



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY

ÚSTAV POČÍTAČOVÉ GRAFIKY A MULTIMÉDIÍ

DEPARTMENT OF COMPUTER GRAPHICS AND MULTIMEDIA

**FYZIOLOGICKÁ DATA PRO ANALÝZU A ZLEPŠENÍ
UŽIVATELSKÉ ZKUŠENOSTI**

PHYSIOLOGICAL DATA TO ANALYZE AND IMPROVE THE USER EXPERIENCE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

DANIEL ŠTĚPÁNEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK MATERNA, Ph.D.

BRNO 2021

Zadání bakalářské práce



Student: **Štěpánek Daniel**
Program: Informační technologie
Název: **Fyziologická data pro analýzu a zlepšení uživatelské zkušenosti**
Physiological Data to Analyze and Improve the User Experience
Kategorie: Uživatelská rozhraní

Zadání:

1. Proveďte rešerši existujících řešení využívajících měření fyziologických dat (například variabilita srdečního tepu) pro účely detekce stresu, únavy, predikce UX metrik apod.
2. Seznamte se se zařízeními pro měření fyziologických dat, zejména s Empatica E4.
3. Na základě rešerše vyberte vhodné metriky / typy událostí, které by bylo možné za pomoci fyziologických dat odhadovat / detekovat.
4. Navrhněte experiment pro získání vhodné datové sady.
5. Proveďte navržený experiment a získanou datovou sadu anotujte.
6. Diskutujte dosažené výsledky, kvalitu získaných dat, možná vylepšení a rozšíření.
7. Vytvořte stručný plakát nebo video prezentující vaši bakalářskou práci, její cíle a výsledky.

Literatura:

- Dle doporučení vedoucího.

Pro udělení zápočtu za první semestr je požadováno:

- Body 1-4.

Podrobné závazné pokyny pro vypracování práce viz <https://www.fit.vut.cz/study/theses/>

Vedoucí práce: **Materna Zdeněk, Ing., Ph.D.**

Vedoucí ústavu: Černocký Jan, doc. Dr. Ing.

Datum zadání: 1. listopadu 2020

Datum odevzdání: 12. května 2021

Datum schválení: 30. října 2020

Abstrakt

Cílem této práce je získání datové sady fyziologických dat pro různé emoce uživatele za účelem zlepšení interakce člověk-počítač. Data jsou získávána náramkem společnosti Empatica a následně zpracována v jazyce Python. Podařilo se získat 94 % nepoškozených dat z předpokládaného počtu vzorků. Na základě získaných dat je možné lépe analyzovat uživatelskou zkušenost a díky tomu ji zlepšovat.

Abstract

The goal of this thesis is to obtain dataset of physiological data for user emotions in order to analyze and improve human-computer interaction. This paper proposes of the use Empatica wristband to capture physiological data and Python for data processing. After evaluation, 94 % of intact data was obtained from the expected number of samples. Based on the obtained data, it is possible to better analyze the user experience and thus improve it.

Klíčová slova

fyziologická data, uživatelská zkušenost, interakce člověk-počítač, nositelná elektronika, srdeční tep, galvanická odezva kůže, rozpoznávání emocí, experiment

Keywords

physiological data, user experience, human-computer interaction, wearable devices, heart rate, electrodermal activity, emotion recognition, experiment

Citace

ŠTĚPÁNEK, Daniel. *Fyziologická data pro analýzu a zlepšení uživatelské zkušenosti*. Brno, 2021. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Materna, Ph.D.

Fyziologická data pro analýzu a zlepšení uživatelské zkušenosti

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením pana Ing. Zdeňka Materny, Ph.D. Uvedl jsem všechny literární prameny, publikace a další zdroje, ze kterých jsem čerpal.

.....

Daniel Štěpánek

12. května 2021

Poděkování

Děkuji panu vedoucímu Ing. Zdeňkovi Maternovi Ph.D. za ochotu a pomoc při řešení problémů během tvorby práce. Rád bych také poděkoval všem dobrovolníkům, kteří podstoupili můj experiment, bez nichž by práce nemohla vzniknout.

