

Nositelné systémy pro monitorování vitálních funkcí u zvířat na bázi virtuální bioinstrumentace

A Wearable System for the Monitoring of Vital Functions of the Animals
Based on Virtual Bio-Instruments

Marie Kazlepková

Bakalářská práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Radek Martinek, Ph.D.

Ostrava, 2022

Zadání bakalářské práce

Student:

Marie Kazlepková

Studijní program:

B0714A060016 Biomedicínská technika

Téma:

Nositelné systémy pro monitorování vitálních funkcí u zvířat na bázi
virtuální bioinstrumentace

**A Wearable System for the Monitoring of Vital Functions of the
Animals Based on Virtual Bio-Instruments**

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se zaměřuje na problematiku nositelných systémů pro dlouhodobé monitorování vitálních funkcí u zvířat (např. stanovení variability srdeční frekvence (HRV), respirační aktivity, teploty apod.). Analýza HRV nabývá na důležitosti při např. hodnocení trénování koní, ale i při chovu dojného skotu. Práce se primárně zaměřuje na přežvýkavce (krávy, kozy, ovce apod.), neboť bude řešena ve spolupráci s klinikou chorob přežvýkavců a prasat v rámci Veterinární a farmaceutické univerzity Brno. Práce se věnuje klasifikaci a popisu vybraných metod dlouhodobého monitorování vitálních funkcí u zvířat s využitím nositelných systémů (EKG, PKG, teplota apod.). Teoretická část bakalářské práce se věnuje popisu problematiky monitorace různých životních funkcí a parametrů popisujících zdravotní stav zvířete (srdeční frekvence, dechová frekvence, teplota apod.) a možnostem jejich využití pro diagnostiku onemocnění. Dále se věnuje popisu dostupných HW a SW nástrojů pro měření, zpracování a možnostem bezdrátového přenosu a uchování měřených dat. Výstupem bakalářské práce bude virtuální přístroj pro zobrazení a analýzu základních vitálních funkcí sledovaného zvířete, který bude monitorovaný HW z dostupných komponentů na bázi virtuální bioinstrumentace. Ověření funkčnosti bude provedeno ve spolupráci s veterinární praxí.

Postup řešení

1. Literární rešerše současného stavu problematiky dlouhodobého monitorování vitálních funkcí u zvířat pomocí nositelných systémů pro stanovení variability srdeční frekvence (HRV), respirační aktivity, teploty, saturace krve, krevního tlaku apod. Klasifikace a rozbor současných metod pro měření a vizualizaci. Detailní popis analýzy HRV a diskuse významu pro veterinární praxi. Klasifikace metod zpracování EKG zvířat pro redukci základních rušení (např. pohybové artefakty; kolísání nulové izolinie apod.).
2. Hlubková rešerše obsahující detailní rozbor problematiky nositelných systémů pro monitorování vitálních funkcí u zvířat. Klasifikaci metod a dostupných softwarových a hardwarových nástrojů pro monitoraci různých životních funkcí a parametrů popisujících zdravotní stav zvířete (srdeční frekvence, dechová frekvence, teplota apod.). Popis možnosti jejich bezdrátového přenosu, uchování a vyhodnocení.
3. Rozbor vybraných metod pro odstranění rušení bio signálů u zvířat (např. metody ICA a PCA pro vícekanálové EKG, odstranění pohybových artefaktů pomocí adaptivního systému, kde je jako referenční vstup využit akcelerometr pro měření pohybových artefaktů; využití vlnkové transformace apod.).
4. Návrh SW a HW řešení pro testování na zvířatech z dostupných komponentů. Vyhodnocení efektivity navrženého řešení.
5. Diskuse dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] Guidi, A., Lanata, A., Baragli, P., Valenza, G., & Scilingo, E. P. (2016). A wearable system for the evaluation of the human-horse interaction: A preliminary study. *Electronics*, 5(4), 63.
- [2] Althobaiti, T., Katsigiannis, S., West, D., Bronte-Stewart, M., & Ramzan, N. (2018, April). Affect detection for human-horse interaction. In 2018 21st Saudi Computer Society National Computer Conference (NCC) (pp. 1-6). IEEE.
- [3] Lanata, A., Guidi, A., Baragli, P., Valenza, G., & Scilingo, E. P. (2015). A novel algorithm for movement artifact removal in ecg signals acquired from wearable systems applied to horses. *PloS one*, 10(10), e0140783.
- [4] Felici, M., Nardelli, M., Lanatà, A., Sgorbini, M., Pasquale Scilingo, E., & Baragli, P. (2020). Smart textiles biotechnology for electrocardiogram monitoring in horses during exercise on treadmill: validation tests. *Equine Veterinary Journal*.
- [5] Vezzosi, T., Vitale, V., Sgorbini, M., Tognetti, R., & Bonelli, F. (2019). Two Methods for 24-hour Holter Monitoring in Horses: Evaluation of Recording Performance at Rest and During Exercise. *Journal of equine veterinary science*, 79, 127-130.
- [6] Rashkovska, A., Depolli, M., Tomašić, I., Avbelj, V., & Trobec, R. (2020). Medical-grade ECG sensor for long-term monitoring. *Sensors*, 20(6), 1695.
- [7] Antink, C. H., Pirhonen, M., Väättäjä, H., Somppi, S., Törnqvist, H., Cardó, A. V., ... & Vehkaoja, A. (2019). Sensor fusion for unobtrusive respiratory rate estimation in dogs. *IEEE Sensors Journal*, 19(16), 7
- Qiao, K., Nickerson, A., MacDonald, S., & Ghafar-Zadeh, E. A Non-Invasive Wireless Respiratory Monitoring System for Animals' Behavioural Studies. In 2020 IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE) (pp. 1-4). IEEE.072-7081.
- [8] Nagl, L., Schmitz, R., Warren, S., Hildreth, T. S., Erickson, H., & Andresen, D. (2003, September). Wearable sensor system for wireless state-of-health determination in cattle. In Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439) (Vol. 4, pp. 3012-3015). IEEE.
- [9] Haladjian, J., Haug, J., Nüske, S., & Bruegge, B. (2018). A wearable sensor system for lameness detection in dairy cattle. *Multimodal Technologies and Interaction*, 2(2), 27.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **prof. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Konzultant bakalářské práce: Ing. Radana Kahánková, Ph.D.

MVDr. Ivana Šimková

Datum zadání: 01.09.2021

Datum odevzdání: 30.04.2022

prof. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Ing. Jan Platoš, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi nositelných systémů pro monitorování vitálních funkcí u zvířat na bázi virtuální bioinstrumentace. Teoretická část pojednává o současném stavu problematiky nositelných zařízení a metod monitorování, jež jsou využívány u zvířat. V rámci praktické části práce byl navržen měřicí systém sestávající se z jednobáňového EKG zařízení, monitorující elektrickou aktivitu srdce, mikrofonů pro BKG snímající mechanické pohyby srdce, za cílem dlouhodobého monitorování koní v klidu i zátěži. Vzhledem k tomu, že monitorování koní či zvířat obecně je velmi náchylné k pohybovým artefaktům z důvodu neklidu, nespolupráce zvířete či ze samotného zátěžového měření, bylo zapotřebí experimentálně posoudit vhodnost použití BKG senzoru. Experimentem byla potvrzena teze, že BKG se nejeví jako vhodná metoda pro použití u zvířat, zejména pak při monitorování srdeční funkce zvířat v pohybu. Oproti tomu elektrokardiografie poskytuje poměrně robustní měřicí metodu a v kombinaci s vhodným předzpracováním a detekčním algoritmem významných vrcholů v morfologii signálu je schopno poskytnout relevantní informaci o HR zvířete v zátěži.

Klíčová slova

Elektrokardiografie (EKG) zvířat, balistrokardiografie (BKG), virtuální bioinstrumentace, LabVIEW, zátěžové monitorování koní, tepová frekvence (HR), hospodářská zvířata, welfare zvířat, stres, zdraví zvířat.

Abstract

This bachelors thesis is about different options for wearable systems which are used for monitoring vital signs of animals on the basis of virtual bioinstrumentation. The theoretical part is based on the current state of wearable systems and different methods of monitoring that are applied when it comes to animal examination. Practical part is centered around designing a measuring system which consists of single-channel ECG which monitors the electric activity of the heart. Secondly it consists of microphones for BCG that are used to scan the mechanical movement of the heart. This system is designed for long term monitoring of horses when they are stationary and also when they are in motion. Given that monitoring animals or horses is generally very prone to motion artefacts because of the animal not cooperating or because of the load measurement itself. I had to experimentally verify the suitability of BCG sensor. The experiment confirmed the theory that it is not suitable for use in animal monitoring especially when the animal is in motion. In contrast the ECG gives us a quite robust measuring method and when we use suitable preprocessing and a detection algorithm which monitors significant peaks in signal morphology. It is able to provide relevant information about the HR of the animal under effort.

Key words

Animal Electrocardiography (ECG), Ballistocardiography (BCG), Virtual Bioinstrumentation, LabVIEW, Stress Monitoring of Horses, Heart Rate (HR), Farm Animals, Animal Welfare, Stress, Animal Health.

Poděkování

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu práce panu prof. Ing. Radku Martinkovi, PhD. za přínosné rady a připomínky k mé bakalářské práci, stejně jako paní Ing. Radaně Kahánkové, PhD. za veškeré konzultace, rady a vstřícnost. Dále děkuji všem, zejména pak doktorandům naší katedry, kteří se podíleli na realizaci mého měření na Veterinární univerzitě v Brně. Děkuji také za podporu své rodině a přátelům.

Obsah

Seznam zkratk.....	7
Seznam ilustrací.....	9
Seznam tabulek	11
Úvod	12
1 Současný stav problematiky	13
1.1 Nositelné systémy pro stanovení variability srdeční frekvence (HRV).....	13
1.1.1 Význam HRV pro veterinární praxi	15
1.1.2 Dostupné měřicí systémy a senzory	16
1.2 Redukce základního rušení EKG	19
1.2.1 Pohybové artefakty	19
1.2.2 Kolísání nulové izolinie	20
1.3 Nositelné systémy pro stanovení respirační aktivity.....	21
1.4 Nositelné systémy pro stanovení teploty.....	25
1.5 Multisenzorické nositelné systémy	29
2 Přehled HW a SW	33
3 Metody pro odstranění rušení	34
3.1 Metoda ICA.....	35
3.2 Metoda PCA.....	36
3.3 Metoda adaptivní filtrace	36
3.3.1 Adaptační algoritmy	37
3.3.2 Adaptivní FIR filtry	37
3.4 Vlnková transformace	38
4 Experimentální část	40
4.1 Použité vybavení.....	40
4.2 Rozmístění elektrod a senzorů	42
4.3 Získávání dat	43
4.4 Zpracování signálu	44
4.5 Návrh algoritmu pro detekci S kmitů	47
4.6 Výsledky zpracování signálu	50
4.7 Hodnotící parametry	53
Závěr	59
Bibliografie	61
Přílohy.....	67

Seznam zkratek

AC	-	Uzavření aortální chlopně
AD	-	Analogově digitální
AO	-	Otevření aortální chlopně
BKG	-	Balistokardiografie
BPM	-	Údery za minutu (Beats per Minute)
BSS	-	Slepá separace zdroje (Blind Source Separation)
BTPS	-	Podmínky v plicích (tělesná teplota, tlak, nasycení vodní páry)
CAD	-	Onemocnění koronárních tepen
CWT	-	Spojité vlnková transformace (Continuous Wavelet Transform)
DTWT	-	Vlnková transformace s diskrétním časem
DWT	-	Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform).
EKG	-	Elektrokardiografie
FIR	-	Konečná impulsní odezva (Finite Impulse Response)
FKG	-	Fonokardiografie
FN	-	Falešně negativní (False Negative)
FP	-	Falešně pozitivní (False Positive)
HR	-	Tepová frekvence (Heart Rate)
HRM	-	Monitor srdeční frekvence (Heart Rate Monitor)
HRV	-	Variabilita srdeční frekvence (Heart Rate Variability)
HW	-	Hardware
IBI	-	Interval mezi údery (Interbeat Interval)
ICA	-	Analýza nezávislých komponent (Independent Component Analysis)
IDTWT	-	Zpětná vlnková transformace s diskrétním časem
IIR	-	Nekonečná impulsní odezva (Infinite Impulse Response)
IoT	-	Internet věcí (Internet of Things)
IR	-	Infračervený (Infrared)
LED	-	Světelná dioda (Light Emitting Diode)
LMS	-	Nejmenší střední čtverce (Least Mean Square)
LPWAN	-	Rozsáhlá bezdrátová síť s nízkou spotřebou (Low Powered Wide Area Network)
MSE	-	Střední kvadratická chyba (Mean Squared Error)
NB-IoT	-	Úzkopásmová síť (Narrowband IoT)
NFC	-	Near Field Communication

NLMSAF	-	Normalizovaná metoda adaptivního filtru nejmenších čtverců (Normalized Least Mean Square Adaptive Filter Method)
PCA	-	Analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)
PVC	-	Polyvinilchlorid
RFID	-	Identifikace na rádiové frekvenci (Radio Frequency Identification)
RLS	-	Rekurzivní nejmenší čtverce (Recursive Least Squares)
SKG	-	Seismokardiografie
SW	-	Software
SWMAR	-	Stacionární vlnková redukce pohybových artefaktů (Stationary Wavelet Movement Artifact Reduction)
SWT	-	Stacionární vlnková transformace (Stationary Wavelet Transform)
TN	-	Skutečně negativní (True Negative)
TP	-	Skutečně pozitivní (True Positive)
UELN	-	Univerzální životní číslo koně
VO ₂ max	-	Maximální objem kyslíku
W-IoT	-	Nositelný internet věcí (Wearable - Internet of Things)
WLAN	-	Místní bezdrátová síť (Wireless Local Area Network)
WPAN	-	Osobní bezdrátová síť (Wireless Personal Area Network)
WT	-	Vlnková transformace (Wavelet Transform)
WWAN	-	Rozsáhlá bezdrátová síť (Wireless wide Area Network)

Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Popis morfologie koňského EKG.	13
Obrázek 1.2: Srovnání EKG a BKG signálu člověka.	14
Obrázek 1.3: Příklad konfigurace báze-hrot.	15
Obrázek 1.4: Umístění měřicího systému ve studii [17].	17
Obrázek 1.5: Umístění měřicího systému Polar; červené kroužky značí polohu elektrod.	19
Obrázek 1.6: Příklad dat zaznamenaných zařízením SpiritCor9D (řada 1 - referenční impedanční pneumografie) a FlexPock (řada 2 - magnetická impedance; řada 3 - akcelerační kanál 2).	22
Obrázek 1.7: Vývojový diagram mikroovladače.	23
Obrázek 1.8: A) Termografie krávy: obdélník omezuje analyzovanou plochu; skvrny (M) přidělené na pigmentovaných a bílých skvrnách, studené skvrny (CS1) a horké skvrny (HS1). B) Normální fotka stejné krávy.	27
Obrázek 1.9: Průměrná teplota před zátěží (fáze A), během zátěže (fáze B), po zátěži (fáze C) a ochlazování (fáze D).	28
Obrázek 1.10: Schématický diagram vnímání informací pomocí nositelného zařízení pro precizní zemědělství.	29
Obrázek 1.11: Blokový diagram jednotek master a slave.	30
Obrázek 1.12: Architektura nositelného multisenzorického systému pro monitorování stresu u ovcí.	31
Obrázek 3.1: Schéma základního adaptivního filtru.	37
Obrázek 4.1: Upevnění pásu se senzory na koni Astorka II.	41
Obrázek 4.2: Rozmístění elektrod a spirálek s mikrofony v závislosti na anatomii cévního systému koně.	42
Obrázek 4.3: Realizace zátěžového měření.	43
Obrázek 4.4: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KLID 1.	44
Obrázek 4.5: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KROK 1.	44
Obrázek 4.6: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KLUS.	45
Obrázek 4.7: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KROK 2.	45
Obrázek 4.9: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KLID 2.	45
Obrázek 4.10: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLID 1, mikrofon 2.	46
Obrázek 4.11: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLID 1, mikrofon 1.	46
Obrázek 4.12: Signál z akcelerometru, fáze KLID 1.	46
Obrázek 4.13: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLUS, mikrofon 2.	47
Obrázek 4.14: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLUS, mikrofon 1.	47
Obrázek 4.15: Signál z akcelerometru, fáze KLUS.	47
Obrázek 4.16: Blokové schéma algoritmu pro detekci S kmitů.	48
Obrázek 4.17: Znázornění vzdálenostních podmínek pro detekci S kmitu.	49
Obrázek 4.18: Detekce lokálních minim a maxim, fáze KLUS.	49
Obrázek 4.19: Detekce domnělých S vrcholů, fáze KLUS.	49
Obrázek 4.20: Konečné určení S vrcholů, fáze KLUS.	50
Obrázek 4.21: Zpracovaný EKG signál, fáze KLID 1.	50
Obrázek 4.22: Zpracovaný EKG signál, fáze KROK 1.	50
Obrázek 4.23: Zpracovaný EKG signál, fáze KLUS.	51

Obrázek 4.24: Zpracovaný EKG signál, fáze KROK 2.....	51
Obrázek 4.25: Zpracovaný EKG signál, fáze KLID 2.....	51
Obrázek 4.26: Signál z mikrofonu 2 (zeleně) a EKG (šedě), fáze KLID 1.	52
Obrázek 4.27: Signál z mikrofonu 2 (zeleně) a EKG (šedě), fáze KLUS.	53
Obrázek 4.28: Signál z akcelerometru, fáze KLUS.	53
Obrázek 4.29: Tepová křivka, fáze KLID 1.....	54
Obrázek 4.30: Tepová křivka, fáze KROK 1.....	54
Obrázek 4.31: Tepová křivka, fáze KLUS.....	54
Obrázek 4.32: Tepová křivka, fáze KROK 2.....	55
Obrázek 4.33: Tepová křivka, fáze KLID 2.....	55
Obrázek 4.34: Fáze KLUS, zobrazení detekce S kmitů ve srovnání s tepovou křivkou. Ukázka a) vynechání S vrcholu, b) správné detekce, c) správné detekce i v přítomnosti pohybového artefaktu, d) chybné detekce a následného vynechání skutečného S kmitu, e) nadbytečné detekce a f) chybné posouzení pohybového artefaktu jako S vrcholu.....	57
Obrázek 4.35: Fáze KROK 2, proměnlivost tepové frekvence. Úsek a) je doba bezprostředně po největší zátěži (118 BPM), úseky b) a c) jsou charakteristické zvolňováním až k d) hodnotě srdeční frekvence 75 BPM.	57

Seznam tabulek

Tabulka 1.1: Porovnání senzorů určených pro dálkové měření teploty u zvířat [30]	26
Tabulka 2.1: Přehled použitého vybavení a přenosu dat pro monitorování vitálních funkcí	33
Tabulka 4.1: Přehled identifikačních údajů subjektů	40
Tabulka 4.2: Přehled použitého vybavení	41
Tabulka 4.3: Přehled délky analyzovaných dat získaných z různých fází měření	44
Tabulka 4.4: Tepová frekvence v jednotlivých fázích	55
Tabulka 4.5: Správnost detekce S kmitů	56

Úvod

V současnosti se systémy pro monitorování vitálních funkcí uplatňují nejen v humánní medicíně, stále roste také poptávka pro měřicí systémy využitelné u zvířat. Rozvoj tohoto oboru je dán jednak zvyšující se kvalitou a dostupností veterinární péče, ale také důrazem na zvířecí welfare, předcházení stresovým situacím, prevenci nemocí, zefektivnění tréninku závodních zvířat či snaha o precizní zemědělství. Zde všude je třeba sbírat a analyzovat data, a to pomocí spolehlivých, ale co nejméně omezujících systémů.

Bakalářská práce se zabývá současným stavem problematiky, zároveň uvádí dosud provedené studie, jež se zabývaly monitorováním vitálních funkcí zejména u velkých zvířat, jako jsou koně, krávy a ovce. Největší důraz je kladen na sledování srdeční aktivity a s ním spojené tepové frekvence a její variability, jež je spolehlivým ukazatelem kondice zvířat a je tradičně snímána v podobě EKG. Taktéž jsou zde zmíněny základní fyziologické funkce sledovaných soustav, jako je cévní nebo dýchací systém. Informace o sledovaných parametrech jsou důležité jak z hlediska konstrukce senzoru, tak také z hlediska jeho umístění či zpracování a analýzy jednotlivých biosignálů. Následuje rešerše problematiky nositelných systémů pro monitorování respirační aktivity a teploty, stejně jako pojednání o multisenzorických systémech, které umožňují komplexní sledování jedince. Dále jsou zmíněny metody pro odstranění rušení v signálu, jež zahrnují analýzu hlavních a nezávislých komponent, metodu adaptivní filtrace a vlnkovou transformaci.

Praktická část práce je zaměřena na monitorování koně v klidu a různých stupních zátěže. Proto bylo třeba vytvořit a otestovat systém, který je schopný odolávat rušení, jež vzniká v důsledku pohybových artefaktů. Problém pohybových artefaktů je velkým tématem, jelikož je třeba počítat s přirozeným chováním zvířat, kdy obvykle není možné dosáhnout dokonalé spolupráce s měřeným subjektem, stejně jako je nezbytné zvíře snímat při jeho běžných činnostech. V rámci experimentu je navržen systém pro monitorování srdeční aktivity založený na EKG, taktéž je testována robustnost BKG jako alternativní metody pro měření v zátěži.

Dalším výstupem této práce je elektronická aplikace pro zpracování a analýzu získaného EKG v programu LabVIEW. Zde byl navržen vlastní algoritmus pro detekci S kmitů, jež jsou v koňském elektrokardiogramu nejvýraznější charakteristikou, a tímto je rovněž odlišné od lidského EKG. Správné rozpoznání S kmitů je důležité pro určení tepové frekvence, případně pro analýzu variability srdeční frekvence. Hodnocení úspěšnosti detekce je provedeno podle skutečné polohy S vrcholu a statisticky vyjádřeno parametrem senzitivita.

1 Současný stav problematiky

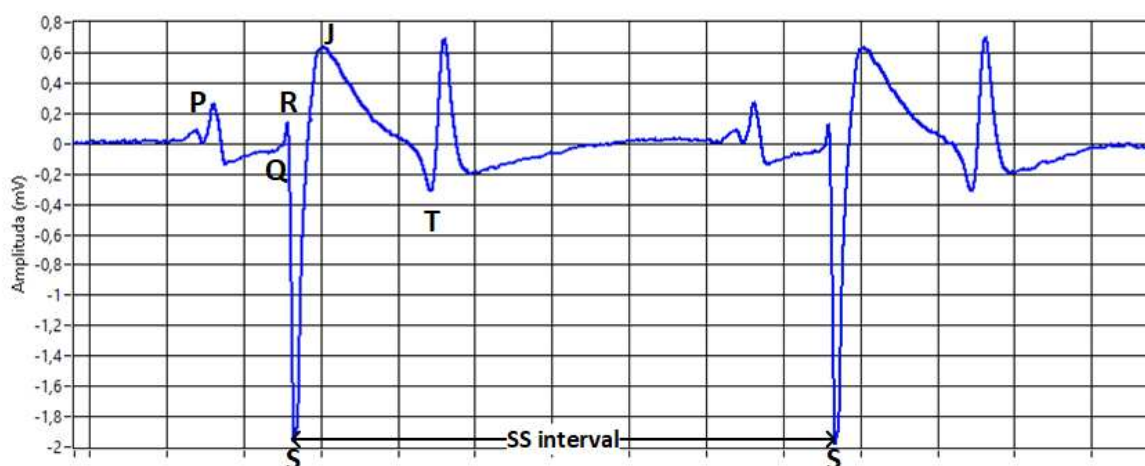
V této kapitole je zkoumána problematika současného stavu dlouhodobého monitorování vitálních funkcí u zvířat pomocí nositelných systémů. Jelikož bude praktická část této práce zaměřena primárně na sledování vitálních funkcí u velkých zvířat, jsou zde popsány zpravidla metody měření a měřicí techniky týkající se velkých zvířat (koně, skot, ovce, apod.), práce však také zmiňuje výzkumy provedené na malých zvířatech s výhledem na úpravu a možnou aplikaci i u jiných zvířat.

1.1 Nositelné systémy pro stanovení variability srdeční frekvence (HRV)

Variabilita srdeční frekvence (HRV) popisuje proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými R kmity nacházejícími se v QRS komplexu. Interval mezi srdečními úderými (IBI) odpovídá právě R-R intervalům. HRV je dále používána jako kvantitativní ukazatel zdraví i spokojenosti u zvířat. Taktéž se jedná o míru udávající informace o fyziologické funkci oběhového systému. Variabilita srdeční frekvence je ovlivňována také autonomním nervovým systémem (činností sympatiku a parasympatiku), humorálními procesy, emocionálním rozpoložením (zejména stresem), věkem a anamnézou. V klidovém režimu HRV kolísá v závislosti na dechové frekvenci, viz [1], [2].

Počet srdečních úderů za minutu odpovídající počtu R kmitů za minutu pak udává srdeční frekvenci (HR – Heart Rate). Hodnota srdeční frekvence se u dospělých koní v klidu pohybuje okolo 30 až 40 tepů/min [2]. Při fyzické aktivitě srdeční frekvence lineárně narůstá při maximální intenzitě až 240 tepů/min [2]. Tato maximální hodnota je závislá na stupni trénovanosti koně, podrobněji v [2].

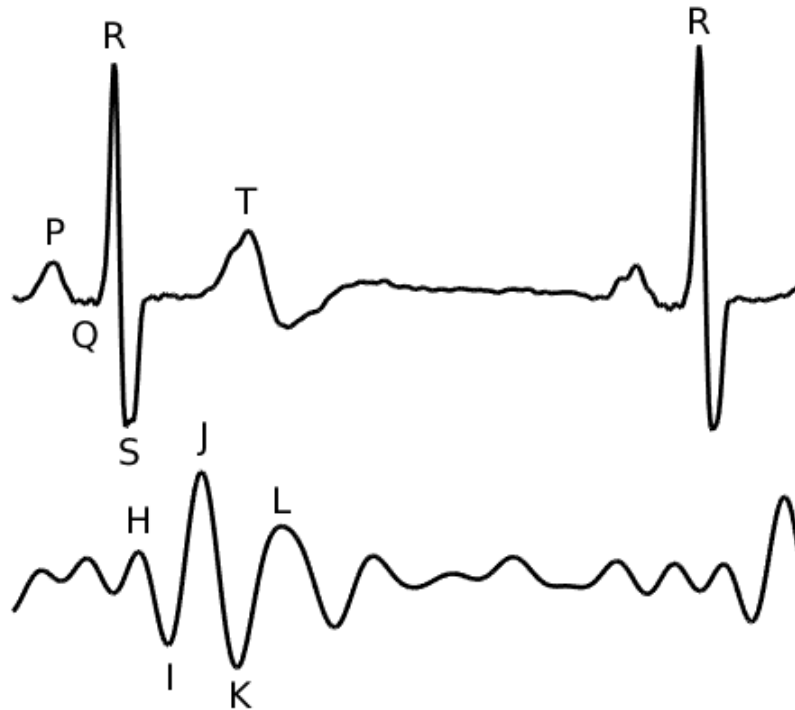
Mezi nejčastější způsoby měření variability srdeční frekvence patří elektrokardiografie. Podstatou elektrokardiografie je zaznamenávání elektrické aktivity srdečního svalu, tj. elektrokardiogramu (EKG). Tato elektrická aktivita má svůj původ v srdečních buňkách, jež prochází fázemi depolarizace a repolarizace, takže tuto celkovou buněčnou aktivitou reprezentuje srdeční vektor. Na povrchu těla pak je možné měřit potenciál elektrické složky srdcem procházejícího elektrického vzruchu, a to vůči referenční hodnotě. Hodnoty elektrického potenciálu jsou pak zaznamenávány elektrokardiografem pomocí svodových systémů, více v [3], [4].



Obrázek 1.1: Popis morfologie koňského EKG.

Elektrokardiogram koní je v porovnání s lidským záznamem v napěťové ose zploštělý. Tvar P vlny, kterou je sledována depolarizace síní, se různí podle srdeční frekvence, její amplituda dosahuje 0,19 –

0,27 mV a trvá méně než 160 ms. Dále následuje vlna Ta značící repolarizaci síní, je však těžko identifikovatelná. QRS komplex je záznamem depolarizace komor a vyznačuje se fyziologicky nejvýraznějším a negativním S kmitem. Jeho doba trvání nepřesahuje 140 ms. Vlna T reprezentující repolarizaci komor je opět svým tvarem závislá na srdeční frekvenci, viz [5], [6].



