a v noci, nicméně tepová frekvence ve dne měla vyšší hodnoty po celou dobu těhotenství oproti normálu.

V těchto letech se v zahraničí uskutečňovalo mnoho výzkumu na různá témata související s tepovou frekvencí. S tímto tématem také souvisejí mdloby u psů, kterým se věnoval van Dijk. Ve svém studii (2003) diskutoval o omdlávání zvířat a také chtěl prostřednictvím fyziologie zvířat rozšířit chápání mdlob u lidí. Hluboké mdloby, neboli náhlá smrt je jediná synkopa, kterou mají zvířata a lidí společnou. U člověka jsou pozorovány dále ortostatické mdloby, které jsou způsobené vzpřímeným postojem člověka.

U zvířat můžeme podobný jev pozorovat například u žiraf a dalších zvířat, které při rychlém sklánění a narovnání hlavy překonávají větší výškový rozdíl. Přímo studii navazující na tepovou frekvenci van Dijk neprováděl. Tu provedla o tři roky později Ursula Paslawska. Petrie (2005) k tématu uvádí, že synkopa čili mdloba je nejčastější indikací pro monitoring EKG holterem u psa. Takový pacient vykazuje běžně diagnostický problém. Pokud nejsou příčinou synkopy zřejmé po kompletní anamnéze, fyzikálního vyšetření,

rentgenových snímků, krevního tlaku, echokardiogramu, je EKG holter často indikován a zvýší pravděpodobnost určení diagnózy. I když nejsou mdloby během monitorování patrné, diagnostická vodítka na přítomnost bradykardie nebo tachykardie mohou být zjevná.

Palestrini et al, (2005) se ve své pilotní studii zabývala reakcí psů na různé emoční situace, jak může fyziologie korelovat s chováním a do jaké míry se tedy může srdeční frekvence považovat za korelát chování. Testováno bylo 17 psů ve věku 13 měsíců až 9 let. Jedinci žili se svými pány v domácnosti a byli testováni ve kontrolovaném a standardizovaném prostředí. Psům byly navozovány různé situace, při kterých byla měřena tepová frekvence a pes byl monitorován kamerovým systémem. Základní hodnotou tepové frekvence byla situace, při níž byl v jedné místnosti pes a jeho pán a nedocházelo k žádné interakci. Při dalších situacích, jako vstup cizí osoby, odchod pána, hra s míčkem k interakci docházelo. Presentované výsledky odrážejí průměrné tendence než individuální rozdíly. Individuální rozdíly však nebyly ve studii prezentovány.

Téma mdlob u zvířat rozpracovala Paslawska et al, a ve své studii (2006) se snažila zjistit, jaké srdeční choroby jsou nejčastěji příčinou omdlávání u psů. Dále chtěla upřesnit, které plemeno je na mdloby náchylnější. Do výzkumu bylo zapojeno 168 jedinců, kteří byli během roku 1996 - 2004 pacienti na klinice ve Vratislavi. Mezi zkoumanými jedinci bylo několik plemen obou pohlaví, ve věku od 2 měsíců do 14,5 let a tělesné hmotnosti 2 – 63 kg. Jedinci měli svá základní onemocnění, pro výzkum však byly vyřazeni ti, co měli jaterní poruchu či epilepsii. Výsledky prokázaly, že nejčastějšími příčinami mdlob jsou poruchy rytmu – bradykardie, tachykardie, atrioventrikulární bloky. K těmto poruchám lze doplnit organické poruchy srdce, které však byly diagnostikovány jinou metodou (echokardiografie). Mdloby se nejčastěji objevily u plemene boxera, jezevčíka a kříženců do 20kg.

Stejnému tématu jako Palestrini et al., se věnovala Fallani et al., (2007), která analyzovala chování a fyziologické reakce vycvičených vodících psů v nepříjemné stresové situaci a porovnávala chování a reakce s netrénovanými psy nebo psy ve výcviku. Autoři předpokládali, že psi vystaveni různé úrovni výcviku budou mít rozdílnou tepovou frekvenci. Testováno bylo 57 jedinců plemene labradorského a zlatého retrievera (19 štěňat ve výcviku; 13 psů ve výcviku; 10 vodících psů; 15 předaných psů ve službě). Srdeční činnost byla psovi měřena nejdříve v přítomnosti majitele. Následně bylo provedeno 7 epizod (interakce pes, majitel, hračka, cizí osoba). Měření epizod probíhalo krátkodobě, tj. v minutách na jednu epizodu. Výsledky ukázaly vyšší tepovou frekvenci v přítomnosti cizí osoby. Rozdíly ve frekvenci byly také mezi plemeny, zlatý retriever vykazoval více stresového chování ve srovnání s labradorem.

Podobným výzkumem se zabýval také Maros et al., (2008), kdy bylo testováno 14 psů různých plemen starších 18 měsíců, žijících v domácím prostředí. Předpokladem pro účast psa ve výzkumu byla znalost základní poslušnosti, jelikož ve výzkumu byl zohledňován faktor polohy psa během měření. V testování dále hrál vliv zájmu o aport a hru. Psi byli před testováním pozorováni při neformálních testech. Testy byly rozděleny do dvou epizod, jedna epizoda byla rozdělena do několika etap. Měření probíhalo obdobně, jak uvádí Fallani et al, (2007). Studie prokázala, že tepová frekvence je ovlivněna změnami polohy a pohybem, který trvá déle než 2 minuty, proto pro další výzkumy je doporučováno autory zohledňování tohoto faktoru. Srdeční změny byly dále ovlivněny dle autorů fyzickou aktivitou a různými účinky životního prostředí. Výsledky naznačují vysokou inter-individuální variabilitu.

V posledních letech přibývá studií a výzkumů s holterovskými přístroji, které se věnují výhradně vyhodnocování záznamů po 24 hodinovém měření. Tento způsob je neoptimálnější pro detekci abnormalit v EKG křivkách a v případě tepové frekvence poskytuje dostatečné množství dat pro korelaci s různými faktory jako je např. chování.

Noszczyk-Nowak et al., (2009) se snažila definovat běžné hodnoty minimální, střední a maximální tepové frekvence u klinicky zdravých psů různých plemen a věku. Jedinci byli vybíráni s ohledem na pohlaví a tělesnou hmotnost. Autorka studie se dále snažila určit arytmie, které se mohou u klinicky zdravých psů vyskytnout. Studie byla provedena na 51 jedincích (32 psů a 19 fen; celkem pět různých plemen) s přihlédnutím k jejich historii a provedení vyšetření před samotným měřením (EKG vyšetření, ultrazvukové vyšetření, rentgen hrudníku a biochemické vyšetření krve). Průměrný věk psů byl 5,3 let, průměrná tělesná hmotnost 23,4 kg. Během 24 hodinového měření byli psi umístěni do domácího prostředí se svými majiteli. Výsledky přinesly následující hodnoty: průměrná tepová frekvence 100 tepů/min; průměrná maximální frekvence 210/min; průměrná minimální frekvence 43/min. Maximální hodnoty byly zaznamenány při námaze, minimální hodnoty pak během spánku, a to mezi 02. a 05. hodinou. Autorka dále uvádí, že u psů se mohou projevit předčasné supraventrikulární a komorové arytmie (24,5% jedinců). Zároveň může docházet k přestávkám rytmu na RR trvající až 3 sekundy (19,6% jedinců). Na analyzovaných parametrech nebyl zaznamenán vliv plemene, pohlaví ani věku. Oproti běžně uváděným hodnotám (Reece 1998; Vácha et al., 2002) vyhodnotila autorka studie vyšší hodnoty frekvence, které vysvětluje zvýšenou námahou jedinců při měření.

