

**Česká zemědělská univerzita v Praze**

**Fakulta agrobiologie, potravinových a přírodních zdrojů**

**Katedra etologie a zájmových chovů**



**Možnosti využití analýzy srdeční frekvence v rehabilitaci  
člověka s využitím psa**

**Bakalářská práce**

**Tereza Tupá**

**Zoorehabilitace a asistenční aktivity se zvířaty**

**Ing. Ivona Svobodová, Ph.D.**

### **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci "Možnosti využití analýzy srdeční frekvence v rehabilitaci člověka s využitím psa" jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce. Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že jsem v souvislosti s jejím vytvořením neporušil autorská práva třetích osob.

V Praze dne 18.4. 2019

---

## **Poděkování**

Ráda bych touto cestou poděkovala Ing. Ivoně Svobodové Ph.D. za vedení mé bakalářské práce, především za ochotu, trpělivost a pomoc při zpracování. Dále bych ráda poděkovala mému odbornému konzultantovi Mgr. Václavu Bittnerovi za vytvoření tématu práce, matematickou podporu, cenné rady týkající se náplně práce a především také za jeho vstřícnost při konzultacích. Chtěla bych také poděkovat všem mým přátelům a známým za jejich podporu a doporučení, která mi byla přínosem.

# Možnosti využití analýzy srdeční frekvence v rehabilitaci člověka s využitím psa

## Souhrn

Analýza srdeční frekvence patří mezi ukazatele zdravotního stavu jedince a lze tedy pomocí ní odhalit onemocnění, riziko jeho vzniku nebo zlepšení aktuálního stavu pacienta. Díky tomu je využívána jak v mnoha lékařských oborech, tak i v oblasti terapie s využitím psa, kde může poskytovat cenné informace nejen o účinnosti této terapie na pacienty, ale také jejímu vlivu na terapeutické psy.

Cílem práce bylo zjistit na základě aktuálních poznatků v humánní a veterinární medicíně možnosti využití analýzy srdeční frekvence v rehabilitaci člověka s využitím psa. Dílčími cíli bylo potom shrnout aktuální poznatky v této problematice, vytvořit přehled metod detekce a matematických metod analýzy srdeční frekvence a na závěr shrnout možnosti objektivizace vlivu terapie na stresové zatížení psů při výkonu terapeutické praxe.

Aktuální poznatky z humánní a veterinární medicíny byly získány ze studií, které zkoumaly tento vliv u dětí, dospělých i psů. Ve všech případech přisuzují terapii se psem kladný vliv na člověka a absenci stresu u psa, ačkoliv rozdíly v srdeční frekvenci nejsou v některých případech příliš velké. Možnou příčinou mohl být průběh měření během terapie, kdy pacient a pes navzájem interagují, čímž dochází k ovlivňování srdeční frekvence. Nedostatkem je také prozatím malé množství výzkumů zabývajících se touto problematikou a nedostačující vzorek pacientů i psů, u nichž byly studie prováděny. Vzhledem k malým vzorkům psů účastnících se výzkumů nelze výsledky stresového zatížení zobecňovat a dále docházet k jakýmkoliv závěrům pouze na základě prostudovaných analýz srdeční frekvence. V tomto případě je nutné se opírat i o další ukazatele stresového zatížení organismu.

Metody detekce, které byly zmíněny v práci, poukazují na značný rozvoj v oblasti bezkontaktního monitoringu, který přispívá k usnadnění získávání informací. Ve spojení s využívanými matematickými metodami by tento monitoring mohl přinést užitek pro budoucí studie nejen v této oblasti.

**Klíčová slova:** srdeční frekvence, variabilita srdeční frekvence, AAA, AAT, AAI

# **The possibilities of using heart rate analysis in human rehabilitation with the usage of a dog**

## **Summary**

Heart rate analysis is one of the indicators of health condition of a living being. It helps us to detect a disease or risk of it or it can help us to detect an improvement of actual patient's health condition. Because of that it is used in many medical fields as well as in Animal Assisted Therapy (AAT). Heart rate analysis provides us valued information about AAT efficiency and its impact on therapeutic dogs.

The aim of this Bachelor thesis is to examine (while using current findings of human and veterinary medicine) the possibilities of using heart rate analysis in human rehabilitation with the usage of a dog. Firstly it is necessary to summarize current findings about the influence of the AAT on stress in dogs and in the human beings. Secondly it is needed to compile an overview of heart rate measuring methods and mathematical methods of the heart rate analysis. Finally it is necessary to assess if it is possible to generalize the current findings about the influence of the AAT on stress in dogs.

The Bachelor thesis examines actual studies of AAT in human and veterinary medicine. These studies research the influence of the AAT on children, adults and dogs. All these studies claim that the AAT has positive influence on human beings and that it causes no stress to dogs, although the heart rate differences are in some cases not significant. It can be caused by measurement conditions when the dog and the patient interact with each other. This can determine the heart rate. The small number of samples and the fact that there are only few of such studies are the challenges of these studies. Because of that the results of these studies cannot be generalized. In this case it is necessary to account additional variables.

The Bachelor thesis points out the development of non-contact monitoring methods which facilitate obtaining information. This monitoring could bring us new data and thanks to mathematical methods this could bring us new valuable information.

**Keywords:** heart rate, heart rate variability, AAA, AAT, AAI

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Cíl práce .....</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Literární rešerše.....</b>	<b>3</b>
<b>3.1</b>	<b>Vybrané poznatky z funkční anatomie oběhové soustavy člověka a psa.....</b>	<b>3</b>
3.1.1	Faktory ovlivňující srdeční frekvenci a její variabilitu .....	5
<b>3.2</b>	<b>Využití analýzy srdeční frekvence v zoorehabilitaci .....</b>	<b>9</b>
3.2.1	Analýza srdeční frekvence u dětí .....	9
3.2.2	Analýza srdeční frekvence u dospělých .....	11
3.2.3	Analýza srdeční frekvence u starších dospělých nad 60 let .....	12
3.2.4	Analýza srdeční frekvence u psa.....	13
<b>3.3</b>	<b>Přehled metod detekce srdeční aktivity člověka a psa .....</b>	<b>15</b>
3.3.1	Elektrokardiografie .....	15
3.3.2	Monitoring srdeční frekvence .....	18
3.3.3	Bezkontaktní monitoring srdeční frekvence .....	22
<b>3.4</b>	<b>Vybrané matematické metody analýzy srdeční frekvence.....</b>	<b>26</b>
3.4.1	Časové metody.....	26
3.4.2	Frekvenční metody.....	29
3.4.3	Nelineární metody.....	31
<b>3.5</b>	<b>Zhodnocení získaných poznatků pro možnosti objektivizace .....</b>	<b>35</b>
<b>4</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>37</b>
<b>5</b>	<b>Použitá literatura .....</b>	<b>38</b>
<b>6</b>	<b>Seznam obrázků a tabulek.....</b>	<b>46</b>

# 1 Úvod

Vztah mezi člověkem a psem se vyvinul již před 14 000 lety, kdy lidé jakožto lovci využívali pomoci psů k získávání potravy. Postupem času s nimi psi zůstali a chránili je. Získali tak nové aspekty chování vlivem evoluce v koexistenci s člověkem. Naučili se rozeznávat lidské chování i gesta a stali se našimi nejlepšími společníky

. K vyvíjení interakce mezi člověkem a psem za účelem pozitivního vlivu na lidské zdraví došlo ovšem až ve 20. století. Americká veterinární lékařská asociace klasifikovala tyto intervence terapeutických zvířat (neboli Animal Assisted Intervention-AAI) do tří kategorií: Animal Assisted Activities (AAA), poskytující pacientovi zlepšení kvality života či motivaci, Animal Assisted Education (AAE) se vzdělávacími cíli a nakonec Animal Assisted Therapy (AAT), která je určena ke zlepšení fyzické, sociální, emocionální či kognitivní funkce člověka. Je dodávána nebo řízena poskytovateli zdravotní péče nebo lidských služeb a podporuje činnost určenou odborníkem (Calcaterra et al. 2015).

Klíčovou terapií pro tuto bakalářskou práci je AAT. Byl zjištěn její pozitivní vliv na zdraví člověka. Mimo jiné vyvolává neurologické a kardiovaskulární reakce jako je pokles krevního tlaku a srdeční frekvence. K tomu dochází například při pozitivní interakci mezi psem a jeho psovodem.

AAT má kladný vliv na zlepšení zdraví člověka. U psů je ovšem situace poněkud odlišná. Při těchto sezeních je třeba dbát na pohodu psa. Neměl by být vystavován stresu, který není schopen zvládnout. V praxi je potřebné myslet na to, že už jen cizí prostředí a lidé jsou pro psa stresujícím faktorem.

V případě, že se pes dostane do stresové situace, začne projevovat specifické chování. Každý pes je ovšem jiný a detekce stresu podle chování by nemusela být vždy spolehlivá. Objektivní variantu nabízí detekce a analýza srdeční frekvence.

## 2 Cíl práce

Hlavním cílem této bakalářské práce je na základě aktuálních poznatků v humánní a veterinární medicíně zjistit možnosti využití analýzy srdeční frekvence v rehabilitaci člověka s využitím psa.

Dílčí cíle:

- shrnout aktuální poznatky o využití analýzy srdeční frekvence v humánní a veterinární medicíně
- vytvořit přehled metod detekce a analýzy srdeční frekvence člověka a psa
- zhodnotit možnosti objektivizace vlivu rehabilitace s využitím psa na stresové zatížení psů při výkonu terapeutické praxe



## 3 Literární rešerše

### 3.1 Vybrané poznatky z funkční anatomie oběhové soustavy člověka a psa

Oběhová soustava člověka a psa vykazuje podobné znaky. Drobné odchylky jsou v textu zmíněny. Srdce je dutý svalový orgán velikosti pěsti uložený v mediastinu (mezihrudí) za hrudní kostí. Jeho ochranu tvoří perikard, který se skládá z vnějšího tuhého fibrózního perikardu a vnitřního serózního perikardu. Rozděleno je srdce na pravou a levou polovinu, která se dále dělí na síň a komoru. Do pravé síně vstupuje dolní a horní dutá žíla, která přivádí odkysličenou krev do srdce. Dále krev pokračuje do pravé komory přes trikuspidální (trojcípou) chlopeň, odkud putuje výtokovou částí, která má na rozdíl od vtokové hladkou stěnu, přes poloměsíčitou chlopeň do plicního kmene, který vede krev do plic. V plicích dochází k jejímu okysličení. Okysličená krev poté putuje čtyřmi plicními žilami do levé síně a z ní přes mitrální (dvoucípou) chlopeň do levé komory, z které je potom krev aortou odváděna do celého těla. Mezi levou komorou a aortou se nachází též poloměsíčitá chlopeň zabraňující zpětnému toku krve, kterou stejně jako ostatní chlopně přichycují šlašinky, aby nedošlo k jejímu vyvrácení. Samotné srdce je zásobeno okysličenou krví díky koronárním tepnám, konkrétně pravé a levé koronární tepně (Whitaker 2018).

Elektrické vzruchy vyvolávající periodické smršťování srdečního svalu vznikají v sinoatriálním uzlu umístěném na pravé síni u ústí dolní duté žíly, šířící se přes stěnu síní k atrioventrikulárnímu uzlu, z něhož vychází Hisův svazek vláken. Ten se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko, které se dále rozvětňuje do Purkyňových vláken, které šíří elektrické vzruchy do stěn komor (Whitaker, 2018). Periodické stahy srdeční svaloviny pohání a udržují celý krevní oběh. Stahům a jejich uvolňováním odpovídá funkce srdečních chlopní; systola je stahem srdeční svaloviny a diastola je následné uvolnění stahu. Postupující kontrakce vyvolává změny tlaku v oddílech srdce a tím průtok krve z předsíní do komor a z komor do velkých tepen. (Čihák 2004)

Kardiovaskulární systém řídí a udržuje dynamickou stabilitu. Automaticky zprostředkovává kontrolu srdeční frekvence, krevního tlaku a dalších faktorů, které rychle reagují na řadu vnitřních a vnějších podnětů, jako jsou například změny ve fyzické nebo duševní činnosti (Pumpřla et al. 2002).

Srdeční frekvence se mění zejména v závislosti na tyto stimuly. Její zrychlování či zpomalování řídí autonomní nervový systém, jehož částmi jsou sympatikus a parasympatikus. Sympatikus reaguje na fyzickou zátěž a psychický i fyzický stres (příkladem fyzického stresu

je například horečka). Jeho zvýšená akce a následné vyplavení hormonů adrenalinu a noradrenalinu způsobuje zvýšení srdeční frekvence (tím že zvyšuje míru potenciálů v sinoatriálním uzlu), zvýšení krevního tlaku, rozšíření koronárních tepen a snížení činnosti trávicího traktu. Naopak parasympatikus zejména prostřednictvím nervu vagu svou zvýšenou činností působí protichůdně. Obecně platným pravidlem je, že parasympatikus udržuje rovnovážný stav organismu, zatímco sympatikus zprostředkovává rychlou mobilizaci energetických zdrojů a rezerv organismu. Toto protichůdné působení je v některých případech kompenzováno aktivací a inhibicí jednoho systému. Sympatikus, jehož sympatická vlákna pronikají téměř do všech orgánů a tkání, je rozsáhlejším systémem než parasympatikus. Ten proniká pouze k vnitřním orgánům. Další rozdílem je frekvenční rozsah v oblasti výkonu. Sympatikus má nízkofrekvenční rozsah, zatímco parasympatikus disponuje rozsahem vyšší frekvence. To umožňuje rozpoznání sympatiku a parasympatiku v analýze srdeční frekvence pomocí frekvenčních metod (Čihák, 2004, Acharya et al. 2006).

U dospělého člověka je hodnota klidové srdeční frekvence v průměru 70 bpm - beat per minute = úderů za minutu (Čihák, 2004). U dospělých psů se obecně uvádí klidová srdeční frekvence v intervalu mezi 70 – 120 bpm dle velikosti jednotlivce (Reece 2011). Zvýšení srdeční frekvence nad 100 bpm se nazývá tachykardie, bradykardie je naopak pokles srdeční frekvence pod 60 bpm. U těchto případů je srdeční rytmus pravidelný. (Silbernagl & Despopoulos 2004).

Fyziologický jev cyklických změn srdeční frekvence v závislosti na dýchání je označován jako respirační sinusová arytmie (RSA). Vyznačuje se zvýšením okamžité srdeční frekvence během inspirace (nádechu) a jejím snížením během expirace (výdechu). Tím dochází k zlepšení výměny plynu díky zvýšení poměru objemu plynu vdechnutého a vydechnutého za určitou časovou jednotku a kapilárního průtoku v plicích (Hayao & Yasuma 2003). Ovlivnit velikost respirační sinusové arytmie lze pomocí změny respiračních parametrů. Zpomalení a prohloubení dýchání vede k zvýšení velikosti RSA, zatímco rychlejší mělké dýchání může RSA zcela eliminovat. Tyto změny nesouvisí se změnami vagálního tonu. V důsledku toho může docházet k špatnému odhadu vagové aktivity (Grossman et al. 1991). Řízení probíhá v centrální nervové soustavě (Thayer & Lane 2009).