Obrázek 1.2: Srovnání EKG a BKG signálu člověka. [7]

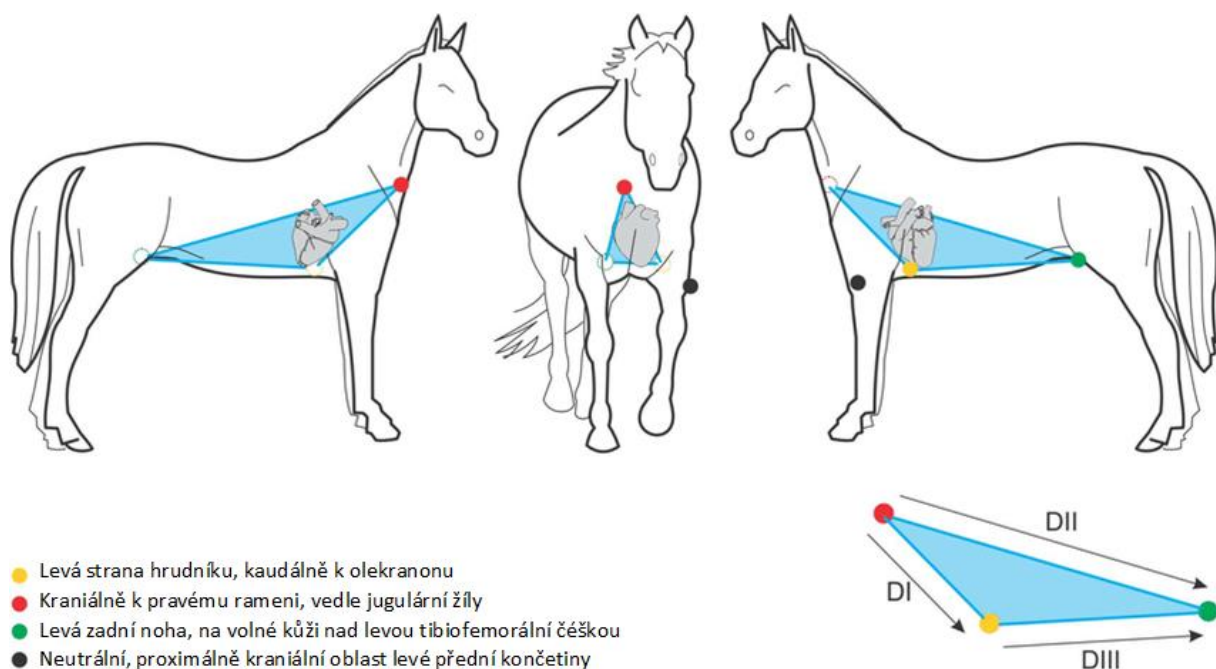
V případě měření EKG u koní se zpravidla využívá konfigurace elektrod báze – hrot, viz Obrázek 1.3. Ačkoli přesná pozice elektrod není v rámci měření EKG koní dána, při standardním ambulantním vyšetření podle Younga [5] je negativní elektroda pravého ramene (červená) umístěna ve spodní třetině pravé jugulární rýhy, případně na lopatce nacházející se v oblasti báze srdeční. Elektroda levého ramene (žlutá) se nachází na středu levé lopatky, kladná elektroda levé nohy (zelená) je umístěna na hrudníku nad srdečním hrotem (apex), kaudálně k levému lokti. Referenční (černou) elektrodu je možné umístit kamkoli na povrch těla měřeného pacienta. V rámci měření EKG v zátěži s výstrojí je třeba umístění elektrod upravit podle polohy koňské výstroje, případně i jeho jezdce. Jak již bylo avizováno, co se týče koňských pacientů, není toto přesné rozmístění elektrod rozhodující, důležité je, aby se elektrody nacházely podél střední elektrické osy srdeční, detailně v [8].

Srdeční aktivita může být zaznamenávána také díky mechanickému signálu srdce. Tyto signály můžeme detekovat za použití alternativních metod, jako je fonokardiografie, balistokardiografie nebo seismokardiografie, viz [9].

Fonokardiogram zobrazuje srdeční ozvy a je nejčastěji zaznamenáván pomocí zabudovaných mikrofونů nebo piezo krystalů v digitálních stetoskopech. Fyziologické srdeční ozvy jsou dvě, ozva S1 ukazuje začátek systoly a je způsobena uzavřením atrioventrikulárních chlopní, druhá ozva S2 ukazuje začátek diastoly a uzavěr semilunárních chlopní. Dále mohou být zaznamenány šelesty, které mohou být způsobeny turbulentním prouděním krve v důsledku zúžení průtoku nebo netěsnosti chlopně, podrobněji v [9].

Balistikardiografie je založena na snímání pohybu těla v závislosti na srdeční činnosti, vypuzování krve a jejím pohybu v cévách. Na křivce BKG je detekováno několik vln dělící se na presystolické, systolické a diastolické. Nejvýraznějším komplexem je pak systolický IJK komplex. [10] Sledování J-J intervalů nám tedy může podat informaci o variabilitě tepové frekvence. V současnosti je možné BKG měřit pomocí systému tlakových snímačů, pomocí vah, kamery či nositelnými systémy za použití akcelerometru. V případě posledního zmíněného systému je jeho hlavní nevýhodou výrazné ovlivnění pohybovými artefakty, viz [10].

Seismokardiografie zachycuje zrychlení na hrudníku vyvolané pohybem myokardu. Tato neinvazivní metoda je vhodná jako doplňková diagnostika pro pacienty s podezřením na onemocnění koronárních tepen (CAD). Kontrakce a relaxace myokardu jsou měřeny dorsoventrálně pomocí akcelerometru umístěného na hrudní kosti. Na SKG křivce jsou patrné dva výrazné kmity značící otevření aortální chlopně (AO) a její uzavření (AC), více v [11].



Obrázek 1.3: Příklad konfigurace báze-hrot. [12]

1.1.1 Význam HRV pro veterinární praxi

Variabilita srdeční frekvence je závislá na autonomním nervovém systému. S vyšší aktivitou sympatických vláken dochází ke zvýšení srdeční frekvence (HR) a zároveň ke snížení variability srdeční frekvence (HRV). Naopak zvýšená činnost parasympatiku, tj. zvýšená vagotonie, způsobuje útlum srdeční činnosti projevující se snížením HR a zvýšením R-R intervalu mezi jednotlivými srdečními pulsy, což znamená zvýšení parametru HRV, detailně v [5].

Významná změna srdeční frekvence nastává při stresu, jež je regulován vagovou aktivitou. Jelikož může být stresová odpověď vyvolána nejen negativním podnětem, jako je bolest, úlek, smutek a podobně, tak také v reakci na příjemný podnět, je zapotřebí použít k hodnocení stavu zvířete parametr variability srdeční frekvence, který zohledňuje komplexní vliv sympatických a parasympatických vláken na srdeční činnost, viz [1], [5]. Jelikož samotné měření může být pro koně, stejně jako pro další zvířata,

nepřirozenou, omezující a stresující záležitostí, mohou být výsledky zkresleny právě zvýšenou činností sympatiku a zvýšením pohybových artefaktů, více v [13].

Analýzou psychické pohody koní při interakci s lidmi se zabývá práce Guidi a kol. [13], která zkoumá, jak je kůň ovlivňován aktuálním psychickým rozpoštěním člověka. Pokud se zvířetem manipuloval člověk pozitivně naladěný, bylo sledováno uvolněné chování koně, zatímco při negativním postoji člověka docházelo u koní ke zvýšení HR navenek se projevující strachem, úzkostí nebo plachostí zvířete.

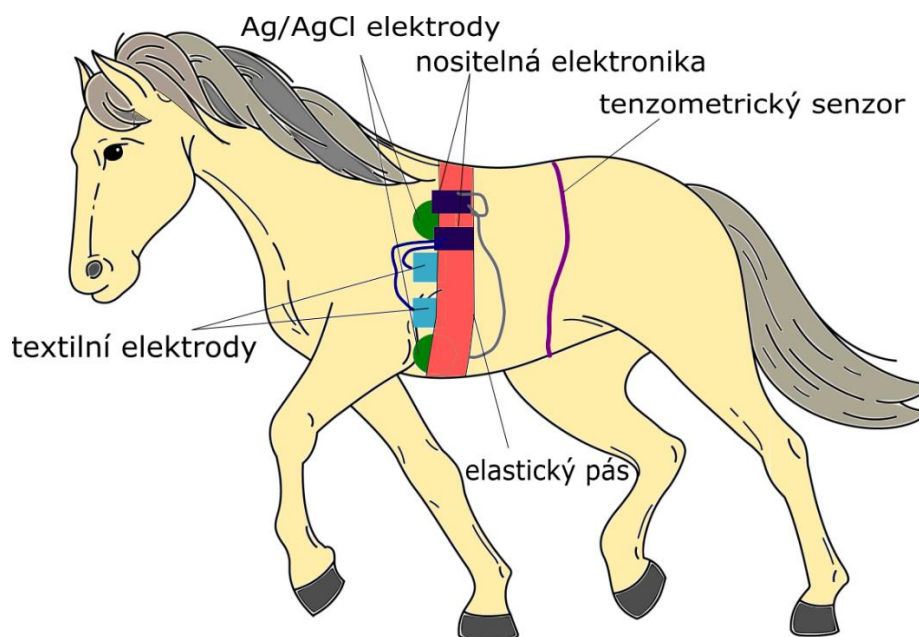
Monitorování vlivu činnosti autonomního nervového systému se uplatňuje také při sledování vysokého výskytu fyziologických arytmií, jako je sinoatriální blok, sinusová zástava, atrioventrikulární blokáda druhého nebo třetího stupně, sinová bradykardie nebo putující zdroj vzruchů. Tyto bradyarytmie jsou u koní časté a klinicky nevýznamné, obvykle jsou zaznamenány v klidu, jelikož jsou způsobeny vysokým vagálním tonem. Nezávisle na přítomnosti bradyarytmií může docházet při zátěži nebo bezprostředně po ní ke vzniku tachyarytmií projevující se předčasnými impulsy v myokardu. V případě, že tyto impulsy jsou časté nebo přetrvávají, může se jednat o fibrilaci síní, komorovou tachykardii, supraventrikulární nebo komorové extrasystoly a další, podrobněji v [14], [15].

Monitorování srdeční aktivity při zátěži tak může odhalit příčinu špatné výkonosti koně a jeho neochoty pracovat. Včasnou diagnostikou srdečních patologií můžeme předejít kolapsu a zranění koně i jeho jezdce, případně náhlému úmrtí koně zaviněného skrytou srdeční vadou. Dalším významným důvodem pro monitorování HRV je zvýšení efektivity a optimalizace tréninku u koňských sportovců, zejména u koní dostihových, vytrvalostních či všestrannostních.

Monitorování HRV nachází své uplatnění také v chovu dojivého skotu. Pokud se dojnice nachází v podmínkách vyvolávajících stres, může se tento stav projevit na zdravotním stavu a následném snížení produkce mléka, viz [16].

1.1.2 Dostupné měřicí systémy a senzory

Ve studii Guidi a kol. [17] zabývající se nositelným systémem pro hodnocení interakcí koní s lidmi, byl použit elastický pás sestávající se ze dvou textilních elektrod, připojených k přenosnému elektronickému systému s integrovaným akcelerometrem. Speciální e-textile elektrody (Smartex, Pisa, IT, Italy) pro EKG byly kompletně vtkané a zasazené v textili. Elastický pás (Smartex, Pisa, IT, Italy) byl obepnut okolo hrudníku koně v ramenní oblasti, viz Obrázek 1.4. Tento systém monitoroval nejen srdeční signál, ale díky přídatnému pásu s tenzometrem v oblasti slabín respirační frekvenci a pomocí akcelerometru také pohybovou aktivitu koně. Několikahodinové měření EKG ukázalo, že signál získaný pomocí textilních elektrod byl kvalitnější, méně rušený pohybovými artefakty ve srovnání se stejným signálem měřeným Ag/AgCl elektrodami. Dosažené výsledky jsou vysvětleny příznivým vlivem vícevrstvé struktury textilní elektrody, pod níž je dosaženo optimální elektrochemické rovnováhy mezi elektrodou a kůží, a z důvodu zvýšeného pocení a snížené možnosti odpařování; a dále přízpusobivostí elastického pásu a automatickému umístění senzorů.



Obrázek 1.4: Umístění měřicího systému ve studii [17].

Tato zjištění byla potvrzena i další studií [18], kde se Felici a kol. zabýval chytrými textiliemi pro monitorování EKG koní v zátěži v porovnání s klasickými Ag/AgCl elektrodami (3M, Saint Paul, Minnesota). Pro test byl použit běžecký pás, kde byl proveden standardizovaný zátěžový test s každým z pěti participujících koní. Koně byli monitorováni za pomoci elastického pásu (Smartex Srl, Navacchio, Pisa, Italy). Standardizovaný zátěžový test se skládal z kroku, klusu 1, klusu 2, cvalu a kroku 2 a trval celkem 18 min. Ve cvalu kůň běžel rychlostí odpovídající jeho maximu, které se řídilo podle měřené srdeční frekvence a které bylo stanoveno na 200 úderů/min. Data ze záznamového zařízení (Biopac, California, USA) byla odesílána skrz Bluetooth do mobilního zařízení, takže bylo možné v reálném čase hodnotit nahrávání a ukládání EKG. Záznamy byly následně staženy do počítače a statisticky vyhodnocovány prostřednictvím software Matlab (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). Studie vyzdvihuje praktičnost chytrých textilií, jako je přenosnost, přizpůsobivost, omyvatelnost a použití bez potřeby uchycení elektrody lepidlem či holení srsti.

Vezzosi a kol. se ve své studii [19] věnované Holterovu monitorování věnoval měření EKG koně v zátěži při práci na lonži a následnému dlouhodobému měření koně ustájeného v boxu (4x4 m). Za tímto účelem byly použity dva měřicí systémy, a to 7-elektrodový a 4-elektrodový systém zapojený kabely na Holterovský monitor (ClickHolter; Cardioline, Italy), jenž fixován elastickým (Vetrap; 3M Italia Srl, Italy) a adhezivním pásem (Tensoplast; Sixtus, Italy) na zádech koně. Monitor byl dále chráněn podsedlovou dečkou. 4-elektrodový systém byl zapojen v konfiguraci báze – apex, naproti tomu sedm elektrod bylo zapojeno do tří na sobě nezávislých bipolárních svodů. Elektrody (F 50 SG; Ef Medica Srl, Italy) byly umístěny na čištěnou a srsti zbavenou pokožku s trochou lepidla, taktéž byly kryty ochrannou bandáží. Zde však v případě zapojení báze – apex nemohly být zakryty elektrody nacházející se v blízkosti kohoutku. Po čtyřiašedesetihodinovém měření byl Holterovský záznamník sejmuto a zaznamenaná data byla stažena do počítače, kde byla vyhodnocována specifickým softwarem (CubeHolter; Cardioline). Výsledky provedené na zdravých šesti koních ukázaly, že 7-elektrodový systém je vhodný zejména pro dlouhodobé měření, jelikož bandáží fixované elektrody lépe drží po celých 24 hodin Holterova měření. Díky bipolárnímu zapojení je možné v případě uvolnění některé z elektrod získat plnohodnotný signál

z dalšího kanálu. Naproti tomu je toto zapojení nevhodné pro zátěžové měření z důvodu vysokého rušení EKG pohybovými artefakty plynoucími z umístění elektrod v blízkosti loketního kloubu koně. V případě Holterova monitorování za použití čtyř elektrod bylo častým problémem uvolnění elektrody z důvodu omezené možnosti její fixace ochranným pásem, ale oproti pohybovému testu na lonži ubylo v záznamu pohybových artefaktů. Systém čtyř elektrod se proto zdá vhodnější pro krátkodobé zátěžové a pro dlouhodobé měření v klidu.

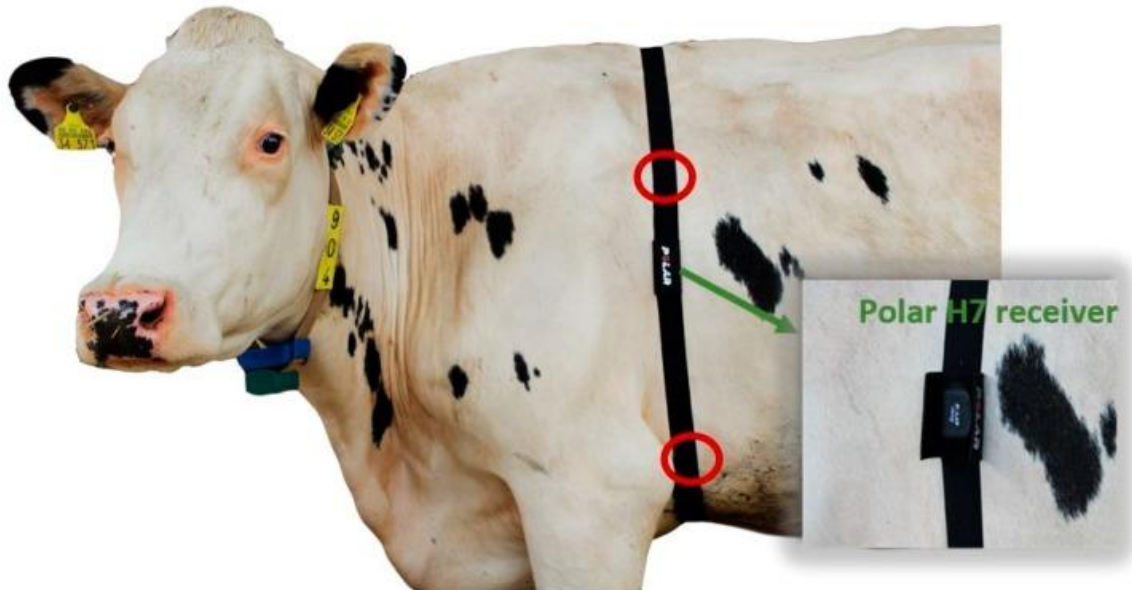
Dva komerčně vyráběné systémy pro monitorování srdeční frekvence byly srovnávány ve studii Ille a kol. [20]. Čtrnáct zdravých koní bylo umístěno do boxů, kde jim byl umožněn volný pohyb. Po dobu 60 minut byla souběžně měřena srdeční frekvence systémem Polar HRM a také bylo natáčeno EKG přístrojem Televet 100 (Televet 100 version 4.2.3; Kruise, Marslev, Denmark). Elektrody obou systémů byly umístěny na hrudník koně a byly fixovány elastickým pásem. Pro statistickou analýzu HRV byl použit Kubios HRV software (Biomedical Signal Analysis Group, Department of Applied Physics, University of Kuopio, Finland). Po srovnání a vyhodnocení získaných z obou zařízení dat bylo zjištěno, že průměr R-R intervalů, srdeční frekvence i variabilita srdeční frekvence jsou téměř totožné. Oba systémy tak byly pro monitorování HRV bez zátěže shledány srovnatelně spolehlivými.

Systém Polar Equine (Polar Electro Oy) se skládá ze senzoru srdeční frekvence, který odesílá data skrz Bluetooth do zařízení vyhodnocující informace pomocí Polar FlowSync software, a elektrodové báze nebo elektrodového pásu. Polar HRM je možno použít pro zátěžová monitorování HR a HRV koně pod sedlem i na lonži. V případě měření s výstrojí je senzor vložen do kapsy elektrodové báze a připevněn k přední rozsoše sedla. Před uchycením elektrod je nutné srst zvířete očistit a navlhčit. Pozitivní elektroda báze je umístěna na levý bok koně pod sedlo v oblasti mezi kolenní opěrkou a bočnicí, zatímco negativní elektroda je připevněna páskem na levou stranu pod podbřišníkem. Zapojení měřícího systému bez sedla se odlišuje v použitém příslušenství, kdy je Polar senzor vložen do kapsy pásu se dvěma integrovanými elektrodami. Navlhčený pás je umístěn na očištěnou srst koně tak, aby senzor ležel na levé straně hrudníku. Maximální dosah senzoru odesílajícího data do aplikace je 10 metrů, což umožňuje monitoring tepové frekvence například při lonžování koně, viz [21].

Bezdrátové zařízení Televet II (Kruise, Marslev, Denmark) je nástupcem Televet 100. Tento přístroj umožňuje dvoukanálové monitorování EKG koně v tréninku nebo 24 hodinové Holterovské měření pomocí zapojení čtyř elektrod. Data jsou odesílána ke zpracování a zobrazení prostřednictvím Bluetooth do počítače, tabletu nebo telefonu, případně mohou být ukládána na mikro SD kartu vloženou do Televetu. Vysílaný signál ze zařízení je možné přijímat až ve vzdálenosti 500 metrů, více v [22].

Nositelný systém Polar (Polar Electro Oy), primárně určený pro koně, byl použit ve studii zabývající se dlouhodobým měřením HRV dvou dojníc za účelem srovnání přijímačů signálu, tj. hodinek Polar V800 a chytrého telefonu. Pro měření krav byl tedy použit koňský hrudní pás (Polar Equine Belt, Polar Electro Oy) se dvěma elektrodami a senzorem Polar H7, pro validaci dat bylo měřeno Polar systémem také HRV člověka. Senzor vysílající získávaný signál byl propojen s chytrým telefonem pomocí Bluetooth s tím, že data byla odesílána do komerčně dostupné aplikace loTool (SenLab d.o.o. Ljubljana, Slovenia). Poté byly se senzorem propojeny i hodinky Polar V800 komunikující na bázi interního Polar spojení. Současně tedy byla shodná data odesílána do dvou přijímačů. Záznam měření byl následně přenesen do počítače skrz USB kabel, respektive pomocí software FlowSync 2.6.2 (Polar Electro Oy) v případě

hodinek, a byl analyzován v programu MATLAB R2015b software (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA), statistické parametry pak byly zpracovány v programu SPSS Statistics 25.0 (IBM, New York, NY, USA, 2017), podrobněji v [23]. Bylo zjištěno, že naměřené hodnoty korespondují s hodnotami získanými v dřívějších studiích. V případě monitorování krav bylo oproti člověku detekováno více odchylek měření z důvodu vyššího výskytu pohybových artefaktů. Použití chytrého telefonu s aplikací jako přijímače dat má oproti hodinkám Polar V800 tu výhodu, že umožňuje připojení hned několika různých senzorů a tím pádem i sledování několika parametrů najednou, a tak autoři studie doporučují k zobrazování dat právě aplikaci v chytrém telefonu, podrobněji v [23].



Obrázek 1.5: Umístění měřícího systému Polar; červené kroužky značí polohu elektrod. [23]

1.2 Redukce základního rušení EKG

V rámci krátkodobého, dlouhodobého a zejména pak zátěžového měření EKG u zvířat dochází ke zkreslení užitečného signálu různými nežádoucími artefakty. Jejich redukce, detekce a kompenzace jsou pak důležitými kroky ve zpracování získaného signálu a jeho správné interpretaci. Mezi nejběžnější rušení EKG se řadí pohybové artefakty, případně klesání nulové izolace.

1.2.1 Pohybové artefakty

Pohybové artefakty jsou nejčastěji způsobeny pnutím kůže, svalovým třesem, dýcháním nebo samotným pohybem či špatnou přilnavostí měřících elektrod, jež vedou k nerovnoměrnému rozdělení náboje na rozhraní elektrody a kůže. Redukci pohybových artefaktů je možno vyřešit buďto jejich snížením již během měření, nebo jejich kompenzací a odstraněním pomocí algoritmů. Snížení odporu mezi elektrodou a kůží je výchozí podmínkou pro limitaci pohybových artefaktů. Z tohoto důvodu je před umístěním měřících elektrod nezbytné očistit kůži, většinou i oholit srst v místě aplikace, stejně jako uzpůsobit materiál a tvar použitých elektrod, viz [13], [18].

Limitací vzniku pohybových artefaktů se zabýval tým Felici a kol. [18] při testování chytrých textilií. Jak již bylo předesláno výše, kvalita EKG byla vyšší v případě měření pomocí elastického pásu s implementovanými elektrodami oproti standardním Ag/AgCl elektrodám. Dále byl testován vliv fixace lepidlem klasických Ag/AgCl elektrod ke kůži, zde se však neprokázalo výraznější zlepšení kvality

získaného záznamu s tím, že v případě špatné manipulace s elektrodami během nanášení lepidla či porušením elektrochemické rovnováhy pokožky došlo k ještě většímu zkreslení EKG signálu.

V případě detekce a odstraňování pohybových artefaktů z EKG je nejčastěji používán princip adaptivní filtrace. Tato metoda využívá jako primární vstup obsahující signál EKG s artefakty, druhým vstupem je referenční signál obsahující pouze artefakty, tento signál nějakým způsobem koreluje s primárním šumem. Adaptivní filtr upravuje automaticky parametry signálu. To znamená, že referenční vstup je derivován ze šumového pole, kde je signál slabý nebo nedetekovatelný a dále je odečten od primárního vstupu, který obsahuje signál i šum. Primární šum je takto zeslaben nebo eliminován. Vlastnosti adaptivního filtru lze rozšířit funkcí rekurzivity. V případě adaptivního rekurentního filtru je primárním vstupem EKG signál s artefakty, jako referenční vstup je použit sled impulsů shodných s počátky za sebou jdoucích QRS komplexů. Hlavním omezením této metody je možný problém s úplnou adaptací filtru na neobvyklou variaci srdečního rytmu a případné zavedení chyby z důvodu nepřesné shody impulsů v referenčním signálu a počátkem QRS komplexů, detailně v [13].

Lanata a kol. [13] se zmiňují, že manuální kontrola koňského EKG, vyhledávání a odstraňování artefaktů stále nejrozšířenější metodou i přesto, že tato analýza bývá nepřesná a časově náročná. Z důvodu vysoké a netypické T vlny zaměnitelné za R kmit a fyziologických bradyarytmií je úplná automatizace detekce R vlny pomocí komerčních softwarů zatím nepřesná. Úseky postižené rušením jsou tak mnohdy zcela odstraněny, což samozřejmě vede k velké ztrátě informací. Ve své studii proto představili automatickou identifikaci pohybových artefaktů pomocí algoritmů založených na diskretní stacionární vlnkové transformaci. Sedm koní volně se pohybujících v boxech bylo monitorováno pomocí nositelného systému Smartex s tříosým akcelerometrem po dobu jedné hodiny.

Zpracování signálu bylo rozděleno do tří fází, a to do předzpracování, detekce a odstranění artefaktů. V první fázi byl signál získaný z EKG i akcelerometru filtrován pásmovou propustí s šířkou pásma 0,5 – 40 Hz. Následovala detekční fáze složená z algoritmů detekujících QRS komplex a pohyb a stacionární vlnkové redukce, jejímž základem je právě stacionární vlnková transformace. V poslední fázi došlo k odstraňování artefaktů na základě dvou prahových hodnot oddělujících artefakty od užitečného signálu. Pokud se část signálu nepohybovala v mezi těmito hodnotami danými prahováním, je považována za signál bez rušení. Tento nový algoritmus SWMAR (Stationary Wavelet Movement Artifact Reduction) byl porovnán s metodou NLMSAF (Normalized Least Mean Square Adaptive Filter Method) aplikovanou na stejný dataset. Při této metodě adaptivní filtrace s rekurzivní strukturou jsou zpětnovazební koeficienty průběžně aktualizovány ve snaze minimalizovat chybu mezi primárním vstupem a aktuálním výstupem. Nakonec byla srovnána procenta detekovaných pohybových artefaktů v nezpracovaném signálu a signálech ošetřených filtračními technikami NLMSAF a SMWAR s tím, že poslední jmenovaná byla shledána jako spolehlivá a efektivní. Limitací nového algoritmu se však může stát signál EKG ve vysoké míře ovlivněný pohybovými artefakty a s neobvyklou amplitudou, kde pro algoritmus nastane problém s detekcí počátku a konce QRS komplexu, viz [13].

1.2.2 Kolísání nulové izolinie

Kolísání nulové izolinie je zapříčiněno zejména rušením úzkopásmovými signály, mezi které se řadí rušení dýcháním pacienta, jeho pomalým pohybem, elektrochemické procesy na rozhraní elektrody a kůže či síťový brum. Širokopásmové rušení pak vznikají zejména při zátěžovém měření EKG působením myopotenciálů, více v [24].

Mezi filtrační metody používané pro potlačení kolísání nulové izolinie se řadí metoda interpolace, digitální filtrace lineárním filtrem dolní propust s lineární fázovou charakteristikou (FIR filtr), adaptivní filtrace (často za použití FIR filtru), vlnková transformace a další. V případě dolnopropustného FIR filtru s lineární fázovou charakteristikou však dochází k překrytí spekter EKG a šumu, proto jsou zkoumány nové metody. Jejich příkladem může být algoritmus autorů Chouhan a Mehta využívající medián a čtvrtý stupeň polynomu odvozeného metodou nejmenších čtverců, detailně v [24].

Ke korekci kolísání nulové izolinie byl ve studii Felici a kol. [18] použit FIR filtr typu horní propust s nulovou fází propouštějící frekvenci od 0,5 Hz nahoru. Tato filtrační metoda je tedy příkladem odstraňování úzkopásmového rušení.

1.3 Nositelné systémy pro stanovení respirační aktivity

Respirace (tj. dýchání) je fyziologický proces zajišťující výměnu plynů, zejména pak O_2 a CO_2 mezi organismem a vnějším okolím. Respiraci můžeme rozdělit na vnější a vnitřní. Vnější respirace znamená výměnu plynů v plicích z krve, kdy dochází k přijímání kyslíku a vylučování oxidu uhličitého. Při vnitřní respiraci dochází k výměně plynů na buněčné úrovni. Ventilaci se rozumí inspirace a expirace vzduchu plicemi, tento proces je pak hodnocen v rámci spirometrie. Funkce dýchací soustavy je hodnocena několika hodnotami, mezi něž patří několik druhů plicních objemů, plicní kapacita, průtoky a další od nich odvozené, více v [25].

Dechová frekvence u koní v klidu se pohybuje okolo 8-16 dechů/min, přičemž normální dechový objem je 4-7 litrů [26]. Při zátěži pak dochází jak ke zrychlování dechové frekvence, tak ke zvětšování dechového objemu. Se vzrůstající intenzitou zátěže narůstá lineárně minutová plicní ventilace ve spojení jak s vyšší spotřebou kyslíku, tak se snižováním metabolické acidózy způsobené oxidem uhličitým, viz [26].