Další studie doplňuje poznatky Noszczyk-Nowak et al. z roku 2009. Věnuje se korelaci mezi srdeční frekvencí a tělesnou hmotností psa. Lamb et al, (2010) svou studii založil na myšlence vztahu rychlosti srdce a tělesnou hmotností zvířat. Jelikož má pes domácí

velkou rozmanitost tělesné hmotnosti, změny ve vztahu frekvence a hmotnosti mohou být znatelné. Do výzkumu bylo zahrnuto 80 jedinců starších jednoho roku s tělesnou hmotností od 2 do 80 kg. Záznamy trvající 24 hodin byly zaznamenány třívodovým EKG holterem. Použity byly nahrávky s minimálně 20ti hodinami čitelných údajů. Měřena byla průměrná minimální, střední a maximální tepová frekvence a předčasné supraventrikulární komorové arytmie. Pro účely analýzy byly dále jedinci rozděleni do skupin: méně než 5kg, 5,1 – 15kg, 15,1 – 23 kg, 23,1 – 32 kg, 32,1 – 45 kg a více jak 45,1 kg. Výsledky naměřených hodnot se nijak nelišily od předešlých studií. Průměrná minimální tepová frekvence byla 42/min, střední frekvence 73/min a maximální frekvence 190/min. Průměrný počet předčasných supraventrikulárních komorových komplexů a arytmií je nulový. Studie neprokázala, že tepová frekvence souvisí s hmotností psa. Studie se opírá o myšlenku, že je tepová frekvence u zdravých jedinců ovlivněna temperamentem, režimem dne, věkem či stravou.

Česká republika nezůstala v pozadí při využití holterovského přístroje pro výzkumnou práci. Veterinární lékař doktor Scheer shrnul se svými kolegy šestiletou praxi s EKG holterem. Scheer et al., (2010) shrnuje šestiletou experimentální veterinární praxi s klasickým EKG přístrojem běžně používaným v humánní medicíně. Pro měření použil třívodový přístroj pro získání relevantních záznamů alespoň z jednoho svodu. Autor shrnuje poznatky při použití EKG holteru u různých druhů zvířat, a to u krysy, králíka, fretky, kočky, psa, prasete a ovce. Věnuje se na rozdíl od předchozího výzkumu autorky Noszczyk-Nowak et al., (2009) spíše technickými náležitostmi a přípravou zvířat pro aplikaci EKG holteru.

Drobná zvířata, zejména potkany, je nutné při holterovském měření uvést do celkové anestezie. V případě fretky lze holter použít při plném vědomí, u nespolupracujících jedinců je třeba utlumit medikamenty nebo použít inhalační anestezii. U takto malých zvířat lze pak použít jehlu místo elektrod, jelikož se tím výrazně zvyšuje kvalita záznamu. V případě použití svorek by při delším záznamu jeho kvalita klesala z důvodu koroze a následné polarizace elektrody. Při měření záznamu u králíka není nutná sedace, pokud to situace vyžaduje, postup je shodný jako u krysy. Válcový tvar těla a krátké končetiny fretky způsobují obtížnější fixaci ve srovnání s králíkem. Při samotné aplikaci se tedy doporučuje krátká celková anestezie.

Pro psa, kočku a některá prasata, která se dají považovat za socializovaná zvířata, je montáž i demontáž holteru relativně jednoduchá záležitost. Elektrody jsou oproti lidskému tělu umístěny kruhově na levém a pravém precordiu v transverzální rovině.

S ovci jako experimentálním zvířetem se pracuje při holterovském měření velice snadno. Vzhledem k typu pokožky, kterou ovce má, nahrávací systém skvěle drží a je-li ovce omezena v prostoru a zabrání se skákání, záznam má tu nejlepší kvalitu.

Dalším aspektem, kterému se Scheer v této studii věnoval, je stanovení průměrné tepové frekvence v klidu. Tento parametr je důležitý zejména pro nastavení klidové frekvence u pacientů s trvalým kardiostimulátorem. Výsledky dosažené u zdravých psů naznačují, že frekvence okolo 30 tepů/min během spánku jsou časté u psů s tělesnou hmotností kolem 10 kg. Dle těchto údajů byla frekvence kardiostimulátoru nastavena jako u lidí, tj. 50-60 tepů/min, i když je tělesná hmotnost takových psů 20-30 kg.

2.4 Srdeční a tepová činnost u psa

2.4.1 Srdce psa

Srdce je svalový orgán, který svou činností udržuje stálost krevního tlaku ve velkém a malém krevním oběhu. Stěna srdce je trojvrstevná – na povrchu je epikard, střední vrstvu tvoří srdeční svalstvo myokard a srdeční dutiny vystýlá endokard. Tři srdeční přepážky ohraničují čtyři srdeční dutiny, dvě předsíně a dvě komory. Tvar srdce se přizpůsobuje oploštělému hrudníku. Celková poloha srdce je asymetrická, srdce bývá uloženo více vlevo (Černý, 2002). Hmotnost srdce představuje u psa 0,7 % celkové hmotnosti. Velikost srdce je přímo úměrná velikosti zvířete a jeho aktivitě. Vytrvalá zvířata mají srdce větší. (Vácha et al., 2002).

Srdce psa představuje dvě anatomicky a funkčně spojená čerpadla – pravou a levou polovinu srdce. Spojení těchto částí do jednoho orgánu je výhodné z hlediska dokonalé synchronizace jejich činnosti. Pravá komora s tenčí stěnou pohání systém plicního malého oběhu a čerpá odkysličenou krev. Levá komora s výrazně vyvinutou svalovinou přečerpává okysličenou krev z plic do aorty, již začíná vysokotlaký, systémový oběhový systém. (Vácha a kol., 2002).

Malý plicní oběh slouží k průtoku krve plicemi. Velký tělní oběh rozvádí krev přivedenou z plic do celého těla. V rámci velkého krevního oběhu existuje několik portálních systémů. Základním příkladem je jaterní portální krevní oběh (Reece, 1998).

2.4.2 Činnost srdce

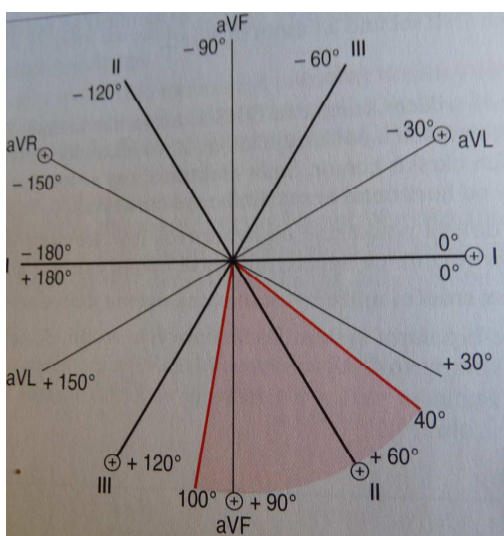
Srdeční cyklus zahrnuje sled dějů v průběhu jedné kontrakce a relaxace srdce. Tyto děje jsou souvislé, ale popisují se odděleně z didaktických důvodů. (Reece, 1998). Srdce pracuje formou rytmických stahů (systol), při nichž je tělní tekutina vypuzována do těla,

střídajících se s obdobím klidu (diastolami), kdy se srdce plní krví. (Vácha et al., 2002). U srdeční svaloviny mají předsíně frekvenci stahů vyšší než komory (Reece, 1998).

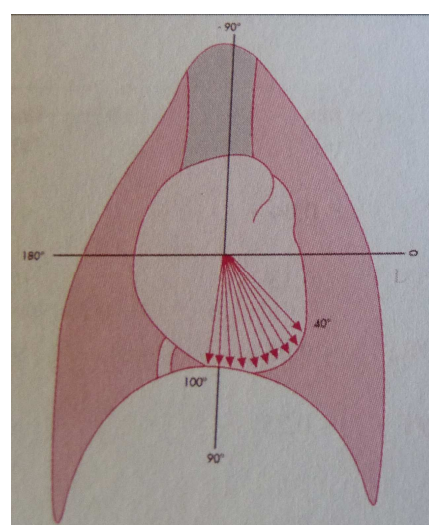
Srdeční sval je elektricky aktivní tkáň, u níž změny elektrického napětí na membráně (membránový potenciál) se koordinovaně šíří po celém myokardu a vedou k jeho kontrakci. Membránový potenciál je realizován přesuny iontů přes membrány. Iontové složení má význam pro jeho průběh (jde zejména o koncentraci draslíku, hořčíku a vápníku). Vznik a rychlé šíření vzruchu je zajištěno převodním systémem srdečním. Tím má srdce zajištěnou autonomii, protože převodní systém je schopen vzruchy vytvářet sám v sinusovém uzlu, který je přirozeným udavatelem kroku (pacemaker) srdeční aktivity. V organismu je jeho aktivita ovlivňována vegetativními nervy, čímž je činnost srdce sladována s potřebami organismu. (Vokurka et al., 2008).