Variabilita srdeční frekvence je její kolísání kolem průměrné srdeční frekvence. Toto kolísání je převážně závislé na vnější regulaci. To znamená, že variabilita srdeční frekvence odráží schopnost srdce přizpůsobit se měnícím se okolnostem a reagovat na nepředvídatelné podněty. Příkladem může být nárůst srdeční frekvence při změně polohy z lehu na sed jako kompenzace snížení krevního tlaku při vertikalizaci. Vysoká variabilita srdeční frekvence je

známkou dobré přizpůsobivosti a správně fungujících autonomních kontrolních mechanismů. Nízká naopak svědčí o nedostatečné adaptabilitě autonomního nervového systému (Pumprla et al. 2002; Acharya et al. 2006).

### **3.1.1 Faktory ovlivňující srdeční frekvenci a její variabilitu**

Srdeční frekvenci a její variabilitu mohou ovlivňovat jak vnější, tak vnitřní faktory. Mezi vnitřní patří temperament, plemeno psa, věk nebo například pohlaví (Cruz Aleixo et al. 2017). Přičemž temperament je nejdůležitějším prediktorem pravděpodobně souvisejícím se sympatickým vlivem. Mezi vnější zahrnujeme například stravu, stres nebo režim cvičení (Lamb et al. 2010).

- **Věk**

Na základě měření srdeční frekvence u 48 psů obou pohlaví pomocí ambulantního EKG a 24 hodinového záznamu – EKG Holter (viz. kapitola 3.2.1) bylo zjištěno, že u psů starších pěti let dochází k poklesu hodnot srdeční frekvence a zvýšení časového intervalu P – vlny na schématu EKG (viz. obr.1). Předpokládá se, že je tento jev způsoben u starších psů převažujícím parasympatickým nervovým systémem v kontrastu s mladými psy s převažujícím sympatikem. O tomto vlivu je ovšem třeba dále uvažovat a studovat ho (Cruz Aleixo et al. 2017). U člověka byl zkoumán vliv věku a pohlaví na vzorku patnácti mužů a žen v průměrném věku 67 let a patnácti mužů a žen průměrného věku 33 let. Variabilita srdeční frekvence byla stanovena z 24 hodinového záznamu Holtera a srovnání mezi pohlavími bylo v rámci stejné věkové kategorie. Ukázalo se, jak bylo předpokládáno, že variabilita srdeční frekvence u mladých mužů a žen je odlišná. U starších jedinců ovšem zanikají rozdíly v této variabilitě. Starší věk je spojen s významným snížením parasympaticky zprostředkovaných indexů variability srdeční frekvence. Dále má vyšší věk u zdravých mužů různé autonomní účinky ve srovnání se ženami a variabilita jejich srdeční frekvence klesá s věkem výrazněji (Stein et al. 1997).

- **Pohlaví**

Dalším vnitřním faktorem, který má výrazný vliv na srdeční frekvenci, je pohlaví. Zde bylo poukázáno na to, že feny vykazují vyšší hodnoty než psi, ačkoliv byla většina z nich sterilizována, což by mělo přispět ke snížení srdeční frekvence, a většina psů naopak

kastrována nebyla. Rozdíl v hodnotách lze vysvětlit hormonálními rozdíly mezi pohlavími (Cruz Aleixo et al. 2017). Podobně je to také u člověka. Ženy vykazují vyšší průměrnou srdeční frekvenci než muži. Navzdory tomu ženy nemají zvýšené riziko kardiovaskulárního onemocnění oproti mužům (Cordero & Alegria 2006), z čehož vyplývá, že srdeční frekvence má rozdílnou prediktivní sílu pro kardiovaskulární onemocnění u mužů a žen (Palatini 2001; Sacha 2014). Tento jev je dán pohlavními rozdíly v autonomní kontrole srdce. U žen je dominantní parasympatická aktivita navzdory jejich vyšší průměrné srdeční frekvenci, zatímco u mužů je relativní dominance sympatiku navzdory jejich nižší srdeční frekvenci (Koenig & Thayer 2016). Právě tato vysoká sympatická a relativně nízká parasympatická aktivita je jedním z předpokladů kardiovaskulárních onemocnění, hypertenze nebo mrtvice (Thayer & Lane 2007; Thayer et al. 2010). Naopak vyšší aktivita parasympatiku se považuje za ochranu kardiovaskulárního systému a evokuje zdravého jedince (Jarczok et al. 2015).

- **Temperament**

Neméně důležitým je temperament, který výrazně ovlivňuje srdeční frekvenci a měl by být proto zohledňován v analýzách srdeční frekvence a variability srdeční frekvence. Související s ním je i kastrace. Ta může temperament psa pozměnit. Pokud si rozdělíme psy do tří skupin, a to: nervózní, vzrušení a klidní, nejvyšší hodnotu budou vykazovat psi ze skupiny „nervózní“. Následovat budou vzrušení psi a nakonec klidní s nejnižší srdeční frekvencí (Cruz Aleixo et al. 2017). Dále byla pozorována souvislost mezi variabilitou srdeční frekvence a agresivitou u 21 fen pomocí měřiče tepové frekvence Polar H7 (viz. kapitola 3.2.2) po dobu 10 minut, z níž byla vybrána nejvíce konzistentní pětiminutová část. Bylo zjištěno, že tato variabilita je u agresivních psů nižší než u psů neagresivních. Rozdíl si lze vysvětlit zhoršenou emoční regulací. Agresivita tedy souvisí s redukovanou variabilitou srdeční frekvence u psů, přinejmenším při menším stresu. Je proto nutné si uvědomit, že tyto výsledky mohou být ovlivněny vyšší znepokojeností agresivních psů oproti psům nevykazujícím agresivní chování z důvodu přítomnosti výzkumných pracovníků při sběru dat (Craig et al. 2017). Stejně výsledky publikuje Koval et al. (2013) u lidí ve vzorku 83 účastníků, z toho 52 žen, pomocí tří měření Polaru RS800CX po dobu deseti minut v klidu. Autor tvrdí, že variabilita srdeční frekvence (její parasympatické zprostředkování) je indikátorem emocionální kontroly jedince. Nízká variabilita je spojena s emoční nestabilitou a častějšími negativními emocemi, zatímco vysoká naopak s emocemi pozitivními.

- **Stres**

Jak již bylo zmíněno stres má vliv na srdeční frekvenci a její variabilitu. Brugnera et al. (2018) studovali variabilitu srdeční frekvence během psychosociálního stresu pomocí tří stresových úkolů. Studii prováděli na 60 účastnících. Srdeční frekvence byla měřena pomocí EKG po dobu celého pokusu, tedy 60 minut. Přičemž bylo zjištěno, že ženy byly více vnímavé vůči stresu, měly vyšší frekvenci respirace, vyšší srdeční frekvenci a nižší variabilitu srdeční frekvence. Dále došli k závěrům, že u obou pohlaví vedly všechny stresující podmínky k vyšším hodnotám srdeční frekvence, tedy dominanci sympatiku, přičemž nejvyšší hodnota byla naměřena u řečnické úlohy. Bylo tedy potvrzeno, že stresové úlohy vedou k specifickým kardiovaskulárním změnám, přičemž stresory s charakteristickými vlastnostmi vedou k odlišným autonomním reakcím. Nutné je ale podotknout, že tyto výsledky musejí být interpretovány s určitou opatrností z důvodu možného respiračního vlivu u verbálních stresových úloh.

Stejně tak v předešlé studii na 65 dobrovolnících, z nichž bylo přes polovinu žen, pomocí měření přenosného EKG a NIRS (infračervená spektroskopie) po dobu 10 minut (pět minut v klidu a pět minut ve stresu), poukazuje Brugnera et al. (2017) na zvýšení srdeční frekvence v reakci na stres, spojené se snížením vagálního tónu. Ten poukazuje na rozsah, v jakém vagový nerv zprostředkovává parasympatický vliv na srdce (Porges 1995). Jeho aktivita pomáhá snižovat srdeční frekvenci a koreluje se samoregulačními procesy u kojenců, dětí i dospělých (Movius & Allen 2005). Stres je tedy spojen s parasympatickým vynecháním, které vede k vyšší srdeční frekvenci. Dále poukazuje na to, že úzkosti a deprese předpovídají kontrastní zvýšení vagální aktivity a to jak v klidu, tak během stresových situací, což může naznačovat změnu srdečních odpovědí u osob s vysokou mírou psychické námahy (Brugnera et al. 2017).

U psů byla též zkoumána jejich reakce na různé emocionální a potencionálně stresující situace, a to pomocí Ainsworth's Strange Situation test vypracovaného Mary Ainsworth, který uplatňuje umístění psa do neznámé místnosti s majitelem, cizí osobou, oběma osobami, či ponechání o samotě. Tento test byl původně navržen pro prozkoumání vazby matka-dítě (u malých dětí) u lidí (Ainsworth et Bell 1970). Výsledky studie prováděné Palestrinim et al. (2005) u 17 dospělých psů (9 fen a 8 psů), kde bylo měření zaznamenáno Polarem1 Vantage NV aktivovaného na začátku úvodní epizody, přičemž celý protokol trval přibližně 27 minut, naznačovaly, že ponechání psů osamocených nebo s neznámou osobou může být považováno za původce strachu u dospělých psů a že tento emoční stres je doprovázen mimo jiné

změnami srdeční frekvence. V případě, že se v místnosti vyskytovala cizí osoba, ale zároveň i majitel, nebyl sledován výrazný vliv na srdeční frekvenci. Pokud byl ale pes ponechán samotný, srdeční frekvence se výrazně zvýšila a to i přes jeho nižší fyzickou aktivitu (sezení, leh, pozorování dveří). Vyšší hodnoty byly pozorovány i po následném vstupu cizí osoby a v neposlední řadě i majitele, zde bych si ale dovolila uvažovat nad vlivem spíše pozitivních emocí. Fyziologické, behaviorální a imunologické reakce na stres u psů zkoumal i Beerda et al. (1997), který v rámci pokusu podrobil skupiny psů hluku na úrovni 70, 78 nebo 87 dB. Velikost vzorku byla 15 psů a jejich srdeční frekvence byla měřena Holterem. Během pokusu docházelo k „výbuchům“, které trvaly různou dobu. Ačkoliv hluk pod 87 dB nevyvolal velké reakce srdeční frekvence, průměrná hodnota se u všech psů zvýšila během pokusu z 97 bpm na 103 bpm. Následně se během fáze zotavování vrátila hladina na 90 bpm, čili nižší než před zahájením pokusu. Odběr slin zvýšil srdeční frekvenci pouze u psů vystavených 87 dB. Během pokusu byl jeden pes omylem vystaven hluku 95 dB. Jeho srdeční frekvence se v důsledku toho zvýšila až o 54 %.

- **Hmotnost**

Hmotnost jedince není rozhodujícím faktorem pro srdeční frekvenci. Bylo provedeno měření na 48 dospělých psech obojího pohlaví a různých plemen pomocí Holteru po dobu 24 hodin. Nebyl zde prokázán alometrický vztah a vliv hmotnosti byl uveden pouze jako omezený. U variability srdeční frekvence nebyly pozorovány rozdíly mezi váhovými skupinami psů (Cruz Aleixo et al. 2017). Ke stejnému závěru, tedy že srdeční frekvence neodpovídá hmotnosti jedince (i přes zpozorované rozdíly mezi malými a středně velkými psy), dochází i Lamb et al. (2010) ve své studii, zkoumající srdeční frekvenci šedesáti psů (35 psů z 24 různých plemen a 25 psů smíšených plemen) rozdělených do šesti hmotnostních kategorií měřených Holterem po 24 hodin. Tato studie vyvrací teorii o rychlejší srdeční frekvenci malých psů oproti velkým a dále zdůvodňuje, že dříve popsany vztah může být spojen s vlivem temperamentu a sympatickými vlivy u psů malých plemen.

Studie, ve které byla u 59 zdravých jedinců měřena srdeční frekvence pomocí Polaru RS800CX po dobu 5 minut, uvádí, že u lidí vyšší skóre BMI (index tělesné hmotnosti) koreluje s vyšší sympatickou a nižší parasympatickou aktivitou a tedy s nižšími hodnotami variability srdeční frekvence. Avšak osoby s vyšším indexem BMI byly významně starší a tato nízká parasympatická aktivita může být tedy ovlivněna jejich věkem, jak již jsem zmiňovala výše (Koenig et al. 2014).

## 3.2 Využití analýzy srdeční frekvence v zoorehabilitaci

Variabilita srdeční frekvence díky své funkci odráží aktivitu autonomního nervového systému, konkrétně přizpůsobování se organismu na vnější či vnitřní podněty, může napomoci v predikci určitých chorob či zlepšení jejich průběhu. Díky těmto informacím, které podává, je využívána i v terapii člověka s využitím psa. Zde poskytuje zpětnou vazbu o účinnosti této terapie. Je známo, že domácí mazlíčci mají vliv na srdeční frekvenci a krevní tlak jejich majitelů. To dokazuje i studie Allen et al. (2002), která zkoumala účinky různých zdrojů sociální podpory na reaktivitu kardiovaskulárního systému při stresu. Byla prováděna na 240 manželských párech, z nichž polovina vlastnila domácího mazlíčka. Tito majitelé vykazovali nižší výchozí hodnoty srdeční frekvence a krevního tlaku, dále nižší reaktivitu při stresu oproti výchozím hodnotám. V přítomnosti zvířete potom nejnižší reaktivitu a nejrychlejší návrat k výchozím hodnotám. Z výsledků lze usuzovat, že lidé vnímají zvířata jako podporu, s kterou jsou spojené významné kardiovaskulární změny. Existuje proto mnoho studií zkoumajících, zda tyto kardiovaskulární změny lze vyvolat i u pacientů přítomností terapeutického psa.

### 3.2.1 Analýza srdeční frekvence u dětí

Krause-Parello & Friedmann (2014) se věnují ve své studii vlivu AAI na snížení stresových ukazatelů při forezních rozhovorech se 42 sexuálně týranými dětmi. Těm byla srdeční frekvence měřena před a po rozhovoru pomocí Sun Tech 247 monitoru pro děti a výsledky ukazují, že vliv přítomnosti psa při této situaci, kdy si ho děti mohly mazlit nebo si s ním povídat, je pozitivní a to zejména u mladších dětí. U nich se také ukázalo, že čím delší rozhovor byl, tím více byla přítomnost psa spojena s nižší tepovou frekvencí. U starších dětí došli k opačným výsledkům. Když pes přítomen nebyl, byla srdeční frekvence výrazně vyšší u mladších dětí než u starších. Z těchto výsledků autorky usuzují, že začlenění AAI do forezních rozhovorů pomáhá pacientům, v tomto případě dětem, zvládat stres. Zároveň ale upozorňují, že kvůli malému vzorku pacientů nelze generalizovat výsledná data a je tedy potřeba se této tématice dále věnovat. Podobných výsledků bylo dosaženo při zkoumání vlivu terapeutického psa během běžné lékařské prohlídky na 23 zdravých dětech od 3 do 6 let, z nichž bylo 14 děvčat a 9 chlapců, přičemž každé z nich podstoupilo dvě vyšetření v náhodném pořadí. Jedno vyšetření probíhalo v přítomnosti psa, druhé standardně bez jeho přítomnosti. Srdeční frekvence byla měřena pomocí monitoru krevního tlaku Kendall

8200/9200 každé dvě minuty během vyšetření. Naměřené hodnoty ukázaly, že během prohlídky, kde byl přítomen pes, došlo k poklesu průměrné srdeční frekvence oproti klasickému vyšetření. Dále děti vykazovaly méně stresových znaků, méně vyhledávaly podporu přítomných rodičů a snížily se i stížnosti na nepohodlí (Nagengast et al. 1997).