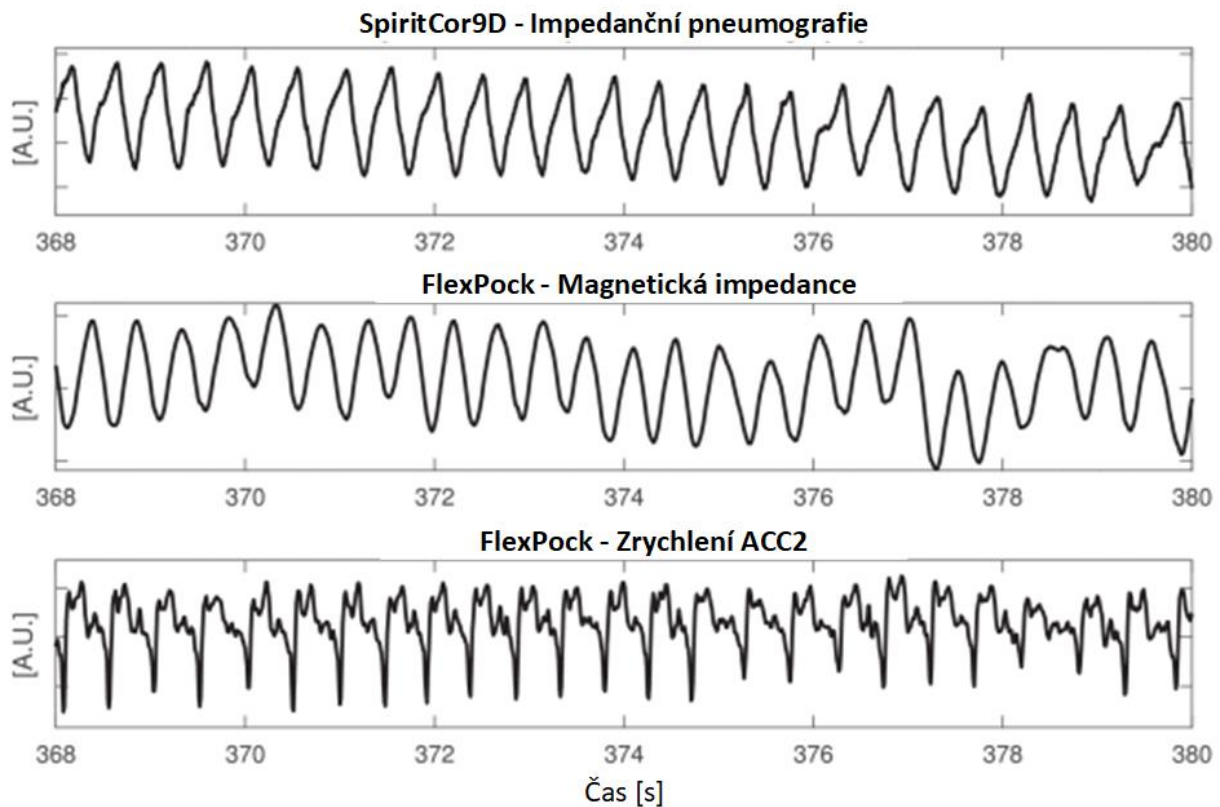
V rámci spiroergometrických vyšetření koní na běžeckém pásu a za použití spirometrické masky bylo zjištěno, že „*při těžké práci dostihový kůň je schopen zvýšit spotřeb kyslíku oproti hodnotám v klidu až 40x. Toto zvýšení u koní je mnohem vyšší než u člověka nebo jiných druhů zvířat (člověk 20x, pes 10x, králík 5x). Kůň má tedy oproti člověku 2násobnou, oproti psovi 4násobnou a oproti králíkovi 8násobnou aerobní kapacitu.*“ [26]

Ve studii Antink a kol. [27] byl testován multisenzorický systém FlexPock. Tento monitorovací systém, původně určený pro použití v humánní medicíně a sestávající se ze senzoru pro magnetickou impedanci, akcelerometru a reflexního fotopletysmografu, byl použit k měření respirační frekvence deseti zdravých psů různých plemen, velikostí a hmotností.

Měření magnetické impedance je založeno na změně bioimpedance plicní tkáně, jež se s dýcháním mění. Tyto změny jsou zaznamenávány snímací cívkou, která budí střídavé magnetické pole vyvolávající v těle pacienta drobné vířivé proudy. Ty pak vytváří sekundární střídavé magnetické pole a ovlivňují pole primární, čímž se mění impedance cívky. V důsledku dýchání se tedy mění velikost i orientace vířivých proudů, což s sebou nese změnu rozložení vnitřní bioimpedance, která je zaznamenána cívkou senzoru magnetické impedance, více v [27].

Metoda reflexní fotopletysmografie je založena odraženém signálu v heterogenním a anizotropním prostředí. Zařízení FlexPock obsahuje tři LED uspořádané v trojúhelníku vysílající infračervené a

červené světlo a fotodiodu umístěnou ve středu, zachycující odražené světlo. Množství odraženého a zachyceného světla se liší v závislosti na dýchání, a to z důvodu návratu žilní krve, stlačením nebo natažením kůže spolu s výdechem a nádechem a změnou optické vazby mezi senzorem a povrchem těla v důsledku dýchacích pohybů, viz [27].



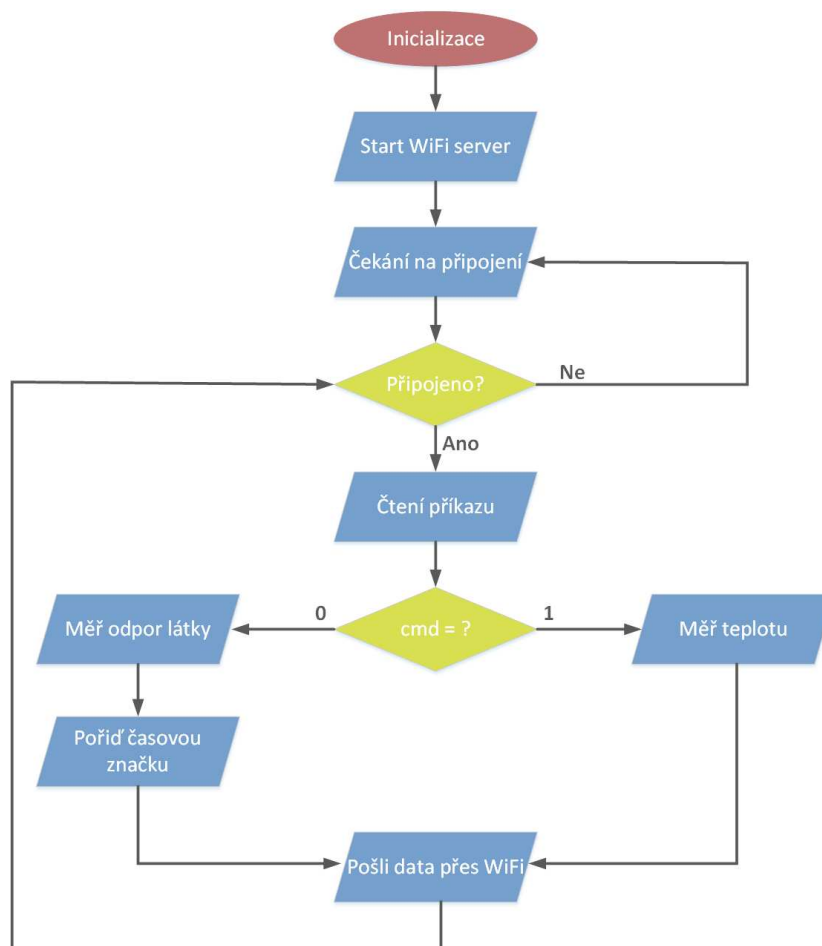
Obrázek 1.6: Příklad dat zaznamenaných zařízením SpiritCor9D (řada 1 - referenční impedanční pneumografie) a FlexPock (řada 2 - magnetická impedance; řada 3 - akcelerační kanál 2). [27]

Zařízení FlexPock bylo umístěno do přední kapsy postroje (MPS-TOP 4in1®, Medical Pet Shirts Europe B.V., Netherlands) a bylo napájeno z baterie, získaná data byla odesílána bezdrátově skrz Bluetooth do počítače. Pro referenční srovnání dat byl použit na míru vyrobený přístroj SpiritCor9D kombinující měření tříkanálového EKG, impedanční pneumografie a polohy pomocí tříosého akcelerometru. Měření probíhalo v různých pozicích psů, jako je stání, sed, leh nebo chůze. Analýza získaných dat se sestávala z posouzení individuálních senzorů systému, kdy byly spojovány s cílem zajistit co nejpřesnější výsledek měření. Následně byla data optimalizována křížovou validací. Výsledky ukázaly, že zařízení kombinující vlastnosti magnetické impedance a akcelerometru je přesné a vhodné pro klidové měření a to zejména u psů větší hmotnosti. I přes to, že byly použity celkem tři velikosti postrojů, velikost indukční cívky byla vždy stejná, a tak mohlo dojít u příliš malých psů ke zkreslení měření s tím, že kontakt mezi senzorem a zvířetem nebyl dostatečný. Z výsledků dále vyplývá, že větší psi produkovali silnější signál o větší amplitudě a při stejném zarušení signálu šumem než právě malá plemena, podrobněji v [27].

Dalším experimentem zabývajícím se neinvazivním a bezdrátovým zařízením pro monitorování dechové funkce je práce Qiao a kol. [28]. Autoři vypočítávají v současné době běžné techniky snímání respirační aktivity, a to přímé snímání mikrofonom, kapacitním senzorem, nebo nepřímé

elektromagnetické, laserové, ultrazvukové či termografické snímání; a zároveň přicházejí s novým způsobem měření dechové frekvence pomocí senzoru z vodivé pryže.

Jako testovací subjekt byl vybrán pes velkého plemene. Okolo hrudníku psa byl obepnut měřící postroj s flexibilním senzorem. Odpor tohoto senzoru se měnil podle pohybu hrudníku zvířete a koreloval s frekvencí dýchání. Pomocí přídatného obvodu byly tyto odporové změny převedeny na napětí odpovídající právě respirační aktivitě. Signál byl dále veden do mikroovladače ESP32 a odtud byl společně s údaji o teplotě odeslán skrz Wi-Fi do počítače. Mikroovladač byl doplněn o teplotní snímač DS18B20 kvůli získávání komplexní informace o měřeném subjektu, dále byl vybaven lithiovou baterií s velkou kapacitou a byl umístěn v obalu postroje. Získaný signál byl zpracován algoritmy v software MATLAB, kde byl signál filtrován a kde byly označeny vrcholy signálu, což usnadnilo počítání respiračních period. Bylo zjištěno, že následkem pohybem svalů zvířete, vibrací zařízení či nějakým neočekávaným natažením pryže může dojít ke zkreslení dechové frekvence měřeného subjektu. Tento systém je proto doporučen ke zdokonalení a dalšímu použití pro různé studie chování zvířat, viz [28].



Obrázek 1.7: Vývojový diagram mikroovladače.

Validací masek pro stanovení maximální spotřeby kyslíku (VO_2max) v zátěži vysoké intenzity se zabývala studie Sides a kol. [29]. Parametr VO_2max je ukazatelem funkce kardiovaskulárního systému, stejně tak díky sledované spotřebě kyslíku můžeme předpovídat výkon měřeného subjektu. Důležitou podmínkou pro přesnost ergospirometrie je použití měřícího systému, které samo o sobě nezatěžuje testované zvíře a tím nezpůsobuje zkreslení výsledků měření.

Pro experiment byly vyrobeny dva typy nositelných masek B a R, jejichž funkčnost a design byly navrženy na základě předchozích studií realizovaných v laboratorních podmínkách. Dýchání skrz masku bylo zajištěno pomocí dvou otvorů o průměru 78 mm. Průchod vzduchu byl měřen pomocí dvou pneumotachometrů s tlakově diferenčním převodníkem. Oba pneumotachometry byly složeny ze čtyř radiálně uspořádaných tenkých mosazných trubiček, v každé trubičce bylo šest otvorů pro zjišťování změny tlaku proudícího vzduchu. Vnější i vnitřní otvory masky byly překryty sítkou sloužící k narovnání toku vzduchu nebo jako lapač kapének, které by mohly části pneumotachometru ucpat. Princip samotného měření maximální spotřeby kyslíku spočíval v detekci změn tlaku diferenčním převodníkem. Následně došlo k digitalizaci dat AD převodníkem a jejich nahrání do tabletu, jenž byl k AD převodníku připojen pomocí USB kabelu. Dále byl napěťový signál převeden na hodnoty průtoku (l/s). Z pneumotachometru byla přes laterální otvory vedena hadička k senzoru O₂ nacházejícímu se v elektronickém řídicím modulu a vzduch odebíraný při ventilaci zvířete skrz tuto hadičku byl analyzován senzorem. Elektronický řídicí modul byl uzpůsoben pro uložení v batohu na zádech jezdce stejně jako baterie či tablet. K zobrazování získaných parametrů byl použit software LabVIEW (National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA), kdy výstupem pro vybranou sekvenci dechů byla frekvence dýchání, maximální nádechové a výdechové rychlosti, dechový objem, minutová ventilace a také parametr VO₂max, více v [29].

Maska typu B pro zátěžové testy na běžecím pásu obepínala dokola spodní část hlavy koně, oproti tomu maska typu R byla navržena pro terénní měření tak, aby kůň měl volnou spodní čelist a mohl tak nosit odpovídající výstroj na ježdění. U obou typů masek bylo použito s výjimkou otvorů pro dýchání neoprenové těsnění. Masky byly uchyceny pomocí řemínek na obličej a temeno koně, detailně v [29].

Studie byla rozdělena na studie A, B a C. Zatímco dvojice koní se účastnila pouze části A, další dvojice koní participovala v částech B a C a jiná čtveřice koní byla zahrnuta ve všech studiích. Ve skupině A bylo zjišťováno, zda nošení masky B při zátěži velké intenzity na běžecím pásu ovlivňuje výměnu dýchacích plynů. Po každém zátěžovém testu byla koním odebrána krev, která byla analyzována na přítomnost krevních plynů. Dále byl realizován kontrolní zátěžový test bez masky. Ve skupině B byly testovány masky B a R a maska s otevřeným průtokem vzduchu, která je standardně používána při takovýchto laboratorních měřeních, zde sloužila jako referenční. Hodnoty VO₂max u masek B a R byly stanoveny pomocí software pro analýzu ventilačních objemů a koncentraci kyslíku a korekcí BTPS. V případě studie C byla posuzována opakovatelnost měření, proto byl zátěžový test proveden za stejných podmínek jako v případě předchozí studie s maskami B a R. Získaná data byla dále porovnávána a byla sledována jejich vzájemná korelace, viz [29].

Výsledky ukázaly, že v hodnotách krevních plynů nebyla zjištěna žádná významná odchylka a že vyvinuté masky B a R jsou přesné, lehké, snadno nositelné, neomezují a maska R je vhodná pro použití v terénu. Aby nedocházelo při vysoce intenzivní zátěži k zvýšenému odporu proudícího vzduchu a tím k omezení výměny krevních plynů, je nezbytné zajistit dýchací otvory v masce o průměru nejméně 76 mm. Dostupné studie provedené za použití komerčně vyráběných masek (např. Meta Vet 1.0, K4b², Quadflow) o menším průměru otvorů naznačily, že při určité rychlosti dochází k omezení dechového objemu testovaného subjektu. Výhodou těchto masek je však jejich lepší schopnost registrovat drobné změny tlaku při měření v klidu nebo v pomalejších chodech koně právě z důvodu menší plochy pneumotachografu, více v [29].

1.4 Nositelné systémy pro stanovení teploty

Teplota je vitální funkcí odrážející sebemenší změny a odchylky ve fyziologii organismu. Jelikož souvisí s důležitými funkcemi organismu, detekcí teplotních změn tak můžeme zaznamenat informace týkající se výživy a trávení, rozmnožování a gravidity, tělesné aktivity, cirkadiálního rytmu, stresu a v neposlední řadě také zdraví. Udržování tělesné teploty organismu u savců a ptáků závisí zejména na dvou procesech. První proces spočívá v intenzivní produkci tepla v důsledku činnosti hlavních orgánů, jako jsou mozek, srdce, játra nebo ledviny, čímž je produkováno asi 60 % tělesného tepla vymezujícího teplotu tělesného jádra. Další proces termoregulace se skládá z komplexní rovnováhy mezi produkcí tepla a mezi rozptylem a redukcí centrálního tepla. Tento proces je řízen hypotalamem regulujícím průtok krve vedoucí teplo, sálání tepla a odpařování. Tepelný tok závisí na okolních podmínkách, mezi které se řadí například okolní teplota, vlhkost vzduchu, povětrnostní podmínky, slunečního záření a stín, podrobněji v [30].

Teplota tedy je ovlivňována jak fyziologickými procesy v těle, tak také může být projevem nemoci, stresu a podobně. Bylo dokázáno, že když jsou zvířata vystaveny stresu nebo bolesti, dochází u nich ke změně průtoku krve kapilárním řečištěm vlivem činnosti sympatiku, podrobněji v [31]. Taktéž včasné rozpoznání onemocnění projevující se změnou teploty hospodářských zvířat a následná léčba může minimalizovat ekonomické ztráty chovatele a podpořit udržitelnost chovu, jak bylo ukázáno v [32], kdy byl sledován výskyt respiračních onemocnění skotu v rámci monitorování teploty pomocí infračervené kamery. Kontinuálním měřením teploty můžeme předejít tepelnému stresu zvířat a tak i hrozícímu kolapsu důležitých orgánů.

Existují tři oblasti, kde lze teplotu měřit, a od toho se pak odvíjí různé naměřené hodnoty a jejich interpretace. Rozlišujeme teplotu tělesného jádra, střední periferní a periferní (povrchovou) teplotu. Teplotu tělesného jádra lze měřit v blízkosti hlavních orgánů senzory rektálními, vaginálními, bubínkovými, vaskulárními, intraperitoneálními či senzory umístěnými v trávicím traktu zvířete. Střední periferní teplota je teplota mezi tělesným jádrem a povrchem těla, takže se měří pomocí mikročipů implantovaných například do svalů zvířete. Implantát by se měl nacházet v hloubce větší než dva centimetry pod povrchem kůže. V případě, že senzor je v hloubce menší než dva centimetry nebo se nachází přímo na povrchu kůže, jedná se o teplotu periferní. Tu je možné měřit také na oku, nohou, vemeni nebo uších zvířete, více v [30].

V současnosti je možné dlouhodobě měřit teplotu pomocí kontaktních nebo bezkontaktních senzorů. Přímé měření je realizováno pomocí termočlánků a termistorů, zatímco pro bezkontaktní měření se používají senzory detekující infračervené záření. Termočlánky jsou založeny na Seebeckově termoelektrickém jevu, kdy spojením dvou různých kovů o různých teplotách dochází ke vzniku napětí. Teplota je měřena generováním malého napětí úměrnému teplotnímu rozdílu spojů. Nevýhodou termočlánků je velká chybovost měření a potřeba časté kalibrace, i přesto jsou využívány zejména pro měření extrémních teplot. Pro měření středního rozsahu teploty jsou vhodnější termistory. Termistor je polovodičová součástka fungující na principu změny elektrického odporu. Oproti termočlánkům jsou termistory přesnější a nemusí se tak často kalibrovat, nevýhodou však zůstává jejich nelinearita. Princip infračervené termografie je založen na detekci záření měřeného objektu ve spektru IR délek. Metoda předpokládá, že měřené těleso má teplotu nad absolutní nulou (0 K, tj. -273,15 °C), vlnová délka emitovaného záření pak odpovídá určité teplotě. K určení teplota musí být známa emisivita objektu, tj.

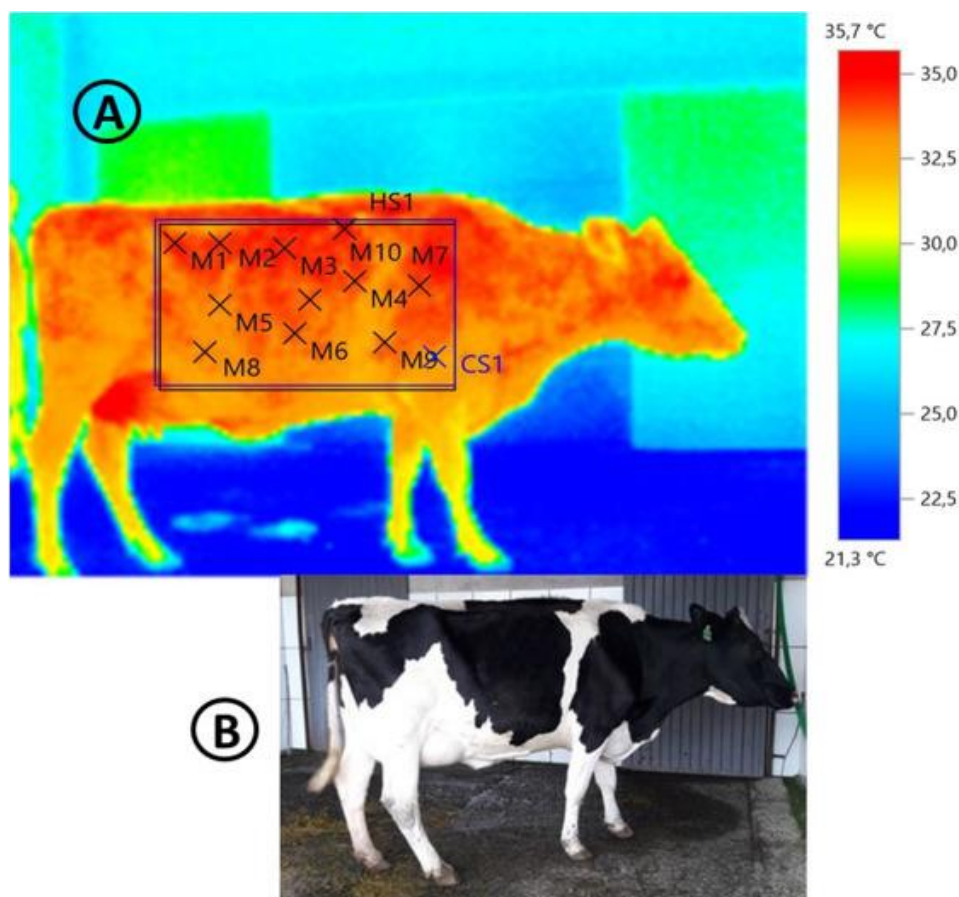
poměr mezi vyzařovacím výkonem povrchu tělesa při jakékoli vlnové délce a emisivita černého tělesa při stejné teplotě. Příkladem zařízení na této bázi jsou pak infračervené teploměry a termokamery. Infračervené teploměry (pyrometry) měří teplotu na povrchu zvířete v jednom bodu, oproti tomu termokamery jsou v podstatě složené z IR teploměrů a jejich výstupem je tak 2D termogram, kde je v každém pixelu vynesena bodová teplota. V případě použití měřidla na principu detekce IR záření je potřeba brát v úvahu okolní podmínky, vzdálenost přístroje od měřeného zvířete a úhel měření, stejně jako pokrytí pokožky srstí a její případné znečištění. Tabulka 1.1 uvádí přehled výše zmiňovaných senzorů pro měření teploty a přehled jejich charakteristik, detailně v [30].

Tabulka 1.1: Porovnání senzorů určených pro dálkové měření teploty u zvířat. [30]

	Termočláanky	Termistory	IR teploměr	IR kamera
Fyzikální princip	Termočlánek je tvořen dvěma různými dotýkajícími se kovy, Seebeckovo napětí (5 až 6 mV při 100 °C) se lineárně mění s teplotní změnou.	Termistor je polovodič vyrobený z oxidů kovů, jeho odpor se nelineárně mění se změnou teploty. Vysoká citlivost (~200 Ω/°C)	Celkový vyzařovací výkon objektu: $P = \epsilon \cdot \sigma \cdot A \cdot T^4$, kde ϵ je monochromatická emisivita materiálu, σ je Stefanova-Boltzmannova konstanta, A je plocha, ze kterého vychází detekovaná záření, T je absolutní teplota povrchu tělesa.	
Přesnost	Při 0 °C: standardní limit ± 4 °C, speciální limit ± 2 °C.	Typický signál 35 mV/°C, chyba 0,05 °C.	2 °C nebo 0,5 %	<0,1 °C \pm 2 % plného teplotního rozsahu.
Rozsah	-267 až 2316 °C	-100 až 500 °C	-25 až 100 °C (pro veterinární účely)	
Stabilita	Nestabilní, nutná kalibrace	Stabilní	Nutno kalibrovat předmětem o známé teplotě.	
Ovlivnění okolím	Bez ovlivnění okolím		Ovlivnění okolním zářením, prachem, lokální teplotou, vlhkostí, překážkami mezi snímačem a měřeným subjektem.	
Omezení a opatření pro správnost měření	Menší přesnost, stabilita, citlivost. Měří relativní teplotu (rozdíl mezi dvěma kovy).	Křehkost, omezený rozsah, požadavek na proudový zdroj, zahřívání, nelineárnost.	Optické rozlišení (poměr vzdálenosti a snímané plochy), zkreslení při úhlu snímání větším jak 30°, emisivita závislá na krytí pokožky a jejím znečištění, nutnost volby vlnové délky dle zájmu a použití širokoúhlého objektivu nebo teleobjektivu	
	Nutnost porovnávání s referenčním teploměrem, pravidelná kalibrace.			
Vzdálenost	Kontaktní		Jednotky metrů až 3000 metrů (a více)	
Časová odezva	2 - 3 s	Závisí na parametrech snímače	1 - 250 ms	

Tepelným stresem se zabýval kolektiv Isola a spol. ve studii [33] provedené na holštýnských kravách. Tepelným stresem jsou ohroženy stáda dobytka nejen pobytem v horkém prostředí, jelikož právě metabolismus holštýnských krav produkuje při laktaci velké množství tepla, to související právě s laktací a také s nezbytně vysokým příjmem krmiva pro podporu laktace. Cílem práce bylo tedy srovnat

adaptabilitu dvou exteriérových typů tohoto plemene [34], a to červenobílé a černobílé strakaté krávy. Měření probíhalo v teplém a studeném ročním období, v rámci práce byla srovnávána rektální teplota s teplotou povrchovou zvířete. Periferní teplota zvířete byla stanovena pomocí infračervené termografie, kdy termografické snímky byly pořizovány podle daného postupu a za stejných podmínek pro všechna měření. K tomu byla použita kamera Thermal Imager (Testo 870–1® Super Resolutions) s přesností $\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$, IR spektrálním intervalem $7,5 - 14\text{ }\mu\text{m}$, rozlišením 320×240 pixelů, teplotní citlivostí 100 mK při $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ a objektivem s pevným ohniskem 34° . Snímací vzdálenost byla 4 metry od zvířete a pro analýzu získaných dat byl použit software Testo IRSoft za stanovení hodnoty emisivity na $0,98$ odpovídající emisivitě biologické tkáně. Dále byla měřena bazální teplota v rektu za použití rtuťového teploměru. Bylo zjištěno, že červenobílé krávy vykazovaly na pigmentových skvrnách nižší teplotu než krávy černobílé nezávisle na ročním období, tento teplotní rozdíl byl však významnější v horkém období. Zvýšená rektální teplota u černobílých krav dokazuje absorpci tepelné energie a jeho rozvod způsobující zvýšené ohřívání organismu. Zajímavostí je, že teplota bílých skvrn byla u černobílých krav vyšší než u červenobílých, což opět naznačuje alespoň částečnou distribuci absorbované energie dopadající na tmavé skvrny, viz [33].

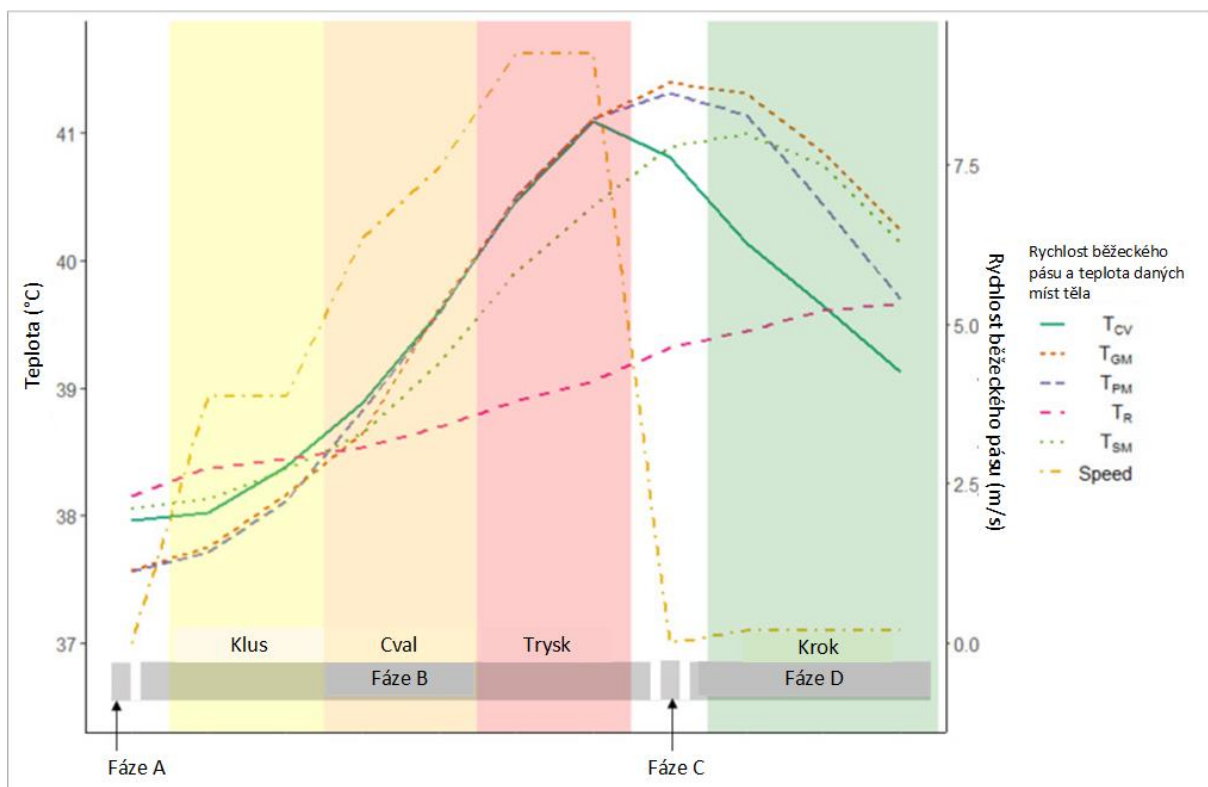


Obrázek 1.8: A) Termografie krávy: obdélník omezuje analyzovanou plochu; skvrny (M) přidělené na pigmentovaných a bílých skvrnách, studené skvrny (CS1) a horké skvrny (HS1). B) Normální fotka stejné krávy. [33]

Sledování tepla vznikajícího mechanickou prací svalů je důležité v jezdeckém sportu z důvodu prevence přehřátí, které může vést k tepelnému šoku nebo až k úhynu koně. Tato prevence nabývá důležitosti zejména u koňských sportovců, jako jsou například koně dostihoví. Využitím perkutánního mikročipu jako snímače teploty pro řešení zmiňované problematiky se zabývá studie Kang a kol., viz [35].