Řízení rytmu je funkcí autonomní nervové soustavy. Sympatická stimulace zvyšuje všechny srdeční aktivity a parasympatická je tlumí. Srdeční činnost, které jsou v tomto smyslu považovány za důležité, jsou: 1) frekvence kontrakcí, 2) síla kontrakcí, 3) rychlost vedení vzruchů a za 4) množství krve vstupující do krevního oběhu. (Reece, 1998).

V každém okamžiku srdeční akce se sčítá velké množství elementárních elektrických vektorů do výsledného, který charakterizuje okamžitý stav elektrického pole srdečního. Během depolarizace a repolarizace jednotlivých částí srdce se v tomto poli odehrávají změny, tedy na EKG během vlny P, komplexu QRS a vlny T. Směr nejdelšího sumačního vektoru v každé z těchto tří částí EKG záznamu je, byť ne příliš přesně, nazýván elektrickou osou (Baatz, 2002; Schrey 2010).



Obr.6 – Normální rozsah elektrické osy srdeční ve frontální rovině u psa (Baatz, 2002)



Obr.7 – Fyziologický sklon elektrické osy srdeční (Schrey, 2010)

2.4.3 Srdeční frekvence

Srdeční frekvence odpovídá frekvenci srdečních cyklů a obvykle se udává v počtu srdečních úderů za jednu minutu. Obecně platí, že malá zvířata mají srdeční rytmus rychlejší než zvířata velká. Zároveň mladá zvířata mají srdeční rytmus rychlejší, než je tomu u dospělých zvířat. (Reece, 1998). Autoři (Reece, 1998; Vokurka et al., 2008) se shodují, že je srdeční rytmus ovlivněn řadou faktorů, jako je tělesná aktivita, rozrušení, horečka, srdeční choroba či nadmořská výška.

Vácha et al., (2002) uvádí následující rozmezí klidové frekvence tepů u živočichů při střední teplotě: kapr (40-60), skokan (42-52), sýkora (600-800), orel (150-210), rejsek (550-850), potkan (200-300), králík (180-200), zajíc (70-85), pes – malá rasa (100-125), pes – velká rasa (70-90), slon (20-30), velryba (15-25), člověk (65-75). Reece (1998) uvádí další hodnoty srdeční činnosti u dospělých zvířat v klidu: kůň (32-44), kůň - šlechtěný (38-48), dojnice - mléčné plemeno (60-70), ovce a koza (70-80), prase (60-80), pes (70-120), kočka (110-130), kuře (200-400), člověk (60-90).

3. Materiál a metody

3.1. Popis prostředí testování

Testování počtu elektrod, respektive svodů, které jsou potřeba pro optimální měření tepové frekvence, proběhlo na jedinci psa domácího. Byl vybrán jedinec plemene border kolie ve věku dvou let. Jedinec psa byl bez zjevných známek kardiologického onemocnění, byla mu dvakrát měřena činnost srdce prostřednictvím klasického EKG před samotným zahájením testování. Pes prošel speciálním výcvikem asistenčního psa, tudíž byl dobrý předpoklad, že bude ochotně spolupracovat, že měřicí přístroj a jeho příslušenství mu nebude vadit, a průběh měření tedy nebude ovlivněn neadekvátními, čili negativními vlivy.

Všechny dny testování měřicím přístrojem probíhalo v přirozeném prostředí psa po dobu 24 hodin. Z tohoto faktu vyplývá, že pes měl po celou dobu možnost volného pohybu, přirozeného chování a aktivit, které běžně probíhají v jeho životě. Měřicí přístroj byl umístěn ve speciální vestě, která je podobná vestě asistenčního psa, proto nebyl pes omezován v pohybu a aktivitách, a na vestu s přístrojem negativně nereagoval. Během celého měření byl psán deník činností psa pro zpětnou kontrolu naměřených hodnot a korelaci s aktivitami, které pes vykonával.

3.2 Přístroj a pomůcky pro měření tepové frekvence

Testování probíhalo pomocí záznamníku DL800, který je určen pro EKG monitoring po dobu až 48 hodin. Přístroj je určen pro přechodné, neinvazivní, opakované a nesterilní použití. Maximální doba kontinuálního záznamu se pohybuje v rozmezí od 1 do 48 hodin, a to dle kapacity paměťové karty a výdrže baterie.

Hmotnost přístroje je 114 g včetně baterie. Paměťová karta je typu Compact Flash (CF) a napájení je zajištěno 1 baterií 1,5 V typ AA. Podmínkou pro skladování a použití tohoto záznamníku je teplota vzduchu 10 – 45 °C a relativní vlhkost 90 – 90 % bez kondenzace.

Oficiálním příslušenstvím k záznamníku DL800 je patientský kabel, paměťová karta CF a pouzdro na záznamník. K záznamníku byla doplněna speciálně ušita bavlněná vesta na míru, do které je pes oblečen, a do které je záznamník z bezpečnostních důvodů uložen.



Obr. 8 – Záznamník DL800 a patientský kabel (Pragerová)



Obr. 9 – Umístění elektrod na patientském kabelu (Pragerová)

3.3 Způsob a metody testování

Testování vhodného počtu elektrod je přímo závislé na počtu svodů. Každý svod je reprezentován dvěma elektrodami. Jednotlivé elektrody jednoho svodu jsou k sobě bipolární a měřicí přístroj srovnává elektrodové potenciály těchto dvou elektrod a zaznamenává rozdíl. Rozdíl je pak stanoven mezi levou a pravou částí těla zvířete.

Na měřicím přístroji jsou dohromady tři svody, které snímají záznam srdeční činnosti. Svody se snímají samostatně a dohromady má hodnotitel možnost vybírat svod, který má nejkvalitnější záznam, nebo svody různě kombinovat v čase, aby měl dohromady jednu kvalitní křivku záznamu, ze které může srdeční činnost vyhodnotit.

V tomto testování byly postupně vyhodnocovány záznamy na třech, dvou a jednom svodech. Tyto tři kombinace svodů se testovaly v 5 záznamech, celkem tedy 15 záznamů.

Měření na třech svodech je dáno 6 elektrodami a jednou elektrodou na uzemnění. Svody A, B, C byly vyhodnoceny ve variantách ABC, AB, AC, BC, A, B a C. Poskytly tak sedm možností křivky, ze kterých se dají zpracovat data. Měření na dvou svodech je dáno čtyřmi elektrodami a jednou elektrodou na uzemnění. Svody A, B byly vyhodnoceny ve variantách AB, A a B. Dva svody tak umožňují tři možnosti křivky. Měření na jednom svodu je dáno dvěma elektrodami a jednou elektrodou na uzemnění. Svod A byl pak vyhodnocen pouze v jedné variantě. Jednotlivé záznamy v různých svodech byly vzájemně porovnávány. Souhrn měření zobrazuje následující tabulka č. 1.

Dny	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Svody															
A,B,C	X	X	X	X	X										
A,B	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X					
A,C	X	X	X	X	X										
B,C	X	X	X	X	X										
A	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
B	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X					
C	X	X	X	X	X										

Tabulka č. 1 – Počet dní a kombinace svodů

Vyhodnocení výsledků na třech svodech je jediná kombinace, která poskytuje ortogonální pohled, kdy se v různých rovinách osy mohou projevit nesrovnalosti jako extrasystoly. Při snižování počtu svodů se pravděpodobnost nalezení nesrovnalostí snižuje. Tato teze platí pro automatické vyhodnocení.

Naopak při zvyšování počtu svodů může docházet k situaci, kdy se bude pravděpodobnost nesrovnalostí zvyšovat, jelikož každý svod může podat jiný výklad křivky a naměřených hodnot. Tuto situaci je třeba minimalizovat vizuální kontrolou hodnotitele, který sám všechny svody a jejich křivky manuálně vyhodnotí a sám si vybere, které části použije k vyhodnocení. Zda si vybere jen jednu křivku jednoho svodu, nebo křivku zkombinuje z více svodů, přičemž z každého svodu si vybere určitou část s určitým časem. Tento nejefektivnější způsob však klade vysoké nároky na znalosti a dovednosti hodnotitele, které přesahují obsah této bakalářské práce.

Záznamy byly v průběhu nahrávání ukládány na paměťovou kartu v záznamníku. Po ukončení každého záznamu byla karta vyjmuta ze záznamníku a vložena do čtečky paměťových karet v počítači, kde je záznam podroben dalšímu zpracování.