Dále je poukázáno na to, že AAT usnadňuje obnovu bdělosti a aktivity po operaci pod celkovou anestézií u dětí. Tato intervence vyvolává neurologické a kardiovaskulární reakce v bezprostředním pooperačním období a modifikuje bolest tak, že dochází k jejímu nižšímu vnímání. Tyto výsledky byly interpretovány na skupině čtyřiceti dětí ve věku 3-17 let. Pacienti byli rozděleni do dvou stejně početných skupin, přičemž první skupina podstoupila Animal Assisted Therapy po dobu dvaceti minut a druhá měla standardní pooperační péči. Měřena byla srdeční frekvence a krevní tlak infračervenou spektroskopií (NIRS). Data byla sbírána před terapií a po celou její dobu. U dětí z druhé skupiny po dobu 20 minut, kdy měly sedět klidně. Výsledky ukazují zvýšení průměrné srdeční frekvence bezprostředně po zahájení pozorování ve skupině AAT, dále nejvyšší rozdíl po deseti minutách sezení a následný pokles. Krevní tlak byl ovlivněn též, byla zjištěna vyšší variabilita diastolického tlaku u skupiny AAT. U této skupiny bylo zjištěno i nižší vnímání bolesti na základě stupnice bolesti sestavené z šesti kreslených tváří, od velmi šťastné po velmi smutnou (Calcaterra et al. 2015). Dopadu terapie AAT na zmírnění bolesti se věnuje i Braun et al. (2009), přičemž bolest je hodnocena stejnou šestibodovou stupnicí jako v předešlé studii. Zde je velikost vzorku 57 dětí, z nichž 18 podstoupilo AAT a 39 bylo vybráno do kontrolní skupiny. U obou skupin byl měřen výchozí krevní tlak, srdeční a dechová frekvence a hladina bolesti. Ve výchozích hodnotách nebyly významné rozdíly, ačkoli byl pozorován vyšší systolický krevní tlak u kontrolní skupiny. Krevní tlak a srdeční frekvence byly měřeny tlakoměrem GE Dynamap Procure. Poté následovala terapie se psem po dobu 15-20 minut, kdy pes interagoval s pacientem tak, že se k němu usadil. Psovod seděl tiše v místnosti a nezapojoval se. U kontrolní skupiny seděly děti v klidném prostředí 15 minut. Po ukončení byly obě skupiny opět přeměřeny. Ačkoli se krevní tlak a srdeční frekvence u skupiny s AAT výrazně nezměnily, dechová frekvence se zvýšila v důsledku vzrušení ze psa, tato skupina vykazovala výrazně nižší skóre bolesti (až čtyřikrát).

Snížení bolesti, psychologických parametrů (podráždění, stres, úzkost a napětí) a krevního tlaku (ačkoliv ne příliš výrazné) bylo pozorováno i u dětí v ambulantní onkologické léčbě. Výzkumu se účastnilo 24 dětí, většina dívky (58 %) v průměrném věku 8 let. Všichni jedinci byli podrobeni AAT po dobu 30 minut 3krát týdně. Terapie byla skupinová s maximálním počtem 7 pacientů. Prováděli ji dva psi (labradorský retriever a zlatý



retriever) a zahrnovala senzoricou stimulaci, stimulaci horní končetiny – česání psa, mazlení, aportování, dále trénování každodenních aktivit - dávání krmení, vody, chůze se psem a nakonec socializaci a zábavu – výcvik psa, hra, příběhy o původu psa atd. Krevní tlak a srdeční frekvence byly měřeny tlakoměrem BP 3 ABOH-6 Tech před první terapií a po poslední terapii AAT. V těchto fyziologických indikátorech ale nebyly pozorovány výrazné změny. Vzhledem k zlepšení psychologických parametrů u pacientů i pečovateli byl program posouzen jako účinný s kvantitativním účinkem. Omezením je ovšem absence kontrolní skupiny (Silva & Osorio 2018).

Tsai et al. (2010) zkoumali vliv AAT na stres u 15 hospitalizovaných dětí (8 dívek a 7 chlapců ve věku 7-17 let), přičemž každé dítě se zúčastnilo dvou terapií – terapie se psem (AAT) a skládání puzzlí. Obě terapie trvaly 6-10 minut a byly provedeny ve stejnou denní dobu. Srdeční frekvence byla měřena třikrát před, během a po terapii pomocí oscilometrického monitoru krevního tlaku Dinamap . U AAT měly děti možnost se se psem mazlit v posteli nebo ho mít jen přítomného u lůžka. Během této aktivity bylo zpozorováno snížení průměrného systolického krevního tlaku. Oproti tomu průměrná srdeční frekvence vykazovala spíše zvýšení, což ale autoři uvádějí jako důsledek mluvení a fyzické aktivity, tzn. interakce se psem. Z jejich výsledků ale i přes to vyplývá, že hospitalizace nebyla tak stresující právě pro děti, které se této terapie účastnily a uvádějí, že rozptýlení a potlačení stresu je primárním přínosem AAT.

### **3.2.2 Analýza srdeční frekvence u dospělých**

U pacientů s již rozvinutým srdečním selháním byl sledován vliv AAT na srdeční frekvenci, krevní tlak, hladiny katecholaminů, úzkosti a kardiopulmonálního tlaku. Experiment probíhal na 76 dospělých (75 % muži) rozdělených do tří skupin. Jedna skupina podstoupila 12 minutové AAT, druhá návštěvu dobrovolníka ve stejném časovém rozmezí a třetí byla považována za kontrolní skupinu se standardní péčí. Terapie proběhly třikrát, bylo k nim využito 14 psů z 10 plemen. Pes byl u pacienta na posteli, kde si ho mohl mazlit či s ním rozmlouvat. Data byla měřena před terapií, 8 minut po zahájení a 4 minuty po skončení. Srdeční frekvence byla měřena monitorem vedle lůžka Philips Medical systems, krevní tlak automaticky pomocí jiného modelu tohoto monitoru. U pacientů nebyla výrazně ovlivněna průměrná srdeční frekvence a krevní tlak při terapii pomocí zvířat. Tyto výsledky si lze vysvětlit i jako důsledek těžkých předcházejících srdečních dysfunkcí nebo medikace podávané pacientům, která reakci mohla ovlivnit. Ačkoliv tyto hodnoty neklesly, došlo

k poklesu plasmatického epinefrinu a norepinefrinu (adrenalin, noradrenalin) ovlivňující právě srdeční činnost. Mimo jiné bylo pozorováno i snížení úzkosti a zlepšení kardiopulmonálního tlaku. Ve srovnání s návštěvou dobrovolníka a standardní péčí vykazovala AAT největší pokles (Cole et al. 2007).

Fyziologickými a psychologickými účinky AAT u dospělých se zabývali i Henry & Crowley (2015). Konkrétně účinky doplněním AAT do léčebného programu na snižování stresu pro pacienty s psychickými problémy jako je úzkost nebo depresivní příznaky. Studie se zúčastnilo 21 pacientů (6 mužů, 15 žen), kteří byli rozděleni do dvou skupin. První skupina 11 pacientů měla standardní terapii s doplněním AAT po dobu 50 minut, druhá o 10 pacientech pouze standardní terapii stejně dlouhou dobu. Obě terapie absolvovali pacienti šestkrát. Měření srdeční frekvence a krevního tlaku probíhalo pomocí digitálního automatizovaného tlakoměru Omron BP785 na začátku, před terapií a po skončení. Před prvním měřením seděl pacient minimálně 5 minut v klidu. Data byla vždy přeměřena třikrát a zprůměrována. Významný účinek byl pozorován u systolického tlaku a srdeční frekvence, kde došlo k snížení hodnot. Ačkoliv byly obě terapie úspěšné (úbytek úzkosti, fyziologicky podložen snížením srdeční frekvence a systolického tlaku, a pocit uvolnění po terapii) AAT zvýšila některé aspekty spokojenosti, zejména vnímání účinnosti terapeuta. Je proto doporučována jako doplněk ke standardním terapeutickým metodám. Limitující je u studie malý vzorek pacientů.

### **3.2.3 Analýza srdeční frekvence u starších dospělých nad 60 let**

Kladný vliv byl zjištěn i u lidí nad šedesát let nazvaných též jako starší dospělí. Cílem studie bylo vyšetřit změny kardiovaskulárního systému – srdeční frekvence a krevního tlaku před a po interakci se psem oproti klasickým návštěvám dobrovolníků, přičemž délka trvání byla šedesát minut. Velikost vzorku byla 28 jedinců – 12 mužů a 16 žen. K měření krevního tlaku a srdeční frekvence byl použit automatický monitorovací přístroj krevního tlaku Reli On Easy Wrap, který byl kalibrován a nový, čímž byla zaručena spolehlivost přístroje. Měření proběhlo před a po návštěvě. U těch, kde byl přítomen pes, docházelo k poklesu systolického tlaku a srdeční frekvence. Je tedy předpokládáno, že terapie se psem zvyšují kardiovaskulární zdraví u tohoto typu lidí. Navíc programy poskytují vazbu na společnost prostřednictvím psychosociální podpory, společenské aktivity či interakce se členem seniorské komunity. Na základě dosažených výsledků je doporučeno sestřám pracujícím v komunitách seniorů zvážit vývoj a realizaci programů intervence psů. Dále ale autoři upozorňují, že výsledky

mohou být zobecnitelné pouze pro účastníky těchto terapií se psem, nikoliv pro širší populace (Krause-Parello & Kolassa 2016). Ke stejným výsledkům dochází i studie Handlin et al. (2018) zkoumající vliv přítomnosti psa na srdeční frekvenci a systolický krevní tlak u lidí nad šedesát let v pečovatelských domech. Dále se věnují porovnání tohoto vlivu u lidí se systolickým tlakem pod 130 mmhg oproti lidem se systolickým tlakem nad 130 mmhg. Studie se zúčastnilo celkem 26 lidí, z nichž 13 bylo navštěvováno psem a 13 pouze pracovníky – kontrolní skupina. Studie byla rozdělena do tří období. První období zahrnovalo první dva týdny, kdy pacienti byli navštěvováni pouze v kontrolní skupině, dále 3. a 4. týden zahrnovalo druhé období a poslední třetí období zahrnující 5. a 6. týden. Návštěvy psa probíhaly dvakrát týdně. Srdeční frekvence a krevní tlak byly měřeny na začátku sezení a po 20 minutách při každé návštěvě měřičem krevního tlaku 6050 3V/2W Braun. Během návštěvy pacienti se psem různě interagovali – mluvili na něj, mazlili se s ním či si hráli s míčkem. U kontrolní skupiny pracovníci pouze odpovídali na otázky pacientů. Výsledky studie poukazují na výrazné snížení průměrné srdeční frekvence a systolického krevního tlaku u osob se zvýšeným krevním tlakem více než 130 mmhg z období 1 na období 3. Zároveň v období 3 měli účastníci navštěvovaní psem významně nižší tlak než kontrolní skupina a v tomto období došlo též k snížení průměrné srdeční frekvence od počátečního měření na měření po 20 minutách. U kontrolní studie nebyly pozorovány žádné významné změny, stejně tak jako u pacientů se systolickým tlakem pod 130 mmhg.

### **3.2.4 Analýza srdeční frekvence u psa**

Pozitivní interakce člověk-zvíře souvisí i s fyziologickými změnami u psů, jako je právě mimo jiné krevní tlak nebo srdeční frekvence (Pop et al. 2014). Ze studie Kuhne et al. (2014), zkoumající vliv fyzického kontaktu známých a cizích osob na srdeční frekvenci psa měřenou Polarem RS810, vyplívá, že hodnoty průměrné srdeční frekvence jsou při mazlení známých osob u psa dokonce vyšší než výchozí hodnoty a že existují i rozdíly v hodnotách mezi známými a cizími lidmi.

Následující studie se zabývají pohodou psů během AAT. Jednou z nich je studie Palestrini et al. (2017), kde bylo sledováno, zda pes během této terapie vykazuje behaviorální či fyziologické známky stresu. Při výkonu práce byla sledována sedmiletá fena zlatého retrievera. Terapie byla prováděna u 20 dětí od 3 do 17 let, jež podstoupily chirurgický zákrok, přičemž sezení proběhlo po dvou hodinách po operaci při probouzení pacientů a trvalo 20 minut. Srdeční frekvence byla měřena Polarem Vantage NV, který byl připevněn

na elastickém pásu okolo hrudníku psa a snímal srdeční frekvenci za minutu každých 5 vteřin po dobu celé terapie. Neustálé nahrávání bylo ovšem k dispozici pouze u deseti sezení, u zbylých byl signál buď nepřítomný nebo neúplný. Kvůli pozorování chování byl pes ještě monitorován kamerou. U průměrné srdeční frekvence nebylo zpozorováno žádné zvýšení. Pohybovala se tedy v rozmezí fyziologických hodnot a její odezvy nesouvisely s tím, zda pes interagoval s dítětem nebo ne, což si lze vysvětlovat tím, že všechny aktivity byly předvídatelné a pes je vnímal jako bezpečné. Z těchto informací vyplývá, že AAT nezpůsobuje psům stres, ačkoli je nutno brát v potaz, že právě pro tuto práci jsou vybráni jedinci klidnější a odolnější ke stresu a výsledky tedy nelze generalizovat na všechny psy.

U výzkumu vlivu AAT na 9 psech, z nichž bylo 8 labradorských retrieverů a jeden zlatý retriever, došli též k závěru, že tato terapie nemá na psy negativní účinek a nezpůsobuje u nich stres. Výsledek interpretují autoři po měření kortizolu, rektální teploty, systolického krevního tlaku, srdeční a respirační frekvence. To vše bylo měřeno nejdříve u psa doma v klidu v průběhu 3 dní třikrát a poté zprůměrováno, později před terapií, těsně po ní a 24 hodin po AAT, samotná terapie trvala 60 minut. Srdeční frekvence a krevní tlak byly měřeny přístrojem DVT 500 Veterinary Doppler, přičemž krevní tlak byl měřen vždy třikrát a poté zprůměrován. U hodnot srdeční frekvence, systolického krevního tlaku a dechové frekvence nebyly pozorovány významné rozdíly. Nepatrný nárůst srdeční frekvence těsně po ukončení AAT je vysvětlován působením aktivity vyvíjené během terapie. Malý nárůst systolického tlaku během měření doma potom možnou přítomností cizích osob. Významnější rozdíly se objevují u teploty, kde byly naměřeny vyšší hodnoty, stále ale fyziologické, před a po terapii, což autoři uvádějí jako možný důsledek aktivit během AAT, přepravy zvířete a vzrušení. Zvýšený slinný kortizol potom z důvodu odebrání vzorku po příjezdu na terapii (Yamamoto et al. 2012).