Zatímco Sellier a kol. [30] považují implantabilní mikročipy považovány za nevhodné pro určování teploty tělesného jádra, autoři rešerše připouští měření těmito senzory fungujícími na principu termistorů při určování teploty středně periferní nebo povrchové. V případě použití podkožních senzorů je třeba sensor implantovat na vhodné místo tak, aby nedocházelo k jeho posunu v těle zvířete.

V experimentu [35] provedeném za účelem validace perkutánních mikročipů jako senzoru teploty byla sledována teplota koní před, během a po zátěži. Ve studii byl použit mikročip (LifeChip® with BiothermoTM; Destron FearingTM; TX, USA), jenž byl chirurgicky vpraven do maximální možné hloubky (2,01 – 2,36 cm) kolmo ke kůži do pravého šíjového svalu (T_{SM}), pravého hýžděového svalu (T_{GM}) a pravého prsního svalu (T_{PM}). Jako referenční byla měřena teplota v jugulární žíle (T_{CV}) skrz katetr s termočlánekem (Physitemp Instrument; Clifton, NJ, USA) a zobrazována na monitoru. Dále byla měřena rektální teplota (T_R) teplotním senzorem (HOBO Pro v2; U23-002; Onset Computer Corporation; Bourne, MA, USA). Samotný zátěžový test probíhal na běžeckém pásu, data z mikročipů byla získávána každých 30 s pomocí skenerů (GPR+; Destron FearingTM; Dallas, TX, USA), před začátkem a po skončení zátěže jednorázově a během ochlazování zvířete byla teplota zapisována co minutu.



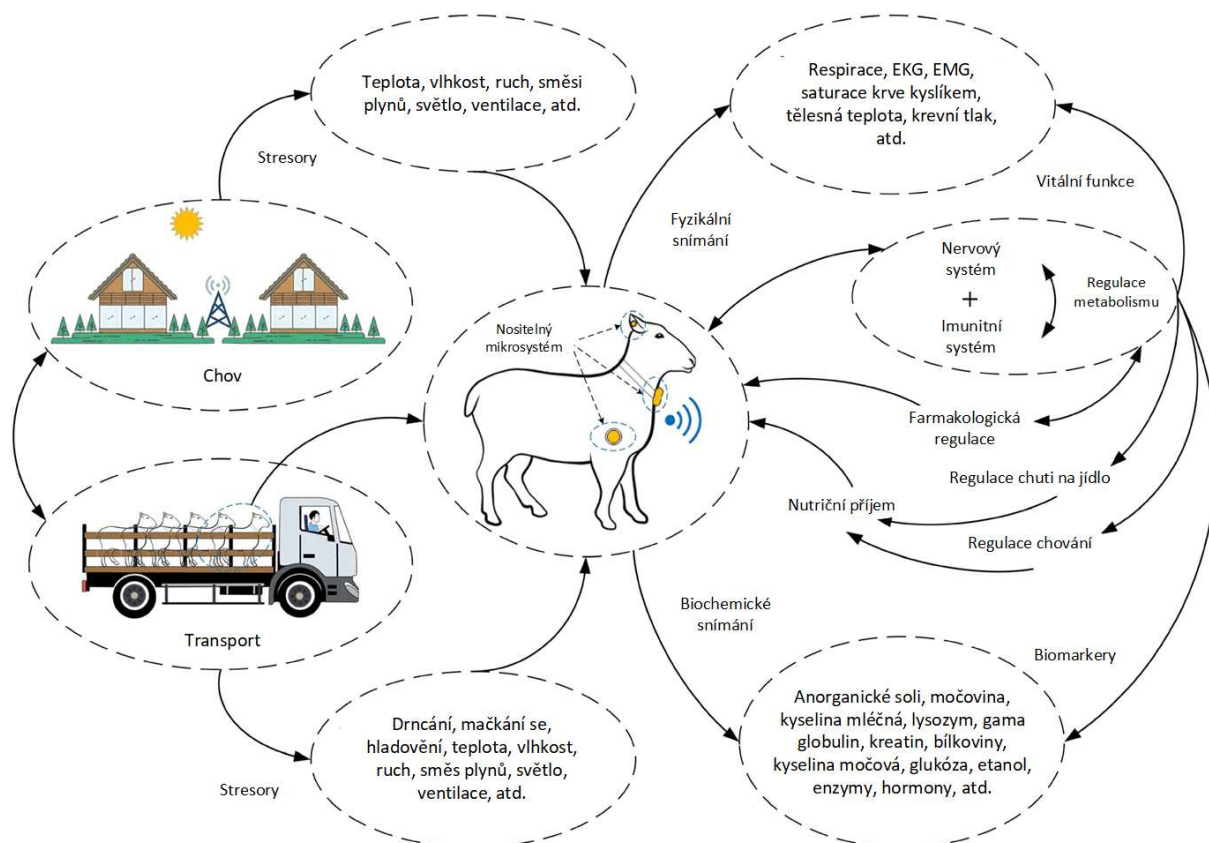
Obrázek 1.9: Průměrná teplota před zátěží (fáze A), během zátěže (fáze B), po zátěži (fáze C) a ochlazování (fáze D). [35]

Většina zaznamenaných hodnot byla statisticky normálně rozdělena. Výsledky ukázaly (Obrázek 1.9), že nejvhodnějším místem pro implantaci perkutánního mikročipu pro měření teploty je prsní sval na základě korelace naměřených hodnot během zátěže s teplotami získanými z jugulární vény, které jsou považovány za hodnoty blízké teplotě tělesného jádra. Podobně spolehlivá data mohou být získávána také v hýžděovém svalu. Autoři dále uvádějí, že v předběžné studii implantovali sensor také do šíjového vazy koně, měření však ukázalo jen malou korelaci s referenční teplotou. Naměřená teplota ve svalu

se liší v závislosti na umístění zařízení a intenzitě práce daného svalu. Další zkoumání implantabilních mikročipů pro měření teploty by mohlo vést k nalezení nejučinnější techniky chlazení závodních koní a bylo by taktéž užitečné z hlediska předcházení zdravotním komplikacím, detailně v [35].

1.5 Multisenzorické nositelné systémy

Internet věcí (IoT) propojuje objekty, jako jsou senzory, ovladače aj., s komunikačními technologiemi a tvoří tak inteligentní síť. Technologie nositelného IoT díky širokým možnostem získávání dat se neomezuje jen k analýze zdravotního stavu jedinců, ale může být používána také za účely vývoje chytrého a precizního zemědělství. Technologie tak hrají podstatnou roli v časném varování před nemocemi zvířat, mohou sledovat reprodukční cyklus, řídit přesné krmení, dojení apod., což může pomoci zvyšovat welfare zvířat, efektivitu a udržitelnost chovu i bezpečnost potravin. Precizní zemědělství má tedy za cíl využívat dostupných senzorů a vytvářet tak online monitorovací systém. W-IoT využívá pokročilé nositelné senzory, jež vytvářejí multisenzorický systém. Biochemické senzory specificky reagují na určité chemické složky nebo využívají bioaktivní jednotky (enzymy, nukleové kyseliny, aj.) k reakci a následně generují signály odpovídající koncentraci specifické látky. Tyto senzory jsou vhodné například pro vyhodnocování množství iontů z potu nebo glukózy v krvi, takže poskytují informace o fyziologickém stavu organismu. Fyzikální senzory jsou vhodné pro monitorování vitálních funkcí a fyzické aktivity zvířat. Reprezentací výše zmíněných mohou být implantabilní mikrosenzory nebo inteligentní senzory, viz [36].



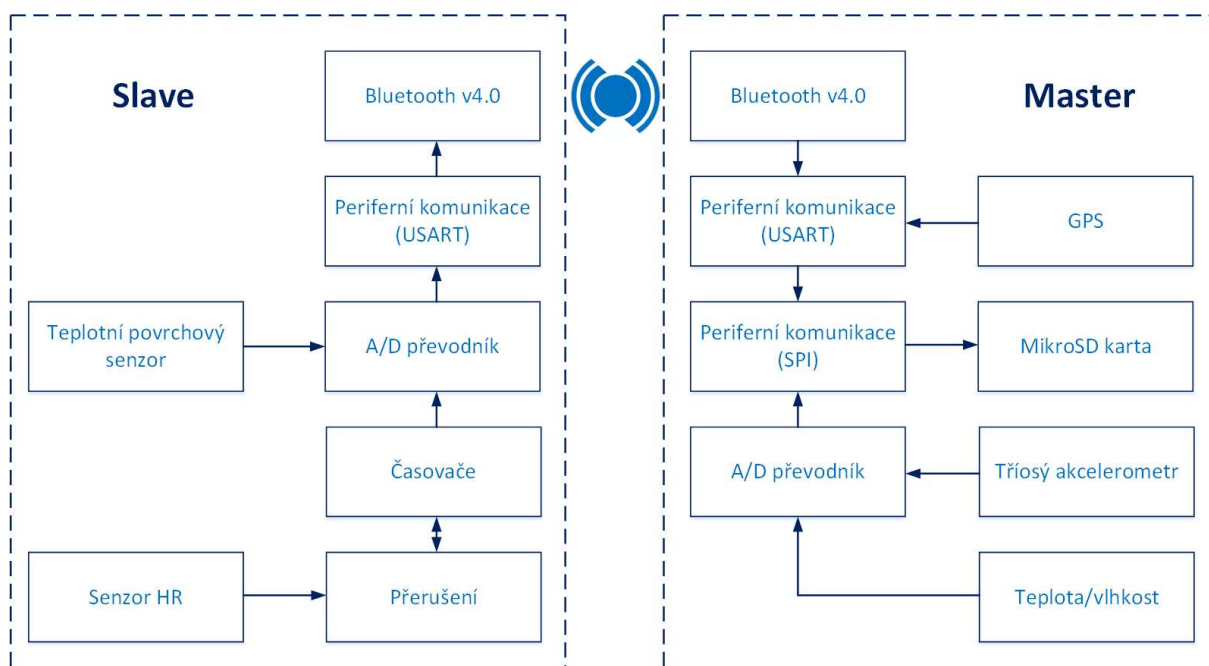
Obrázek 1.10: Schématický diagram vnímání informací pomocí nositelného zařízení pro precizní zemědělství. [36]

Studie Zhang a kol. [36] uvádí možnosti způsobu nošení systémů a porovnává místa aplikace, sledované parametry nebo přesnost měření. Senzory mohou být umístěny v uzavracím popruhu na krk nebo nohy, přesnost měření však bude nízká. Spolehlivost nalepovacího senzoru na povrchu kůže bude vyšší,

nejlepší přesnosti však budou dosahovat v případě správného místa aplikace implantabilní senzory. Sloučením dat z více senzorů nám může podat nezávislé, komplexní a přesné informace. Nositelný multisenzorický systém IoT je tak lépe přizpůsobitelný prostředí, má širší dimenzi vnímání, vysokou přesnost měření a rychlost zpracování, dlouhodobým používáním se zvyšuje návratnost investiční nákladů.

W-IoT mohou být rozlišovány podle způsobu komunikace. Existuje několik bezdrátových sítí rozdělených podle dosahu, a to sítě osobní (WPAN), lokální (WLAN), rozsáhlé (WWAN) a rozsáhlé s nízkou spotřebou (LPWAN). Ke komunikačním technologiím typu WPAN se řadí například RFID, NFC a Bluetooth, k WLAN spadá Wi-Fi nebo ZigBee, k WWAN sítím 3G, 4G a 5G a k LPWAN pak LoRa nebo NB-IoT, což je úzkopásmová síť internetu věcí. Každý způsob přenosu dat má své výhody a nevýhody. Módy RFID a NFC jsou vhodné pro nalepovací senzory a mikro systémy pro sledování koncentrace dané látky v tělních tekutinách, zatímco Bluetooth a ZigBee se využívají měřících obojků a popruhů za účelem monitorování vitálních funkcí. Technologie 5G je rovněž vhodná pro snímací pásy, její použití je však limitováno vysokou energetickou náročností na provoz. Systémy založené na komunikaci NB-IoT nebo LoRa mají největší dosah a zároveň nízkou spotřebu energie, jsou tedy vhodné pro použití ve velkochovech v rámci precizního zemědělství, podrobněji v [36].

Nositelný systém pro monitorování stresu u ovcí byl vyvinut a testován týmem Cui a spol. [37] Tento multisenzorický systém byl založen na principu internetu věcí (IoT) za účelem předcházení stresu zvířat během transportu, kdy byla dlouhodobě sledována variabilita srdeční frekvence a periferní teplota jednotlivých zvířat. Samotný systém byl navržen tak, aby neomezoval zvíře a nevystavoval jej dalšímu stresovému faktoru. Do tohoto výzkumu bylo zahrnuto na 60 zdravých zvířat podobného věku a váhy bez zkušenosti s přepravou. Měřicí systém se skládal z jednotek master a slave, kdy hlavní jednotka získávající data z okolí obepínala elastickým pásem trup zvířete, zatímco podřízená jednotka sledující biologická data byla připevněna na krk ovce.

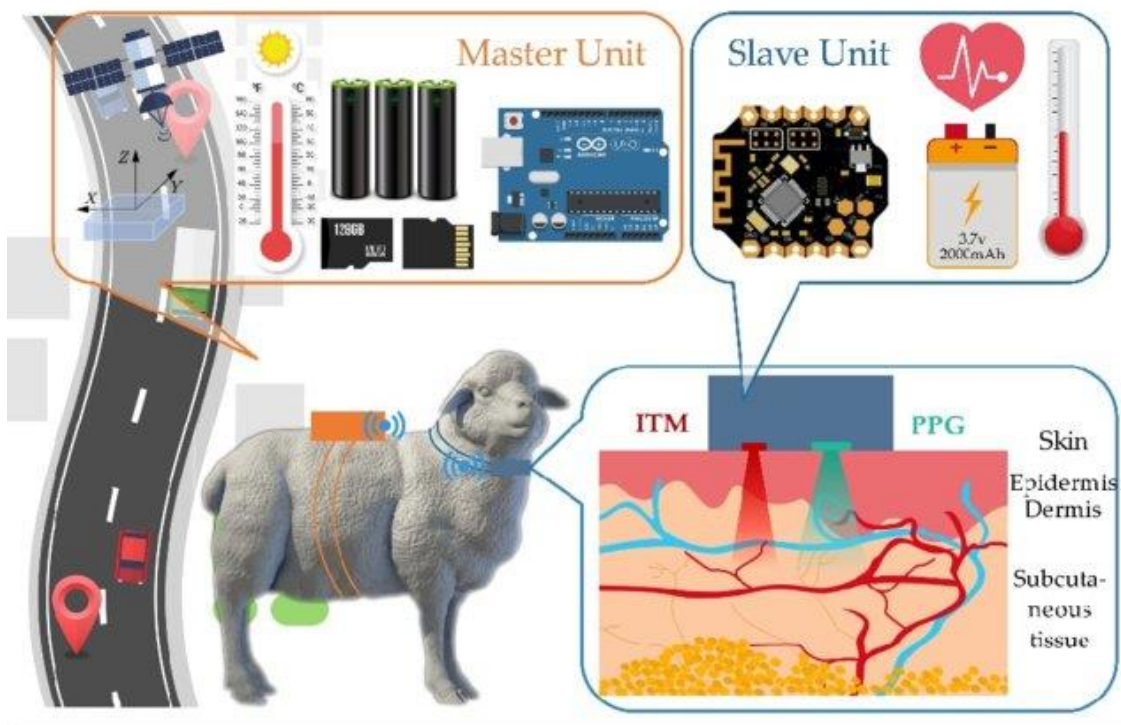


Obrázek 1.11: Blokový diagram jednotek master a slave. [37]

Slave jednotka, zodpovědná za sběr biosignálů a jejich odesílání do master jednotky, obsahovala 8-bitový mikroovladač AVR-ATmega328P (Microchip Technology Inc., Chandler, AZ, USA) s osmi porty pro senzory. Zde byly připojeny senzory pro měření HR a tělesné teploty. Srdeční frekvence byla stanovena pomocí fotopletysmografie, která je sleduje pulsní vlnu v arteriálním řečišti. Změna mezi množstvím vyslaného a odraženého světla je závislá na objemu pulsující krve v arteriích a je zobrazována jako pulsní vlna, jejíž analýzou lze získat údaj o tepové frekvenci zvířete. V této studii byl pro potřebu měření HRV použit zelený LED čip (Kingbright, Walnut, CA, USA, AM2520) vysílající vlnovou délku 515 nm, zatímco jako přijímač byl zvolen čip (Avago, City of San Jose, State of California, USA, APDS-9008) s rozsahem 500 až 610 nm. Měření teploty zvířete bylo realizováno pomocí infračerveného senzoru s čipem MLX90615. Principy tohoto bezkontaktního měření byly rozebírány v kapitole 1.4. Analogové signály z obou senzorů byly převedeny na digitální a následně odesílány do master jednotky pomocí Bluetooth v4.0 RF transceiver CC2540 (Texas Instruments, Dallas, TX, USA), více v [37].

Master jednotka byla tvořena 8-bitovým mikroovladačem AVR-ATmega2560P (Microchip Technology Inc., Chandler, AZ, USA), ta byla také zodpovědná za ukládání dat na mikro SD kartu. Zde byly také připojeny senzory získávající informace o prostředí přepravy, tj. GPS modul u-blox 6, senzor DHT22 pro monitorování teploty a vlhkosti prostředí a také tříosý akcelerometr pro monitorování vibrací, viz [37].

Činnost mikroovladačů, jako je získávání, přenos, zpracování nebo ukládání dat, byla řízena programy, jež byly vyvinuty skrz platformu Arduino v1.8.4. Provoz zařízení byl závislý na lithiové baterii, respektive na několika nikl-metal hydridových bateriích. Samotné zobrazení dat bylo realizováno skrz rozhraní Windows 10, podrobněji v [37].



Obrázek 1.12: Architektura nositelného multisenzorického systému pro monitorování stresu u ovcí. [37]

Získaná data HRV byla analyzována v časové doméně a posuzována podle vypočtených statistických parametrů. Data získaná prezentovaným systémem z biosenzorů byla srovnána s naměřenými daty

s veterinárním monitorem (Surgivet V9204, USA). Bylo zjištěno, že při přepravě zvířat dochází ke zvýšení srdeční činnosti, stejně jako k nárůstu teploty oproti klidovému stavu z důvodu jejich stresové reakce. Důvodem změny HR mohou být vyjma nového prostředí také otřesy způsobené pohybem vozidla po silnici, jak ukázaly informace získané ze senzorů monitorující okolní podmínky transportu. Navrhovaný nositelný systém prokázal odolnost a robustnost při měření, jeho spolehlivost však nebyla testována na jiných zvířatech než právě na ovcích, viz [37].

2 Přehled HW a SW

Tabulka 2.1 uvádí stručný přehled použitého HW a SW vybavení a způsoby přenosu dat v experimentech, jež byly zmíněny v kapitole 1. Taktéž je zde uveden sledovaný parametr a reference k dané studii.

Tabulka 2.1: Přehled použitého vybavení a přenosu dat pro monitorování vitálních funkcí.

Sledovaný parametr	HW pro monitorování	Přenos dat	Zobrazení/zpracování dat	Reference
HRV	Elastický pás s e-textile elektrodami, přenosné elektronické zařízení	Bezdrátové (blíže nespecifikováno)	Mobilní zařízení, ukládání dat na SD kartu	[17]
HRV	Elastický pás s e-textile elektrodami, záznamové zařízení	Bluetooth	Mobilní zařízení, PC, Matlab	[18]
HRV	Elektrody, Holterovský monitor, fixační pásy	Po skončení měření	PC, CubeHolter SW	[19]
HRV	Polar Equine systém	Bluetooth	Mobilní zařízení, FlowSync SW	[21]
HRV	Elektrody, Televet II	Bluetooth	Mobilní zařízení nebo PC, uložení dat na mikro SD kartu v nositelném zařízení	[22]
HRV	Polar Equine pás s elektrodami, senzor Polar H7	Bluetooth	IoTTool aplikace, SPSS Statistics SW	[23]
Respirace	FlexPock - senzor mag. impedance, akcelerometr, fotopletysmograf	Bluetooth	PC	[27]
Respirace	SpiritCor9D - senzory pro EKG, impedační pneumografii, akcelerometr	Po skončení měření	Uložení dat na vnitřní paměť nositelného zařízení, PC	[27]
Respirace	Senzor z vodivé pryže, mikrokontrolér	Wi-Fi	PC, Matlab	[28]
Respirace	Nositelná maska s pneumotachometrem, elektronický modul	USB kabel	PC, LabVIEW	[29]
Teplota	Termografická kamera	USB kabel	PC, Testo IRSoft SW	[33]
Teplota	Perkutánní mikročip, skener pro mikročipy	Skener umožňuje Bluetooth nebo USB přenos	PC	[35]
HRV + teplota	Mikroovladač, senzory pro HRV a teplotu	Bluetooth	Mikroovladač, ukládání dat na mikro SD kartu	[37]

Z výše uvedeného přehledu je zřejmé, že nejvyužívanější metodou sloužící k určení HRV je snímání elektrické aktivity srdce, podrobněji v [17], [18], [19], [21], [22], [23]. V případě monitorování dechové aktivity je systém odvozen od požadavků na sledovaný subjekt, takže u malých zvířat byly použity dechové pásy založené na různých principech, viz [27], [28], zatímco při měření respirace u koní v zátěži byly použity nositelné masky s pneumotachometrem, více v [29]. Měření teploty u krav bylo realizováno termografickou kamerou, viz [33], u koní pak byla sledována spojitost přesnosti měření s umístěním perkutánního mikročipu, jak uvádí [35]. Pokud bylo sbíráno více biologických dat najednou, byla činnost daných snímačů řízena mikroovladačem, viz [37].

Nejběžnějším způsobem bezdrátového přenosu dat je Bluetooth, případně byla data extrahována po měření kabelovým propojením nositelného systému s počítačem. Většina získaných signálů byla dále zpracovávána v různých SW, z nichž často používaným byl Matlab. V současné době je však trend data odesílat a vyhodnocovat je v mobilních aplikacích, viz [17], [21].

3 Metody pro odstranění rušení

Tato kapitola se zabývá rozбором vybraných metod pro odstranění rušení signálů, jež jsou vhodné pro použití u biosignálů naměřených také na zvířatech.

3.1 Metoda ICA

Metoda analýzy nezávislých komponent (ICA) spočívá v separaci nezávislých signálů, jež byly smíchány. Princip ICA může být popsán fenoménem koktejlové párty, kdy se posluchač snaží z několika hlasů (tj. více zdrojů) selektovat jeden hlas. Přesná definice této metody předpokládá n lineárních směsí x_1, \dots, x_n z n nezávislých komponent. Pokud upustíme od časového indexu t , můžeme považovat směs x_j a nezávislou složku s_k za náhodné veličiny. Dále lze předpokládat, že směsné proměnné a nezávislé komponenty mají nulový průměr, případně proměnné mohou být vycentrovány odečtením průměru vzorku. Metoda je použitelná u nezávislých komponent, jež nemají Gaussovské rozložení hustoty pravděpodobnosti jednotlivých složek, viz [38].

Analogií k problému koktejlové párty může být z hlediska biomedicínských dat elektroencefalogram (EEG). Potenciály měřené na povrchu hlavy jsou směsí signálů z jednotlivých aktivních center mozku, proto je zde vhodné použít k separaci signálů metodu ICA, podrobněji v [39]. Zpracování EEG touto metodou zmiňuje také práce [40].

Práce [39] zmiňuje, že pokud bychom měli dva mluvčí s_1, s_2 vydávající akustický signál $s_1(t)$ a $s_2(t)$ a snímače signálu označené jako $x_1(t)$ a $x_2(t)$, můžeme snímače vyjádřit lineárními rovnicemi:

$$x_1(t) = a_{11}s_1 + a_{12}s_2, \tag{1}$$

$$x_2(t) = a_{21}s_1 + a_{22}s_2.$$

Rovnice 1 vyjadřují základní model ICA, kdy v procesu míchání nedošlo k časovému zpoždění. Uvedený zápis lze obecně nahradit vektorově-maticovým zápisem, kde \mathbf{x} označuje náhodný vektor s prvky x_1, \dots, x_n a \mathbf{s} je náhodným vektorem s prvky s_1, \dots, s_n . Matice prvků a_{ij} je reprezentována jako \mathbf{A} , viz [38]. (Vektory jsou zapsány malým tučným a matice velkým tučným písmem.) Model ICA je tedy vektorově-maticově zápisem dán jako:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{s}. \tag{2}$$

Nezávislé složky jsou latentními proměnnými, takže nemohou být přímo pozorovány. Jelikož předpokládáme, že směšovací matice \mathbf{A} je neznámá, je potřeba z pozorovaného vektoru \mathbf{x} odhadnout také matici \mathbf{A} a \mathbf{s} . Pro zjednodušení lze matici \mathbf{A} považovat za čtvercovou. Poté, co ji odhadneme, může být vypočítána inverzní matice \mathbf{W} , více v [38]. Nezávislá komponenta je vyjádřena jako:

$$\mathbf{s} = \mathbf{W} \cdot \mathbf{x}. \tag{3}$$

ICA se řadí k metodám pro provádění slepé separace zdroje (BSS). Jako „zdroj“ je zde chápán původní signál, tj. nezávislý komponent. Zároveň víme velmi málo, případně nevíme nic o směšovací matici. Metoda analýzy nezávislých komponent vede podle vzorce 2 ke dvěma nejednoznačnostem. Jednak nelze určit energii nezávislých komponent, dále nelze určit jejich pořadí, podrobněji v [38]. Metoda slepé separace zdroje je zmíněna také v [41].

3.2 Metoda PCA

Metoda hlavních komponent (PCA) je statistická metoda sloužící k transformaci dat z vícerozměrného prostoru do prostoru s nižší dimenzí. Cíle PCA metody je tedy redukce vícedimenzionálních dat. Transformovaná data se tak promítnou do nejdůležitějších lineárních směrů, naopak méně důležité směry jsou zanedbány. Původní vzájemně korelované proměnné jsou nahrazeny novými vzájemně nekorelovanými s tím, že první hlavní komponent (první nová souřadnicová osa) se nachází ve směru největšího rozptylu mezi objekty. Druhý hlavní komponent je kolmý na první, zároveň je vedený ve směru druhého největšího rozptylu mezi objekty, atd. V novém prostoru je oproti původnímu zachována relativní pozice objektů, více v [42].

U metody PCA je vstupem matice \mathbf{X} typu $n \times p$, kde n jsou známé hodnoty pozorování pro p původních proměnných. Výstupem metody je odhad zdrojové matice \mathbf{X} , která obsahuje hodnoty n měření pro p^* hlavních komponent, viz [43].

„Při změně souřadnic z objektů v původních znacích na objekty v hlavních komponentách dochází k rozdílu, tedy ke ztrátě informace projekcí do menšího počtu rozměrů. Tento rozdíl nazýváme mírou těsnosti proložení modelu PCA nebo také chybou modelu PCA. Jednou z nejdůležitějších součástí metody hlavních komponent je její interpretace, tj. vysvětlení užitých hlavních komponent, jejich pojmenování a vysvětlení vztahu původních veličin k hlavním komponentám. Aproximace zdrojové matice dat \mathbf{X} má řadu výhod v interpretaci dat. Jedná se nejen o změnu souřadnicového systému, ale také především o nalezení tzv. šumu (ostatních zbývajících hlavních komponent) a jeho vypuštění.“ [43]

Ztrátou informací při PCA vzniká chybová matice \mathbf{E} o rozměru $n \times p^*$, takže platí vztah:

$$\mathbf{X} = \mathbf{Y}\mathbf{\Omega}^T + \mathbf{E}, \quad (4)$$

kde \mathbf{Y} je matice komponentních skóre a $\mathbf{\Omega}^T$ je matice komponentních zátěží, podrobněji v [43].

Základní princip aplikace metody hlavních komponent na signál EKG je stejný, avšak výsledky a jejich interpretace se mohou lišit. V některých případech je cílem najít kompaktnější reprezentaci signálu, jindy zase hledání specifických vzorů nebo extrakce určité fyziologické aktivity srdce, viz [44]. Při zpracování EKG, jež je rekurentním signálem, je možné analýzu srdečního cyklu založit na vzorcích z opakujícího se úseku v různých periodách. Metoda PCA vezme jako počáteční bod některý ze vzorků úseku, jež se nachází ve vhodné části srdečního rytmu. Toto umístění bodu se může lišit v závislosti na prováděné analýze, může zahrnovat celý rytmus nebo jen významné aktivity (vlny a komplexy). Reprezentativní data, popisující analyzovaný signál, se nazývají příznaky. Právě metoda PCA, stejně jako vlnková transformace, které je věnována kapitola 3.4, může sloužit k volbě vhodných příznaků, podrobněji v [45].