Záznamy byly zpracovány automatickým vyhodnocováním prostřednictvím programu na podkladě příkladů (templates) mezi normálními a nenormálními komplexy. Komplexy jsou v záznamu označovány jako události. Kvalita záznamu byla vyhodnocována na základě celkového počtu událostí, počtu událostí bez artefaktů a počtu artefaktů. Výsledné hodnoty udávají procento artefaktů, které se liší v závislosti na počtu svodů. Předmětem testování je právě procento artefaktů, které ruší křivku tepové frekvence.

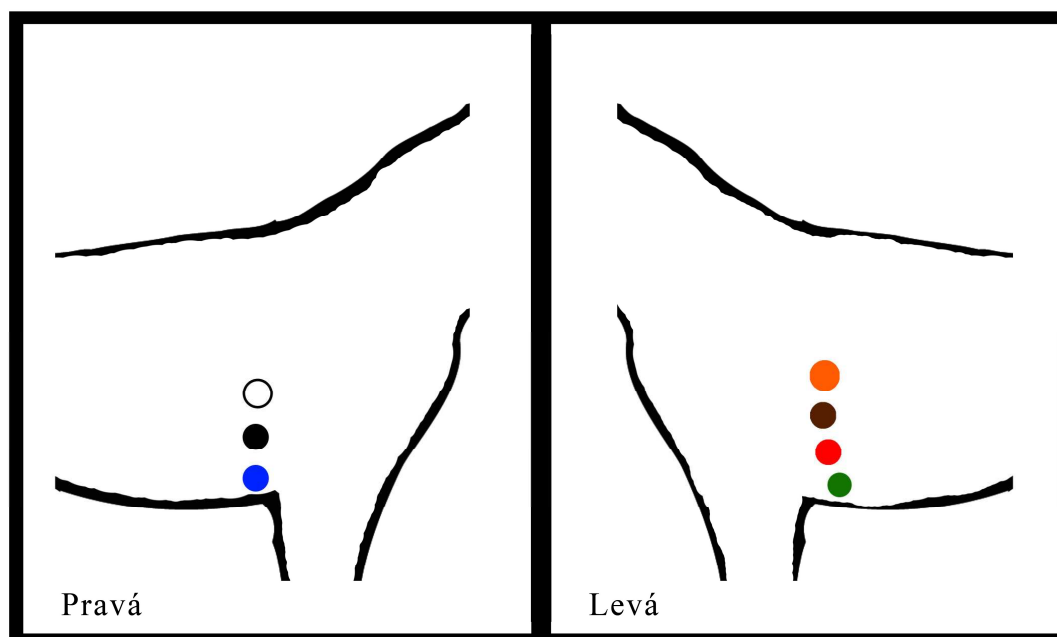
Automatické vyhodnocení prostřednictvím programu umožňuje zpracovat záznam jako součet všech kanálů. Jednotlivé signály z kanálů (svodů) dohromady udávají jiný tvar křivky a jiné hodnoty naměřených veličin, kterou mohou být bez vizuální kontroly hodnotitele zkrešené.

3.4 Průběh testování

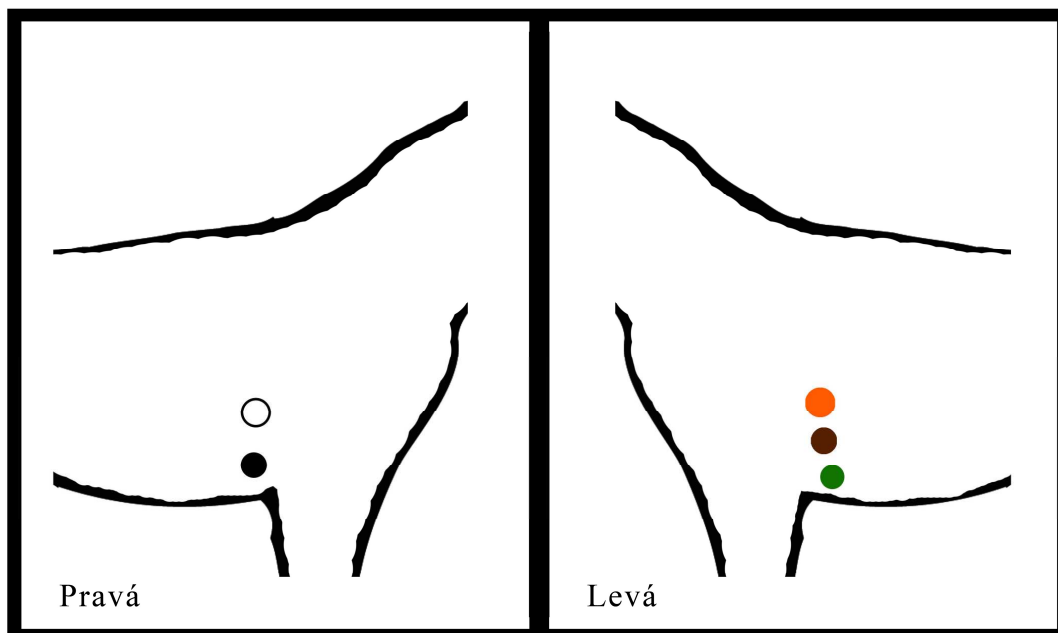
Testování bylo rozvrženo do 15ti dnů, kdy v prvních pěti dnech probíhalo měření záznamů se třemi svody, dalších pět dní probíhalo měření záznamů se dvěma svody a posledních pět dní probíhalo měření jednoho svodu. Mezi jednotlivými dny probíhaly několikadenní nebo několikátýdenní pauzy pro regeneraci pokožky psa.

Příprava psa na každé měření byla důležitou součástí celého procesu - průběh a hlavně vyhodnocení velmi ovlivnila. Příprava zahrnovala následující fáze:

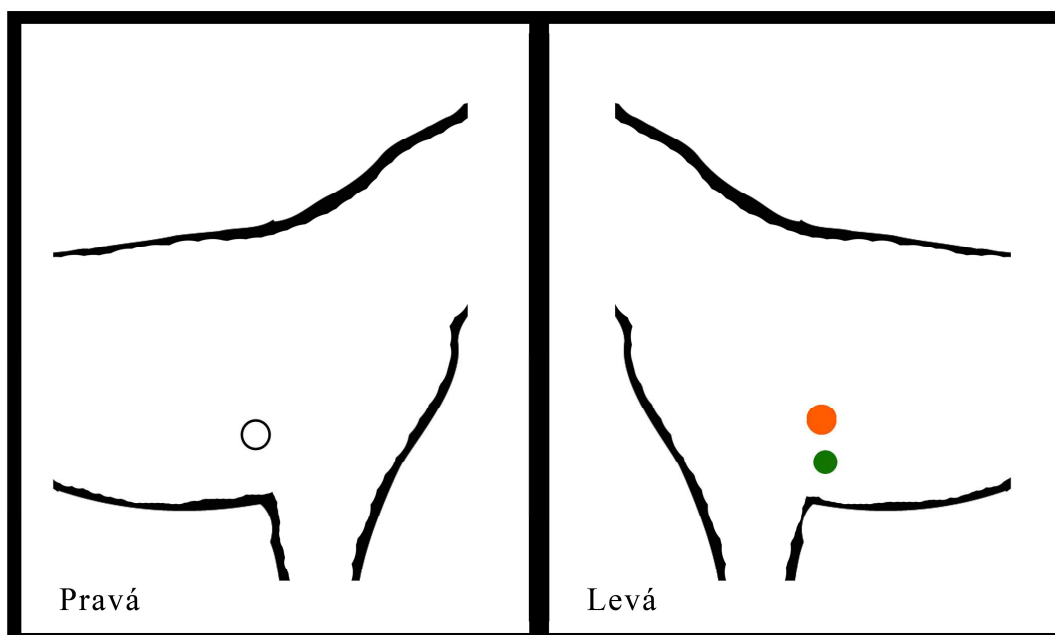
1. Vyholení psa v místě umístění elektrod a očištění kůže – vyholená kůže bez srsti napomáhá lepší fixaci elektrod a také následné odstranění. Je vhodné vyholenou kůži očistit čistícím roztokem pro odstranění nečistot a mastnoty.
2. Umístění elektrod dle počtu svodů – elektrody se umisťují na boční stěny hrudníku. Správné umístění elektrod a jejich pevná fixace je klíčovým faktorem pro kvalitní záznam.