Obsah

1	Úvod	2
2	Rešerše	3
2.1	Ergonomie	3
2.2	Uživatelská zkušenost, interakce člověk-počítač	3
2.3	Autonomní nervový systém	4
2.4	Emotivita člověka a členění emocí	6
2.5	Popis fyziologických dat a jejich měření	8
2.6	Vliv emotivity člověka na fyziologické funkce	15
3	Rozbor problematiky a návrh řešení	17
3.1	Specifikace problému	17
3.2	Volba zařízení a měřených metrik	18
3.3	Volba podnětů	20
3.4	Přijímání a zpracování měřených dat	23
3.5	Shrnutí návrhu řešení	24
4	Experiment	26
4.1	Cíl experimentu	26
4.2	Pilotní testování	26
4.3	Zvolené podněty	27
4.4	Účastníci experimentu	28
4.5	Pracovní prostředí	28
4.6	Průběh sezení	29
4.7	Sběr a analýza dat	30
5	Popis získané datové sady a zhodnocení výsledků	32
5.1	Klíčové vlastnosti datové sady	32
5.2	Měřené fyziologické funkce	35
5.3	Zhodnocení výsledků	38
6	Závěr	40
	Literatura	41
A	Obsah příloženého paměťového média	45

Kapitola 1

Úvod

S rostoucím množstvím chytrých zařízení v našich životech roste i potřeba stále zlepšovat interakci mezi člověkem a počítačem. Mezi nejpoužívanější techniky patří dotazníky, pozorování uživatele při práci s uživatelským rozhraním apod. V posledních letech se výzkum zaměřuje na využití emocí a jejich, co nejsnadnější detekci. Díky nositelné elektronice (chytré hodinky, chytré náramky, hrudní pásy pro měření fyziologických dat apod.) a její velké popularitě, je zajímavé ověřit, zda se dají emoce uživatele detekovat pomocí těchto zařízení. Pro tuto práci byl zvolen náramek E4 společnosti Empatica.

Cílem je poskytnout uživatelům nástroj, který umožní sledovat jejich emoce, a díky tomu zlepšit uživatelskou zkušenost v reálném čase. Dále může práce najít využití při uživatelských testech, kdy by moderátor dostával informace o vnitřním stavu subjektu a mohl by přizpůsobit průběh experimentu. Cílem práce je navrhnout experiment, získat a zpracovat datovou sadu. Tato sada, včetně skriptů, je dostupná na platformě GitHub¹.

V kapitole 2 jsou blíže specifikovány podstatné pojmy z psychologie, uživatelská zkušenost, fyziologická data, jejich spojitost s nervovou soustavou člověka a možnosti měření. V kapitole 3 je popsán návrh experimentu, použité podněty pro vyvolání emocí a pracovní prostředí. Kapitola 4 pojednává o realizaci a průběhu experimentu. V kapitole 5 je popsána získaná datová sada a její anotace, včetně zhodnocení kvality dat. Výsledky práce i jejich zhodnocení jsou popsány v kapitole 6.

¹<https://github.com/DanyStepanek/FIT/tree/master/IBT>

Kapitola 2

Rešerše

V této kapitole budou popsány podstatné pojmy pro pochopení práce, jako je uživatelská zkušenost, fyziologická data a zařízení využívaná pro měření dat. Jednotlivé podkapitoly jsou vybrány na základě již existujících řešení zabírajících se touto problematikou.

2.1 Ergonomie

Při návrhu produktů má z pohledu psychologie zásadní roli ergonomie. Tento obor, též nazývaný lidský faktor, se zabývá studováním lidských schopností a jeho chování na pracovišti za účelem vytvoření co nejlepšího produktu, aby bylo dosaženo ideálního používání lidmi [1].

Hlavními přínosy jsou zvýšení bezpečnosti na pracovišti a ochrana zdraví. Z pohledu ekonomického je dosaženo vyšší efektivity práce a tím zvýšení výdělku.

Svou roli hraje také v oboru informačních technologií. Při návrhu nového softwaru je zásadní brát v potaz lidský faktor především z pohledu kybernetické bezpečnosti, kde jsou hackerské útoky cíleny také na psychologii člověka. Je tedy nutné vytvářet bezpečnostní opatření, jež minimalizují škody způsobené těmito útoky. Poznatky ergonomie se hojně využívají i při návrhu a tvorbě uživatelských rozhraní, kde je za cíl maximalizovat pozitivní uživatelskou zkušenost.