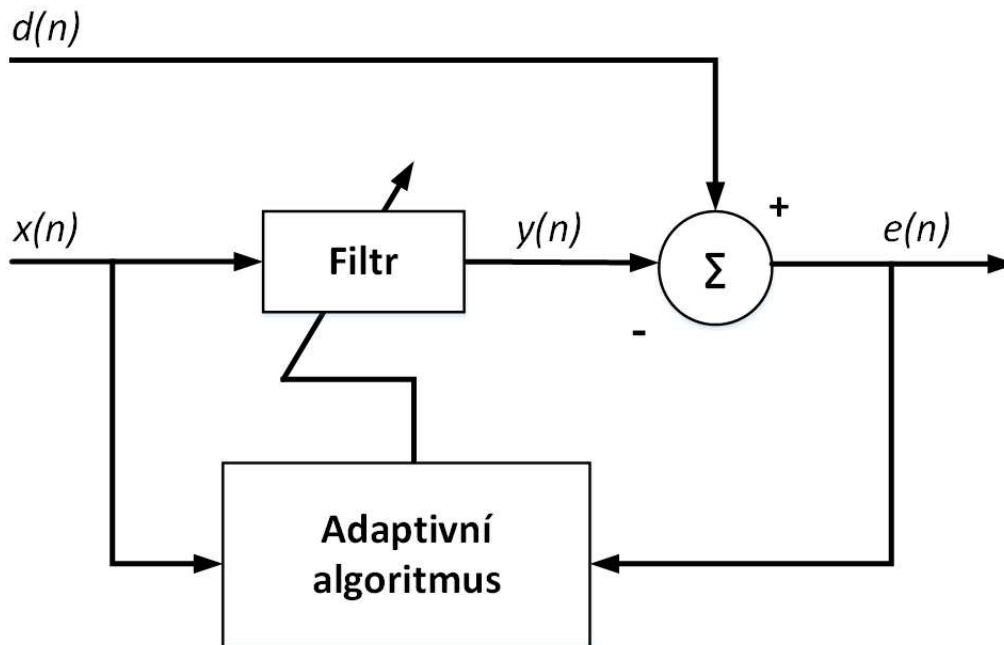
Současně je metoda PCA používána ke kompresi dat z vícekanálového EKG, případně k záležitostem týkajících se popisu a diagnostiky ischemie myokardu, ventrikulární repolarizace nebo fibrilace síní, viz [44].

3.3 Metoda adaptivní filtrace

Metoda adaptivní filtrace je realizována adaptivním systémem a používá se v rámci procesu zpracování signálu k odstranění šumu, odhadu průběhu signálu nebo pro identifikaci neznámého systému. Každý

adaptivní systém se sestává z adaptačního algoritmu, jenž přímo ovlivňuje koeficienty adaptačního filtru, jak je uvedeno v [46].

V základním adaptivním systému můžeme nalézt vstupní referenční signál $x(n)$, vstupní signál $d(n)$, výstupní chybový signál $e(n)$ a výstupní signál adaptačního filtru $y(n)$, viz Obrázek 3.1.



Obrázek 3.1: Schéma základního adaptivního filtru. [47]

3.3.1 Adaptační algoritmy

Existuje několik adaptačních algoritmů, k nejpoužívanějším se pak řadí algoritmus LMS. Jeho princip spočívá na metodě největšího spádu, tj. na gradientním vyhledávacím algoritmu. Závislost MSE výstupního chybového signálu $e(n)$ adaptačního FIR filtru na koeficientech filtru je vyjádřena kvadratickou křivkou s jedním globálním minimem. Posouváním koeficientů ve směru záporného gradientu křivky dochází k vyhledávání koeficientů s minimální MSE. Počáteční hodnoty koeficientů jsou postupně adaptovány až do chvíle, kdy je dosaženo bodu s nulovým gradientem, viz [46]. Výslednou rovnici pro tento LMS algoritmus je:

$$\bar{w}(n+1) = \bar{w}(n) + \mu[\bar{x}(n) \cdot e(n)], \quad (5)$$

kde $\bar{w}(n)$ je vektor koeficientů adaptačního filtru a μ je rychlost konvergence algoritmu. Mezi LMS algoritmy se řadí například leaky nebo normalizovaný LMS algoritmus, jak je uvedeno v [46]. Tato metoda je rovněž zmíněna v práci [48], jež se zabývá zpracováním biosignálů.

RLS algoritmus se vyznačuje rychlou konvergencí k optimálním koeficientům filtru. Algoritmus využívá sumu vážených čtverců chybového signálu jakožto kriteriální funkci. V praxi se tento algoritmus využívá tam, kde je nutné reagovat na rychlé změny signálu v čase, více v [46].

3.3.2 Adaptivní FIR filtry

Adaptivní filtry se obecně dělí na lineární a nelineární, v praxi se častěji používají filtry lineární, jelikož mají nižší početní náročnost. Lineární filtry pracují na principu superpozice, kdy je odezva na součet

vstupních signálů rovna součtu odezev na jednotlivé vstupní signály. Tyto lineární filtry mohou být dále rozděleny na filtry FIR s konečným počtem odezev a IIR s nekonečným počtem odezev, podrobněji v [46].

FIR filtrace se vyznačuje absolutní stabilitou a lineární fází. Jejím výstupem je konečná diskrétní konvoluce vstupního signálu a impulsní charakteristiky, což je vyjádřeno vztahem:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(n-k) \cdot h(k), \quad (6)$$

kde $x(n)$ je vstupní signál a $h(k)$ je impulsní charakteristika o délce N , délka impulsní charakteristiky ovlivňuje počet iterací adaptačního algoritmu, viz [46].

V práci [46] byl pro filtraci EKG signálu použit FIR filtr s LMS adaptačním algoritmem. Autor zmiňuje, že při filtraci EKG nesmí maximální chyba filtrace překročit 10 μV , resp. 2 % amplitudy, v závislosti na tom, který z údajů je vyšší. Bylo zjištěno, že s eliminací chyby filtrace roste doba ustálení systému a naopak. Vlastnosti filtru mohou být ovlivněny vhodnou volbou adaptační konstanty a délky impulsní charakteristiky, to znamená, že se zvyšující se hodnotou μ rychlosti konvergence algoritmu se systém rychleji přizpůsobí, chyba filtrace však bude vyšší. Pro délku impulsní charakteristiky N platí, že s její rostoucí hodnotou klesá doba ustálení a naopak roste chyba filtrace.

3.4 Vlnková transformace

Vlnková transformace (WT) je rozkladem signálu v časově-frekvenční oblasti, oproti tomu Fourierova transformace umožňuje pouze frekvenční rozklad signálu. Pro spojitý signál je dána jako:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (7)$$

kde $x(t)$ je rozkládaný signál a funkce $\psi^*(t)$ je komplexní mateřská vlnka. Dilatace vlnky a určuje její frekvenční spektrum, s rostoucí hodnotou tohoto parametru se nepřímo úměrně zužuje spektrum vlnky, stejně jako její střední frekvence se nepřímo úměrně posouvá k nižším frekvencím. Koeficient b určuje posun vlnky v čase, jak uvádí [49].

Podle vztahu 7 je vlnková transformace korelací signálu s mateřskou vlnkou, jenž má za výsledek nekonečnou množinu koeficientů $y(a, b)$, ty jsou pak nerovnoměrně rozloženy v časově-frekvenční oblasti. Výsledné koeficienty udávají podobnost vlnky s rozkládaným systémem, zároveň jsou tedy závislé na dilataci a posunutí v čase. Pokud jsou parametry WT spojitě, jedná se o spojitou vlnkovou transformaci (CWT) a v případě, že parametry jsou diskrétní, jedná se o diskrétní vlnkovou transformaci (DWT), více v [49].

Pokud je vlnková transformace aplikována na diskrétní signály (jinak také vlnková transformace s diskrétním časem – DTWT), její definice je zapsána jako:

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) \cdot h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) \cdot x(2^m n - i), \quad (8)$$

kde koeficient m nabývá hodnot $1, 2, \dots, M$ a M je stupněm rozkladu, podle kterého je signál rozložen do $M + 1$ frekvenčních pásem. Vlnková transformace s diskrétním časem může být realizována bankou oktávových filtrů nebo zrcadlovými filtry, viz [49].

Zpětná vlnková transformace (IDTWT) se využívá k rekonstrukci signálu z parametrů transformace v případě, že byly parametry upraveny (např. za cílem odstranění šumu). Stacionární (redundantní) vlnková transformace (SWT) je typem DTWT. Protože zde nedochází k podvzorkování výstupů, je potřeba upravovat impulsní charakteristiku filtrů v každém stupni rozkladu. Zpětná SWT je pak od IDTWT odlišná, více v [49]

Vlnková transformaci lze použít k analýze frekvenčních pásem a časových řad, k filtraci signálu, k detekci trendu signálu, k extrakci příznaků nebo ke kompresi signálu, podrobněji v [5].

4 Experimentální část

V rámci praktické části bakalářské práce byl nejprve sestaven měřicí řetězec sestávající se z měřicího kufru s implementovanou aplikací pro sběr dat a ze senzorů a elektrod. Bylo použito jednonábové EKG jako zlatý standard pro monitorování srdeční funkce a také dva mikrofony pro BKG s cílem ověřit robustnost balistokardiografie vůči rušení způsobeném zejména pohybovými artefakty.

BKG senzor byl u zvířat pilotně testován ve studii [50], avšak v této práci byl testován pro měření v zátěži. Jelikož balistokardiografie funguje na principu zaznamenávání mechanické činnosti srdce, nebyly pro použití této metody v pohybu očekávány příliš příznivé výsledky z důvodu výrazného rušení pohybovými artefakty, tuto domněnku však bylo zapotřebí experimentálně podložit. Pokud by však bylo dosaženo uspokojivých výsledků, hlavní výhodou monitorování zvířat pomocí BKG by byla zejména manipulace se senzorem, jelikož zde odpadá nutnost aplikace několika elektrod na vhodných místech, stejně jako jejich lepení či používání přípravků zvyšujících jejich vodivost.

Tabulka 4.1: Přehled identifikačních údajů subjektů.

	Subjekt č. 1	Subjekt č. 2
Jméno koně	Elizabeth von Rodowitz	Astorka II
UELN	203004200905258	203009226778607
Pohlaví	samice	samice
Rok narození	2009	2007
Plemenná příslušnost	fríský kůň	český teplokrevník

Dále byla provedena kontrola a ověření funkčnosti měřicího systému na subjektu č. 1 (klisna fríský kůň, 13 let) a samotné měření bylo konečně realizováno v klidu i pohybu na běžecím pásu na subjektu č. 2 (klisna, český teplokrevník, 15 let). Následně byla získaná data ze subjektu č. 2 pro tuto bakalářskou práci zpracována a analyzována a byly určeny statistické charakteristiky pro hodnocení použitého algoritmu detekce. Taktéž byla diskutována efektivita použití daných senzorů.

4.1 Použité vybavení

Pro experimentální část byl z vybraných dostupných komponentů vytvořen měřicí řetězec. Byl použit měřicí kufr, který disponoval programovatelným ethernet šasi NI cDAQ 9181, USB šasi NI cDAQ 9171 a modulem NI 9231 s 8 analogovými kanály pro měření vibrací. Tento kufr je díky svému odolnému krytu vhodným zařízením pro použití v terénu, zároveň není třeba mít k dispozici další měřicí kartu, která by byla v kombinaci s laptopem potřeba. Taktéž je lehce přenositelný a jeho ovládání je díky operačnímu systému Windows intuitivní. Do měřicího kufru byl implementován SW LabVIEW 2020 s aplikací pro sběr dat. LabVIEW tedy muselo být rozšířeno o knihovnu NI-DAQmx.

Mezi použité vybavení pro samotné získávání dat se řadilo také jednonábové EKG, jehož kabel byl rozveden pro tři elektrody k nacvaknutí, na druhé straně byl jack 3,5 mm. Výstupem k měřicímu kufru byl koaxiální kabel s BNC konektorem. Dále byly použity dva tlakové snímače – spirálky vyrobené z PVC

trubičky o průměru 5 mm vsíté do textilie s mikrofony GRAS 40PP CCP pro BKG a tříosý akcelerometr pro případné zhodnocení přítomnosti pohybových artefaktů.

Tabulka 4.2: Přehled použitého vybavení.

Název	Výrobce	Model
Integrovaný obvod - ECG 5 click	MIKROE	3446
EKG/EMG kabel	MIKROE	2457
Koaxiální kabel	ELEKTROKABEL	50 Ω , \varnothing 4,95 mm, RG58-100
Koaxiální BNC konektor	-	BNC-V CAB/K 50R RG58 SH
EKG Elektrody samolepící	Eurotrode	kulaté 50 mm
Mikrofon	GRAS	40PP CCP
Akcelerometr tříosý	ICP	356B18
Modul 8 kanálový analogový	NI	9231
LabVIEW	NI	2020
Pás pro senzory	Kruise	Televet Electrode Support, M

V případě zkušební testování navrženého systému na subjektu č. 1 bylo zjištěno, že pokud jsou použity příliš malé elektrody (zde jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody Ceracarta, kulaté 30 mm, pro humánní užití) v kombinaci s aplikací na koně, jenž má příliš hustou srst např. z důvodu trvalého venkovního ustájení v zimním období a jeho genetické predispozice (velmi hustá a/nebo dlouhá srst), může být znemožněno správně monitorovat EKG.



Obrázek 4.1: Upevnění pásu se senzory na koni Astorka II.

Pro samotné měření v klidu a zátěži na subjektu č. 2 byly vybrány jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody Eurotrode, kulaté 50 mm, zároveň místa pod aplikací elektrod nebylo potřeba holit i přes to, že kůň měl zimní srst. Navíc byl pod elektrody použit vodivý gel.

Veškeré senzory byly fixovány komerčně prodávaným pásem Kruuse, který primárně slouží pro fixaci elektrod pro EKG. V pásu jsou otvory, kterými je možné provléct kabeláž vedoucí k elektrodám či ostatním sensorům. Pás je přizpůsobován obvodu trupu koně pomocí suchých zipů, stejně jako je možné přidat kdekoli na vnější stranu pásu další přichytné pásky nebo kapsu např. pro telemetrický přístroj. Využití tohoto pásu přispívá k výrazné redukci pohybových artefaktů, jelikož pás omezuje pohyb kabelů, kterým by mohly být ovlivněny snímače. Pro maximalizaci omezení případných artefaktů způsobených pohyby senzorů byl pás Kruuse navíc fixován jednou (v případě měření fáze Klid 1), respektive dvěma elastickými pásy (v případě ostatních fází měření).

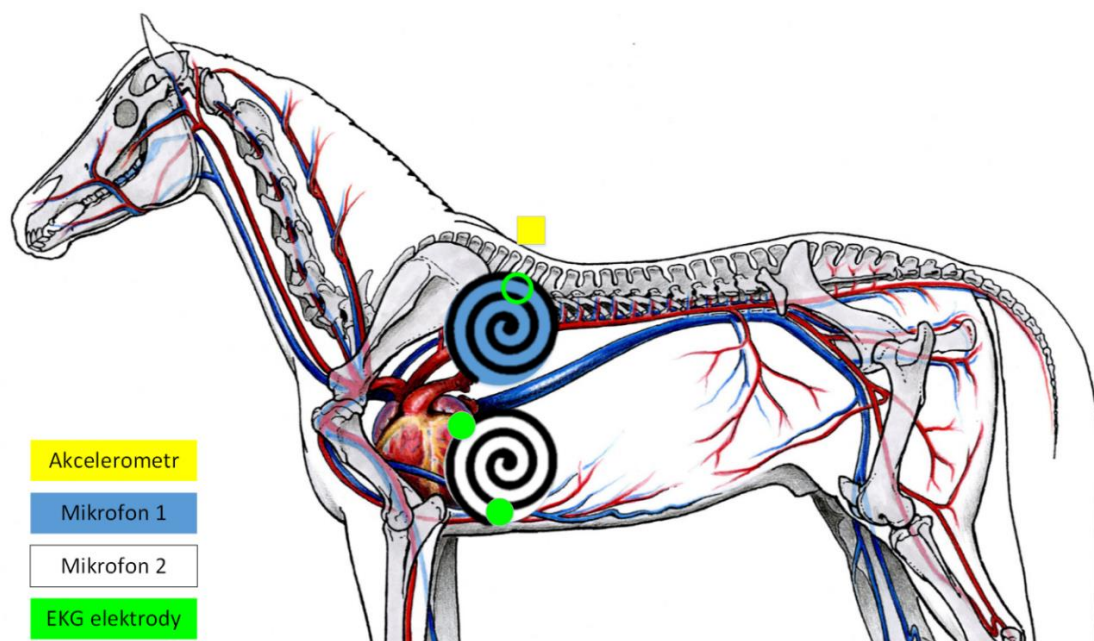
Následné zpracování signálu a jeho analýza proběhla za použití SW NI – LabVIEW 2020, viz dále kapitoly 4.4 a 4.5.

4.2 Rozmístění elektrod a senzorů

Neexistuje standardizované umístění EKG elektrod na koni, nejčastěji se však používá umístění báze – hrot. Zde byly použity tři elektrody pro jednokanálový záznam, dvě byly umístěny nad sebou na levé straně zvířete v blízkosti zhruba 10 cm od lokte v oblasti srdečního hrotu a třetí elektroda byla aplikována na pravou stranu za lopatku, s cílem detekovat umístění elektrody okolo srdeční osy.

Oba mikrofony pro balistokardiografii byly umístěny na levé straně koně. Mikrofon č. 1 (bílá spirála) byl umístěn experimentálně v oblasti aorálního oblouku v blízkosti lopatky, mikrofon č. 2 (modrá spirála) pak v oblasti srdečního hrotu v blízkosti lokte zvířete. Určení umístění tohoto senzoru vyplývalo jednak z důvodu přítomnosti srdečního apexu, také ale z experimentu provedeného v [50].

Tříosý akcelerometr byl jako doplňkové zařízení umístěn po vzoru studie [17] na hřbetě koně pod fixační pás. Ilustrační rozmístění senzorů znázorňuje Obrázek 4.2.



Obrázek 4.2: Rozmístění elektrod a spirálek s mikrofony v závislosti na anatomii cévního systému koně. [51]

4.3 Získávání dat

Jak již bylo zmíněno, data analyzovaná v této práci byla získána v rámci měření na subjektu č. 2, na koni Astorka II, realizovaném na Veterinární univerzitě v Brně. Experiment probíhal v několika částech, a to jako dvě klidová měření a tři v zátěži na běžeckém pásu, kdy dvě části byly v kroku a jedna v klusu. V rámci samotného experimentu bylo celkem nasbíráno okolo 45 minut záznamu dat, vzorkovací frekvence byla 5120 Hz.

Nejprve proběhlo umístění senzorů a zapojení měřícího řetězce. Umístění senzorů zůstalo pro všechny části měření stejné. První část měření, tj. Klid 1, proběhla na místě přípravy, a to v boxu koně. Během tohoto desetiminutového měření byl kůň znuděn z předchozího chystání, takže pohyboval hlavou v různých směrech, kousal do vodítka či věcí okolo, přešlapoval nebo kýchnul a podobně.

Následně byl kůň přiveden na běžecký pás, kde byla realizována zbylá měření. Při fázi Krok 1 šel kůň svým nejpomalejším chodem. Rychlost pásu byla konstantě nastavena na 1,4 m/s, přičemž sběr dat trval opět 10 minut, takže byla uražena vzdálenost 1400 m. Tato část proběhla bez komplikací.

V části Klus se kůň dostal do zde nejrychlejšího realizovaného pohybu, který je specifický svým výrazným projevem v ose y. Rychlost pohybu pásu v jednocentním sklonu byla 4 m/s, doba trvání fáze pak 5 minut, takže uražená vzdálenost byla 800 m. Tato část proběhla rovněž bez komplikací.

Po klusové fázi následovala část v kroku nazvaná Krok 2, kdy se kůň vydýchal po zátěži. Část trvala 5 minut a nedošlo v ní k žádné výrazné nežádoucí události.

Konečnou fází byl Klid 2, který byl realizován přímo na pásu, takže bylo omezeno riziko případného pohybu senzorů, které by mohl vzniknout vlivem přesunu koně do jiných prostor. Stejně jako začáteční měření v klidu byla data v této části sbírána po dobu deseti minut. V tomto případě taktéž nebyla zaznamenána žádná mimořádná událost.



Obrázek 4.3: Realizace zátěžového měření.

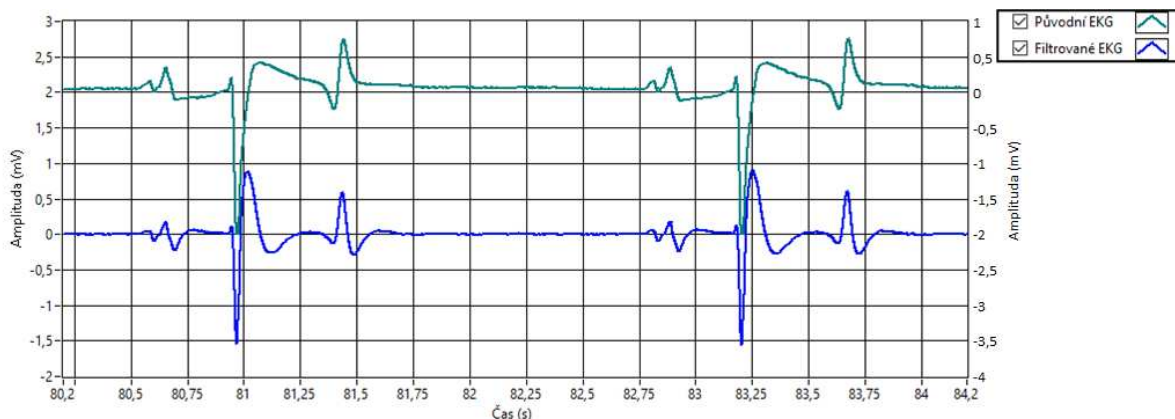
4.4 Zpracování signálu

Pro získané záznamy signálů byla navržena aplikace v LabVIEW 2020. Parametry pro předzpracování signálu z EKG a BKG byly určeny jak experimentálně, tak také na základě již dříve realizovaných experimentů, zejména pak podle [5] a [50].

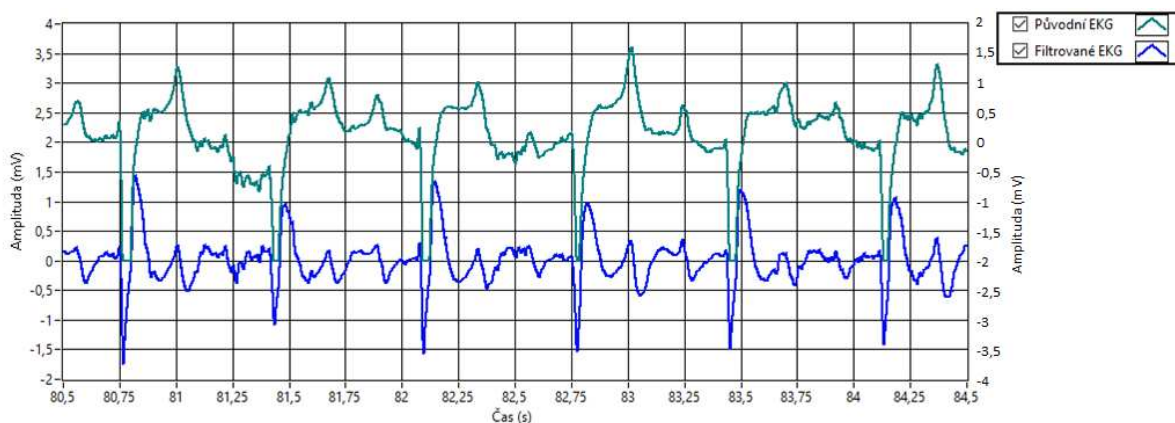
Tabulka 4.3: Přehled délky analyzovaných dat získaných z různých fází měření.

	Klid 1	Krok 1	Klus	Krok 2	Klid 2
Analyzovaná data (s)	647,6	634,8	324,6	286,6	680,8

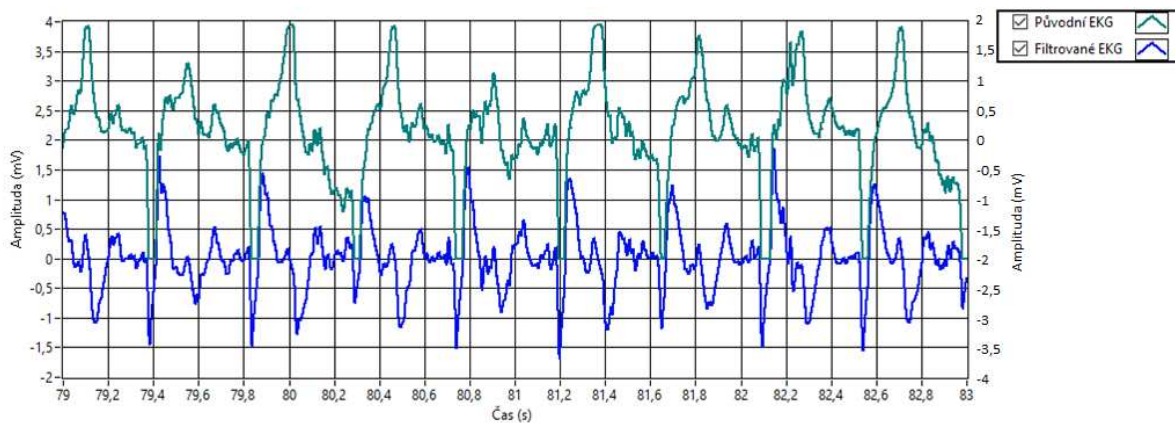
Pro EKG signál byl použit Butterworth filtr typu pásmová propust (notch) řádu 2 s mezními frekvencemi 4 a 100 Hz. Omezením nízkých frekvencí bylo odstraněno mj. kolísání nulové izolinie. Původní signál neobsahoval žádné vysokofrekvenční nebo síťové rušení, proto byla pro zřetelnost kmitů stanovena horní mezní frekvence až na 100 Hz. Grafické srovnání původního a filtrovaného signálu EKG uvádí **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** až **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**



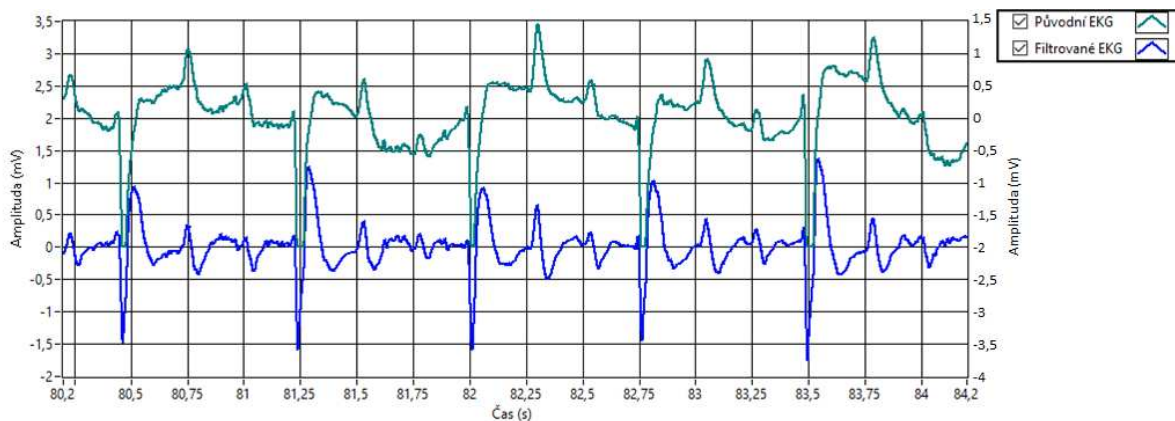
Obrázek 4.4: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KLID 1.



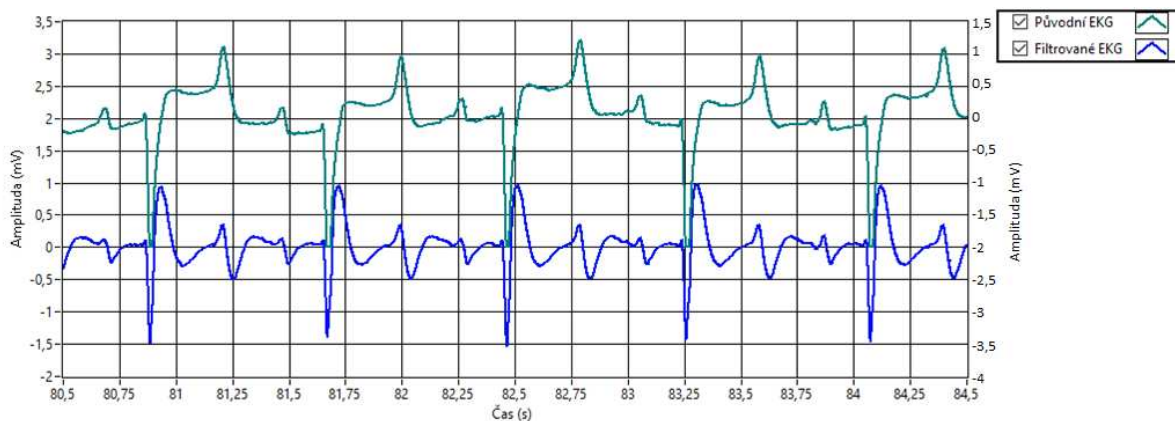
Obrázek 4.5: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KROK 1.



Obrázek 4.6: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KLUS.



Obrázek 4.7: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KROK 2.