Další studie zkoumala interakce v dyádách psůvoda-pes během AAA. Výzkumu se účastnily čtyři páry, které tuto činnost pravidelně provádějí ve zdravotnickém zařízení pro dospělé. Všichni psůvodi byli ženy, tři z nich byly zároveň majitelkami psa a měly ho doma. Psi byli jak čistokrevného plemene, tak smíšeného, ve věku od 3 do 8 let. Všichni byli zdraví, 2 feny a 1 pes byli kastrování, zbylý pes nebyl. Odběr vzorků probíhal během pěti sezení u každého psa (celkem 20), které trvalo 55 minut s deseti minutovou přestávkou v polovině sezení a účastnilo se ho 2-5 pacientů. Měření srdeční frekvence probíhalo před a po sezení jak u psůvoda, tak u psa, kde bylo toto měření prováděno palpačně na stehenní tepně a prováděl ho psůvoda. Během dvou kontrolních dnů, kdy neprobíhala sezení, byla měřena srdeční frekvence ve stejných časech jako u AAA. Bylo zjištěno, že průměrná srdeční

frekvence u psů byla sice vyšší u AAA než v kontrolních dnech, ale stále v rámci fyziologického rozpětí. U psovodů nebyl v hodnotách průměrné srdeční frekvence žádný statisticky významný rozdíl. Ve studii ani psi ani psovodi neprokázali fyziologické změny, které by naznačovaly stresový stav, z čehož lze usuzovat, že AAA nemá negativní vliv na welfare psa nebo psovoda (Pirrone et al. 2017).

Nelze opomenout, že práce zvířecích terapeutů může být vyčerpávající, pokud není dbáno na přiměřený odpočinek a opatření vedoucí ke snížení stresu. Pracovníci v AAT musí dodržovat uveřejněné standardy pro humánní využití AAT ve zdravotnických zařízeních (Braun et al. 2009).

### **3.3 Přehled metod detekce srdeční aktivity člověka a psa**

Detekovat srdeční aktivitu lze několika možnými přístroji. Některé z nich lze použít jak u člověka, tak i u psa, jako například EKG, monitoring srdeční frekvence pomocí Polaru, který je svou aplikací jednodušší než EKG, díky čemuž dochází k usnadnění měření u psů a to i z důvodu neomezeného pohybu psa nebo bezkontaktní monitoring srdeční frekvence pomocí nově se vyvíjejících technologií. Všechny tyto metody jsou popsány níže.

#### **3.3.1 Elektrokardiografie**

- **EKG**

Měření přístrojem elektrokardiogramem neboli EKG vytváří grafický záznam elektrické činnosti srdce (depolarizace – změna polarity buňky a repolarizace – obnova elektrické rovnováhy buněk), kterou zaznamenávají elektrody ve strategických místech tělesného povrchu. Záznam elektrických proudů, jejich směru, velikosti a frekvence srdečních stahů provádí přístroj zvaný elektrokardiograf, jehož podstatou je galvanometr. Jeho výchylky potom zaznamenává registrační papír (Khan 2005).

Běžný elektrokardiografický záznam se skládá z 12 svodů, 6 končetinových a 6 hrudních. Jsou to tedy 3 bipolární svody z končetin označované jako I, II, III. Dále potom unipolární končetinové svody – aVR (na pravém rameni), aVL (na levém rameni) a aVF (na levé noze) a unipolární hrudní svody V<sub>1</sub>-V<sub>6</sub> (Singh et Murphy, 2018) U psa se potom

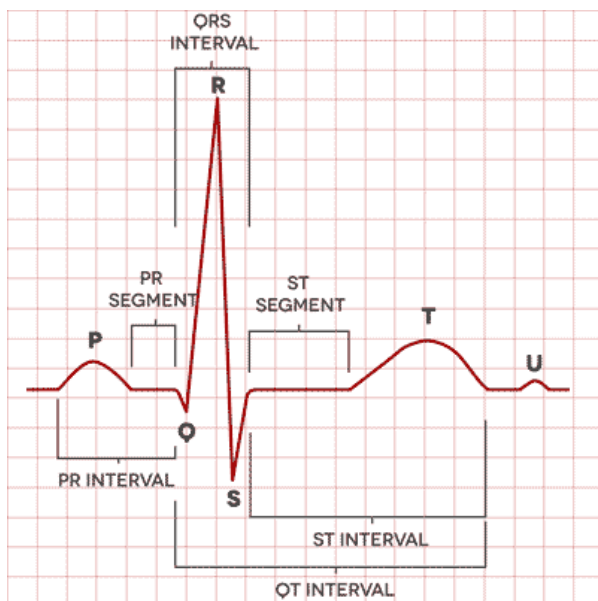
využívají svody I, II, III, aVR, aVL a aVF, kdy k měření dochází na končetinách u polohy lehu na pravém boku (Winter & Bates 2018).

Prvním výkyvem na EKG křivce (viz obrázek č.1) je vlna P jakožto výsledek aktivace síní, přičemž aktivace síně pravé demonstruje vzestup P vlny a následující levé naopak pokles. Zvýšená amplituda P vlny může být způsobena hypertrofií (zvětšením) pravé síně nebo vrozenými srdečními vadami, zatímco větší pokles rozšířením síně levé (Singh & Murphy 2018).

Navazuje interval PR. Ten informuje o čase potřebném pro elektrický impuls ze síní pro průnik atrioventrikulárním uzlem, Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny až k začátku depolarizace svaloviny komor (Khan 2005).

Dále je viditelný komplex QRS, který odráží komorovou depolarizaci. Počáteční pokles křivky je vlna Q. První kladnou výchylkou vlna R a po ní následující opět klesající vlna S (Singh & Murphy 2018). Tyto ostré hrotnaté kmity se označují jako komplex QRS bez ohledu na to, zda jsou pozitivní, tedy směřující vzhůru, či negativní směrem dolů (Khan 2005). Běžná doba trvání tohoto intervalu je 0,05 – 0,10 s, pokud se vyskytují hodnoty vyšší, mluvíme o takzvané prolongaci QRS intervalu, která může být způsobena zpožděním vedení vzruchu. Ovlivnit komplex QRS může i blokáda pravého či levého Tawarova raménka, kde dochází k opoždění depolarizace pravé či levé komory (Singh & Murphy 2018).

Následný ST segment leží mezi koncem komplexu QRS a začátkem vlny T. Informuje o okamžiku depolarizace všech částí komor. Průběh tohoto úseku může být ovlivněn časnou repolarizací. Bod, ve kterém odstupuje od QRS, se označuje jako J (junkce) a za normálních okolností plynule přechází do vzestupné části vlny T (Khan, 2005). Vysoké pozitivní vlny T mohou být normální nebo mohou naznačovat cerebrovaskulární (mozkové) poškození aj., při inverzi potom například ischemii (nedokrvenost) srdeční svaloviny. Za vlnou T následuje vlna U, která je malá a zaoblená a její zvýšení se může vyskytovat při snížené hladině draslíku v krvi nebo užívání léků (Singh et Murphy, 2018). Je ale patrná na záznamech jen u některých jedinců. V některých svodech ji lze obtížně nalézt a její původ je nejasný (Khan 2005).



Obrázek č. 1 - EKG křivka (<https://ekg.academy/cardiac-rhythm-analysis>)

Záznam EKG registruje též intervaly R-R. To jsou časové intervaly mezi po sobě jdoucími srdečními údery. Z těchto R-R intervalových řad lze analyzovat bpm - údery za minutu čili srdeční frekvenci (von Borell 2007).

- **EKG Holter**

Přenosným přístrojem EKG shromažďujícím údaje o srdeční činnosti s proměnlivou dobou trvání během odpočinku i aktivace je například Holter. Jeho zaznamenané údaje mohou být také dále zpracovávány a analyzovány pro variabilitu srdeční frekvence (Fuentes & al. 2010). Holter se skládá ze tří až pěti EKG elektrod, které jsou umístěny na hrudníku pacienta a jejichž vodiče se rozšiřují na nositelný záznamový přístroj, který je obvykle připevněn k pásu v pase. Jeho obvyklá doba záznamu je 24-48 hodin. Všechny záznamy z této doby se uchovávají v přístroji a po ukončení měření a vrácení přístroje pacientem do nemocnice jsou analyzovány. Z hlediska vyhodnocení je důležité, aby si pacient vedl deník svých aktivit po dobu měření (Kohno et al. 2017).

U psů se Holter využívá též. Dnes se využívá moderních digitálních monitorů Holter (Petrie 2005). Výhodou je digitální systém záznamu na pevných paměťových médiích, např. SD karta. Přístroje, jež mají vestavěný displej, poskytují kontrolu záznamu bez připojení k počítači. Na druhou stranu Holtery bez displeje jsou o polovinu menší a méně náročné na energii (Scheer et al. 2010). Většina těchto přístrojů obsahuje vnitřní hodiny, které lze po nastavení použít pro korelaci naměřených hodnot s denním záznamem aktivit. To je

důležité pro analýzu zjištěných informací, jelikož pro určitou úroveň aktivity jsou některé hodnoty fyziologické, například je normální vysoká variabilita srdeční frekvence přes den a noc, kdy u psů může v noci dojít k pauzám mezi údery dlouhými až 5 sekund a srdeční frekvenci nižší než 17 bpm. V případě neznalosti těchto okolností a neznámé denní době může docházet k špatné interpretaci a indikaci onemocnění (Petrie 2005).

Instalace je celkem jednoduchá. Elektrody se umisťují na pravou a levou stranu srdeční krajiny v sagitální a transverzální rovině. Tento systém svodů je stabilní v pohybu psa (Scheer et al. 2010). Před umístěním je zapotřebí oholit chlupy v daných místech kvůli lepšímu kontaktu s pokožkou a rychlejší aplikaci. Elektrody jsou pak překryty bandáží zafixovanou tak, aby neklouzala. U malých zvířat je nutné kontrolovat, aby bandáž nebyla těsná. Holter je poté uložen do pouzdra na elastickém pásu kolem hrudníku. U malých zvířat, kde by omezoval pohyb, je uložen vedle zvířete v kleci. Při sundávání je potom potřeba postupovat opatrně (Petrie 2005).

Výhodou elektrokardiografického monitoru Holter je jeho přenosnost a nepřetržitý záznam po dobu 24-48 hodin. Nevýhodou je ovšem možný vznik podráždění v místě elektrod (Petrie 2005) a dle mého úsudku i zdlouhavá instalace oproti systému monitoringu srdeční frekvence Polarem, zmíněným níže.

### **3.3.2 Monitoring srdeční frekvence**

- **Polar**

Nejčastěji využívaným je Polar RS800CX, přenosný měřicí systém tepové frekvence, skládající se z elektronového pásu, vysílače W.I.N.D. a monitoru srdeční frekvence. Elektronový pás je aplikován kolem hrudníku, ať už člověka či psa, s vysílačem umístěným ventrálně (vpřed) a elektrodami na každé straně hrudní kosti, přičemž pro lepší vodivost je užíváno gelu (Essner et al. 2013). Jeho výhodou je snadná použitelnost, přenosnost a praktičnost v situacích, kde není potřeba použití EKG (Jonckheer-Sheehy et al. 2012).

Existují studie zabývající se posouzením relativní a absolutní spolehlivosti monitoru srdeční frekvence Polar ve srovnání s daty získanými současně EKG měřením. Essner et al. (2013) se věnuje měření srdeční frekvence u psů při stoje a běhu na běžecském pásu, kdy jsou data zaznamenávána jak Polarem, tak zároveň třemi svody EKG. V této studii byly upozorovány vznikající rozdíly v bpm při klusu, které ovšem mohou být zapříčiněny nedostatečným stykem elektrod na elektronovém pásu s kůží při větších pohybech, což



způsobilo vyšší hodnoty bpm. I přes to byly chyby měření malé a Polar byl uznán spolehlivým nástrojem, který může být používán zaměnitelně s EKG. V další studii Essner et al. (2015) zaměřující se na měření IBI (interbeat interval – interval mezi jednotlivými údery srdce) v klidové poloze u 11 psů byl Polar opět nadhodnocen a podhodnocoval IBI ve srovnání s EKG. Zaznamenaná série ovšem neobsahovala více než 5 % chyb, z čehož vyplývá, že byl tento měřič srdečního tepu též vyhodnocen jako platný a spolehlivý a je možné jeho používání. Autoři ale upozorňují, že stejně jako u záznamů EKG musí být Polar před analýzou variability srdeční frekvence podroben kontrole a případné chyby musí být odstraněny nebo opraveny, tak aby nebyla ohrožena platnost měření.

Stejně tak byla zkoumána validita Polaru oproti EKG u deseti psů (6 psů, 4 feny) ve stoje na stole. V programu Polar bylo pozorováno 8 různých typů chyb ve srovnání s daty EKG. Velké množství chyb převážně jednoho typu bylo zjištěno u psů ležících na zádech kvůli uvolnění napjatého popruhu a tudíž špatného vedení elektrod. Ačkoli Polar mírně nadhodnocoval data R-R intervalu, byla mezi metodami silná shoda a rozdíly mezi průměrnými hodnotami srdeční frekvence byly téměř totožné. Z čehož bylo usouzeno, že data z Polaru mohou být tedy zaměnitelná s daty EKG, aniž by bylo nutné je nejprve opravit. Zároveň ale autor dodává, že při měření pouze Polarem je nutné k datům přistupovat obezřetně. Ačkoliv byl Polar primárně navržen pro použití u lidí, poskytuje přesné záznamy o intervalech R-R u psů za stacionárních podmínek a je tedy spolehlivým nástrojem pro měření srdeční frekvence a její variability u psů. Je tedy dobrý do budoucích studií s použitím variability srdeční frekvence jako opatření k hodnocení stresu a welfare u psů (Jonckheer-Sheehy et al. 2012).

Na lidech byla zkoumána validita Polaru též. Ve studii Hernanda et al. (2017) byly srovnávány hodnoty naměřené Polarem RS800 a EKG při intenzivním cvičení. Bylo vybráno 23 zdravých mužů, kteří pravidelně sportují. Na nich se provedl submaximální test (zátěž nižší než maximální pro danou věkovou skupinu) na ergometru. Test měl tři fáze: odpočinkovou, cvičicí a fázi zotavovací. Odpočinková fáze trvala 5 minut a jedinec musel být naprosto v klidu. Cvičící probíhala dokud jedinec nedosáhl 90 % maximální srdeční frekvence dle předchozích testů od lékaře a v ní setrval ještě 2 minuty. Poslední zotavovací fáze trvala 5 minut a skládala se z volného šlapání. Mezi hodnotami naměřenými Polarem RS800 a EKG nebyly žádné významné rozdíly bez ohledu na intenzitu cvičení. Autoři se tedy domnívají, že odezvy autonomního nervového systému na cvičení mohou být odvozeny z RR intervalů získaných jak Polarem RS800, tak EKG. K podobným závěrům dochází při své další studii prováděné na stejně velkém vzorku mužů stejným způsobem. Uvádí, že analýza během

klidové fáze je ve shodě s přechozími studiemi, které podporují platnost Polaru v klidu. Je zde ovšem poukázáno na větší rozdíly mezi řadami RR z Polaru a EKG při vyšších úrovních intenzity, které souvisejí s kratšími hodnotami RR intervalů (Hernando et al. 2018).