Obr. 10 – Umístění elektrod při třech svodech (Pragerová)



Obr. 11 – Umístění elektrod při dvou svodech (Pragerová)



Obr. 12 - Umístění elektrod při jednom svodu (Pragerová)

3. Bandáž těla – elektrody jsou třeba fixovat obinadlem či elastickým obvazem, aby byly chráněny a pečlivě zakryty. Bandáž by měla být umístěna i přes přední nohy a křížem kolem hrudi, aby se předcházelo klouzání celé bandáže kaudálním směrem.
4. Oblékání speciální vesty – do vesty se umísťuje měřicí záznamník, který je umístěn ve speciálním koženém pouzdru.



Obr. 13 – Pes oblečený ve speciální vestě (Pragerová)

Samotné nastavení a spuštění měření bylo zahájeno cca 1 hodinu po přípravách, aby se pes zklidnil a zvyknul si na speciální vestu. Naměřené hodnoty tepové frekvence tak nebyly ovlivněny přípravami a stresovými faktory při bandáži.

Po takovéto přípravě následovalo měření, kontinuálně však max. 48 hodin. Delší doba by byla pro psa nežádoucí. Pod vestou a bandáží by docházelo k zapaření kůže a možným zdravotním komplikacím. Mezi jednotlivými bandážemi byla několikadenní popř. několikatydenní pauza.

Pro odstranění bandáže a elektrod bylo u psa patrné mírné zarudnutí kůže, které bylo ihned ošetřeno speciálním dezinfekčním roztokem. Po odstranění čtvrté bandáže se u psa objevila alergická reakce, která se v následujících dnech projevila hnisavým zánětem kůže.

Byla zahájena léčba antibiotiky po dobu 14ti dnů a testování bylo na několik týdnů přerušeno. V závěru testování se u psa již alergická či zánětlivá reakce neprojevila a v místech vyholení nebyly žádné známky těchto projevů zjevné.



Obr. 14 – Alergická reakce u psa
(Pragerová)



Obr. 15 – Hnisavý zánět kůže (Pragerová)

3.5 Výsledky a diskuse

Výsledky měření byly automatickou metodou vyhodnoceny z 15ti záznamů, dalších 5 záznamů nebylo použito – 3 záznamy byly vyřazeny z důvodu předčasného ukončení měření a nebylo tak dosaženo doby 24 hodin. Další 2 záznamy byly vyřazeny na základě chybného zpracování záznamu a záznamník byl následně opraven přímo výrobcem.

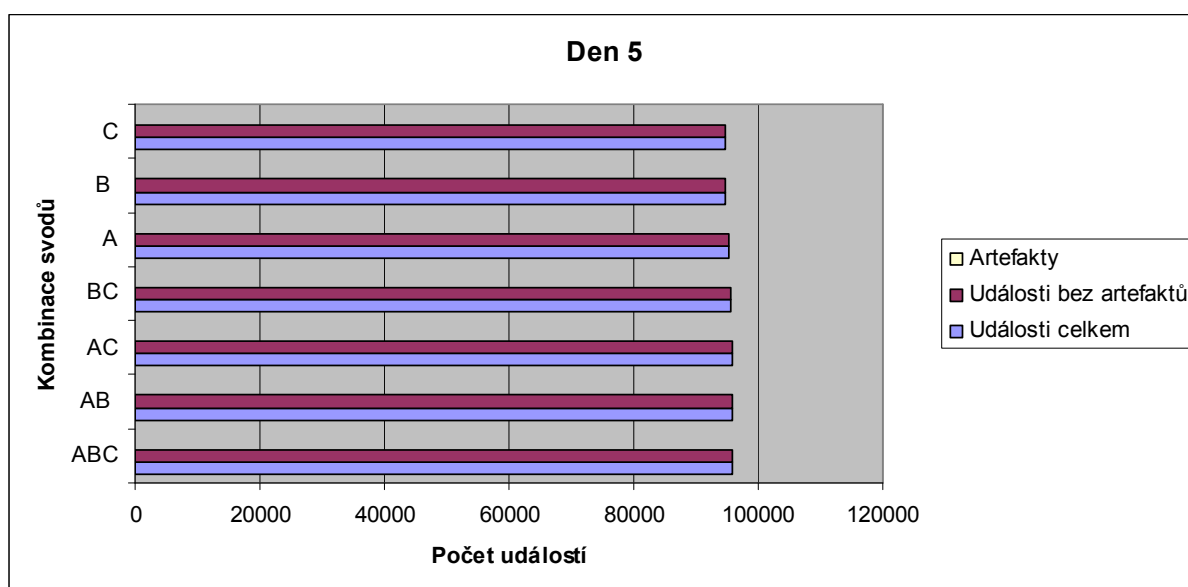
V průběhu testování byla zpracována data dle tabulky č. 1, která popisuje kombinace svodů. Optimální křivka záznamu se hodnotila jako rozdíl mezi celkovými událostmi a událostmi bez artefaktů. Výsledný počet artefaktů udává procento, kterým byla křivka rušena. Čím se v křivce vyskytuje menší procento artefaktů, tím je křivka kvalitnější a poskytuje pravdivější údaje. Je však potřeba upozornit na fakt, že i když je záznam s nulovým procentem artefaktů vyhodnocován pouze automaticky, je možnost výskytu nesrovnalostí, které jsou třeba vyhodnotit přímo hodnotitelem.

Naměřené hodnoty artefaktů na první pohled jednoznačně naznačují, že se snižujícím počtem svodů stoupá procento artefaktů a tím se snižuje kvalita záznamu. V úvahu však musíme brát osobu, která elektrody umisťovala a fixovala bandáží.

Během celého testování se na umístění elektrod a fixování bandáže podíleli tři nezávislé osoby:

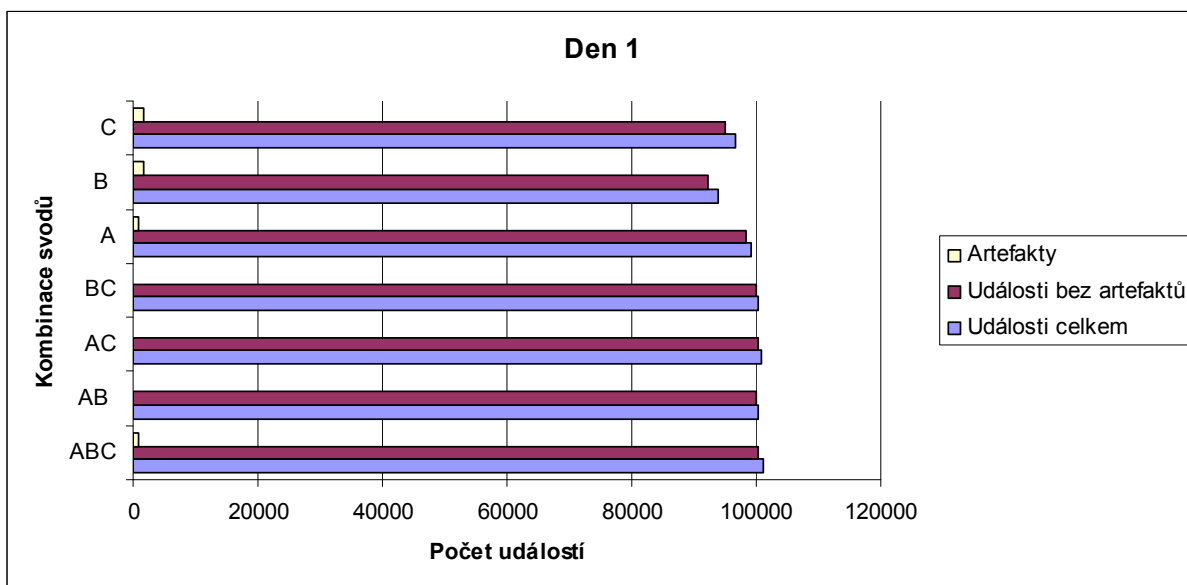
1. kardiolog (den 3, 4, 5)
2. veterinární lékař bez kardiologické specializace (den 1, 2, 7, 8)
3. autor bakalářské práce - bez veterinárního vzdělání (den 6, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15)

Jak je patrné z následujících tabulek, výsledky ukázaly velkou korelaci naměřených hodnot s osobou, která se na měření v určitý den podílela. V záznamech dne 3, 4, 5 (viz. tabulky č. 4, 5, 6) měřící přístroj nasazoval a tělo bandážoval kardiologický specialista, který s EKG holterem pravidelně pracuje. V těchto záznamech je procento artefaktů buď 0,1 nebo 0. Ukázkovým dnem měření byl den 5 (viz. Graf č. 1).