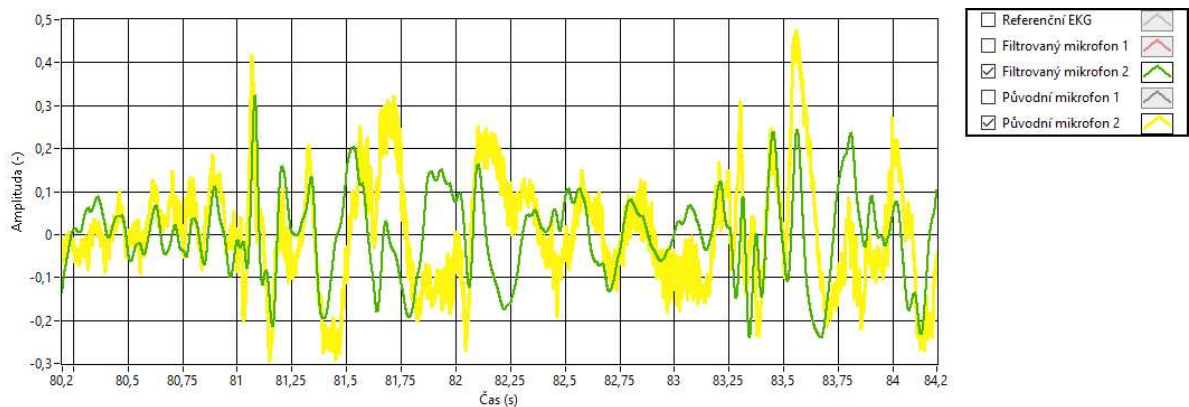


Obrázek 4.8: Původní signál a filtrovaný signál EKG, fáze KLID 2.

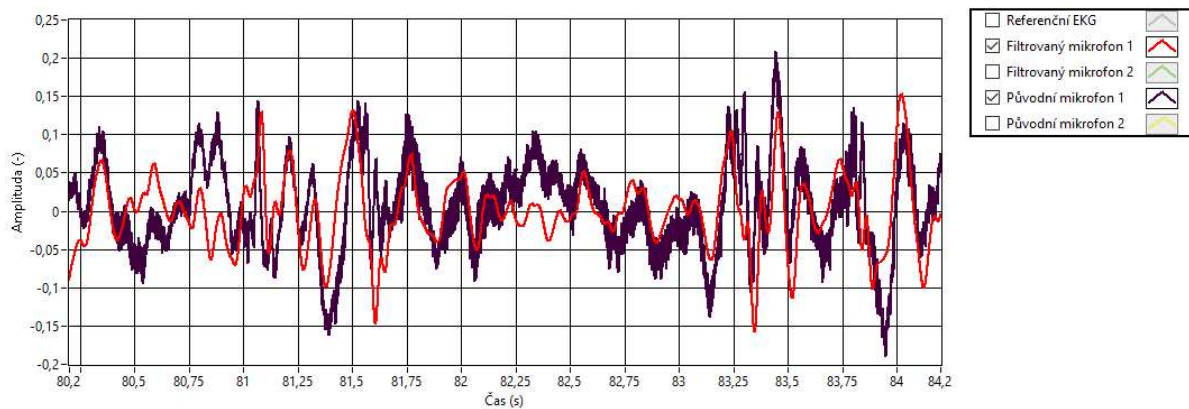
Vzhledem k morfologii koňského EKG, kde je nejvýraznější charakteristikou záporný S kmit, byla provedena inverze signálu, aby měl tento kmit pozitivní hodnotu. Tento krok samozřejmě není nezbytný, avšak vzhledem k lidskému EKG a jeho výraznému R kmitu je inverze koňského elektrokardiogramu lepší pro představu zpracovávajícího. Dále byly stanoveny pevné hodnoty pro prahování invertovaného signálu, horní práh byl stanoven na 0,6 mV a dolní práh na -0,75 mV. Tyto parametry jsou univerzální pro všech pět signálů získaných v klidu či různých rychlostech koně, jejich celková užitečná a zpracovávaná délka je 43 minut, podrobněji pak v přehledu uvádí Tabulka 4.3.

Pro BKG signál byl použit filtr Butterworth filtr typu pásmová propust (notch) řádu 3 s mezními frekvencemi 2 a 20 Hz. Řád filtru ovlivňuje přesnost modelování přenosové charakteristiky, čím větší koeficient řádu, tím je lepší tlumení v okolí mezní frekvence, dochází však také k většímu zkreslení signálu. Nastavené hodnoty byly vyhodnoceny jako optimální pro všechny zde zpracovávané balistokardiografické záznamy. Ukázka výsledků před a po zpracování BKG ve fázi Klid 1 a Klus je uvedena níže v daném čtyřsekundovém okně.

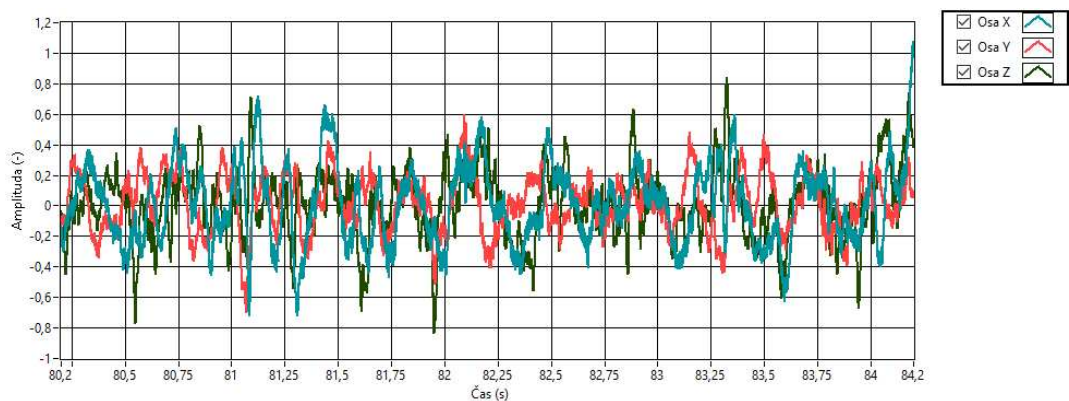
Signály z tříosého akcelerometru byly zobrazeny v aplikaci, ale nebyly dále zpracovávány. Sloužily především pro vizuální kontrolu průběhu měření, zhodnocení plynulosti pohybu zvířete a pro případné určení přítomnosti pohybových artefaktů.



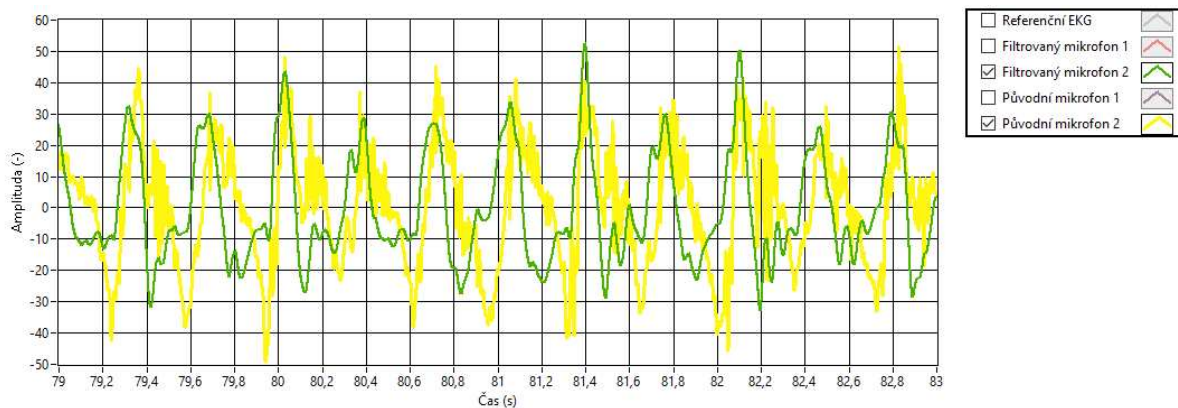
Obrázek 4.9: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLID 1, mikrofon 2.



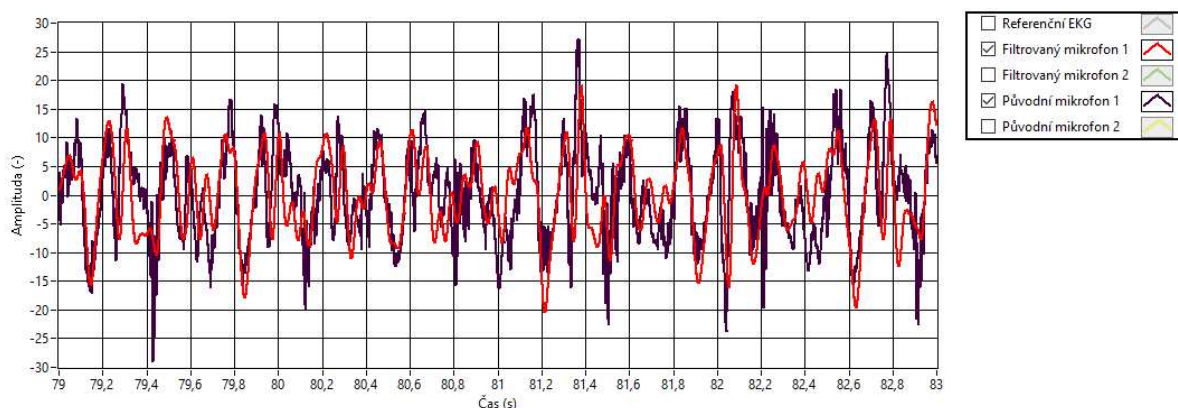
Obrázek 4.10: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLID 1, mikrofon 1.



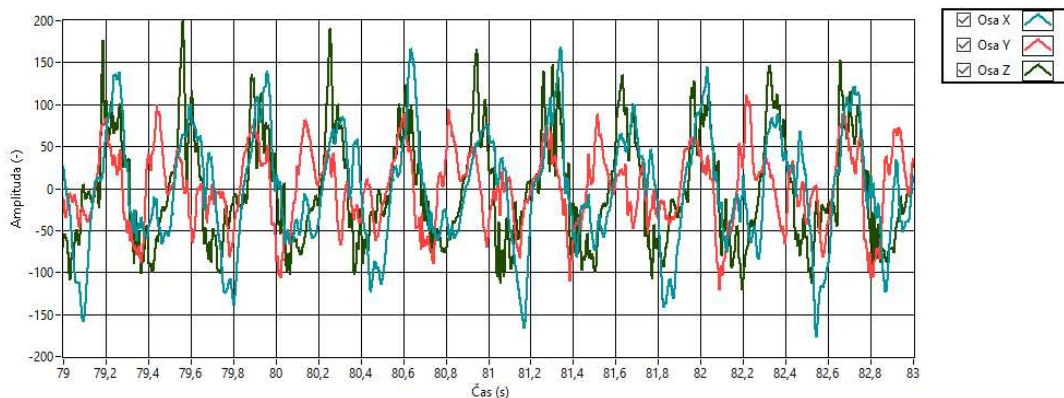
Obrázek 4.11: Signál z akcelerometru, fáze KLID 1.



Obrázek 4.12: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLUS, mikrofon 2.



Obrázek 4.13: Původní signál a filtrovaný signál BKG, fáze KLUS, mikrofon 1.



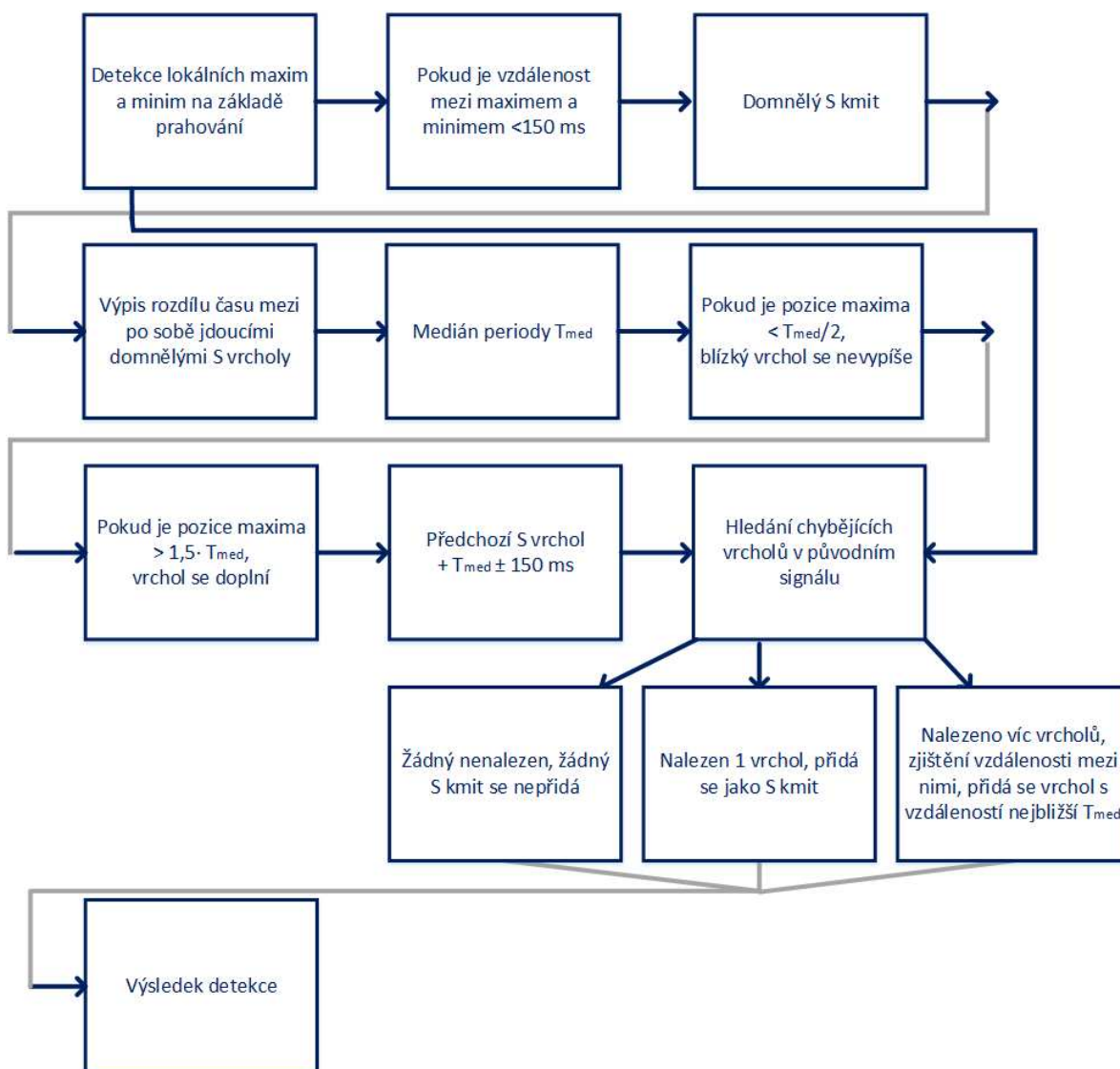
Obrázek 4.14: Signál z akcelerometru, fáze KLUS.

4.5 Návrh algoritmu pro detekci S kmitů

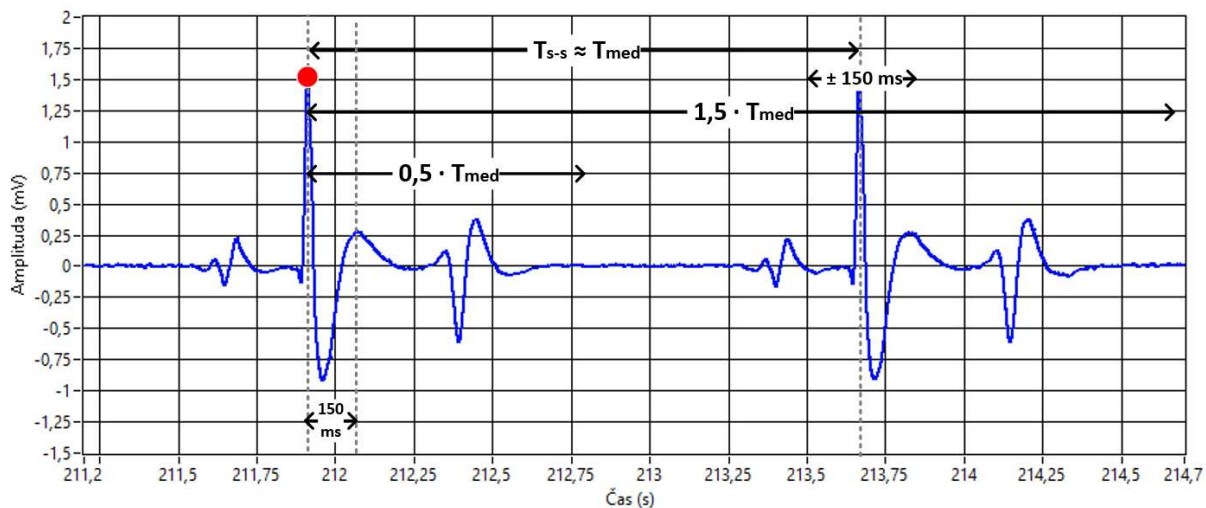
Po předzpracování signálu byly určeny na základě fixního prahování lokální minima a maxima a byla posuzována časová vzdálenost mezi nimi. Pokud byla vzdálenost mezi po sobě jdoucími lokálními maximem a minimem menší než 150 ms, bylo lokální maximum považováno za domnělý S kmit. Také byly odstraněny blízké minima s tím, že byl ponechán pouze bod s nejnižší hodnotou. Dále došlo k výpisu času mezi po sobě jdoucími domnělými S vrcholy a byl určen medián periody tohoto času, označovaný jako T_{med} . Jelikož metoda tvrdého prahování nestačí pro detekci významných bodů u tak proměnného signálu, jako je koňské EKG v pohybu, navíc s četnými pohybovými artefakty, bylo nezbytné detekční metodu dále rozvinout.

Bylo třeba dohledat původně nedetekované S kmity a případně vyloučit kmity falešně považované za S vrcholy. Byly tedy hodnoceny pozice všech lokálních maxim. Pokud se v intervalu délky $0,5 \cdot T_{med}$ po S kmitu nacházel další detekovaný vrchol považovaný za S kmit, byl tento vrchol odstraněn. Pokud v intervalu větším než $1,5 \cdot T_{med}$ od maxima nebyl dosud detekován žádný domnělý S vrchol, byl vrchol doplněn.

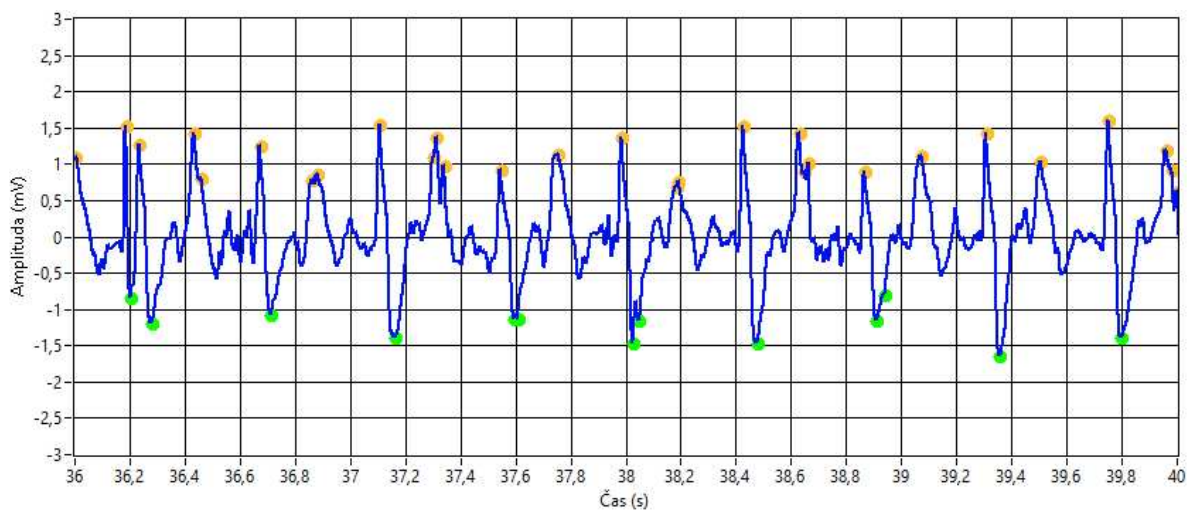
Chybějící S vrcholy byly doplněny na základě toho, jestli se v intervalu $T_{med} \pm 150 \text{ ms}$ od předcházejícího S vrcholu nacházel nezařazený vrchol. Pokud se v tomto intervalu nacházel nedetekovaný vrchol, byl označen jako S kmit. Pokud se v tomto intervalu nacházelo vrcholů více, byl jako S kmit označen ten, který se nacházel nejbližší okamžiku předchozího detekovaného vrcholu ve vzdálenosti nejbližší T_{med} . Následně byly označeny S kmity jako konečné výsledky detekce. Metoda využívající periodu T_{med} byla představena také např. v [52].



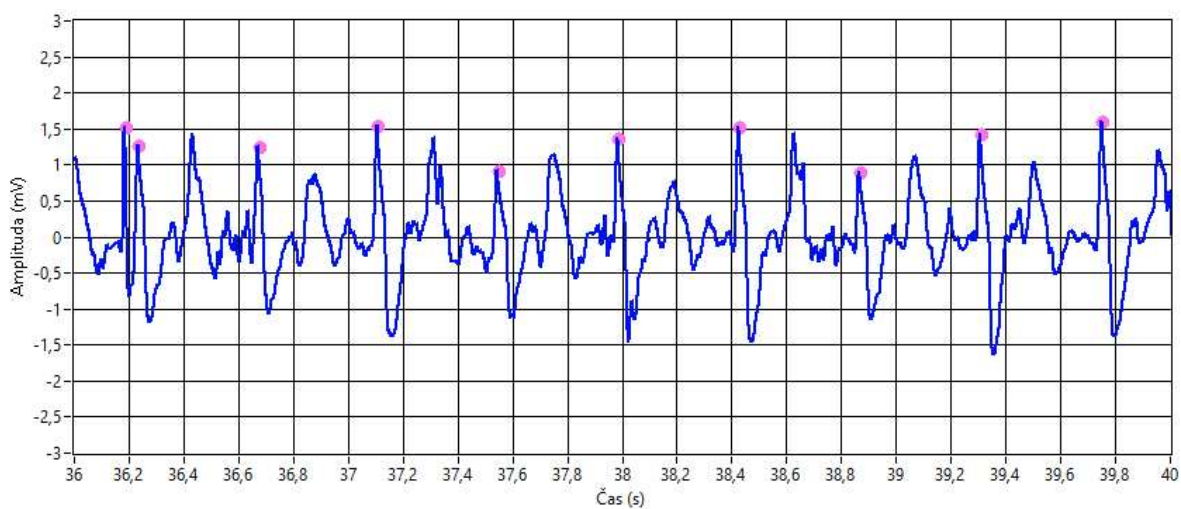
Obrázek 4.15: Blokové schéma algoritmu pro detekci S kmitů.



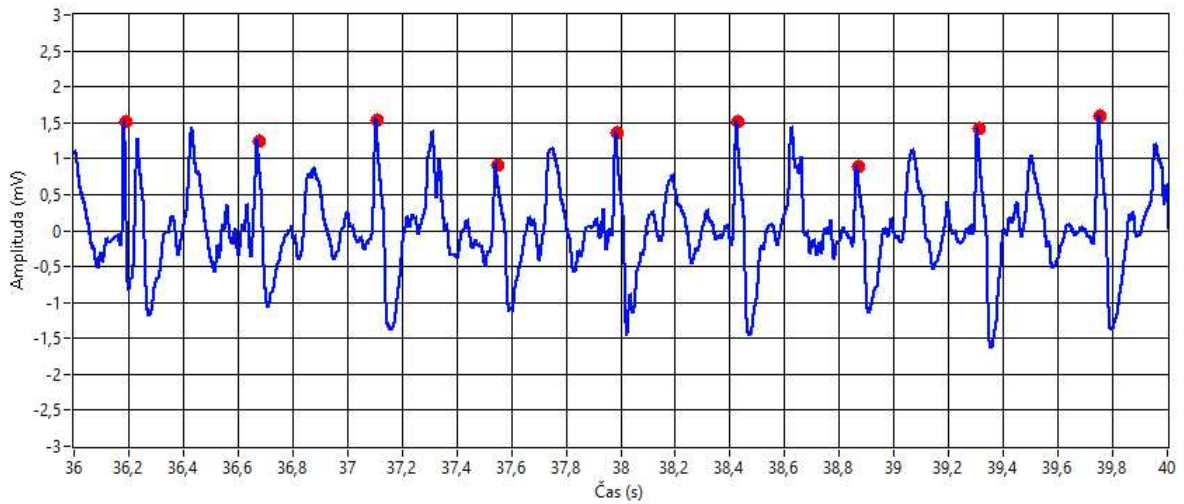
Obrázek 4.16: Znárodnění vzdálenostních podmínek pro detekci S kmitu.



Obrázek 4.17: Detekce lokálních minim a maxim, fáze KLUS.



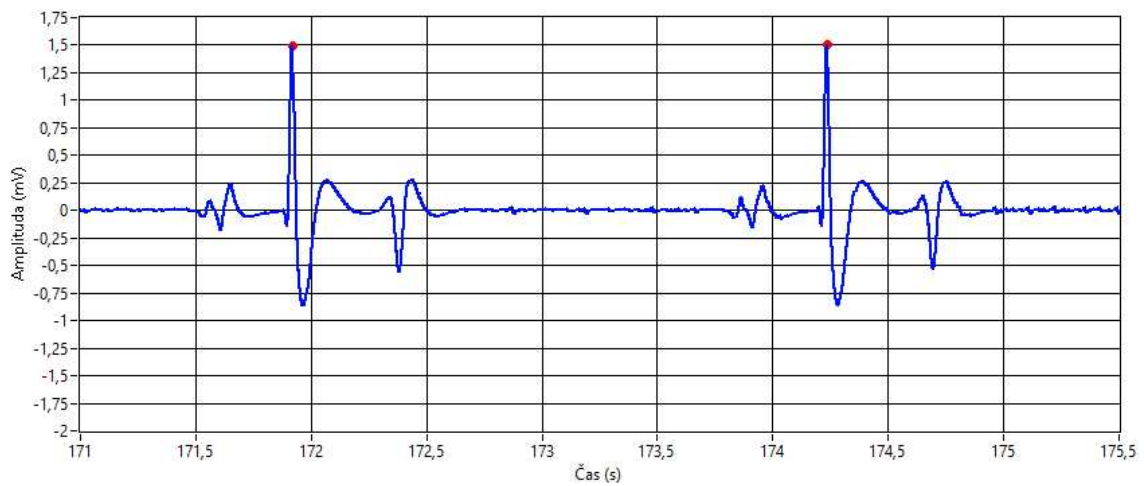
Obrázek 4.18: Detekce domnělých S vrcholů, fáze KLUS.



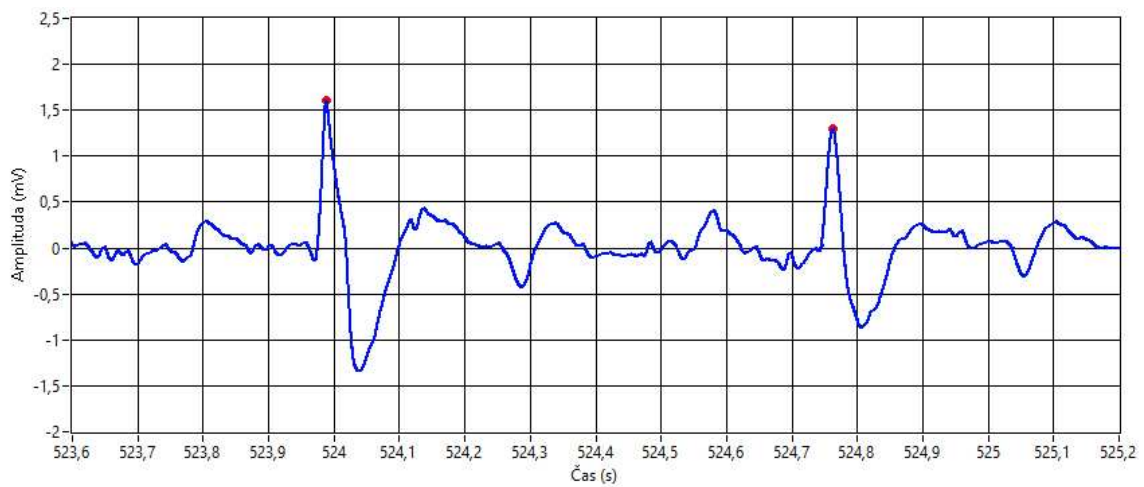
Obrázek 4.19: Konečné určení S vrcholů, fáze KLUS.

4.6 Výsledky zpracování signálu

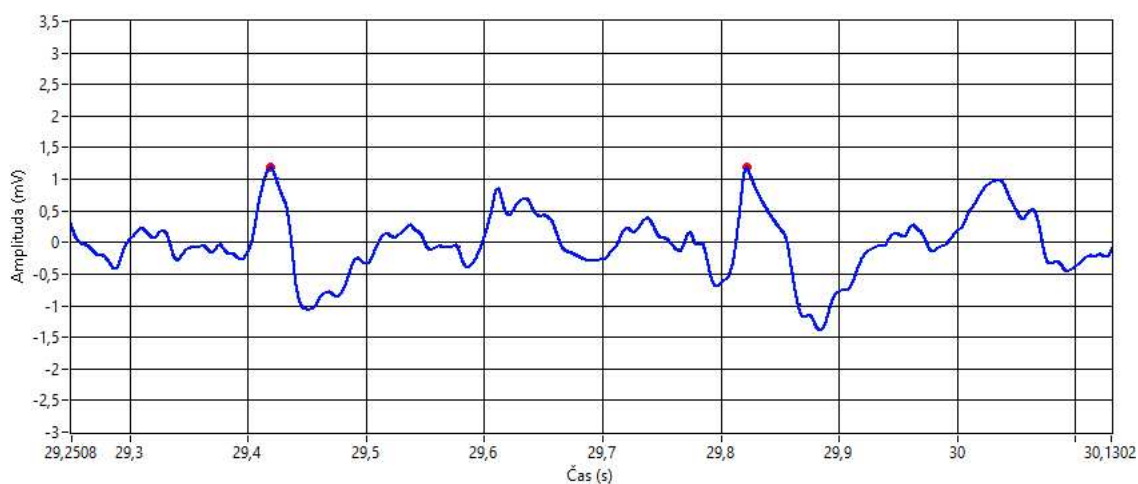
Signály byly zpracovány podle výše uvedených parametrů a v EKG byly určeny S kmity, jež jsou nejvýraznější charakteristikou koňského elektrokardiogramu.