Stejně tak u Polaru V800 byla zkoumána validita jeho měření. Výzkum probíhal na 20 jedincích (3 ženy, 17 mužů) a srdeční aktivita byla měřena při aktivním ortostatickém testu, kdy dochází k aktivní změně polohy těla z lehu do stoje. Vleže trvalo měření 10 minut, ve stoje 7 minut. Těsné mezní shody mezi naměřenými hodnotami Polarem V800 a EKG naznačují, že Polar V800 je platným nástrojem pro detekci klidových intervalů RR vleže i ve stoje. Případné vyskytující se rozdíly mohou být způsobeny u Polaru špatnou polohou elastického pásu v důsledku způsobující špatný kontakt nebo ztrátu kontaktu elektrody s pokožkou, dále rozdílem přenosu dat – u Polaru signálem Bluetooth, u EKG elektrodami nebo rozdílem v použitých algoritmech detekce vrcholů R vln (Giles et al. 2016).

K opačnému závěru dochází Wallen et al. (2012) ve své studii na 341 jedincích (139 mužů s věkovým průměrem 52 a 202 žen s průměrem 53 let) z nichž bylo úspěšně naměřeno 339 a srdeční činnost byla zaznamenávána po dobu 5 minut Polarem RS800 a EKG synchronně. Před samotným měřením museli být dobrovolníci 5 minut v klidu, během měření se nesměli hýbat, mluvit a měli se pokusit co nejvíce relaxovat. Zároveň byli chráněni před potencionálním hlukem. Naměřené výsledky ukázaly, že platnost měření variability srdeční frekvence Polarem v klidu je závislá na pohlaví a věku. Rozdíl mezi metodami měření byl pro ženy větší než pro muže a to jak pro ženy obecně, tak i pro ženy nad šedesát let. Autoři se domnívají, že jedním z důvodů může být vysoký podíl chybných nahrávek u žen. Dále se rozptýl zvyšoval s vyššími hodnotami variability srdeční frekvence z čehož lze usuzovat, že závisí na velikosti výsledků. Vzhledem k těmto okolnostem nabádají k opatrnosti při používání Polaru RS800 zvláště pro studie týkající se starších žen nebo jedinců vykazujících abnormální srdeční činnost. Dále ale uvádí, že výsledky nelze generalizovat z tohoto vybraného vzorku lidí a to například i kvůli vybírání jedinců do studie na základě míry psychického vyčerpání.

I přes výhody, mezi něž patří například i nízké náklady a spolehlivost (ověřenou v několika studiích zmíněných výše), které Polar nabízí, není možné opomenout, že nebyl vyvinut pro klinické použití u pacientů, kde je správná identifikace úderů klíčová. Zde tedy nadále jediným vhodným nástrojem zůstává konvenční EKG (Wallen et al. 2012). Oproti EKG je ovšem výhodou, že pes nemusí být držen v klidu, nevýhodou poté možné přerušení měření z důvodu špatného kontaktu.

- **ViSi Mobile a Health Patch**

Dalšími přístroji používanými pro monitoring u lidí jsou systémy ViSi Mobile a Health Patch nabízející nepřetržité monitorování vitálních funkcí. ViSi Mobile se skládá z 3-5 svodů spojených se senzorem na hrudníku a senzoru na palci. Přístroj snímá EKG, srdeční frekvenci, pulzní frekvenci, sytost kyslíku v krvi (senzor na palci), respirační frekvenci a teplotu pokožky (senzor na hrudníku) a krevní tlak (pomocí manžety nebo bez manžety na bázi beat-to-beat – časový interval mezi úderý). Tyto vitální znaky se poté objevují na monitoru na zápěstí. ViSi Mobile je bezdrátově připojen se softwarem, takže získané informace jsou sledované v reálném čase a dále se ukládají. Zároveň přístroj upozorňuje, pokud vitální funkce pacienta nejsou ve fyziologickém rozsahu. Přístroj je napájen dobíjecí baterií s nutností výměny každých 12-14 hodin. Health Patch obsahuje senzor, jednorázovou adhezivní náplast, dvě EKG elektrody ve spodní části náplasti a snímač. Díky těmto složkám nabízí kontinuální monitoring EKG, srdeční frekvence i její variability, respirační frekvence, teploty pokožky, polohy těla, detekce pádu a aktivity. Data jsou přenášena přes Bluetooth do mobilního zařízení. Připojení Wifi potom usnadňuje přenos dat z mobilního zařízení na zabezpečený cloud server. Přístroj je napájen knoflíkovou baterií s výdrží 3-4 dny (Weenk et al. 2017).

Bylo provedeno měření pomocí obou přístrojů na 20 pacientech v porovnání s klasickým měřením vitálních funkcí od zdravotní sestry. Největší odchylka u ViSi Mobile byla pozorována v průměrném rozdílu u diastolického tlaku, Health Patch se odlišoval v hodnotách respirační frekvence. Chyby zjištěné u ViSi Mobile byly způsobeny selháním spojení mezi Toughbookem a přístrojem, pohybem senzorů způsobeným pohybem pacienta nebo potřebnou kalibrací krevního tlaku. U Health Patch byla zdrojem chyb ztráta kontaktu s pokožkou, s Bluetooth nebo Wifi. Většina chyb u obou přístrojů trvala méně než 5 minut. I přes tyto okolnosti byly oba přístroje hodnoceny pacienty i zdravotními sestrami kladně (Weenk et al. 2017).

Další studie zkoumající přesnost dat z ViSi Mobile srovnávala naměřené hodnoty s přístrojem Biopac MP150 používajícím invazivní metodu. Hodnoty týkající se pulzu naměřené neinvazivně a invazivně spolu navzájem korelovaly. Autoři tedy validitu tohoto přístroje zhodnotili kladně. Výzkum ovšem probíhal pouze na dvou pacientech, proto je nutné k výsledkům přistupovat obezřetně (Zhang et al. 2014).

O zjištění optimální polohy snímače Multi-Sense Cardio Patch (na stejném principu jako Health Patch) na hrudníku se zasloužila studie na 19 dobrovolnících. Vyzkoušeno bylo

celkem 15 pozic, z nichž byla označena jako optimální poloha na dolní části hrudní kosti. Dále pracovníci provedli srovnávací test u tří různých typů těl – normální, nadváha a obezita. Snímač zachytil vibrace srdečních ozev u všech tří typů, ovšem u nadváhy a obezity byly signály zdánlivě slabší, což bylo pravděpodobně zapříčiněno vrstvou tuku. Jako poslední probíhalo měření při maximální pracovní zátěži a v relaxaci po ní, kdy jedinci leželi na zádech a byli 8 minut měřeni. I v tomto testu bylo zařízení schopno měřit stabilní a konzistentní signály pro EKG a vibrace související se srdečními ozvami. Tyto výsledky na zdravých jedincích tedy prokazují, že Multi-Sense Cardio Patch je schopen měřit elektro-mechanickou srdeční aktivitu a poskytuje slibné výsledky do budoucna. Problémy tohoto prototypu jsou ovšem chyby vyvolané snímačem na hrudi, vznikající na základě vibrací spojených například s kašlem, řečí nebo pohybem pacienta, v důsledku čehož je nutné měřit pacienta v klidu a bez mluvení. Autoři navrhují tedy například zlepšení v podobě optimalizace zpracovávajících algoritmů, která by umožnila spolehlivější identifikaci srdečních ozev (Marcelli et al. 2017).

Steinhubl et al. (2016) porovnával náplast Multi-Sense s manuálním měřením u vitálních znaků. Srovnání probíhalo na 26 pacientech, přičemž korelace u teploty pacienta byla velmi silná. U srdeční frekvence a respirační frekvence byla sice korelace méně silná, ale stále spolehlivá. Autoři dochází tedy k závěru, že tento senzor je schopný poskytovat objektivní měření v monitorování fyziologických funkcí pacienta a přináší velký potenciální přínos pro pacienty z hlediska zlepšení péče, dále také pro poskytovatele služeb i výzkumné pracovníky.

Výhodou přístrojů ViSi Mobile a Health Patch je sledování naměřených hodnot v reálném čase, což zvyšuje přehled o zdravotním stavu pacienta, schopnost kontroly pacienta na dálku a nenarušování spánku kvůli měření vitálních funkcí. Nevýhodou poté je chybovost v důsledku špatného kontaktu, poměrně častá výměna baterií, velké množství dat a možná neochota personálu provádět kontrolu u všech a falešné alarmy způsobující pozdější nízkou vzrušivost na tyto signály (Weenk et al. 2017).

### **3.3.3 Bezkontaktní monitoring srdeční frekvence**

Oproti Polaru nebo systémům ViSi Mobile, Health Patch či Multi-Sense je bezkontaktní monitoring méně náchylný na výpadek dat, což je jeho podstatnou výhodou.

- **Zdravotní monitor Voyce**

Tento přístroj pro detekci srdeční frekvence využívá technologii ultra-širokopásmového (ultra-wideband, zkratka UWB) připojení, tedy bezdrátové technologie, která byla v posledních deseti letech aplikována v oblasti komunikace nebo monitoringu plodu v těhotenství. Nyní se ultra-širokopásmová technologie využívá ve zdravotním monitoru Voyce. Ten neobsahuje žádné vodiče, sondy ani hrudní připevnění, ale aplikuje se okolo krku psa jako obojek. Pomocí využívání změn v dielektrických vlastnostech tkání shromažďuje data, která pak dálkově přenáší do počítače nebo mobilního zařízení viz obrázek č. 2 (Landis-Hanna et al. 2016).



Obrázek č. 2 – Monitor Voyce a ukázka přenosu dat

(<https://www.veterinarypracticenews.com>)

Bylo provedeno srovnání u měření srdeční frekvence a dechové frekvence zdravotním monitorem Voyce, standardní technologií EKG a manuálním měřením pomocí palpace a auskultace (vyšetření poslechem). Testování mělo dvě fáze, v první bylo měřeno 30 psů. V druhém bylo měřeno 70 psů ve více než 1500 testovacích případech. Každé měření probíhalo na jiném místě, s jinými psy. Ti byli různého věku a plemene. Pro monitoring EKG byl použit Televet zaznamenávající R vlny, který lze připodobnit k Holteru. Psi ho mohou mít nepřetržitě, takže je možné je sledovat i během aktivit. Zároveň byli měřeni zdravotním monitorem Voyce zaznamenávajícím surová data, která byla později převedena na srdeční a dechovou frekvenci za pomoci algoritmů pro zpracování. Při srovnání byla zjištěna přesnost 86 % a více a to jak u srdeční, tak i dechové frekvence. Autoři se tedy domnívají, že zdravotní monitor Voyce může být využíván k získávání dat o srdeční a dechové frekvenci mimo klinické prostředí (Landis-Hanna et al. 2016).

- **Impulzní radar UWB**

U lidí byl zkoumán impulzní radar UWB na vzdálenost 1 metr od subjektu. Nejprve experiment probíhal na figuríně obsahující kovovou desku replikující pohyb hrudníku v důsledku srdeční frekvence. Zde byly použity různé srdeční frekvence, které byly po naměření porovnány s přednastavenými hodnotami, a byla vypočtena chybovost. Její průměrná hodnota byla 0,22 %. Vše bylo též měřeno systémem EKG. Obě měření byla synchronizována na stejnou časovou bázi, aby byla data porovnávána ve stejném časovém intervalu. Dále probíhaly experimenty na rozdíly v osobních aspektech u lidí. Prvního pokusu se zúčastnilo 5 lidí s různými rozměry hrudníku. Zde bylo zjištěno, že tyto rozdíly mají zanedbatelný vliv na výkon přístroje a nebyl tedy pozorován žádný lineární vztah mezi plochou a chybovostí. Dále se zkoumala interakce mezi impulzním radarem UWB a typem těla. Byly vytvořeny tři kategorie lidí podle BMI: podváha, norma a obezita. V každé kategorii bylo 5 dobrovolníků, kteří byli měřeni ze vzdálenosti 70 cm. Výsledky zde zjištěné ukazují, že se zvyšujícím se stupněm obezity se zvyšuje chybovost. To může být zapříčiněno extrémně silnou subkutánní strukturou, v jejímž důsledku je síla srdeční pulzace během šíření k povrchu těla snížena, což způsobuje snížení fázové změny v radarových pulzech (Cho et al. 2017).

Dále bylo zkoumáno:

- Změna vzdálenosti, přičemž pro vzdálenost menší než jeden metr byla míra chyb méně než 2 % a srdeční frekvence byla tedy detekována s vysokou přesností bez zesílení signálu. Míra chyb se samozřejmě zvyšovala, pokud byl cíl mimo anténu.
- Poloha antény, kdy míra chyb byla nejmenší, pokud byla anténa čelní stranou a menší než 1,5 % pro úhly v rozsahu 30°.
- Změna srdeční frekvence – chybovost byla u figuríny nižší než u člověka, jelikož skutečná srdeční frekvence se neustále mění a to i během měření a zpracovávání, zatímco u figuríny byla konstantní. V případě poruchy srdeční frekvence jako je vynechání úderu, tedy srdeční arytmie, byl srdeční tep detekován s vysokou přesností.

Navzdory těmto všem okolnostem dokáže impulzní radar detekovat srdeční frekvenci přesně a může být tedy v budoucnu využíván ve zdravotnických a lékařských zařízeních pro neinvazivní a bezkontaktní měření fyziologických funkcí (Cho et al. 2017).

Lee et al. (2018) zkoumali též impulzní ultra-širokopásmový radar (IR-UWB) ve srovnání s měřením EKG. Jejich pokusu se zúčastnilo 6 zdravých dobrovolníků s normálním sinusovým rytmem, u kterých bylo provedeno 18 měření (u každého tři) a 16 pacientů s atriální fibrilací (nepravidelný, chaotický srdeční rytmus), u nichž bylo provedeno 36 měření, u každého tedy pouze jedno až dvě měření. Dobrovolníci byli požádáni, aby byli 5 minut v klidu, tak aby se dostali do komfortního stavu. Poté následovalo samotné měření na levém boku současně přístrojem EKG a IR-UWB, aby byla data synchronizována. Při měření bylo nutné zadržet na 15-20 sekund dech, aby jediným pohybem možným detekovat byl pohyb srdce. Během měření přenášel IR-UWB radiofrekvenční impulzní vlny a přijímal signály odražené, které byly digitalizovány a po přenosu zpracovány v MATLABu. Zde byla zpracována i data z EKG. Ukázalo se, že z 54 vzorků měření nedokázal IR-UWB vyhodnotit pouze dva u atriální fibrilace. Hodnoty srdeční frekvence a R-R intervalů se shodovaly s hodnotami EKG. Z výsledků lze usuzovat, že IR-UWB dokáže rozpoznat srdeční frekvenci s vysokou přesností stejně tak, jako dokáže rozlišit fibrilaci síní od normálního tepu a mohl by se tedy používat i v klinické praxi. Jeho výhodami je navíc mobilita a absence lokálních problémů u pacientů kvůli připojení elektrod. Nevýhodou je ovšem nutnost zadržení dechu během měření, takže přístroj nelze používat nepřetržitě. Navíc se měření může měnit při změně polohy pacienta, což zde nebylo zkoumáno, a pozornost se musí věnovat i měření u pacientů s atriální fibrilací, kde měl přístroj tendenci měřit průměrné R-R intervaly delší, pokud byla srdeční frekvence vyšší.