2.2 Uživatelská zkušenost, interakce člověk-počítač

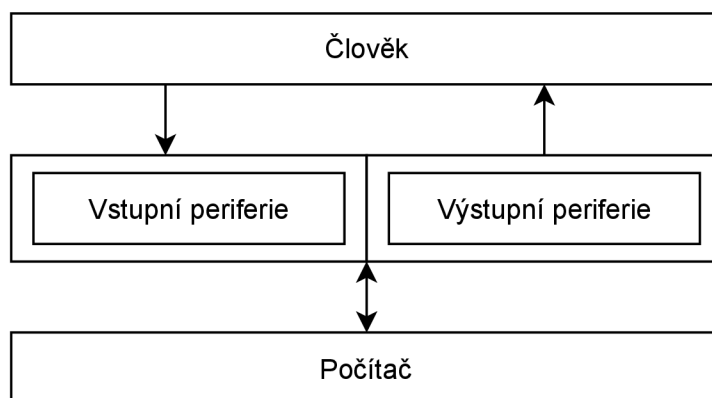
Uživatelská zkušenost (angl. User Experience, UX) je definovaná jako: „Vnímání a reakce člověka vyplývající z použití nebo předpokládaného použití produktu, systému nebo služby.“ [2]

Pro analýzu a zlepšení uživatelské zkušenosti vznikl obor nazývající se **UX design**. Pro dobrou uživatelskou zkušenost je důležité nejprve definovat potenciálního uživatele a cíl produktu. Obecně lze důležité aspekty rozdělit následovně:

- užitečnost,
- použitelnost,
- zkušenost.

Podle potenciálního uživatele UX designéři určí, které aspekty jsou pro produkt více, či méně důležité a tím určí nároky na výsledný produkt. V oboru informační technologie lze jako produkt označit uživatelské rozhraní, jež zprostředkovává interakci člověka a počítače.

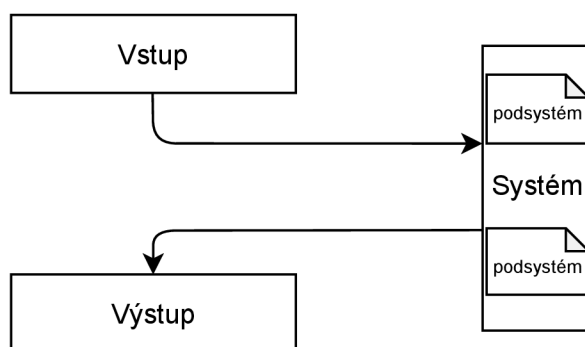
Interakce člověk-počítač (angl. Human-Computer Interaction, HCI) je druh komunikace, při níž dochází k přenosu informací mezi člověkem a počítačem, která spočívá v interakci programátora, operátora či uživatele s počítačem na základě přesně stanovených pravidel [3].



Obrázek 2.1: Schéma interakce člověk-počítač. Vstupní informace jsou počítači předávány např. pomocí klávesnice, hlasového vstupu apod. Výstupní informace předává počítač člověku pomocí monitoru, tiskárny, hlasového výstupu apod. [3]

2.3 Autonomní nervový systém

Lidské tělo lze z technického hlediska brát jako otevřený systém (obr. 2.2), jenž na základě signálů od smyslových orgánů (vstup) reaguje, vyhodnocuje situaci a provádí odpovídající akce (výstup). Řízení celého systému má na starosti nervová soustava člověka, jenž je rozdělena na podsystémy. Pro kontrolu a řízení fyziologických funkcí slouží autonomní nervový systém.



Obrázek 2.2: Schéma otevřeného systému.