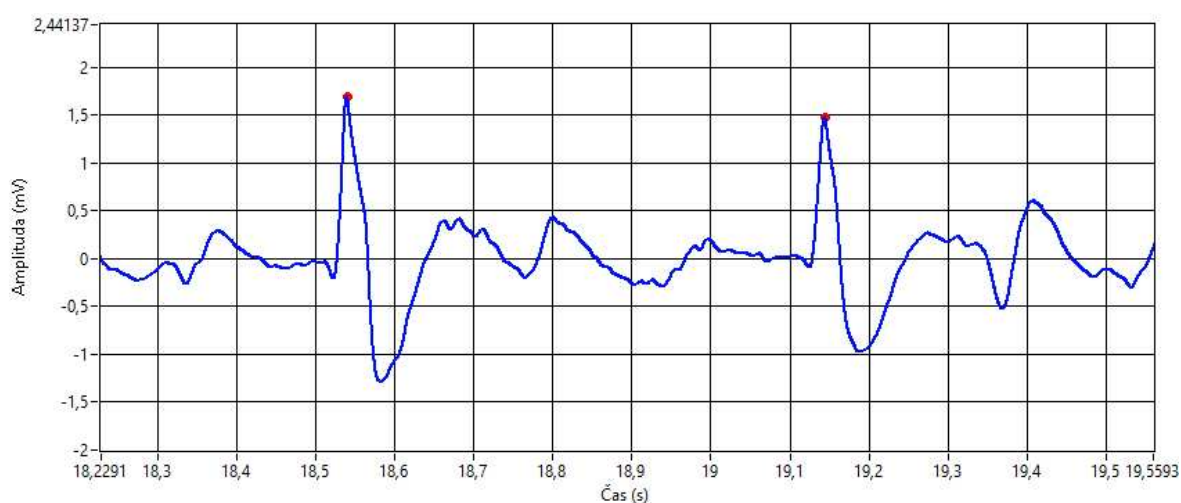
Obrázek 4.20: Zpracovaný EKG signál, fáze KLID 1.



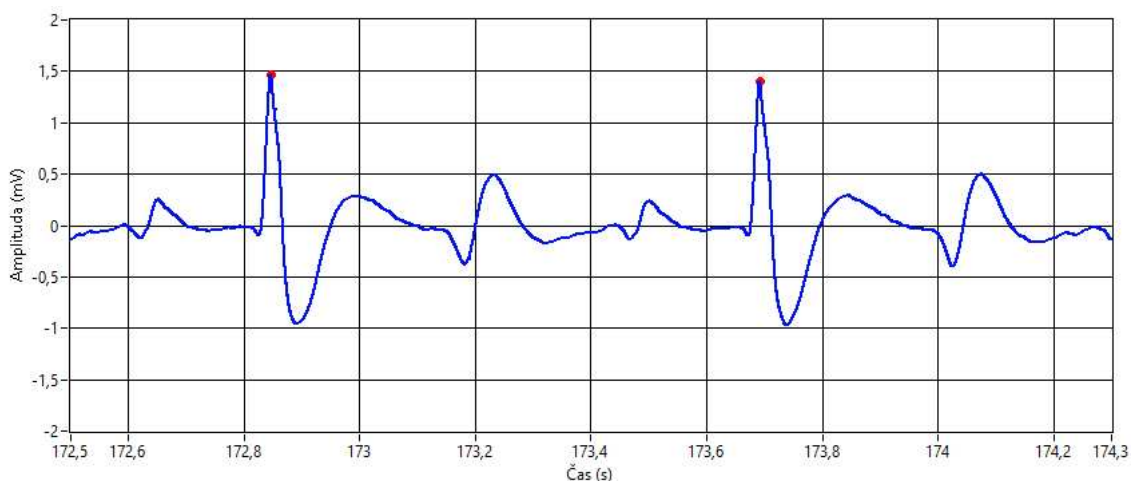
Obrázek 4.21: Zpracovaný EKG signál, fáze KROK 1.



Obrázek 4.22: Zpracovaný EKG signál, fáze KLUS.



Obrázek 4.23: Zpracovaný EKG signál, fáze KROK 2.



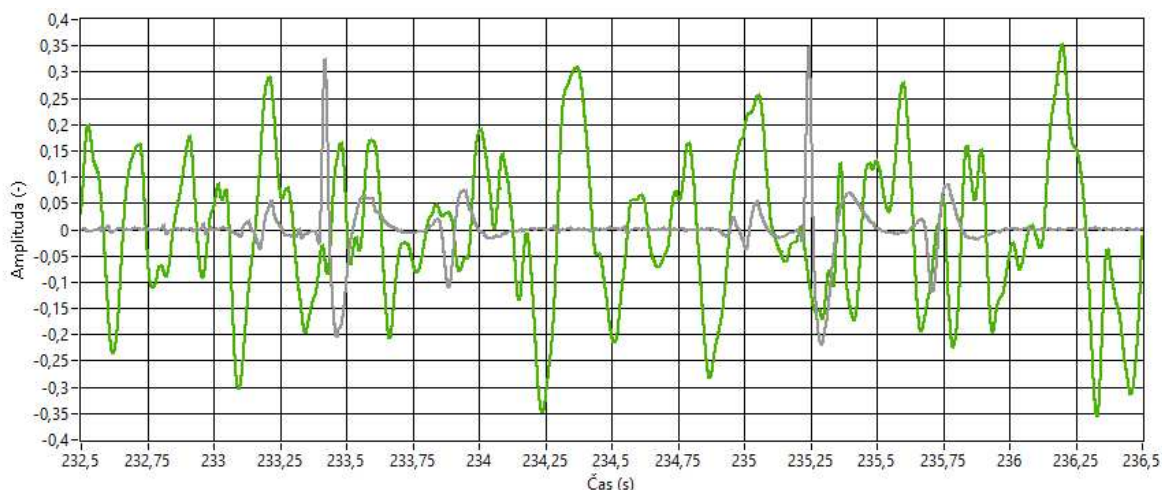
Obrázek 4.24: Zpracovaný EKG signál, fáze KLID 2.

Obrázek 4.20 až Obrázek 4.24 ukazují odlišnosti invertovaného EKG v jednotlivých pohybech. Jak lze pozorovat morfologie signálu souvisí s rychlostí chodu zvířete. Při naprostém klidu byla elektrická aktivita srdce zaznamenána bez problémů. V případě krokové části experimentu obsahoval signál několik artefaktů, které však výrazněji nebránily správnému určení skutečných S kmitů. Během klusu,

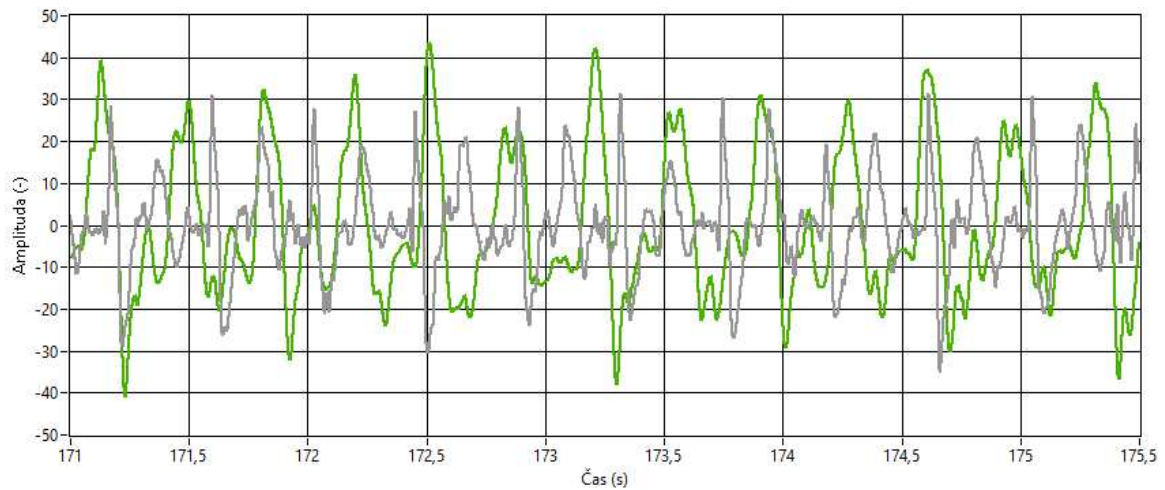
který byl zde nejrychlejším testovaným chodem koně, byly zachyceny značné pohybové artefakty, stejně jako byla znatelná nižší kvalita EKG signálu.

V případě výstupů z BKG byla potvrzena domněnka, že se tato forma snímání mechanických pohybů srdce u zvířat nejeví jako vhodná. Signály z balistokardiografických snímačů byly porovnány s EKG, jež je považováno za zlatý standard při určování HR. Bylo zřejmé, že záznamy získané z mikrofonů neodpovídají svou charakteristikou předpokládané morfologii BKG, stejně jako tyto analyzované signály nekorelují s elektrokardiogramem, viz Obrázek 1.2. Nebylo tedy možné získat a analyzovat významné kmity případného balistokardiogramu, ačkoli zejména při měření částí Klid 1 a Klid 2 nedošlo k žádným významným událostem, jež by mohly zapříčinit významné znehodnocení BKG signálu. Chování koně popsané v kapitole 4.3 se dá považovat za relativně klidné. Při klidových měřeních dosahoval signál velmi malých hodnot, naproti tomu při pohybu byl domnělý BKG signál velmi výrazný, v obou případech však nekorespondoval s konstantní velikostí EKG, které bylo v řádu milivoltů. Tento jev je možné připsat vlivu pohybových artefaktů.

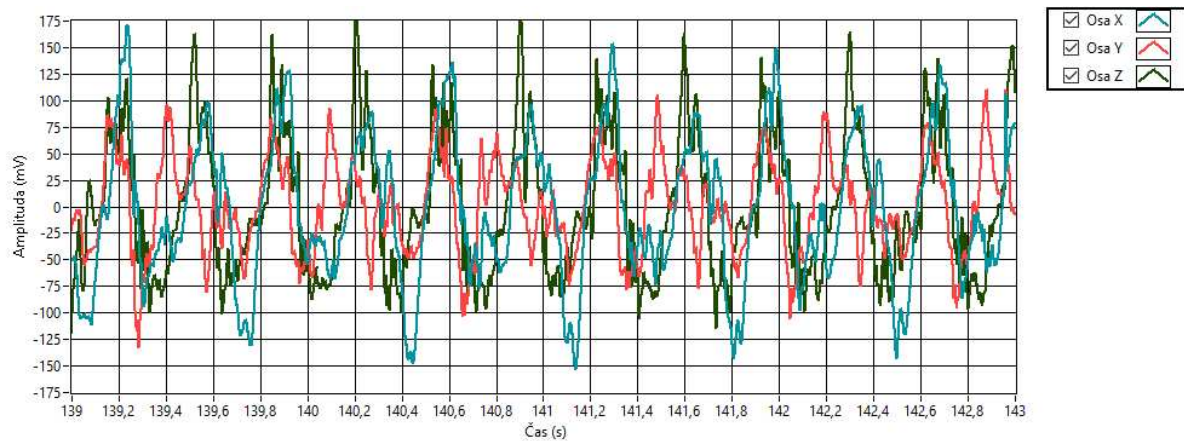
Pokud by byla splněna podmínka absolutního klidu při měření, což je u zvířat zejména v rámci dlouhodobého monitorování těžko realizovatelné, bylo by pravděpodobněji detekovat BKG v případě pozice mikrofonu 2, který se nacházel v oblasti srdečního hrotu, než mikrofonem 1. Toto umístění bylo však v případě zátěžového monitorování náchylnější ke vzniku pohybových artefaktů způsobených kontaktem mikrofonu s nohou zvířete při pohybu, viz Obrázek 4.26, kdy lze sledovat podobnost osou x z akcelerometru. To odpovídá tomu, že levá přední noha zvířete se v klusu periodicky pohybuje v horizontálním směru. V případě mikrofonu 1, jenž byl experimentálně umístěn v oblasti aortálního oblouku, nebyl předpokládán výraznější úspěch v záznamu BKG. Výsledky pak tuto tezi potvrdily.



Obrázek 4.25: Signál z mikrofonu 2 (zeleně) a EKG (šedě), fáze KLID 1.



Obrázek 4.26: Signál z mikrofonu 2 (zeleně) a EKG (šedě), fáze KLUS.



Obrázek 4.27: Signál z akcelerometru, fáze KLUS.

4.7 Hodnotící parametry

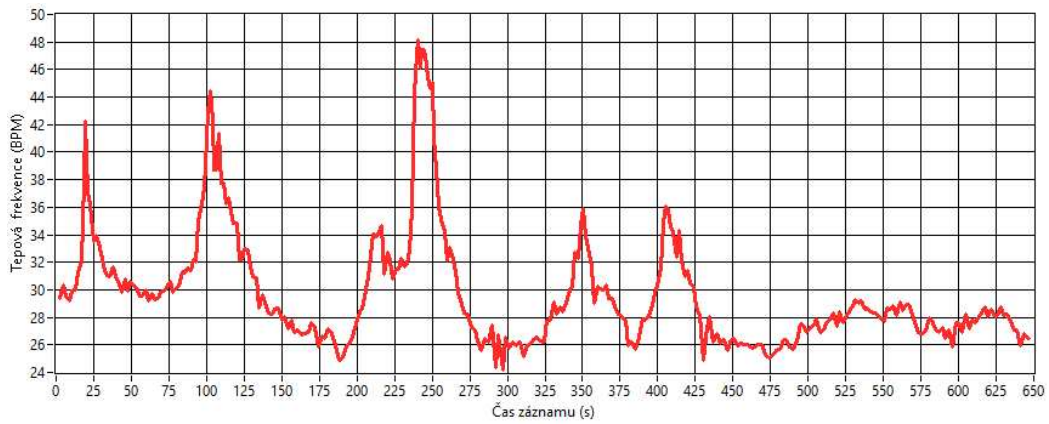
Pro zhodnocení efektivity navrženého řešení, zejména pak co se týče detekčního algoritmu S vrcholů, byly vypočteny charakteristiky BPM pro každou fázi měření jako

$$HR = \frac{60}{T_{S,S}}, \quad (9)$$

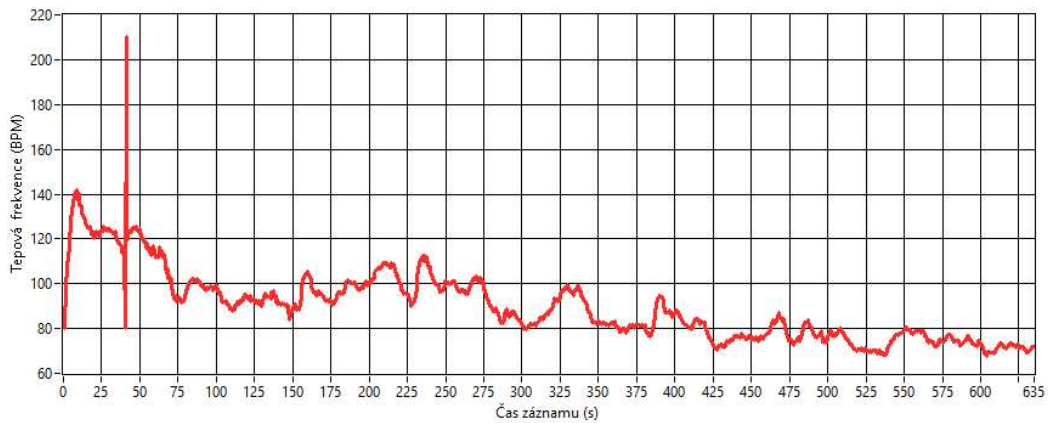
kde $T_{S,S}$ je perioda mezi po sobě následujícími S kmity, viz [50]. Taktéž byly zobrazeny tepové křivky, které znázorňovaly okamžité hodnoty počtu tepů za minutu z původního signálu v čase. Díky tomu bylo možné sledovat proměnlivost BPM v čase. Pokud byla křivka spojitá, znamenalo to, že v signálu nejsou přítomny žádné pohybové artefakty nebo jiné rušení. Proto bylo předpokládáno, že se v signálu nevyskytují falešně detekované S kmity, a zároveň žádný S kmit nechybí. Pokud byl v grafu výrazný pozitivní kmit vybočující z trendu křivky, v signálu se pravděpodobně nacházel artefakt, který mohl, ale nemusel být detekován falešně jako S kmit, zatímco pokud v grafu byl výrazný negativní kmit, jednalo se o možný chybějící kmit v původním signálu.

Na základě těchto předpokladů byly časy, ve kterých se výrazné kmity v tepových křivkách vyskytovaly, ručně vyhledány v původním signálu a bylo hodnoceno, zda byl artefakt detekován navrženým algoritmem jako S vrchol či ne, případně jestli byly správně určeny S kmity, které dosahovaly nízké amplitudy. K manuálnímu vyhledávání a hodnocení bylo přistoupeno proto, že BKG mikrofony

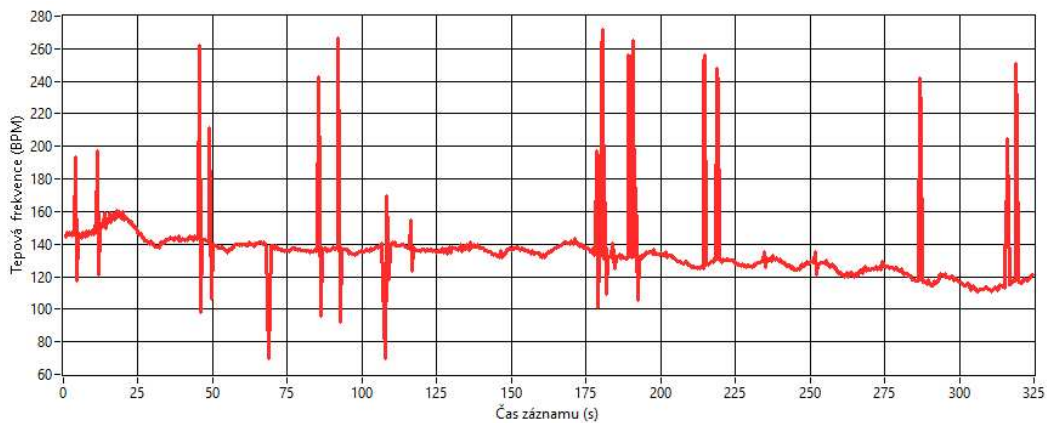
neposkytly relevantní informaci o srdeční činnosti a také z důvodu, že zde nebyl k dispozici žádný další referenční zdroj dat (např. vícekanálové EKG). Ruční kontrolu EKG zmiňovala také studie Lanata a spol., viz [13] nebo výše v kapitole 1.1.2.



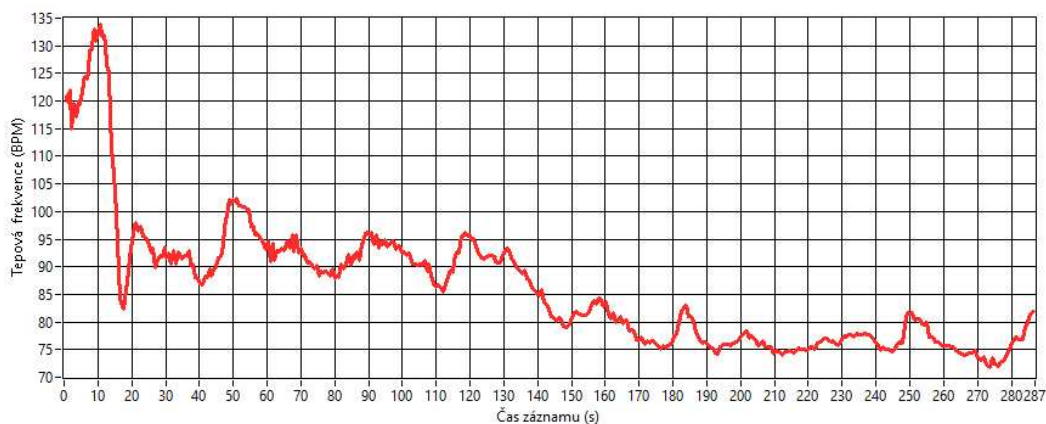
Obrázek 4.28: Tepová křivka, fáze KLID 1.



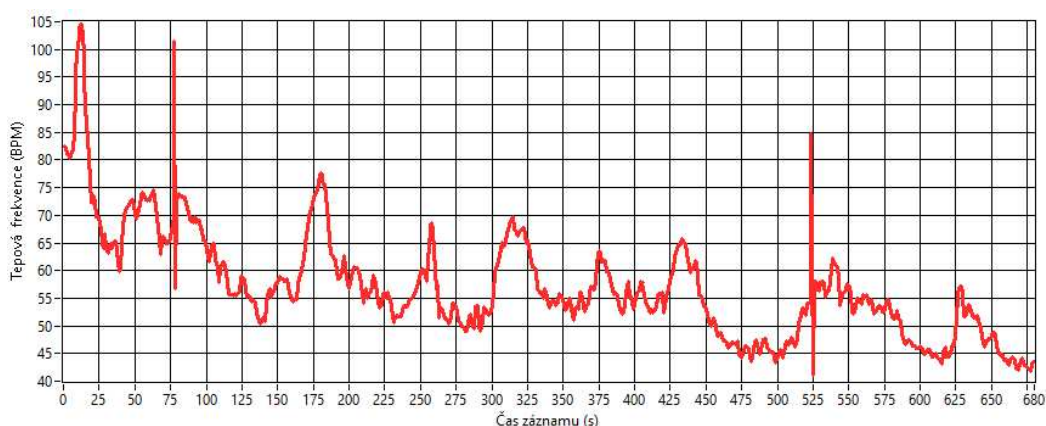
Obrázek 4.29: Tepová křivka, fáze KROK 1.



Obrázek 4.30: Tepová křivka, fáze KLUS.



Obrázek 4.31: Tepová křivka, fáze KROK 2.



Obrázek 4.32: Tepová křivka, fáze KLID 2.

Tabulka 4.4 uvádí pro úplnost přehled charakteristik pro výpočet tepové frekvence subjektu v jednotlivých fázích měření. HR v případě klidového monitorování odpovídala fyziologickým předpokladům, v případě zátěže se tepová frekvence zvyšovala úměrně k dosahované rychlosti chodu koně. V případě naprostého klidu byla tedy průměrná hodnota HR za celé měření 30 úderů za minutu, zatímco při druhém klidovém monitorování se průměrná HR pohybovala okolo 57 BPM. Při krokových částech nebyl mezi nimi výrazný rozdíl, tepová frekvence dosahovala průměrně 86, respektive 90 BPM. Při klusu se pak tepová frekvence koně pohybovala průměrně okolo 133 úderů za minutu, což je v zátěži v pořádku. Počet úderů za minutu byl vypočítán podle vzorce č. 9. Průměrná hodnota BPM taktéž odpovídá tepovým křivkám uvedených výše.

Tabulka 4.4: Tepová frekvence v jednotlivých fázích.

	Klid 1	Krok 1	Klus	Krok 2	Klid 2
Průměrná $T_{s,s}$ (s)	2,0	0,67	0,45	0,70	1,05
Průměrná tepová frekvence (Hz)	0,49	1,49	2,23	1,44	0,95
Průměrný počet úderů za minutu (BPM)	30,0	89,6	133,3	85,7	57,1

Pokud byl vrchol detektorem vyhodnocen jako S kmit, ale ve skutečnosti byl špatně určený (byl navíc), byl tento případ označen jako falešně pozitivní (FP – False Positive). Když skutečný S vrchol označen nebyl, jednalo se o falešně negativní případ (FN – False Negative). V případě, že S kmity byly určeny správně, byly považovány za skutečně pozitivní (TP – True Positive). Případy skutečně negativní (TN – True Negative) nelze určit, jelikož jsou analyzována spojitá data, z tohoto důvodu lze vypočítat senzitivitu a nikoli specifitu.

Senzitivita, která se řadí k odhadům pravděpodobnosti, určuje kvalitu detekce. Je dána vztahem

$$\frac{TP}{(TP + FN)} \quad (10)$$

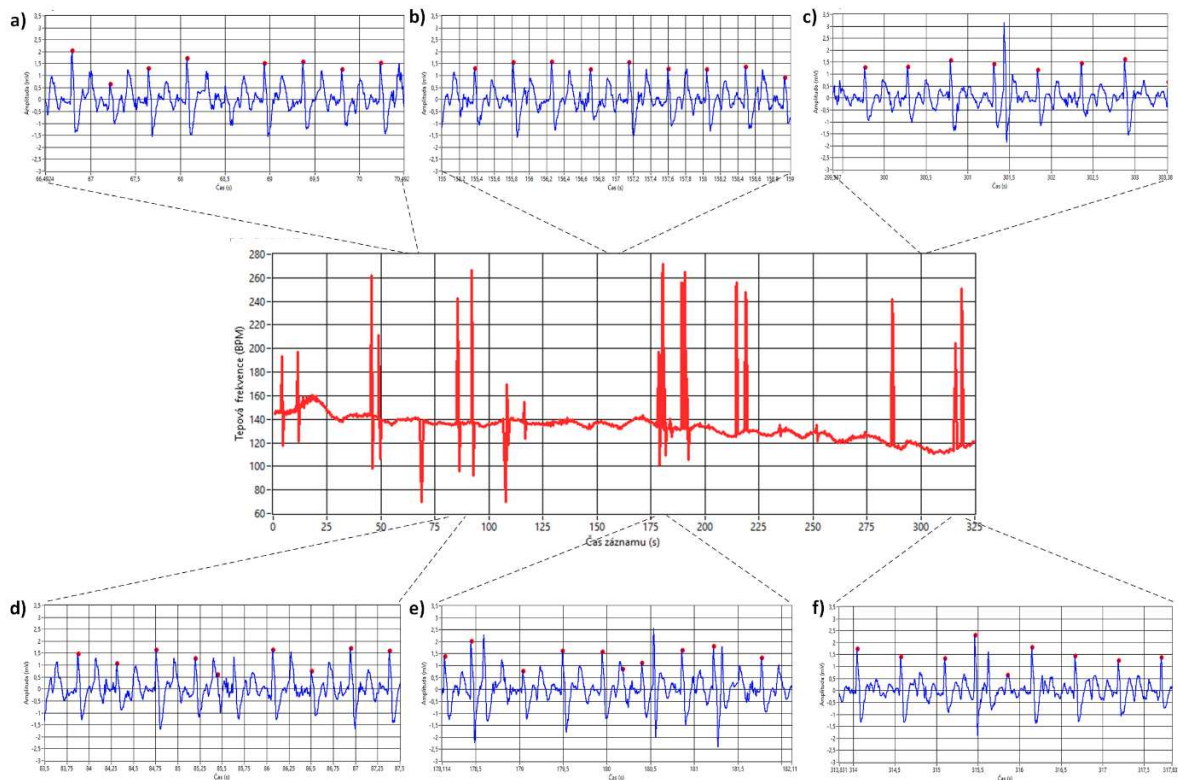
ideální výsledek by měl být roven jedné, což znamená, že všechny detekované vrcholy jsou také reálně S kmity, viz [53].

Tabulka 4.5: Správnost detekce S kmitů.

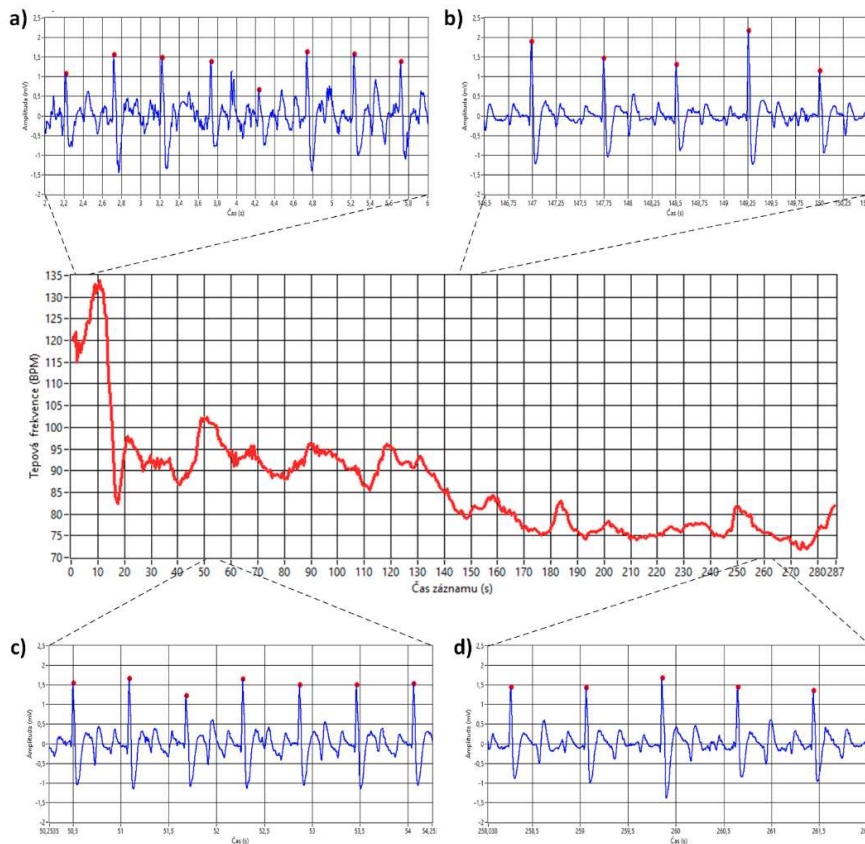
	Klid 1	Krok 1	Klus	Krok 2	Klid 2
Počet detekovaných S vrcholů (TP+FP)	319	949	725	412	648
Skutečně pozitivní (TP)	319	948	705	412	646
Falešně pozitivní (FP)	0	1	20	0	2
Falešně negativní (FN)	0	1	15	0	2
Skutečný počet S peaků (TP+FN)	319	949	720	412	648
Senzitivita	1	0,999	0,979	1	0,997

Vypočtená senzitivita se pohybovala v hodnotách 0,979 až 1 pro různé fáze s tím, že nejpřesnější detekce bylo dosaženo v části Klid 1 a Krok 2, kde byly správně učený všechny skutečné S kmity. V případě částí Krok 1 a Klid 2 bylo dosaženo úspěšné detekce s přesností vyšší jak 99 %. Fáze Klus byla nejproblematičtější, jelikož se zde vyskytovalo nejvíce chyb způsobených zhoršenou kvalitou zátěžového EKG. Senzitivita navrženého algoritmu zde dosáhla necelých 98 %.