- **Vital-Ratio**

Mezi bezkontaktní monitoring srdeční a respirační frekvence patří také přístroj Vital-Ratio. Ten vysílá nízkopříkonový bezdrátový signál a měří čas potřebný k jeho odražení zpět. Doba odrazu tedy závisí na vzdálenosti od přístroje, která se při pohybu mění. Když se při vdechu hrudník rozpíná a pohybuje dopředu k přístroji, zkracuje se čas odrazu, naopak při výdechu se oddaluje a čas odrazu se tedy prodlužuje. Přístroj na tomto principu pracuje v několika bodech. Nejdříve oddělí odrazy od různých uživatelů a odstraní statické odrazy od nábytku a stěn. Poté pro každého jedince identifikuje změny signálu, které způsobuje dýchání a srdeční činnost a následně je oddělí od změn způsobených pohybem těla nebo končetiny a nakonec analyzuje změny signálu pro odvození respirační a srdeční frekvence (Adib et al. 2015).

Bylo provedeno testování Vital-Ratio na 14 jedincích a přesnost přístroje byla porovnávána s přístrojem Alice PDx sestávajícím se z hrudního pásu pro sledování dechové

frekvence a pulzního oxymetru umístěného na prstu pro monitorování frekvence srdeční. Měření obou přístrojů probíhalo zároveň. V rámci experimentu se potvrdilo, že Vital-Ratio je schopen měřit vitální znaky až na vzdálenost 8 metrů, je schopen měřit subjekt ve všech směrech (kvůli rozpínání hrudníku všemi směry), nejlépe však zepředu. Dále byla zjištěna mediánová přesnost vyšší než 98 % pokud byl uživatel v přímce vzhledem k anténě, ovšem pouze o 2 % nižší pokud stál na vzdálenějším okraji  $\pm 75^\circ$ . Také byla ověřena schopnost přístroje měřit vitální funkce přes stěnu, průměrná přesnost hodnot srdeční frekvence byla ovšem nižší z důvodu snížení signálu srdeční frekvence přes stěnu. Dále se potvrdila schopnost měřit až 3 uživatele najednou se stejnou přesností jako u jedné osoby, měřit vitální znaky při aktivitách jako je sledování televize, psaní na notebooku, práce s telefonem nebo spaní. Vital-Ratio je také schopen sledovat změny srdeční frekvence po cvičení a zachytit je. Díky těmto vlastnostem má přístroj Vital-Ratio potenciální dopad na širokou škálu oblastí, týkajících se především inteligentních domů nebo systému zdravotní péče, zahrnující například péči o seniory (Adib et al. 2015).

### **3.4 Vybrané matematické metody analýzy srdeční frekvence**

Měření hodnot srdeční frekvence, z níž je vyhodnocována její variabilita, probíhá u většiny výzkumů v průběhu dané situace. To lze označit za nevhodný způsob z důvodu změn variability v důsledku prostředí, emocí, aktivity apod., které danou situaci ovlivňují. Měření by proto mělo probíhat v klidném prostředí s časovým odstupem po dané situaci, u které má být variabilita srdeční frekvence zjišťována. Dále lze považovat za chybné vyvozovat variabilitu z průměrné srdeční frekvence či její absolutní hodnoty, jak se tomu děje u výzkumů zabývajících se touto problematikou. Spolehlivým vyhodnocením variability srdeční frekvence lze dosáhnout pomocí matematických metod, které jsou rozděleny na časové, frekvenční a nelineární, a jsou podrobněji popsány níže.

#### **3.4.1 Časové metody**

Tyto metody analýzy srdeční frekvence pracují s komplexy QRS na jejichž základě určují okamžitou srdeční frekvenci nebo NN intervaly (též RR intervaly – intervaly mezi sousedními komplexy QRS, které vyplývají z depolarizace sinusového uzlu). Proměnné, které



lze v časové doméně počítat, jsou průměrný interval NN, průměrná srdeční frekvence, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším intervalem NN, rozdíl mezi denní a noční srdeční frekvencí a jiné. Pod časové metody patří statistické a geometrické metody napomáhající zpracování EKG signálu (Camm et al. 1996).

- **Statistické metody**

Statistické metody vycházejí zejména z delších záznamů, většinou se užívá záznam po 24 hodin. Proměnné jsou odvozovány buď z přímých měření intervalů NN či okamžité srdeční frekvence nebo z rozdílů mezi intervaly NN. Dále mohou být odvozeny z analýzy celkového kardiografického záznamu nebo vypočteny pomocí menších segmentů záznamové periody. Nejjednodušší proměnnou pro výpočet je průměrný interval NN, definován jako (Camm et al. 1996, Kubios 2016):

$$E(RR) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RR_n \quad (1)$$

kdy časové řady představují N po sobě jdoucích intervalů RR ( $RR_1, RR_2, \dots, RR_N$ ) a  $RR_n$  představuje hodnotu n-tého intervalu. S tímto výpočtem lze dále pracovat pro vyjádření průměrné srdeční frekvence, která je dána vzorcem (Kubios 2016):

$$E(HR) = \frac{60}{E(RR)} \quad (2)$$

Dále standardní odchylka intervalů NN (RR) – SDNN, vyjádřena jako druhá odmocnina rozptylu (Kubios 2016):

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (RR_n - E(RR))^2} \quad (3)$$

Standardní odchylka intervalů NN odráží celkovou (krátkodobou i dlouhodobou) změnu v časových řadách RR intervalů (Kubios 2016). Doba záznamů použitých pro stanovení hodnot SDNN by měla být standardizována, přičemž 24 hodinový záznam je nejvhodnější, jelikož shrnuje jak krátkodobé vysokofrekvenční změny, tak i nejnižší frekvenční

složky (Camm et al. 1996). Standardní odchylka po sobě následujících intervalů (SDSD) naopak vyjadřuje míru krátkodobé variability. Je dána vzorcem (Kubios 2016):

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (\Delta RR_n - E(\Delta RR))^2} \quad (4)$$

Další proměnnou je směrodatná odchylka průměrného intervalu NN (SDANN) vypočítaného za krátké období, obvykle 5 minut. Měřítka vycházející z intervalových rozdílů jsou potom (Camm et al. 1996, Kubios 2016):

- index SDNN – průměr pětiminutové směrodatné odchylky intervalu NN po dobu 24 hodin
- RMSSD – druhá odmocnina průměrných čtvercových rozdílů po sobě následujících intervalů NN:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2} \quad (5)$$

- NN50 – počet po sobě následujících intervalů NN lišících se o 50 ms a více
- pNN50 – poměr získaný dělením NN50 celkovým počtem intervalů NN:

$$pNN50 = \frac{NN50}{N-1} \times 100 \% \quad (6)$$

Časové metody jsou výpočetně snadné, avšak nejsou schopny rozlišit sympatický a parasympatický vliv na variabilitu srdeční frekvence (Acharya et al. 2006).

#### • Geometrické metody

Řada intervalů NN může být posuzována také jako geometrický vzorec. Na základě jeho geometrických či grafických vlastností lze odvodit variabilitu srdeční frekvence. Například pomocí vyhodnocení Lorenzovy křivky intervalů NN (též zvaný jako Poincareho graf viz obrázek č. 3) nebo rozložení hustoty vzorku intervalů NN se stejnou časovou délkou (Camm et al. 1996). Poincareho graf je metoda převzatá z nelineární dynamiky (Acharya et al. 2006).

Geometrické metody jsou vhodné k posouzení krátkodobých změn variability srdeční frekvence a užívají tři obecné přístupy. Prvním je základní měření geometrického schématu (například šířka histogramu rozložení délek intervalů NN). Dále nalezení přibližné hodnoty funkce v intervalu pomocí matematicky definovaného tvaru (trojúhelník, exponenciální křivka) s použitím jeho parametrů. Poslední třetí přístup spočívá v zařazení geometrického tvaru do kategorií představujících různé třídy variability srdeční frekvence, například eliptické, lineární nebo trojúhelníkovité tvary Lorenzových grafů (Camm et al. 1996).

Nevýhodou geometrických metod je potřeba optimálního počtu intervalů NN pro vytvoření konstrukce geometrického vzoru. Záznamy by měly být tedy ideálně 24 hodinové, ty by zajistily správně provedení těchto metod (Camm et al. 1996). Hlavní výhodou je potom poměrná necitlivost k analytické kvalitě řad intervalů NN (Acharya et al. 2006).

### 3.4.2 Frekvenční metody

Srdeční frekvence a arteriální krevní tlak mohou být popsány nejen v časové oblasti, ale také v oblasti frekvenční jako součet elementárních oscilačních složek, které jsou definovány svou frekvencí a amplitudou (Malliani et al. 1991). Frekvenční (spektrální) analýza užívá k tomuto vyjádření výkonové spektrální hustoty (PSD – power spectral density), kterou lze vyjádřit rychlou Fourierovu transformací (Fast Fourier transform – FFT) nebo pomocí periodogramu (Acharya et al. 2006). Výkonová spektrální hustota poskytuje základní informace o výkonu. Výpočet PSD probíhá formou parametrických nebo neparametrických metod. Neparametrické metody používají jednoduché algoritmy (FFT ve většině případů) a jsou rychle zpracovávány. Parametrické mají snadné následné zpracování spektra automatickým výpočtem nízko a vysokofrekvenčních výkonových komponent. Tyto komponenty jsou uváděny v absolutních hodnotách výkonu ( $\text{ms}^2$ ). Vysoká frekvence (high frequency – HF) a nízká frekvence (low frequency – LF) mohou být také měřeny v normalizovaných jednotkách. Ty představují relativní hodnoty výkonové složky v poměru k celkovému výkonu, od něhož je odečtena velmi nízká frekvence (very low frequency – VLF) a zdůrazňují kontrolované a vyvážené chování obou větví autonomního nervového systému. Výkonové složky, které lze vyjádřit z krátkodobých (5 minut) a dlouhodobých (24 hodin) záznamů, jsou sepsány v tabulce 1 (Camm et al. 1996).

Tabulka č. 1- Proměnné ve frekvenční metodě (Camm et al. 1996)

PROMĚNNÁ	JEDNOTKY	POPIS	FREKVENČNÍ ROZSAH
<b>Z krátkodobých záznamů (5 minut)</b>			
celkový spektrální výkon	ms <sup>2</sup>	Odchylka NN intervalů v časovém segmentu	≤ 0,4 Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Velmi nízká frekvence	≤ 0,04 Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Nízká frekvence	0,04 – 0,15 Hz
LF norm	n.u.	Nízkofrekvenční výkon v normalizovaných jednotkách: $\frac{LF}{(\text{Celkový výkon} - VLF)} \times 100$	
HF	ms <sup>2</sup>	Vysoká frekvence	0,15 – 0,4 Hz
HF norm	n.u.	Vysokofrekvenční výkon v normalizovaných jednotkách: $\frac{HF}{\text{celkový výkon} - VLF} \times 100$	
LF/HF	ms <sup>2</sup>	Poměr LF a HF	
<b>Z dlouhodobých záznamů (24 hodin)</b>			
celkový spektrální výkon	ms <sup>2</sup>	Odchylka všech NN intervalů	≤ 0,4 Hz
ULF	ms <sup>2</sup>	Ultra nízká frekvence	≤ 0,003 Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Velmi nízká frekvence	0,003- 0,04 Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Nízká frekvence	0,04 – 0,15 Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Vysoká frekvence	0,15 – 0,4 Hz
		Sklon lineární interpolace spektra v log-log stupnici	≤ 0,04 Hz

HF a LF tvoří 5 % z dlouhodobých nahrávek, zbylých 95 % tvoří VLF a ULF (ultra low frequency -ultra nízká frekvence). HF představuje vagální aktivitu a LF sympatickou modulaci. Jejich poměr, tedy LF/HF, reprezentuje sympatho-vagální rovnováhu. (Malliani et al. 1991; Camm et al. 1996). Zvýšení vysoké frekvence je vyvoláno řízenou respirací, rotačními stimuly či studenou stimulací obličeje. Ke zvýšení nízké frekvence dochází ve stoji, při náklonu, mentálním stresu nebo mírném cvičení u zdravých jedinců (Malliani et al. 1991;

Kamath & Fallen 1993). Navíc LF vykazuje vyšší hodnoty během dne, zatímco HF v noci. Tyto hodnoty tedy lze považovat za reciproční s cirkadiánním rytmem (Malliani et al. 1991).

Při analýze krátkodobých záznamů je ve frekvenční oblasti více zkušeností a teoretických znalostí o fyziologické interpretaci oproti oblasti časové. Dále poskytuje snadněji výsledky v krátkodobých záznamech. Oproti tomu metody časové se jeví jako ideální pro analýzu dlouhodobých záznamů. Při 24 hodinových záznamech se mnoho proměnných časové a frekvenční domény prolíná kvůli matematickým a fyziologickým vztahům (Camm et al. 1996).

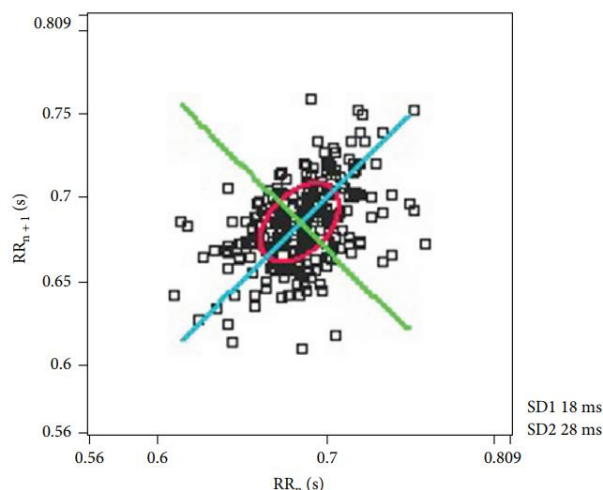
### 3.4.3 Nelineární metody

Variabilitu srdeční frekvence nelze popsat pouze lineárními metodami z důvodu komplexního řízení srdeční činnosti (Tarvainen et al. 2014). Mechanismy podílející se na kardiovaskulární regulaci navíc pravděpodobně nespolupracují lineárním způsobem (Huikuri et al. 2003).

Nelineární metody vykazují nové poznatky o abnormalitách chování srdeční frekvence v různých patologických stavech, čímž doplňují metody časové a frekvenční oblasti a poskytují prediktivní informace ve srovnání s těmito klasickými metodami (Huikuri et al. 2003). Mezi nelineární metody patří Poincareho graf, přibližná (aproximativní) entropie, vzorková entropie, korelační dimenze, rekurentní analýza a detrendovaná analýza fluktuace (Tarvainen et al. 2014).

- **Poincareho graf**

Poincareho graf (viz obrázek č. 3) popisuje vlastnosti výkyvů RR intervalu. Graf je analyzován pomocí výpočtu standardních odchylek vzdáleností R-R. Ty se označují jako SD1 a SD2. SD1 souvisí s krátkodobou variabilitou, SD2 naopak popisuje dlouhodobou variabilitu R-R intervalu (Tulppo et al. 1996). Poměr SD1 a SD2 potom popisuje vztah mezi těmito dvěma složkami (Acharya et al. 2006).