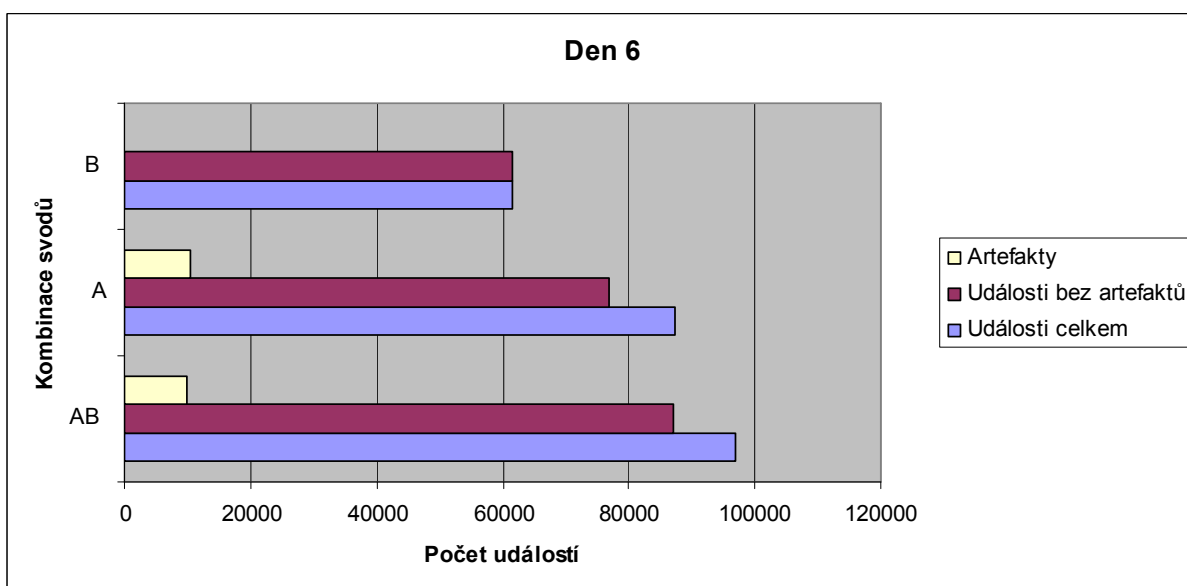
Graf č. 1 – Měření den 5

V záznamech dnů 1, 2, 7 a 8 (viz. tabulky č. 2, 3, 8 a 9) je patrný jak nárůst počtu artefaktů, pak jejich rozdílný počet v jednotlivých svodech nebo jejich kombinací. Zde je také z výsledků průkazné, že procenta artefaktů na jednotlivých svodech stoupají (viz. Graf č. 2) a neodpovídají procentům v součtu těchto svodů. Tyto výsledky jsou dány právě automatickým vyhodnocením všech svodů dohromady, kde se údaje z jednotlivých svodů mixují, ale v reálném obraze se mohou překrývat a dochází k již zmiňovaným nesrovnalostem.



Graf č. 2 – Měření den 1

Záznamy ve dnech 6, 9, 10, 11, 12, 13, 14 a 15 (viz. Tabulky č. 7, 10, 11, 12, 13, 14, 15 a 16), kdy se na přípravách podílel pouze autor této bakalářské práce, vykazovaly hodnoty událostí značné rozdíly oproti záznamům těch dní, kdy se na přípravách podílel kardiolog (viz. Graf č. 3).



Graf č. 3 – Měření den 6

Tímto se tedy potvrzuje fakt, že více důležitým faktorem je umístění a fixace elektrod než počet svodů.

Protokol záznamu - den 1				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
ABC	100980	100264	716	0,7
AB	100370	100019	351	0,3
AC	100754	100390	364	0,4
BC	100370	100019	351	0,3
A	99145	98286	859	0,9
B	93854	92136	1718	1,8
C	96779	95084	1695	1,8

Tabulka č. 2

Protokol záznamu - den 2				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
ABC	102493	101842	651	0,6
AB	102491	101832	659	0,6
AC	109258	107538	1720	1,6
BC	112304	110616	1688	1,5
A	98147	98146	1	0,0
B	97072	97032	40	0,0
C	102013	100892	1121	1,1

Tabulka č. 3

Protokol záznamu - den 3				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
ABC	76489	76480	9	0,0
AB	76489	76482	7	0,0
AC	76563	76522	41	0,1
BC	76595	76544	51	0,1
A	76004	76003	1	0,0
B	75811	75809	2	0,0
C	75606	75600	6	0,0

Tabulka č. 4

Protokol záznamu - den 4				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
ABC	108040	108011	29	0,0
AB	108040	108011	29	0,0
AC	107817	107734	83	0,1
BC	106448	106351	97	0,1
A	105878	105876	2	0,0
B	103653	103635	18	0,0
C	102528	102496	32	0,0

Tabulka č. 5

Protokol záznamu - den 5				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
ABC	95911	95879	32	0,0
AB	95911	95880	31	0,0
AC	95886	95856	30	0,0
BC	95631	95616	15	0,0
A	95398	95389	9	0,0
B	94645	94640	5	0,0
C	94637	94636	1	0,0

Tabulka č. 6

Protokol záznamu - den 6				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
AB	96911	87084	9827	10,1
A	87419	76881	10538	12,1
B	61493	61476	17	0,0

Tabulka č. 7

Protokol záznamu - den 7				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
AB	150938	148271	2667	1,8
A	137180	136981	199	0,1
B	60599	59599	1000	1,7

Tabulka č. 8

Protokol záznamu - den 8				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
AB	120546	119548	998	0,8
A	115489	99135	16354	14,2
B	60695	60101	594	1,0

Tabulka č. 9

Protokol záznamu - den 9				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
AB	120748	119900	848	0,7
A	115036	114494	542	0,5
B	82327	82303	24	0,0

Tabulka č. 10

Protokol záznamu - den 10				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
AB	97742	97341	401	0,4
A	89495	89437	58	0,1
B	93934	93531	403	0,4

Tabulka č. 11

Protokol záznamu - den 11				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
A	107750	103711	4039	3,7

Tabulka č. 12

Protokol záznamu - den 12				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
A	115162	114087	1075	0,9

Tabulka č. 13

Protokol záznamu - den 13				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
A	118794	111548	7246	6,1

Tabulka č. 14

Protokol záznamu - den 14				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
A	170150	167752	2398	1,4

Tabulka č. 15

Protokol záznamu - den 15				
Kombinace svodů	Události celkem	Události bez artefaktů	Artefakty	Procento artefaktů
A	148439	146164	2275	1,5

Tabulka č. 16

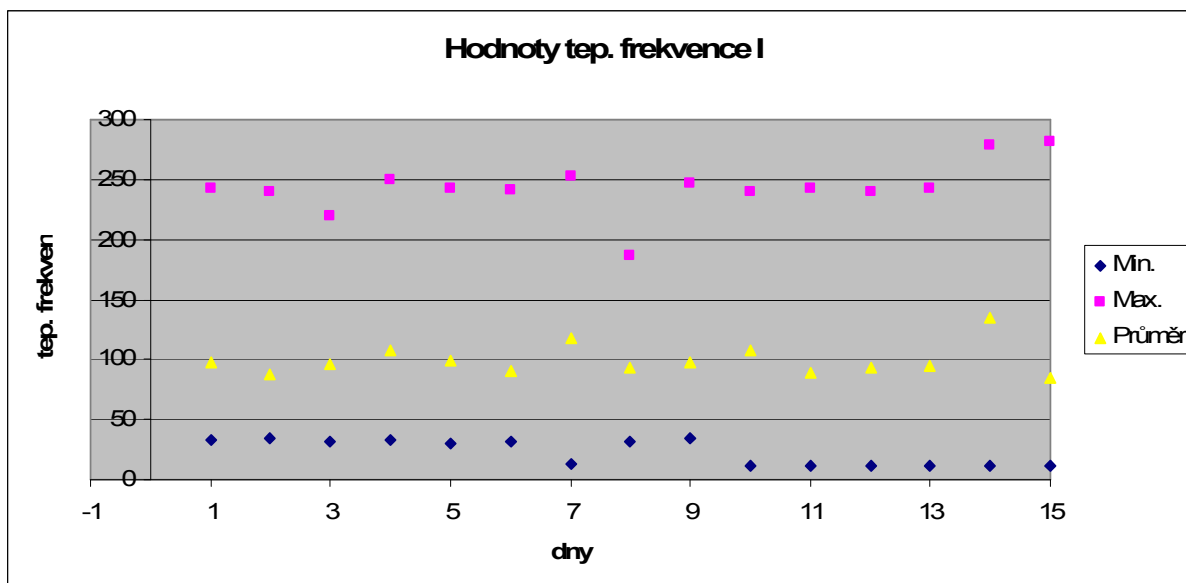
Souhrnně byla vyhodnocena křivka tepové frekvence. Křivka popisuje tepovou frekvenci po celou dobu 24 hodin nezávisle na signálu měření či počtu artefaktů. Z výsledku vyplývá, že nejpresnější hodnoty byly naměřeny na záznamech s nulovým nebo

zanedbatelným počtem artefaktu. Tyto záznamy jsou v Tabulce č. 17 označeny modrou barvou.