Při srovnání počtu falešně pozitivních kmitů (tj. detekovaných navíc) a falešně negativních (kdy skutečný S vrchol označen nebyl) lze říct, že jejich rozdíl není veliký, takže v případě výpočtu průměrné tepové frekvence z celého záznamu signálu nedojde ke zkreslení vypočtené hodnoty. Taktéž relativní poměr mezi počtem chybně detekovaných S kmitů a skutečným počtem S vrcholů je zanedbatelný. Do budoucna je ale na místě navrženou metodu vylepšit tak, aby bylo dosaženo co nejpřesnějších výsledků detekce i v klusu či jiných rychlejších chodech zvířete (cval, trysk).



Obrázek 4.33: Fáze KLUŠ, zobrazení detekce S kmitů ve srovnání s tepovou křivkou. Ukázka a) vynechání S vrcholu, b) správné detekce, c) správné detekce i v přítomnosti pohybového artefaktu, d) chybné detekce a následného vynechání skutečného S kmitu, e) nadbytečné detekce a f) chybné posouzení pohybového artefaktu jako S vrcholu.



Obrázek 4.34: Fáze KROK 2, proměnlivost tepové frekvence. Úsek a) je doba bezprostředně po největší zátěži (118 BPM), úseky b) a c) jsou charakteristické zvolňováním až k d) hodnotě srdeční frekvence 75 BPM.

Obrázek 4.33 uvádí příklady detekce S kmitů v různých částech měření v klusu. Porovnání úseků s tepovou křivkou ukazuje možné případy, jež mohly v rámci detekce nastat. Na základě průběhu tepové křivky lze určit, že tepová frekvence se při běhu zvířete pohybovala v rozmezí okolo 130 až 160 úderů za minutu. Zobrazená část a) ukazuje vynechání skutečného S vrcholu, jelikož jeho napěťová hodnota byla pod prahem detekce, tj. byla menší než 0,6 mV. V případě části b) a c) byly veškeré S kmity určeny správně, a to i v případě, že se v daném úseku vyskytoval pohybový artefakt převyšující svou napěťovou úroveň skutečné S vrcholy. Zde tedy byla uplatněna podmínka, že pokud se v signálu nachází několik domnělých S kmitů, je za skutečný považován ten, jehož vzdálenost je poslednímu S vrcholu nejbližší hodnotě T_{med} . Jelikož se ale tepová frekvence koně v průběhu klusové fáze měnila, mohlo dojít k tomu, že vzdálenostní podmínky pracující s periodou T_{med} nemusely být pro daný úsek přesné, protože okamžitá perioda T_{s_s} mezi S vrcholy byla odlišná. Proto došlo v části d) k chybné detekci S kmitu a následnému vynechání skutečného S kmitu. Tento problém by mohl být vyřešen tak, že by byla T_{med} určována v menších časových oknech než pro celý signál. Okolo úseku e) bylo patrné zhoršení kvality signálu v důsledku výskytu pohybových artefaktů. Některé pak mohly opět být chybně považovány za S kmity, stejně jako v případě f). Celkový počet chybně detekovaných S kmitů se však výrazně nepodepsal na přesnosti interpretace tepové frekvence, pokud by však bylo třeba hodnotit HRV, je na místě použít co nejpřesnější detekci S vrcholů.

V části měření Krok 2 nebyly zaznamenány žádné artefakty vedoucí k chybné detekci S kmitů. Obrázek 4.34 ukazuje příklady jednotlivých úseků EKG signálu v průběhu této krokové fáze, kdy docházelo k poklesu tepové frekvence v čase, a to z hodnoty okolo 120 úderů až k 73 úderům za minutu. Tento trend se projevuje prodlužováním periody T_{s_s} mezi po sobě následujícími S vrcholy, který lze na uvedených úsecích velmi dobře pozorovat. V případě úseku a) je zřejmé, že zde byla perioda T_{s_s} z pozorovaných částí nejkratší, protože se jedná úsek bezprostředně po klusové části. Jak lze vyčíst z tepové křivky, srdeční frekvence se zde pohybuje okolo 118 úderů za minutu. Úseky b) a c) jsou charakteristické prodlužováním periody T_{s_s} mezi po sobě jdoucími S kmity, docházelo tedy k vydýchávání a uklidňování koně, EKG křivka je oproti prvnímu úseku bez artefaktů. Nakonec úsek d) zobrazuje srdeční činnost zvířete po více než čtyřech minutách od začátku krokové části, takže hodnota HR klesla až k 75 úderům za minutu. Zde opět není patrné žádné rušení, takže EKG signál je velmi kvalitní a jeho morfologie zřetelná.

Závěr

V této bakalářské práci je řešena problematika nositelných systémů pro dlouhodobé monitorování vitálních funkcí u zvířat. Práce se skládá z literární rešerše současného stavu problematiky, metod měření, technického vybavení a zpracování získaných signálů. Praktická část uvádí návrh systému pro monitorování srdeční aktivity a zároveň posuzuje vhodnost použití alternativních senzorů při měření zvířete v zátěži. Dále je navrženo zpracování EKG signálu včetně detektoru S kmitů.

Dříve provedené studie zabývající se monitorováním vitálních funkcí u zvířat shodně zmiňují problém výskytu pohybových artefaktů, jež při měření vznikají. Tomuto problému je třeba předcházet z hlediska použitého vybavení, jako je například bezdrátové provedení měřicího systému, rozměry vybavení, výběr správné oblasti aplikace a trvalé uchycení senzoru na těle zvířete, použití vodivého gelu v případě elektrod apod. Taktéž je vhodné kompenzovat pohybové artefakty v rámci zpracování získaného signálu a vyhodnocování biologických charakteristik provádět vhodným algoritmem zohledňujícím jejich výskyt.

Problém pohybových artefaktů je umocňován monitorováním zvířete v zátěži. Měření v zátěži je však nezbytné při diagnostice některých patologií, které jsou jinak v klidu nerozpoznatelné, jednak také pro monitorování závodních koní v tréninku pro optimalizaci jejich výkonu. Své uplatnění nachází dlouhodobé monitorování také v rámci sledování stresu u zvířat během přepravy či jako indikátor možné nemoci, z podstaty věci probíhá takovéto měření na zvířatech, jež nejsou pohybově omezovány, takže je třeba využít odolného a spolehlivého, ale minimálně restriktivního systému.

V této práci byl navržen systém pro monitorování srdeční činnosti za použití elektrokardiografie a balistokardiografie. Principem EKG je snímání elektrické aktivity srdce, BKG pak sleduje mechanické pohyby srdce. Zatímco pořizování EKG je standardem nejen ve veterinární medicíně, alternativní senzory u zvířat zatím nebyly ve větší míře zkoušeny. Pokud by byla prokázána vhodnost použití alternativních senzorů, jako je např. BKG nebo FKG, naskytla by se výhoda snadnější manipulace se senzory oproti EKG elektrodám. Vzhledem k charakteru měření, jakým je měření zvířat a zejména pak zvířat v pohybu, nebyl předpokládán výrazný úspěch BKG, i přes to však bylo potřeba tuto tezi ověřit experimentálně.

Pro samotné monitorování koně bylo využito jednobáňové EKG a dva pneumatické snímače pro BKG. Monitorovací plán se sestával z pěti částí pojmenovaných dle prováděné činnosti, a to Klid 1, Krok 1, Klus, Krok 2 a Klid 2. Průběh měření je uveden v kapitole 4.3, jeho pohybové části byly vzhledem k charakteru měřicího řetězce testovány na běžeckém pásu pro koně. Získaná data byla následně analyzována v aplikaci, jež byla vytvořena v prostředí LabVIEW. Celkem bylo zpracovááno 43 minut záznamu. Aplikace v LabVIEW obsahovala předzpracování signálu, stejně jako návrh algoritmu pro detekci S vrcholů v koňském EKG signálu.

Jelikož bylo po předzpracování signálu usouzeno, že BKG mikrofony nesnímal srdeční aktivitu, ale pouze pohybové artefakty, nebyly tyto signály dále analyzovány. BKG se neosvědčilo ani při monitorování koně v klidu i přes to, že měřený subjekt nevykazoval žádné výrazné známky neklidu nebo neposlušnosti, pouze docházelo k pohybům obvyklým k normálnímu chování zvířat (pohazování hlavou, přešlapování na místě, kýchaní apod.). Během zátěžového měření pak byly patrné artefakty

v důsledku vykonávání samotného pohybu (kontakt mikrofonu s nohou koně v klusu). Z hlediska zátěžového měření byla tedy metoda balistokardiografie shledána jako nevhodná.

Oproti tomu EKG se ukázalo jako vhodná metoda pro snímání srdeční činnosti a prokázalo také robustnost oproti rušení pohybovými artefakty. I přes to byl místy patrný jejich výskyt, jejich počet pak rostl se vzrůstající rychlostí monitorovaného pohybu. Při klidových, resp. krokových částech byl jejich počet v řádu jednotek, případně se nevyskytovaly vůbec, a to i v několikaminutových záznamech. U klusové části bylo patrné zhoršení kvality signálu EKG, stejně jako četnější výskyt pohybových artefaktů.

Proto byl navržen algoritmus pro detekci S kmitů, jež jsou nejvýraznějším kmitem koňského EKG, který měl za cíl určit skutečné S vrcholy. Detektor byl popsán v části 4.5 práce. Následně proběhlo statistické hodnocení úspěšnosti detekce pomocí senzitivity. Bylo zjištěno, že úspěšnost správné detekce S kmitů se lišila v závislosti na výskytu pohybových artefaktů, jejichž počet stoupal s rychlostí pohybu, takže v případě klidových, resp. pomalých fází měření v kroku nedošlo k chybné detekci nebo bylo chybně detekováno jen několik málo jednotek S kmitů. V klusu pak bylo výrazně více jak pohybových artefaktů, tak také špatně detekovaných S vrcholů. Senzitivita detekce se však pohybovala v rozmezí 0,979 po 1, což lze vzhledem k délce analyzovaného záznamu dat a jeho charakteru, jakým je monitorování pohybujícího se zvířete, považovat za uspokojivé.

Budoucí výzkum na téma nositelných systémů pro dlouhodobé monitorování by se pak mohl zaměřit na další testování jiných alternativních senzorů, např. FKG, zejména pak co se týče měření v zátěži. Další práce by mohla být zaměřená také na využitelnost pulsní oxymetrie u zvířat, ta se v současné době používá pouze při lékařských zákrocích v anestezii. Taktéž je zde potenciál na poli konstrukce senzorů a měřících řetězců, jež by měly mít široké využití, například v reálném tréninku koně s jezdcem, zároveň by měly být praktické, snadno a rychle manipulovatelné a dokonale přilnavé. Dalším krokem této práce by mohlo být vytvoření navrženého systému v bezdrátové podobě.

Bibliografie

- [1] MCDUFFEE, Laurie, Molly MILLS, Mary MCNIVEN a William MONTELPARE. Establishing statistical stability for heart rate variability in horses. *Journal of Veterinary Behavior* [online]. 2019, **32**, 30-35 [cit. 2022-01-08]. ISSN 15587878. Dostupné z: doi:10.1016/j.jveb.2019.05.003
- [2] ŠKRTEL, Karol. *Analýza variability srdečního rytmu* [online]. Brno, 2008 [cit. 2021-11-08]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/13784>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ivo Provazník.
- [3] SVAČINOVÁ, Jana. *Hodnocení parametrů signálu EKG při zátěžovém vyšetření koní* [online]. Brno, 2011 [cit. 2021-11-08]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/n3t7g/>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Jiří Holčík.
- [4] KOLÁTEK, Jakub. *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů* [online]. Praha, 2010 [cit. 2021-11-08]. Dostupné z: <https://cyber.felk.cvut.cz/theses/papers/96.pdf>. Diplomová práce. České vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky. Vedoucí práce Pavol Privityzer.
- [5] DIRGASOVÁ, Gabriela. *Pokročilé metody zpracování elektrokardiografie zvířat* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2021-11-08]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/140501>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Radek Martinek.
- [6] Popis EKG. In: *WikiSkripta* [online]. Česká republika: MEFANET, 2021 [cit. 2022-01-14]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Popis_EKG
- [7] MORA, Niccolo, Federico COCCONCELLI, Guido MATRELLA a Paolo CIAMPOLINI. Accurate Heartbeat Detection on Ballistocardiogram Accelerometric Traces. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* [online]. 2020, **69**(11), 9000-9009 [cit. 2022-04-21]. ISSN 0018-9456. Dostupné z: doi:10.1109/TIM.2020.2998644
- [8] DECLOEDT, Annelies, Gunther VAN LOON a Piet DEPREZ. *Electrocardiography in horses - Part 1: How to make a good recording* [online]. Vlaams Diergeneeskundig Tijdschrift, 2010, **7** [cit. 2022-01-08]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/282821531_Electrocardiography_in_horses_-_Part_1_How_to_make_a_good_recording/stats#fullTextFileContent
- [9] CASANELLA, R., F. KHOSROW-KHAVAR, S. SCHMIDT, J. ZANETTI a K. TAVAKOLIAN. Cardiac Mechanical Signals. *Cardiovascular Computing - Methodologies and Clinical Applications* [online]. 1. Singapore: Springer, 2019, s. 63-79 [cit. 2022-01-04]. ISBN 978-981-10-5092-3. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-981-10-5092-3>

- [10] LANČOVÁ, Jana. *Metody zpracování balistokardiografie* [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2022-01-04]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/128485>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [11] DEHKORDI, Parastoo, Erwin BAUER, Kouhyar TAVAKOLIAN, Vahid ZAKERI, Andrew BLABER a Farzad KHOSROW-KHAVAR. Identifying Patients With Coronary Artery Disease Using Rest and Exercise Seismocardiography. *Frontiers in Physiology* [online]. 2019, **10**, 10 [cit. 2022-01-04]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: [doi:10.3389/fphys.2019.01211](https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01211)
- [12] VAN STEENKISTE, Glenn. *Equine electrocardiography revisited: 12-lead recording, vectorcardiography and the power of machine intelligence* [online]. Ghent, 2020 [cit. 2022-01-14]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/344141696_Equine_electrocardiography_revisited_12-lead_recording_vectorcardiography_and_the_power_of_machine_intelligence. Disertační práce. Ghent University.
- [13] LANATA, Antonio, Andrea GUIDI, Paolo BARAGLI, Gaetano VALENZA, Enzo SCILINGO a Leontios HADJILEONTIADIS. A Novel Algorithm for Movement Artifact Removal in ECG Signals Acquired from Wearable Systems Applied to Horses. *PLOS ONE* [online]. 2015, **10**(10), 21 [cit. 2022-01-08]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: [doi:10.1371/journal.pone.0140783](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140783)
- [14] BRLOZNIK, Maja, Aleksandra PETRIC, Vesna KOS, Aleksandra RASHKOVSKA a Viktor AVBELJ. Wireless Body Sensor for Electrocardiographic Monitoring in Equine Medicine. *2019 42nd International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO)* [online]. IEEE, 2019, 279-283 [cit. 2022-01-14]. ISBN 978-953-233-098-4. Dostupné z: [doi:10.23919/MIPRO.2019.8756965](https://doi.org/10.23919/MIPRO.2019.8756965)
- [15] VYVIAL, Michal, Pavlína MELKOVÁ a Ivana DRNKOVÁ. *Nejčastější srdeční arytmie u koní* [online]. [1]. Brno: Klinika chorob koní VFU, 2018. Dostupné také z: https://www.vfu.cz/files/1670_23_vystup_PlakatArytmie.pdf
- [16] KOVÁCS, L., V. JURKOVICH, M. BAKONY, O. SZENCI, P. PÓTI a J. TÓZSÉR. Welfare implication of measuring heart rate and heart rate variability in dairy cattle: literature review and conclusions for future research. *Animal* [online]. 2014, **8**(2), 316-330 [cit. 2022-01-12]. ISSN 17517311. Dostupné z: [doi:10.1017/S1751731113002140](https://doi.org/10.1017/S1751731113002140)
- [17] GUIDI, Andrea, Antonio LANATA, Paolo BARAGLI, Gaetano VALENZA a Enzo SCILINGO. A Wearable System for the Evaluation of the Human-Horse Interaction: A Preliminary Study. *Electronics* [online]. 2016, **5**(4), 18 [cit. 2022-01-11]. ISSN 2079-9292. Dostupné z: [doi:10.3390/electronics5040063](https://doi.org/10.3390/electronics5040063)
- [18] FELICI, Martina, Mimma NARDELLI, Antonio LANATà, Micaela SGORBINI, Enzo PASQUALE SCILINGO a Paolo BARAGLI. Smart textiles biotechnology for electrocardiogram monitoring in horses during exercise on treadmill: Validation tests. *Equine Veterinary Journal* [online]. 2021, **53**(2), 373-378 [cit. 2022-01-12]. ISSN 0425-1644. Dostupné z: [doi:10.1111/evj.13296](https://doi.org/10.1111/evj.13296)

- [19] VEZZOSI, Tommaso, Valentina VITALE, Micaela SGORBINI, Rosalba TOGNETTI a Francesca BONELLI. Two Methods for 24-hour Holter Monitoring in Horses: Evaluation of Recording Performance at Rest and During Exercise. *Journal of Equine Veterinary Science* [online]. 2019, **79**, 127-130 [cit. 2022-01-12]. ISSN 07370806. Dostupné z: doi:10.1016/j.jevs.2019.06.001
- [20] ILLE, Natascha, Regina ERBER, Christine AURICH a Jörg AURICH. Comparison of heart rate and heart rate variability obtained by heart rate monitors and simultaneously recorded electrocardiogram signals in nonexercising horses. *Journal of Veterinary Behavior* [online]. 2014, **9**(6), 341-346 [cit. 2022-01-12]. ISSN 15587878. Dostupné z: doi:10.1016/j.jveb.2014.07.006
- [21] *Polar Equine: User manual*. Kempele: Polar Electro Oy, 2015. Dostupné také z: https://support.polar.com/e_manuals/Equine/Polar_Equine_User_Manual_English.pdf
- [22] *Televet II: The Telemetric ECG and Holter System*. Marslev: Kruuse, 2007. Dostupné také z: https://kruuse.com/Files/Files/Products/INT/20501_Televet_II_equine_brochure_INT_2019.pdf
- [23] WIERIG, Maren, Leonard MANDTLER, Peter ROTTMANN, Viktor STROH, Ute MÜLLER, Wolfgang BÜSCHER a Lutz PLÜMER. Recording Heart Rate Variability of Dairy Cows to the Cloud—Why Smartphones Provide Smart Solutions. *Sensors* [online]. 2018, **18**(8), 16 [cit. 2022-01-13]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18082541
- [24] HANZELKA, Adam. *Korekce kolísání nulové izolinie* [online]. Brno, 2011 [cit. 2021-11-08]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/2031>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Vítek.
- [25] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [26] HANÁK, Jaroslav a Čestmír OLEHLA. *Klinická fyziologie koní a jejich trénink: od fyziologie k medicíně* [online]. 1. Brno: Veterinární a farmaceutická univerzita, 2010 [cit. 2022-01-08]. ISBN 978-80-7305-131-0. Dostupné z: https://cit.vfu.cz/fyziolmed/images/files/Vet_med_web.pdf
- [27] ANTINK, Christoph, Mikko PIRHONEN, Heli VAATAJA et al. Sensor Fusion for Unobtrusive Respiratory Rate Estimation in Dogs. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2019, **19**(16), 7072-7081 [cit. 2022-01-13]. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2019.2912002
- [28] QIAO, Kuanghua, Amanda NICKERSON, Suzanne MACDONALD a Ebrahim GHAFAR-ZADEH. A Non-Invasive Wireless Respiratory Monitoring System for Animals' Behavioural Studies. *2020 IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE)* [online]. IEEE, 2020, 1-4 [cit. 2022-01-12]. ISBN 978-1-7281-5442-8. Dostupné z: doi:10.1109/CCECE47787.2020.9255713

- [29] SIDES, R., R. KIRKPATRICK, E. RENNER, K. GOUGH, L. KATZ, D. EVANS a W. BAYLY. Validation of masks for determination of $\dot{V}O_2$ max in horses exercising at high intensity. *Equine Veterinary Journal* [online]. 2018, **50**(1), 91-97 [cit. 2022-01-12]. ISSN 04251644. Dostupné z: doi:10.1111/evj.12711
- [30] SELLIER, Nadine, Elodie GUETTIER a Christophe STAUB. A Review of Methods to Measure Animal Body Temperature in Precision Farming. *American Journal of Agricultural Science and Technology* [online]. 2014, **2**(2), 27 [cit. 2022-01-04]. ISSN 21629676. Dostupné z: doi:10.7726/ajast.2014.1008
- [31] STEWART, M., G.A. VERKERK, K.J. STAFFORD, A.L. SCHAEFER a J.R. WEBSTER. Noninvasive assessment of autonomic activity for evaluation of pain in calves, using surgical castration as a model. *Journal of Dairy Science* [online]. 2010, **93**(8), 3602-3609 [cit. 2022-01-14]. ISSN 00220302. Dostupné z: doi:10.3168/jds.2010-3114
- [32] SCHAEFER, A.L., N.J. COOK, C. BENCH et al. The non-invasive and automated detection of bovine respiratory disease onset in receiver calves using infrared thermography. *Research in Veterinary Science* [online]. 2012, **93**(2), 928-935 [cit. 2022-01-13]. ISSN 00345288. Dostupné z: doi:10.1016/j.rvsc.2011.09.021
- [33] ISOLA, J.V.V., G. MENEGAZZI, M. BUSANELLO, S.B. DOS SANTOS, H.S.S. AGNER a J. SARUBBI. Differences in body temperature between black-and-white and red-and-white Holstein cows reared on a hot climate using infrared thermography. *Journal of Thermal Biology* [online]. 2020, **94**, 6 [cit. 2022-01-13]. ISSN 03064565. Dostupné z: doi:10.1016/j.jtherbio.2020.102775
- [34] SAMBRAUS, Hans Hinrich. *Atlas plemen hospodářských zvířat: skot, ovce, kozy, koně, osli, prasata : 250 plemen*. 1. Praha: Brázda, 2006. ISBN 80-209-0344-5.
- [35] KANG, Hyungsuk, Rebeka ZSOLDOS, Solomon WOLDEYOHANNES, John GAUGHAN a Albert SOLE GUITART. The Use of Percutaneous Thermal Sensing Microchips for Body Temperature Measurements in Horses Prior to, during and after Treadmill Exercise. *Animals* [online]. 2020, **10**(12), 20 [cit. 2022-01-13]. ISSN 2076-2615. Dostupné z: doi:10.3390/ani10122274
- [36] ZHANG, Mengjie, Xuepei WANG, Huanhuan FENG, Qiuyi HUANG, Xinqing XIAO a Xiaoshuan ZHANG. Wearable Internet of Things enabled precision livestock farming in smart farms: A review of technical solutions for precise perception, biocompatibility, and sustainability monitoring. *Journal of Cleaner Production* [online]. 2021, **312**, 19 [cit. 2022-01-14]. ISSN 09596526. Dostupné z: doi:10.1016/j.jclepro.2021.127712
- [37] CUI, , ZHANG, LI, LUO, ZHANG a FU. WSMS: Wearable Stress Monitoring System based on IoT Multi-Sensor Platform for Living Sheep Transportation. *Electronics* [online]. 2019, **8**(4), 18 [cit. 2022-01-04]. ISSN 2079-9292. Dostupné z: doi:10.3390/electronics8040441

- [38] HYVÄRINEN, A. a E. OJA. Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural Networks* [online]. 2000, **13**(4-5), 411-430 [cit. 2022-01-15]. ISSN 08936080. Dostupné z: doi:10.1016/S0893-6080(00)00026-5
- [39] KONOPKA, Ondřej. *Analýza nezávislých komponent* [online]. [Praha], 2004 [cit. 2022-01-15]. Dostupné z: <http://amber.feld.cvut.cz/bio/konopka/file/LBR-semestralka.pdf>. Semestrální práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce Ing. Jakub Šťastný.
- [40] MARTINEK, Radek, Martina LADROVA, Michaela SIDIKOVA, Rene JAROS, Khosrow BEHBEHANI, Radana KAHANKOVA a Aleksandra KAWALA-STERNIUK. Advanced Bioelectrical Signal Processing Methods: Past, Present and Future Approach—Part II. *Sensors* [online]. 2021, **21**(19) [cit. 2022-04-28]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21196343
- [41] MARTINEK, Radek, Martina LADROVA, Michaela SIDIKOVA, Rene JAROS, Khosrow BEHBEHANI, Radana KAHANKOVA a Aleksandra KAWALA-STERNIUK. Advanced Bioelectrical Signal Processing Methods: Past, Present and Future Approach—Part I. *Sensors* [online]. 2021, **21**(15) [cit. 2022-04-28]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21155186
- [42] DUBOVÁ, Mária. *Metoda hlavních komponent a její aplikace*. Praha, 2012. Bakalářská práce. Univerzita Karlova, Matematicko-fyzikální fakulta, Katedra pravděpodobnosti a matematické statistiky. Vedoucí práce Radek Hendrych.
- [43] TONHAUSEROVÁ, Zuzana. *Metoda hlavních komponent a její aplikace* [online]. Olomouc, 2013 [cit. 2022-01-15]. Dostupné z: https://theses.cz/id/iwan2b/Zuzana_Tonhauserov_-_Metoda_hlavnych_komponent.pdf. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Ondřej Vencálek.
- [44] CASTELLS, Francisco, Pablo LAGUNA, Leif SÖRNMO, Andreas BOLLMANN a José ROIG. Principal Component Analysis in ECG Signal Processing. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* [online]. 2007, **2007**(1), 23 [cit. 2022-01-16]. ISSN 1687-6180. Dostupné z: doi:10.1155/2007/74580
- [45] VLČEK, Milan. *Klasifikace srdečních cyklů z více svodového EKG pomocí metody hlavních komponent* [online]. Brno, 2013 [cit. 2022-01-16]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/25935>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Marina Ronzhina.
- [46] STROUHAL, Martin. *Adaptivní filtry pro zpracování biologických signálů* [online]. Brno, 2014 [cit. 2022-01-16]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/33067>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Ivo Provazník.
- [47] MUSTAFA, R., M. MOHD ALI, C. UMAT a D.A. AL-ASADY. *Design and implementation of least mean square adaptive filter on Altera Cyclone II Field Programmable Gate Array for active noise*

control [online]. IEEE, 2009, 479-484 [cit. 2022-01-16]. ISBN 978-1-4244-4681-0. Dostupné z: doi:10.1109/ISIEA.2009.5356420

- [48] MARTINEK, Radek, Martina LADROVA, Michaela SIDIKOVA, Rene JAROS, Khosrow BEHBEHANI, Radana KAHANKOVA a Aleksandra KAWALA-STERNIUK. Advanced Bioelectrical Signal Processing Methods: Past, Present, and Future Approach—Part III. *Sensors* [online]. 2021, **21**(18) [cit. 2022-04-28]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21186064
- [49] DOLEŽEL, Jiří. *Jednoduchý vlnkový filtr EKG signálů* [online]. Brno, 2014 [cit. 2022-01-17]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/33415>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Lukáš Smital.
- [50] KAHANKOVA, Radana, Jakub KOLARIK, Jindřich BRABLIK, Katerina BARNOVA, Ivana SIMKOVA a Radek MARTINEK. Alternative measurement systems for recording cardiac activity in animals: a pilot study. *Animal Biotelemetry* [online]. 2022, **10**(1), 33 [cit. 2022-04-28]. ISSN 2050-3385. Dostupné z: doi:10.1186/s40317-022-00286-y
- [51] The Circulatory System. In: *FEI Campus* [online]. Švýcarsko: Fédération Équestre Internationale, 2015 [cit. 2022-04-21]. Dostupné z: <https://campus.fei.org/course/info.php?id=45>
- [52] CHENG, Limei, Eric Thomas CARLSON, Srinivasan VAIRAVAN a Minnan XU. *Fetal heart rate extraction from maternal abdominal ECG recordings*. USA.
- [53] ZÁHORA, Jiří. *Učebnice statistiky* [online]. [1]. [Hradec Králové]: Univerzita Karlova v Praze, Lékařská fakulta v Hradci Králové, 2015 [cit. 2022-04-23]. ISBN 978-80-88176-00-8. Dostupné z: <https://publi.cz/books/201/Cover.html>

Přílohy

K této práci je přiložena elektronická příloha v IS EDISON.

Příloha I Aplikace pro předzpracování a analýzu daných signálů

Jedná se o aplikaci pro předzpracování a analýzu signálu, jenž byla vytvořena v programu LabVIEW. Pro spuštění aplikace je třeba mít nainstalované LabVIEW 2020.

Příloha obsahuje hlavní program *aplikace_hl.vi* a dva podprogramy *sub_bkg.vi* a *sub_bpm.vi*. Pro úplnost jsou přiloženy analyzované signály v původní podobě.