Obrázek č. 3 – Poincareho graf (Nayak et al. 2018)

Zelená přímka představuje SD1, modrá přímka SD2 a růžově je znázorněna elipsa.

- **Přibližná entropie**

Přibližná entropie (též aproximativní, ApEn) měří logaritmicke pravděpodobnost vyplývající z teorie, že průběhy vzorů, které jsou blízké, zůstávají v blízkosti dalších přírůstkových srovnání (Pincus 1991). Pro výpočet je potřeba stanovení parametrů  $N$ ,  $m$  a  $r$ . Proměnná  $N$  představuje délku časové řady,  $m$  délku porovnávaných sekvencí a  $r$  hodnotu tolerance. ApEn využívá pro výpočet průměrné logaritmicke pravděpodobnosti šablonu, jejíž pravděpodobnost je vypočítána nejdříve (Richman & Moorman 2000). Vzorec pro přibližnou entropii je (Kubios 2016):

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (7)$$

Čím větší je hodnota přibližné entropie, tím menší je předvídatelnost časových řad (Huikuri et al. 2003). Výhodami této metody je dostačující malé množství vzorků, odolnost vůči extrémním hodnotám, malá ovlivnitelnost šumem o hodnotě pod parametr  $r$  či možné použití i pro náhodné, deterministické a smíšené procesy, jelikož jsou hodnoty získány pro všechny případy (Pincus 2001).

- **Vzorková entropie**

Mezi přibližnou a vzorkovou entropií (zkratka SampEn, z anglického sample entropy) existují rozdíly. Nejhlavnější je, že vzorková entropie nevyužívá pro odhad podmíněných pravděpodobností šablonu, tudíž se získá měření pravděpodobností jako přirozený logaritmus podmíněné pravděpodobnosti. Navíc oproti přibližné entropii její statistiky poskytují lepší

hodnocení pravidelnosti časových řad (Richman & Moorman 2000). Další výhodou vzorkové entropie je potom vyšší nezávislost na délce dat. Metoda SampEn je používána pro kvantifikaci variability srdeční frekvence s účelem vyhodnocení srdečního rizika. Předpokladem je, že klesající entropie poukazuje na poruchu fyziologických mechanismů nebo patologické stavy. Výsledky ovšem ne vždy s touto hypotézou korelují (Goya-Esteban et al. 2008). Vzorková entropie je dána vzorcem:

$$SampEn(m, r, N) = \ln(C^m(r)/C^{m+1}(r)) \quad (8)$$

Kdy  $N$  opět představuje délku dat,  $r$  je hodnota tolerance a  $m$  se rovná délce porovnávaných sekvencí (Kubios 2016).

- **Korelační dimenze**

Korelační dimenze označuje počet nezávislých proměnných nezbytných k popisu dynamického systému a lze ji vyjádřit jako:

$$D_2 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log r} \quad (9)$$

Kde  $C(r)$  je korelační součet, který představuje pravděpodobnost výskytu dvou bodů množiny v poli (Nayak et al. 2018). Algoritmus pro výpočet korelační dimenze vychází z předpokladu, že pravděpodobnost výskytu dvou bodů v poli o velikosti  $r$  je přibližně stejná jako pravděpodobnost, že dva body soustavy jsou umístěny ve vzdálenosti  $\rho \leq r$  (Grassberger & Procaccia 1983).

- **Rekurentní analýza**

Rekurentní kvantifikační analýza poskytuje kvantifikaci důležitých aspektů uvedených grafem a je užitečná pro pochopení nestacionárních časových řad (Zbilut et al. 2001). Dochází k vytváření proměnných jako je například: poměr opakujících se bodů tvořících diagonály mající délku  $\geq l_{\min}$  s minimálně dvěma sousedními body k celkovému počtu opakujících se bodů je označováno jako DET (determinismus). Prahová hodnota  $l_{\min}$  zde slouží k vyloučení diagonálních čar vznikajících tečným pohybem trajektorie fázového prostoru. Vzorec pro DET je následovný:

$$DET = \frac{\sum_{l=l_{\min}}^N lP(l)}{\sum_{l=1}^N lP(l)} \quad (10)$$

Kde  $P(l)$  představuje histogram diagonálních řad délky  $l$  (Zbilut et al. 2001, Nayak et al. 2018). Dále Shannonova (informační) entropie pravděpodobnosti indikující složitost rekurentního grafu vzhledem k diagonálním řadám (ENTR):

$$ENTR = - \sum_{l=l_{min}}^N p(l) \ln(p(l)) \quad (11)$$

$p(l)$  je zde pravděpodobnost nalezení diagonální řady o délce  $l$  (Nayak et al. 2018). Určit lze také divergenci (DIV):

$$DIV = \frac{1}{L_{max}} = \frac{1}{\max(\{l_i\}_{i=1}^{N_l})} \quad (12)$$

$L_{max}$  představuje délku nejdelší diagonální řady. Když je divergence větší, diagonální řady jsou kratší a trajektorie se rychleji rozbíhá. Další proměnnou je Ratio definované jako poměr determinismu a míry opakování (Chai & Lim 2016, Nayak et al. 2018):

$$RATIO = N^2 \frac{\sum_{l=l_{min}}^N lP(l)}{(\sum_{l=1}^N lP(l))^2} \quad (13)$$

zde je  $P(l)$  rovno počtu diagonálních řad délky  $l$ .

Dále lze získat proměnné jako laminaritu (LAM) – poměr počtu opakujících se bodů tvořících svislé čáry k celkovému počtu opakujících se bodů v rekurentním grafu (Ye et al. 2015, Nayak et al. 2018):

$$LAM = \frac{\sum_{v=v_{min}}^N vP(v)}{\sum_{v=1}^N vP(v)} \quad (14)$$

$P(v)$  je počtem svislých čar déky  $v$ .

Doba zachycení (traping time – TT), která udává průměrnou dobu, po kterou bude systém ve specifickém stavu. K výpočtu je nutné zohlednění minimální délky  $v_{min}$  (Nayak et al. 2018):

$$TT = \frac{\sum_{v=v_{min}}^N vP(v)}{\sum_{v=v_{min}}^N P(v)} \quad (15)$$

Kde  $v_{min}$  je předefinovaná minimální délka vertikální délky.

V poslední řadě to může být maximální délka svislých čar ( $V_{max}$ ) definovaná jako (Nayak et al. 2018):

$$V_{max} = \max(\{v_l\}_{l=1}^{N_v}) \quad (16)$$

$N_v$  představuje absolutní počet svislých čar.



- **Detrendovaná analýza fluktuace (DFA)**

Tato metoda byla vyvinuta pro detekci variability v sekvencích událostí, což může dále vést k informacím o dlouhodobých variacích v souboru dat (Nayak et al. 2018). Časové řady interbeatového intervalu o celkové délce  $N$  jsou nejdříve integrovány. Takto upravená časová řada je poté rozdělena do segmentů o stejné délce  $n$ . Pro každý segment je vypočten trend pomocí metody nejmenších čtverců. Střední kvadratická fluktuace (kolísání) se potom vypočítá jako:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2} \quad (17)$$

Kdy  $y(k)$  je souřadnice přímých úseček  $y$ . Proměnná  $y_n(k)$  vyjadřuje lokální trend, jehož odečtením dochází k integraci časových řad. Výpočet střední kvadratické fluktuace se opakuje ve všech časových měřících, což poskytuje vztah mezi  $F(n)$ , průměrem fluktuace jako funkce velikosti segmentu a velikostí segmentu  $n$  (počet úderů v segmentu, což značí velikost pozorovaného úseku). Obvykle platí, že při zvýšení velikosti segmentu  $n$  se zvýší  $F(n)$  (Peng et al. 1995).

### 3.5 Zhodnocení získaných poznatků pro možnosti objektivizace

Na základě výsledků studií zkoumajících vliv stresu na srdeční frekvenci lze říci, že stres způsobuje změny v srdeční frekvenci nejen u lidí, ale i u psů. K tomuto tvrzení dochází na základě podrobení psů určitým stresovým situacím. Otázkou je, zda může být pro psa vnímána jako stresující i terapeutická praxe. I tato problematika je předmětem několika studií, (Yamamoto et al. 2012, Palestrini et al. 2017, Pirrone et al. 2017) kdy pes podstoupil měření srdeční frekvence před, po nebo během terapeutického sezení s pacienty. Všechny dosažené výsledky poukazují na to, že AAT nezpůsobuje psovi stres.

Problémem je ovšem absence objektivní metody hodnotící zatížení psů v terapii. Každá studie používá nejen rozdílný způsob, ale také rozdílný čas měření. K monitoringu srdeční frekvence byl uplatněn Polar (Palestrini et al. 2017), veterinární Doppler – ultrazvuk (Yamamoto et al. 2012) či dokonce pouze palpáce (Pirrone et al. 2017). Metody měření Polarem s sebou přinášejí nevýhodu v možné absenci signálu či jeho neúplnosti, na tomto základě nelze data dále zpracovávat. Palpáce zase může zahrnovat chybu lidského faktoru a je

proto z mého pohledu nevhodná pro jakékoliv měření v rámci studie. Vhodným měřičem by byl zdravotní monitor Voyce, který je nejen odolnější proti ztrátě dat oproti Polaru, ale jeho výhodou je také umístění na obojku, které psovi poskytuje více pohodlí. Dalším pozitivem je i dálkový přenos dat do počítače či mobilního zařízení (Landis-Hanna et al. 2016).

Některé studie měří srdeční frekvenci před a po terapii a to buď ihned (Pirrone et al. 2017), nebo znovu dodatečně po 24 hodinách (Yamamoto et al. 2012), jiné během sezení (Palestrini et al. 2017). Srdeční frekvence může být ovšem během sezení či těsně po něm ovlivňována a to nejen potenciálním stresem, kterým se můžeme v rámci studie zabývat, ale i aktivitou psa s pacientem či kladnými emocemi (Yamamoto et al. 2012). Výsledky zde mohou vykazovat i mírné zvýšení srdeční frekvence a míra stresu je potom vyhodnocována spíše pomocí jiných ukazatelů. Za nejvhodnější pokládám měření před terapií a po delším časovém úseku po terapii, kdy je pes v klidu. K určení míry stresu na základě průměrných hodnot je též vhodné přistupovat s určitou opatrností.

Jako další nedostatek považuji zatím nedostatečné množství studií věnujících se této tématice a dále malý vzorek zkoumaných jedinců převážně jednoho plemene. Vzhledem k teprve počínající expanzi zmíněného oboru je ovšem tento nedostatek pochopitelný.

## 4 Závěr

Hlavním cílem práce bylo na základě aktuálních poznatků v humánní a veterinární medicíně zjistit možnosti využití analýzy srdeční frekvence v rehabilitaci člověka s využitím psa. Jedním z dílčích cílů bylo shrnout aktuální poznatky o využití analýzy srdeční frekvence v humánní a veterinární medicíně. Řada studií zde zmíněných využívala měření srdeční frekvence jako jedno z hlavních kritérií pro zjištění výsledků vlivu terapie na pacienty. Většina monitorování probíhala před terapií a po terapii, případně během. Ačkoliv výsledky poukazovaly na kladný vliv a to i díky jiným aspektům, byla změna v srdeční frekvenci či v její variabilitě méně patrná. Tyto výsledky mohly být způsobeny nedostatečně kvalitní metodikou měření. Sledovaná srdeční frekvence během terapie totiž odrážela i spoustu dalších vlivů jako je například mluvení, aktivitu se psem či pouhou radost ze setkání. Všechny tyto vlivy způsobovaly zvýšení srdeční frekvence a výsledky se potom jevily jako méně patrné či dokonce vyšší než na počátku měření. U monitoringu srdeční frekvence psů za účelem zjištění vlivu rehabilitace člověka na stresové zatížení psa vykazovaly studie uspokojivé výsledky, ačkoliv stejně jako u člověka, poukazovaly na vyšší hodnoty srdeční frekvence na začátku terapie. Nedostatkem studií zde zmíněných byl malý vzorek pacientů či psů, na kterých byl výzkum prováděn.

Dalším dílčím cílem bylo vytvořit přehled metod detekce a analýzy srdeční frekvence člověka a psa. Metody detekce popsané v práci sestávají z klasických metod až po nově vyvinuté bezkontaktní metody usnadňující v budoucnu měření srdeční frekvence a to nejen u psa. Tyto metody monitoringu postrádají složitou aplikaci i omezení v pohybu, takže snímání může probíhat za jakékoli situace. Analýza srdeční frekvence sestávala z matematických metod, díky nimž lze spolehlivě určit variabilitu srdeční frekvence, a jsou využívány řadou studií.

Posledním dílčím cílem bylo zhodnotit možnosti objektivizace vlivu rehabilitace s využitím psa na stresové zatížení psů při výkonu terapeutické praxe. Pro informace získané v průběhu práce docházím k závěru, že vliv nelze prozatím objektivizovat. Na základě zmíněných studií navrhuji ucelit metody a čas měření. V rámci dlouhodobého pozorování psa při vykonávání jeho terapeutické praxe potom data týkající se variability porovnávat a na základě případně vzniklých změn určit míru stresového zatížení. Všechny tyto navržené přístupy mohou být později předmětem diplomové práce.

## 5 Použitá literatura

- Acharya UR, Joseph KP, Kannathan N, Lim CM, Suri JS. 2006. Heart rate variability: a review. *Medical & biological engineering & computing* **44**:1031-1051.
- Adib F, Mao HZ, Kabelac Z, Katabi D, Miller RC. 2015. Smart Homes that Monitor Breathing and Heart Rate. *CHI2015: Proceedings of the 33rd Annual CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* 837-846.
- Ainsworth MDS, Bell SM. 1970. Attachment, exploration, and separation: illustrated by the behaviour of one-year-olds in a strange situation. *Child Development* **41**:49-67.
- Allen K, Blascovich J, Mendes WB. 2002. Cardiovascular reactivity and the presence of pets, friends, and spouses: The truth about cats and dogs. *Psychosomatic Medicine* **64**:727-739.
- Beerda B, Schilder MBH, vanHooff JARAM, deVries HW. 1997. Manifestations of chronic and acute stress in dogs. *Applied Animal Behaviour Science* **52**:307-319.
- Braun C, Stangler T, Narveson J, Pettingell S. 2009. Animal-assisted therapy as a pain relief intervention for children. *Complementary Therapies in Clinical Practice* **15**:105-109.
- Brugnera A, Zarbo C, Adorni R, Tasca G A, Rabboni M, Bondi E, Compare A, Sakatani K. 2017. Cortical and cardiovascular responses to acute stressors and their relations with psychological distress. *International Journal of Psychophysiology* **114**:38-46.
- Brugnera A, Zarbo C, Tarvainen MP, Marchettini P, Adorni R, Compare A. 2018. Heart rate variability during acute psychosocial stress: A randomized crossover trial of verbal and non-verbal laboratory stressors. *International Journal of Psychophysiology* **127**:17-25.
- Calcaterra V, Veggiotti P, Palestrini C, De Giorgis V, Raschetti R, Tumminelli M, Mencherini S, Papotti F, Klersy C, Albertini R, Ostuni S, Pelizzo G. 2015. Post-Operative Benefits of Animal-Assisted Therapy in Pediatric Surgery: A Randomised Study. *Plos one* **10**.
- Cole KM, Gawlinski A, Steers N, Kotlerman J. 2007. Animal-Assisted Therapy in Patients Hospitalized With Heart Failure. *American Journal of Critical Care* **16**:575-585.
- Cordero A, Alegria E. 2006. Sex differences and cardiovascular risk. *Heart* **92**.