Autonomní nervový systém (ANS), jehož centra jsou uloženy podél páteře, je součástí centrální nervové soustavy. Hlavní činností je regulace tělesné teploty, krevního tlaku, tepové

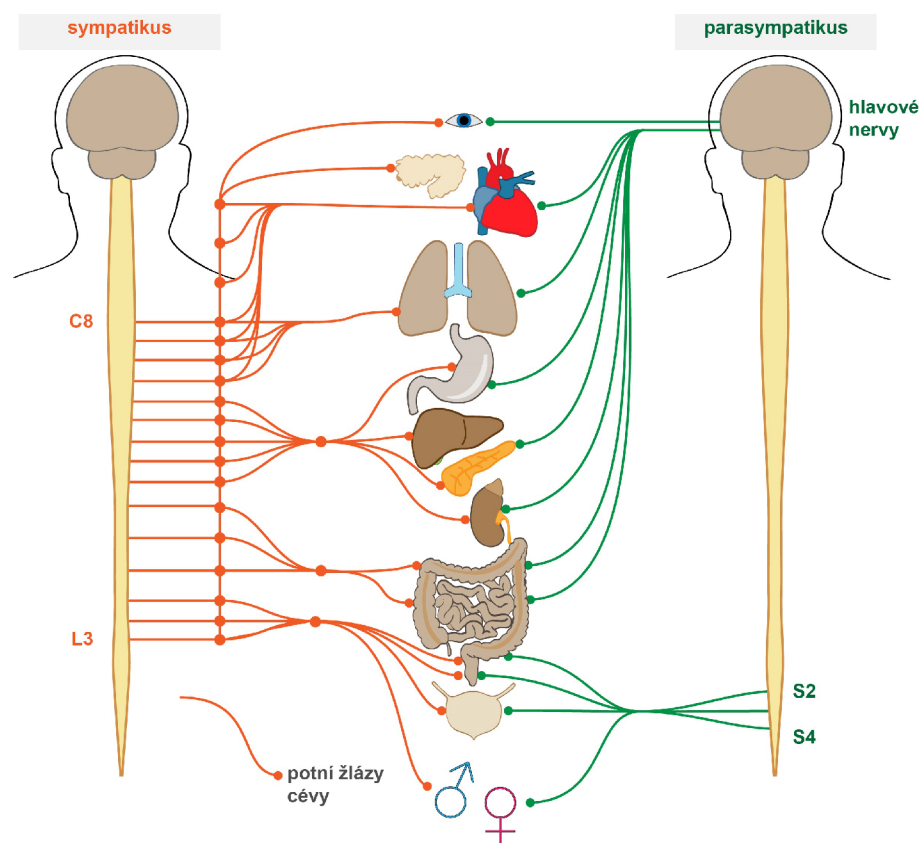
frekvence, správná funkce útrobní svaloviny apod. Tyto funkce se obecně nazývají viscerální (útrobní) funkce [4].

2.3.1 Anatomie autonomního nervového systému

Autonomní nervový systém se dělí na **sympatikus** a **parasympatikus**. Tyto části jsou aktivovány na základě činnosti a vnitřním stavu člověka [5].

Sympatikus je aktivní v situacích náročných na organismus (stres, boj o život). Hlavní činností je uvolňování energie z těla za účelem zvýšení výkonnosti člověka. Při jeho aktivaci lze pozorovat zvýšený srdeční tep, krevní tlak, zrychlený dech, rozšířené zornice apod. Jeho vliv na organismus je katabolický¹ [6].

Parasympatikus se aktivuje v klidových situacích (spánek, odpočinek, trávení jídla). Jeho činností je zpomalení funkcí těla a výroba energie do zásoby. Při činnosti dochází ke zpomalení srdečního tepu, snížení krevního tlaku, zúžení zornic a přesun krve do vnitřních orgánů [6].



Obrázek 2.3: Anatomie autonomního nervového systému. Vlákná sympatiku jsou napojeny na míchu v oblasti mezi prvním hrudním a druhým bederním obratlem. Parasympatická vlákna jsou vyvedena z mozku a z křížové části míchy. (Převzato z [4])

¹Štěpení vysokomolekulárních prvků (bílkoviny, tuk) na jednoduché produkty za účelem vzniku energie.