V rámci tepové frekvence byla vyhodnocována minimální, maximální a průměrná tepová frekvence. Dále byla zkoumána aktivní a klidová tepová frekvence. Minimální frekvence byla průměrně naměřena nejčastěji okolo 03. nebo 05. hodiny ranní, kdy pes hluboce spal. Nejvyšší tepová frekvence byla naměřena v době aktivní práce se psem (nácvik nového cviku pomocí klikeru nebo při hře s balónkem). Tyto hodnoty byly nejčastěji naměřeny kolem 10. hodiny ranní či 17. hodiny odpolední. Hodnoty byly kontrolovány s deníkem, který byl veden průběhu celého testování. Z výsledků měření vyplývá, že průměrná hodnota minimální tepové frekvence byla 23 / min, průměrná maximální tepová frekvence byla 243 / min a průměrná hodnota průměrné tepové frekvence činila 100 / min. Hodnoty byly zaokrouhleny na jednotky směrem nahoru (viz. Graf č. 4). Z fyziologického hlediska je tedy patrné, že pouze hodnoty naměřeny na třech svodech představují hodnoty, které by se u psa bez kardiologického onemocnění měly objevovat.

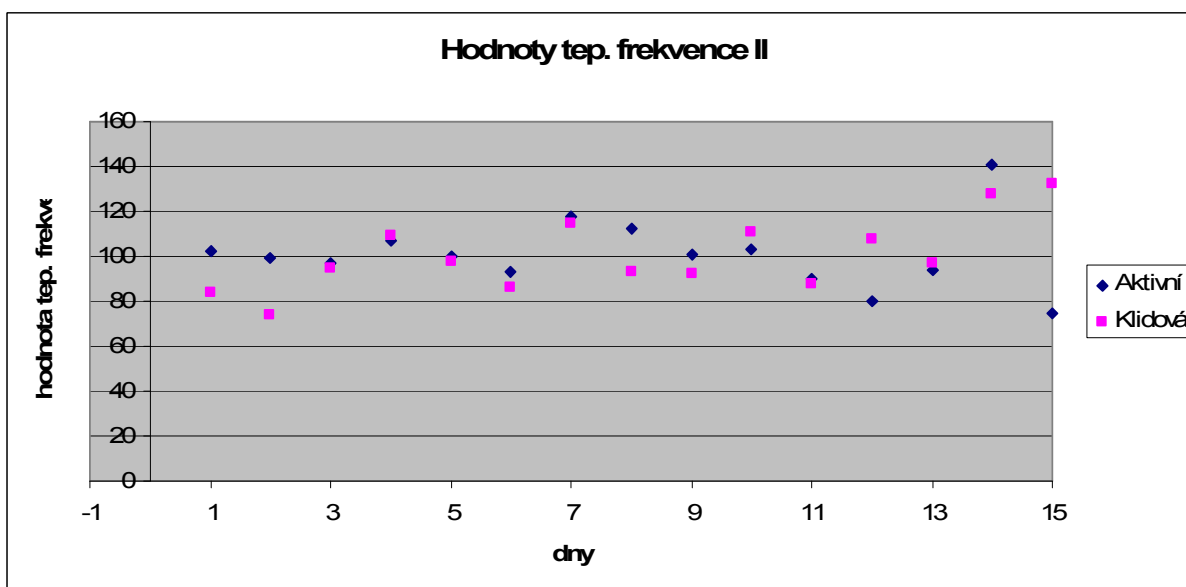
Hodnoty tepové frekvence						
Svody	Den	Min.	Max.	Průměr	Aktivní	Klidová
3	1	33	242	97	102	84
3	2	34	240	87	99	74
3	3	32	219	96	97	95
3	4	33	250	108	107	109
3	5	30	242	99	100	98
2	6	32	241	91	93	86
2	7	13	252	117	118	115
2	8	31	186	94	112	93
2	9	35	247	98	101	92
2	10	12	240	107	103	111
1	11	12	243	89	90	88
1	12	11	240	93	80	108
1	13	12	242	95	94	97
1	14	11	279	135	141	128
1	15	11	281	84	75	132
	Průměr	22,8	242,93	99,333	100,8	100,67

Tabulka č. 17 – Průměrné hodnoty tepové frekvence



Graf č. 4 - Průměrné hodnoty tepové frekvence

Záznam dále podává informace o aktivní a klidové frekvenci. Aktivní frekvence byla měřena od 07. hodiny ranní do 22. hodiny večerní. Klidová tepová frekvence byla měřena od 22. hodiny večerní do 07. hodiny ranní. Z výsledků vyplývá, že průměrné hodnoty se vyskytují v průměru 100 / min a to nezávisle na tom, zda se jedná o aktivní či klidovou část (viz Graf č. 5). Míra těchto hodnot je závislá na aktivitě psa. Testovaný pes měl po dobu měření pevně nastavený harmonogram, aby nedocházelo k zásadním odchylkám. Nicméně testování proběhlo například 31.12., kdy se aktivní a klidová část většinou převrací díky faktorům pyrotechniky a neobvyklému hluku v nočních hodinách.



Graf č. 5 – Hodnoty aktivní a klidové tepové frekvence

4. Závěry a doporučení

Cílem práce byl výzkum optimálního počtu elektrod (svodů) na měřícím přístroji zvaném EKG holter pro kvalitní záznam křivky tepové frekvence. V tomto testování byly postupně vyhodnocovány záznamy na třech, dvou a jednom svodu. Tyto tři kombinace svodů se testovali v 5 záznamech, celkem tedy 15 záznamů. Záznamy byly vyhodnocovány automaticky pomocí programu bez detailní kontroly hodnotitele s kardiologickou praxí. Parametrem pro vyhodnocení je vzhled křivky, která vzniká na každém svodu. Optimální křivka záznamu se hodnotila jako rozdíl mezi celkovými událostmi a událostmi bez artefaktů. Výsledný počet artefaktů udává procento, kterým byla křivka rušena.

Výsledky výzkumu přinesly odpovědi na hypotézy, které jsem stanovila na začátku výzkumu. Naměřené hodnoty artefaktů na první pohled jednoznačně naznačily, že se snižujícím počtem svodů stoupá procento artefaktů a tím se snižuje kvalita záznamu. V úvahu však nutno brát osobu, která elektrody umisťovala a fixovala bandáž. Výsledky ukázaly velkou korelaci naměřených hodnot s osobou, která se na měření v určitý den podílela. V záznamech, kdy EKG holter nasazoval a tělo bandážoval kardiologický specialista, který s EKG holterem pravidelně pracuje, bylo procento artefaktů buď 0,1% nebo 0%. Záznamy ve dnech, kdy jsem měřící přístroj nasazovala sama bez kontrola kardiologa, vykazovaly hodnoty událostí značné rozdíly oproti záznamům těch dní, kdy se na přípravách podílel kardiolog. Procento artefaktů se pohybovalo až k 10ti %. Tímto se tedy potvrdila domněnka, že více důležitým faktorem je umístění a fixace elektrod než počet svodů. První předpoklad se nepotvrdil, jelikož automatické vyhodnocení pracuje na jiném principu než kardiologický hodnotitel, který má potřebné dovednosti a znalosti k ručnímu, čili kvalitnějšímu hodnocení.