- Craig L, Meyers-Manor JE, Anders K, Sütterlin S, Miller H. 2017. The relationship between heart rate variability and canine aggression. *Applied Animal Behaviour Science* **188**:59-67.
- Cruz Aleixo AS, Alfonso A, Oba E, Ferreira de Souza F, Salgueiro Cruz RK, Fillippi MG, Chiacchio SB, Tsunemi M, Gomes Lourenco ML. 2017. Scaling Relationships Among Heart Rate, Electrocardiography Parameters, and Body Weight. *Topics in Companion Animal Medicine* **32**:66-71.
- Čihák R, Grim M, Druga R. 2004. *Anatomie 3, druhé, upravené a doplněné vydání*. Grada, Praha.
- Essner A, Sjöström R, Ahlgren E, Lindmark B. 2013. Validity and reliability of Polar® RS800CX heart rate monitor, measuring heart rate in dogs during standing position and at trot on a treadmill. *Physiology and Behavior* **114-115**:1-5.
- Essner A, Sjöström R, Ahlgren E, Gustås P, Edge-Hughes L, Zetterberg L, Hellström K. 2015. Comparison of Polar® RS800CX heart rate monitor and electrocardiogram for measuring inter-beat intervals in healthy dogs. *Physiology and Behavior* **138**:247-253.
- Fuentes LV, Johnson L, Dennis S. 2010. *BSAVA manual of canine and feline cardiorespiratory medicine, second edition*. British Small Animal Veterinary Association.
- Giles D, Draper N, Neil W. 2016. Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *European Journal of Applied Physiology* **116**:563-571.
- Goya-Esteban R, Marques de Sa JP, Rojo-Alvarez JL, Barquero-Perez O. 2008. Characterization of Heart Rate Variability Loss with Aging and Heart Failure Using Sample Entropy. *Computers in Cardiology* **35**:41-44.
- Grassberger P, Procaccia I. 1983. Measuring the Strangeness of Strange Attractors. *Physica D* **9**:189-208.
- Grossman P, Karemaker J, Wieling W. 1991. Prediction of tonic parasympathetic cardiac control using respiratory sinus arrhythmia: the need for respiratory control. *Psychophysiology* **28**:201-216.
- Handlin L, Nilsson A, Lidfors L, Petersson M, Uvnas-Moberg K. 2018. The Effects of a Therapy Dog on the Blood Pressure and Heart Rate of Older Residents in a Nursing Home. *Athrozoos* **31**:567-576.

- Hayano J, Yasuma F. 2003. Hypothesis: respiratory sinus arrhythmia is an intrinsic resting function of cardiopulmonary system. *Cardiovascular Research* **58**:1-9.
- Henry CL, Crowley SL. 2015. The Psychological and Physiological Effects of Using a Therapy Dog in Mindfulness Training. *Anthrozoos* **28**:385-401.
- Hernando D, Garatachea N, Casajus JA, Bailon R. 2017. Comparison of Heart Rate Variability Assessment During Exercise from Polar RS800 and ECG. *Computing in Cardiology* **44**.
- Hernando D, Garatachea N, Almeida R, Casajus JA, Bailon R. 2018. Validation of Heart Rate Monitor Polar RS800 For Heart Rate Variability Analysis During Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* **32**:716-725.
- Huikuri HV, Makikallio TH, Perkiomaki J. 2003. Measurement of Heart Rate Variability by Methods Based on Nonlinear Dynamics. *Journal of Electrocardiology* **36**:95-99.
- Chai SH, Lim JS. 2016. Forecasting business cycle with chaotic time series based on neural network with weighted fuzzy membership functions. *Chaos Solitons and Fractals* **90**:118-126.
- Cho HS, Park YJ, Lyu HK, Cho JH. 2017. Novel Heart Rate Detection Method Using UWB Impulse Radar. *Journal of Signal Processing systems for Signal Image and Video Technology* **87**:229-239.
- Jarczok MN, Kleber ME, Koenig J, Loerbroks A, Herr RM, Hoffmann K, Fischer JE, Benyamini Y, Thayer JF. 2015. Investigating the Associations of Self-Rated Health: Heart Rate Variability Is More Strongly Associated than Inflammatory and Other Frequently Used Biomarkers in a Cross Sectional Occupational Sample. *Plos one* **10**.
- Jonckheer-Sheehy VSM, Vinke CM, Ortolani A. 2012. Validation of a Polar human heart rate monitor for measuring heart rate and heart rate variability in adult dogs under stationary conditions. *Journal of Veterinary Behavior* **7**:205-212.
- Kamath MV, Fallen EL. 1993. Power spectral analysis of heart rate variability, a noninvasive signature of cardiac autonomic function. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* **21**:245-311.
- Khan MG. 2005. EKG a jeho hodnocení. Grada, Praha.

- Koenig J, Jarczok MN, Warth M, Ellis RJ, Bach C, Hillecke TK, Thayer JF. 2014. Body Mass Index is related to autonomic nervous system activity as measured by heart rate variability-a replication using short term measurements. *The Journal of Nutrition, Health and Aging* **18**:300-302.
- Koenig J, Thayer JF. 2016. Sex differences in healthy human heart rate variability: A meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* **64**:288-310.
- Kohno R, Haruhiko A, Benditt DG. 2017. Ambulatory electrocardiogram monitoring devices for evaluating transient loss of consciousness or other related symptoms. *Journal of Arrhythmia* **33**:583-589.
- Koval P, Ogrinz B, Kuppens P, Van den Bergh O, Tuerlinckx F, Sutterlin S. 2013. Affective Instability in Daily Life Is Predicted by Resting Heart Rate Variability. *Plos one* **8**.
- Krause-Parello CA, Friedmann E. 2014. The Effects of an Animal-Assisted Intervention on Salivary Alpha-Amylase, Salivary Immunoglobulin A, and Heart Rate during Forensic Interviews in Child Sexual Abuse Cases. *Anthrozoos* **27**:581-590.
- Krause-Parello CA, Kolassa J. 2016. Pet Therapy: Enhancing Social and Cardiovascular Wellness in Community Dwelling Older Adults. *Journal of Community Health Nursing* **33**:1-10.
- Kuhne F, Hößler JC, Struwe R. 2014. Emotions in dogs being petted by a familiar or unfamiliar person: Validating behavioural indicators of emotional states using heart rate variability. *Applied Animal Behaviour Science* **161**:113-120.
- Lamb AP, Meurs KM, Hamlin RL. 2010. Correlation of heart rate to body weight in apparently normal dogs. *Journal of Veterinary Cardiology* **12**:107-110.
- Landis-Hanna A, Wakshlag J, Krauss M, Tupin P, Goldfain A. 2016. An Investigation of Ultra-Wideband Radar Technology to Evaluate Canine Heart Rate and Respiratory Rate. *Journal of Veterinary Internal Medicine, ACVIM Forum Research Report Program* **30**:1524.
- Lee Y, Park JY, Choi YW, Park HK, Cho SH, Cho SH, Lim YH. 2018. A Novel Non-contact Heart Rate Monitor Using Impulse-Radio Ultra-Wideband (IR-UWB) Radar Technology. *Scientific Reports* **8**:1-10.
- Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. 1991. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* **84**:482-492.

- Marcelli E, Capucci A, Minardi G, Cercenelli L. 2017. Multi-Sense CardioPatch: A Wearable Patch for Remote Monitoring of Electro-Mechanical Cardiac Activity. *ASAIO Journal* **63**:73-79.
- Movius HL, Allen JJB. 2005. Cardiac Vagal Tone, defensiveness, and motivational style. *Biological Psychology* **68**:147-162.
- Nagengast SL, Baun MM, Megel M, Leibowitz M. 1997. The Effects of the Presence of a Companion Animal on Physiological Arousal and Behavioral Distress in Children During a Physical Examination. *Journal of Pediatric Nursing* **12**:323-330.
- Nayak SK, Bit A, Dey A, Mohapatra B, Pal K. 2018. A Review on the Nonlinear Dynamical System Analysis of Electrocardiogram Signal. *Journal of Healthcare Engineering*.
- Palatini P. 2001. Heart rate as a cardiovascular risk factor: do women differ from men? *Annals of Medicine* **33**:213-221.
- Palestrini C, Prato-Previde E, 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**:75-88.
- Palestrini C, Calcaterra V, Cannas S, Talamonti Z, Pappoti F, Buttram D, Pellizo G. 2017. Stress level evaluation in a dog during animal-assisted therapy in pediatric surgery. *Journal of Veterinary Behavior* **17**:44-49.
- Peng CK, Havlin S, Stanley HE, Goldberger AL. 1995. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos* **5**:82-87.
- Petrie JP. 2005. Practical Application of Holter Monitoring in Dogs and Cats. *Clinical Techniques in Small Animal Practice* **20**:173-181.
- Pincus SM. 1991. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* **88**:2297-2301.
- Pincus SM. 2001. Assessing serial irregularity and its implications for health. *Annals New York Academy of Science* **954**:245-267.
- Pirrone F, Ripamonti A, Garoni EC, Stradiotti S, Albertini M. 2017. Measuring social synchrony and stress in the handler-dog dyad during animal-assisted activities: A pilot study. *Journal of Veterinary Behavior-Clinical Applications and Research* **21**:45-52.



- Pop D, Pop-vancia V, Constantinescu R, Miresan V, Rusu AS, Papuc I. 2014. Physiological Effects of Human-Animal Positive Interaction in Dogs - Review of the Literature. *Bulletin of the University of Agricultural Sciences* **71**:102-110.
- Porges SW. 1995. Orienting in a defensive world: Mammalian modifications of our evolutionary heritage. A polyvagal theory. *Psychophysiology* **32**:301-318.
- Pumprla J, Howorka K, Groves D, Chester M, Nolan J. 2002. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of cardiology* **84**:1-14.
- Reece WO. 2011. *Fyziologie a funkční anatomie domácích zvířat, 2., rozšířené vydání*. Grada, Praha.
- Richman JS, Moorman JR. 2000. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* **278**:2039-2049.
- Sacha J. 2014. Interaction between heart rate and heart rate variability. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* **19**:207-216.
- Scheer P, Svoboda P, Sepsi M, Janedova K, Doubek J. 2010. The Electrocardiographic Holter Monitoring in Experimental Veterinary Practice. *Physiological Research* **59**:S59-S64.
- Silva NB, Osorio FL. 2018. Impact of an animal-assisted therapy programme on physiological and psychosocial variables of paediatric oncology patients. *Plos one* **13**.
- Silbernagl S, Despopoulos A. 2004. *Atlas fyziologie člověka: 6. vydání, zcela přepracované a rozšířené*. Grada, Praha.
- Singh R, Murphy JJ. 2018. Electrocardiogram and arrhythmias. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine* **19**:322-325.
- Stein PK, Kleiger RE, Rottman JN. 1997. Differing effects of age on heart rate variability in men and women. *The American Journal of Cardiology* **80**:302-305.
- Steinhubl SR, Feye D, Levine AC, Conkright C, Wegerich SW, Conkright G. 2016. Validation of a portable, deployable system for continuous vital sign monitoring using a multiparametric wearable sensor and personalised analytics in an Ebola treatment centre. *BMJ Global Health* **1**.

- Tarvainen MP, Niskanen JP, Lipponen JA, Ranta-aho PO, Karjalainen PA. 2014. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **113**:210-220.
- Thayer JF, Lane RD. 2007. The role of vagal function in the risk for cardiovascular disease and mortality. *Biological Psychology* **74**:224-242.
- Thayer JF, Lane RD. 2009. Claude Bernard and the heart–brain connection: Further elaboration of a model of neurovisceral integration. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* **33**:81-88.
- Thayer JF, Yamamoto SS, Brosschot JF. 2010. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *International Journal of Cardiology* **141**:122-131.
- Tsai C-C, Friedmann E, Thomas SA. 2010. The Effect of Animal-Assisted Therapy on Stress Responses in Hospitalized Children. *Anthrozoos* **23**:245-258.
- Tulppo MP, Makikallio TH, Takala TES, Seppanen T, Huikuri HV. 1996. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* **271**:244-252
- von Borell E, Langbein J, Despres G, Hansen S, Leterrier C, Marchant-Forde J, Marchant-Forde R, Minero M, Mohr E, Prunier A, Valance D, Veissier I. 2007. Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing stress and welfare in farm animals - A review **92**:293-316.
- Wallen MB, Hasson D, Theorell T, Canlon B, Osika W. 2012. Possibilities and limitations of the polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. *European Journal of Applied Physiology* **112**:1153-1165.
- Weenk M, van Goor H, Frietman B, Engelen LJLPG, van Laarhoven CJHM, Smit J, Bredie SJH, van de Belt TH. 2017. Continuous Monitoring of Vital Signs Using Wearable Devices on the General Ward: Pilot Study. *JMIR mHealth and uHealth* **5**.
- Whitaker RH. 2018. Anatomy of the heart. *Medicine* **46**:423-426.
- Winter RL, Bates RM. 2018. Retrospective evaluation of notched QRS complexes in dogs: 85 cases. *Journal of Veterinary Cardiology* **20**:13-19.
- Yamamoto KCM, Silva EYT, Costa KN, Souza MS, Silva MLM, Albuquerque VB, Pinheiro DM, Bernabe DG, Oliva VNLS. 2012. Physiological and behavioral assessment in

dogs used in Animal-Assisted Therapy (AAT). *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinaria e Zootecnia* **64**:568-576.

Ye H, Deyle ER, Gilarranz LJ, Sugihara G. 2015. Distinguishing time-delayed causal interactions using convergent cross mapping. *Scientific Reports* **5**.

Zbilut JP, Thomasson N, Webber CL. 2002. Recurrence quantification analysis as a tool for nonlinear exploration of nonstationary cardiac signals. *Medical Engineering and Physics* **24**:53-60.

Zhang GQ, McCombie SA, Greenstein R, McCombie DB. 2014. Assessing the Challenges of a Pulse Wave Velocity Based Blood Pressure Measurement in Surgical Patients. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 574-577.

#### **Internetové zdroje:**

Forum Media Group. 2015. Veterinary Practice News. Available from <https://www.veterinarypracticenews.com/voyce-dog-monitor-available-for-purchase/> (accessed February 2019).

Kubios. 2016. Kubios. Available from <https://www.kubios.com/about-hrv/> (accessed March 2019).

Clinical Skills education, LLC. 2009. EKG Academy. Available from <https://ekg.academy/cardiac-rhythm-analysis> (accessed December 2018).

## **6 Seznam obrázků a tabulek**

Obrázek č. 1 – EKG křivka .....	17
Obrázek č. 2 – Monitor Voyce a ukázka přenosu dat.....	23
Obrázek č. 3 – Poincareho graf.....	32
Tabulka č. 1 – Proměnné ve frekvenční metodě.....	30