2.3.2 Stimulace autonomního nervového systému

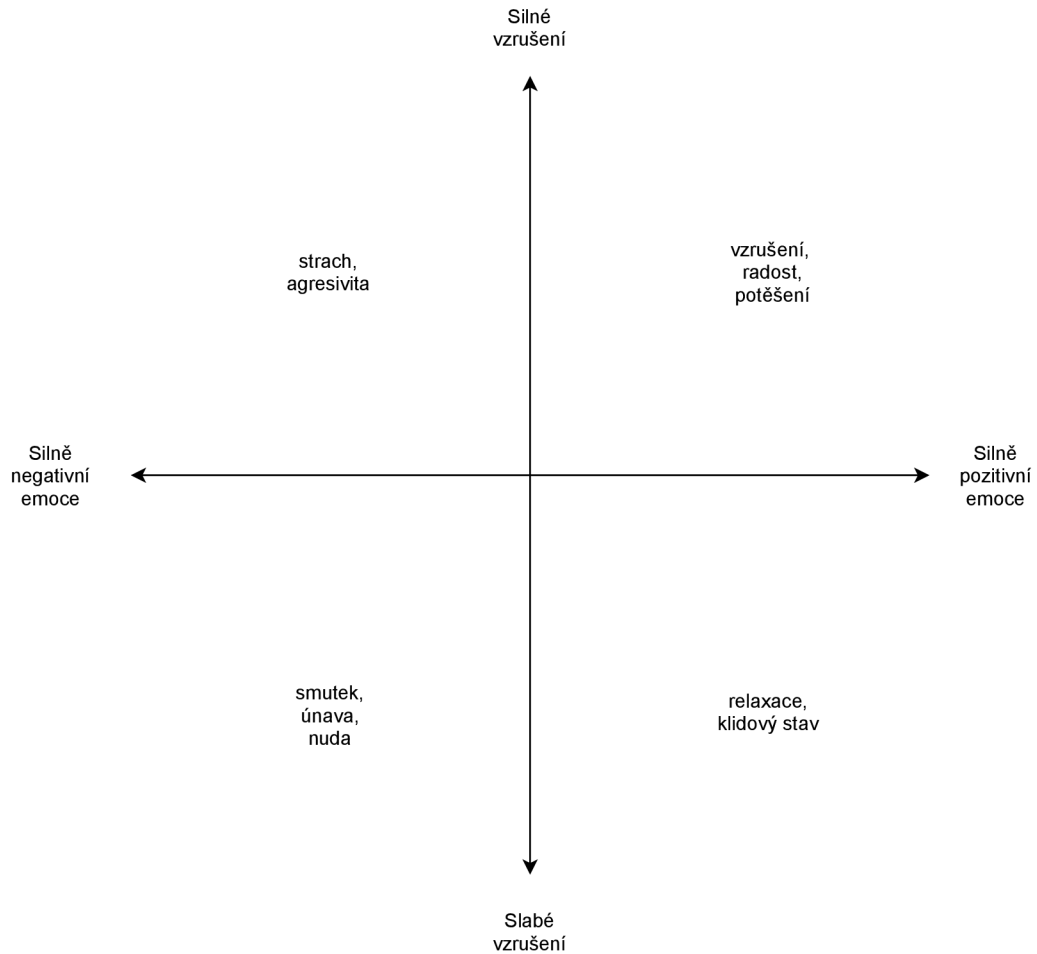
Činnost ANS je automatická a člověk si ji neuvědomuje. Aktivace ANS je možná na základě vnitřního stimulu (nemoc, jed v těle), či pomocí vnějších podnětů (vysoké pracovní nároky, krizové situace). Pro stimulaci ANS v rámci experimentů není možné, ani etické použít reálné stimuly, nicméně díky moderním technologiím a empatii člověka lze tyto situace napodobit. Příkladem mohou být emoce vyvolané při sledování filmu, nebo hraní počítačové hry. Empatie člověka umožňuje vcítění do druhé osoby, nebo fiktivní (virtuální) postavy a jeho situace. Pro skutečný prožitek a vzbuzení odpovídajících emocí však pouhá empatie nestačí. Pro stimulaci nervové soustavy je důležitý především zážitek z vlastní minulosti, fobie jedince a nebo instinkty člověka vytvořené evolucí a vývojem. Dosud nejbližší simulaci reality umožňuje tzv. virtuální realita. Vnější podněty mohou být:

- vizuální,
- zvukové,
- čichové,
- hmatové,
- chuťové.