Druhým předpokladem výzkumu bylo, že při nižším počtu svodů nemohou být zobrazeny všechny osy roviny pro dokonalé zobrazení „průřezu do svodů“. Druhý předpoklad se potvrdil, proto nejvhodnější počet svodů pro optimální hodnocení křivky tepové frekvence jsou všechny tři, které poskytují pohled všech třech rovin osy srdeční aktivity.

Současně byly ve výzkumu naměřeny různé hodnoty tepové frekvence u psa, které se shodují s fyziologickými hodnotami udávanými autory v literární rešerši mé bakalářské práce. Průměrná minimální tepová frekvence dosahovala hodnoty 23 / min, průměrná maximální tepová frekvence 243 / min a průměrné hodnoty průměrné tepové frekvence dosahovaly hodnot 100 / min.

Automatické vyhodnocení svodů mixuje výsledné křivky, což uvádí sám výrobce EKG holteru. Proto je vhodné se tohoto postupu vyvarovat. Jako doporučení lze uvést, aby hodnotitel před každým automatickým vyhodnocením záznam vizuálně zkontroloval. Rozhodne tak, kterou křivku svodu do vyhodnocení zapojit, popřípadě jakou jeho část, aby se předešlo zhoršení výsledků. K těmto rozhodnutím potřebuje hodnotitel kardiologické znalosti a nezbytnou praxi.

Výsledky prokázaly silnou korelaci mezi naměřenými hodnotami a osobou, která umisťovala elektrody a prováděla bandáž celého EKG holteru. Pro další výzkumy tohoto typu lze jednoznačně doporučit, aby se na těchto přípravách měření podílela pouze jedna kompetentní osoba. Bude tím zajištěn jednotný postup a výsledky tak nebudou tímto faktorem ovlivněny.

5. Seznam použité literatury

- Adamec, J. a Adamec, R. 2009. EKG podle Holtera. Elektrokardiografická interpretace. Galén, Praha, 115 s. ISBN 978-80-7262-483-6.
- Baatz, G. EKG u psa a kočky. 2006. Grada, Praha, 164 s. ISBN 3-7945-2135-8.
- Brucer, M. 1984. A Historical Note and, as It Must Be, an Obituary. The Journal of Nuclear Medicine, 25, 132-133.
- Calvert, C.A., Jacobs, G.J. 2000. Heart rate variability in Doberman Pinschers with and without echocardiographic evidence of dilated cardiomyopathy. American Journal of Veterinary Research, 61, (5), 506-511.
- Calvert CA, Wall M. 2002. Evaluation of stability over time for measures of heart-rate variability in overtly healthy Doberman Pinschers. American Journal of Veterinary Research, 63, 53-59.
- Černý, H. 2002. Veterinární anatomie pro studium a praxi. Noviko, Brno, 528 s. ISBN 80-86542-05-X.
- Dickinson, D.F, Scott, O. 1984. Ambulatory electrocardiographic monitoring in 100 healthy teenage boys. British Heart Journalist, 51, 179-183.
- van Dijk, J.G. 2003. Fainting in animals. Clinical Autonomic Research, 13 (4), 247-255.
- Eastwood, J.M. and Elwood, C.M. 2003. Assessment of an ECG event recorder in healthy dogs in a hospital environment. Journal of Small Animal Practise, 44, 161-168.
- Fallani, G., Previde, E.P., Valsecchi, P. 2007. Behavioral and physiological responses of guide dogs to a situation of emotional distress. Physiology & Behavior, 90 (4), 648-655.
- Gawlovská, J., Wranitz, J.K. 2009. Norman J. "Jeff" Holter (1914–1983). Cardiology Journal, 16, 1-2.
- Hampton, J.R. 2007. EKG v praxi. Grada, Praha, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.

- Janoušek, J. 2004. EKG a dysrytmie v dětském věku. H & H, Praha, 164 s. ISBN 80-7319-022-2.
- Kennedy, H.L. 2006. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 11, 85–94.
- Knoebel, S.B., Williams, S.V., Achord, J.L., Reynolds, W.A., Fisch C., Friesinger, G.C., Klocke, F.J., Akhtar, M., Ryan, T.J., Schlant, C.R. Clinical competence in ambulatory electrocardiography. 1993. *Journal of the American Heart Association*, 88, 337-341.
- Kovacevic, A., Duras, M., Gomercic, T. Contribution to standardisation of heart rate and electrocardiographic values in Doberman pinschers. 1999. *Veterinarski Arhiv*, 69, 211-219.
- Lamb, A.P., Meyers, K.M, Hamlin, R.L. 2010. Correlation of heart rate to body weight in apparently normal dogs. *Journal of Veterinary Cardiology*, 12, 107-110.
- Maros, K., Dóka, A., Miklósi, Á. 2008. Behavioural correlation of heart rate changes in family dogs. *Applied Animal Behaviour*, 109 (2-4), 329-341.
- Myrtek, M., Brügger, G. 1996. Perception of emotions in everyday life: studies with patients and normals. *Biological Psychology*, 42 (1-2), 147-164.
- Noszczyk-Nowak, A, Paslawska, U., Nicpon, J. 2009. ECG Parameters in 24-hours Holter Monitoring in healthy dogs. *Bulletin of the Veterinary Institute in Pulawy*, 53, 499-502.
- Olsson, K., Lagerstedt, A.S., Bergstrom, A., Haggstrom, J. 2003. Change of diurnal heart rate patterns during pregnancy and lactation in dogs (*Canis familiaris*). *Acta Veterinaria Scandinavica*, 44, (3-4), 105-110.
- Palestrini, C., Previde, E.P., Spiezio, C., Verga, M. 2005. Heart rate and behavioural responses of dogs in the Ainsworth's Strange Situation: A pilot study *Applied Animal Behaviour Science*, 94 (1-2), 75-88.

- Paslawska, U. 2005. Comparison of ECG records of healthy horses and horses suffering from chronic respiratory disorders. *Medycyna Weterynaryjna*, 61, 216-219.
- Paslawska, U., Noszczyk-Nowak, A., Zysko, D., Gajek, J., Nicpon, J. 2006. Analysis of clinical cases of dogs with cardiogenic fainting. *Medycyna Weterynaryjna*, 62 (1), 55-58.
- Petrie, J.P. 2005. Practical Application of Holter Monitoring in Dogs and Cats. *Clinical Technique in Small Animal Practice*, 20, 173-181.
- Reece W.O. 1998. *Fyziologie domácích zvířat*. Grada, Praha, 449 s. ISBN 80-7169-547-5.
- Sapoznikov, D., Luria, M.H., Mahler, Y., Gotsman, M.S. 1992. Day vs Night ECG and Heart-Rate-Variability Patterns in patients without obvious heart-disease. *Journal of Electrocardiology*, 25 (3), 175-184.
- Scheer P., Rozmanek, M. 2003. První zkušenosti s holterovskou elektrokardiografií v ČR u veterinárních pacientů. *Veterinářství*, 53, 363-376.
- Scheer, P., Svoboda, P., Sepši, M., Janečková, K., Doubek, J. 2010. The Electrocardiographic Holter Monitoring in Experimental Veterinary Practice *Physiol. Res.*, 59, 59-64.
- Schrey, Ch. I. 2010. *Vyšetřování psa a kočky v obrazech*. Grada, Praha, 608 s. 978-80-247-3147-6.
- Vácha, M a kol. 2002. *Srovnávací fyziologie živočichů*. Masarykova univerzita, Brno, 166 s. ISBN 80-210-3004-6.
- Vincent, I.C., Leahy, R.A. 1997. Real-time non-invasive measurement of heart rate in working dogs: a technique with potential applications in the objective assessment of welfare problems. *The Veterinary Journal*, 153 (2), 179-183.
- Vokurka, M. 2008. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. Karolinum, Praha, 217 s. ISBN 978-80-246-1561-5.

- Ware, W.A. 1999. Twenty-Four-Hour Ambulatory Electrocardiography in Normal Cats. *Journal Veterinary International Medicine*, 13, 175–180.
- Webster, S.D. and Jones, A.R. 1998. Individual variation in the heart rate of piglets; evidence against stable differences. *Applied Animal Behaviour Science*, 55 (3–4), 269–278.
- Wenger, N. K., Mischke, J.M., Schroeder, R., Schroeder, K., Collins, P., Grady, D., Kornitzer, M., Mosca, L., Barrett-Connor, E. 2010. Electrocardiograms of Menopausal Women With Coronary Heart Disease or at Increased Risk for Its Occurrence. *The American Journal of Cardiology*, 106 (11), 1580-1587.