Z nichž většinu vnímaných člověkem tvoří právě vizuální a zvukové, čímž se stávají zásadními faktory mající vliv na emoční stav člověka.

2.4 Emotivita člověka a členění emocí

Emotivita člověka označuje celkovou citovou složku člověka, jejímž základem jsou emoce. Pojem emoce je definovaný jako: „označení psychické funkce, která sestává ze tří komponent: citového zážitku, neuroendokrinních a vegetativních (útrobních) procesů. Dimenze emocí: úroveň vzrušení, pocit příjemného či nepříjemného a event. napětí a uvolnění. Emoce byly pokládány za prožívání vzrušení, nebo vegetativních změn. Pocity příjemného a nepříjemného signalizovaly biologickou hodnotu podnětu (pozitivní, negativní). Nověji jsou pokládány za integraci vzrušení a kognitivního zpracování situace. Komplexnost emocí se vyvinula jako biologicky účelné spojení zážitků a fyziologických změn.“ [7]



Obrázek 2.4: Graf členění emocí. Klasifikace na základě míry intenzity vzrušení a positivity emoce.

Emoce lze dělit na základní a tzv. odvozené. Jako základní jsou obecně definovány tyto:

- strach,
- smutek,
- hněv,
- radost,
- znechucení,
- překvapení.

Výhodou základních emocí je, že jsou snadno fyziologicky rozpoznatelné (výraz v obličeji, zrychlený tep apod.). Nicméně pro psychologii takto generické členění není dostačující a proto se v současné době, na základě výzkumů, rozlišuje až 27 odvozených emocí [8].

2.5 Popis fyziologických dat a jejich měření

Při vytváření uživatelských rozhraní se využívá mnoho technik pro zajištění, co nejlepší uživatelské zkušenosti. Mezi nejčastější praktiky se řadí dotazníky, pozorování uživatele při práci, myšlení nahlas apod.

Současné studie se zabývají tím, jak analyzovat uživatelskou zkušenost na základě fyziologie člověka. Cílem fyziologie je pochopení a vysvětlení fyzikálních, biochemických a biologických principů fungování procesů v lidském těle [9].

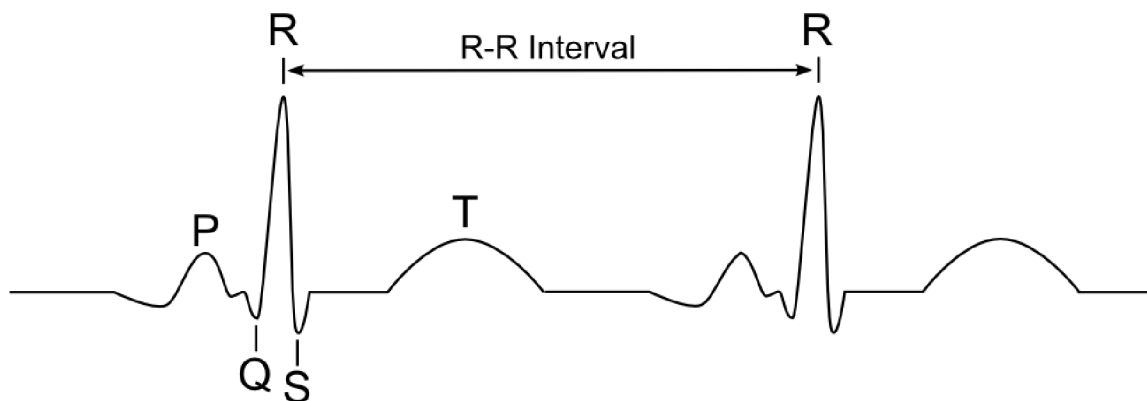
2.5.1 Srdeční pulz

Srdeční pulz, neboli tep člověka, lze považovat za jeden ze základních signálů v lidském těle. Pulz je tlaková vlna vyvolaná vypuzením krve z levé komory do aorty [10]. Při jeho měření lze pozorovat tyto vlastnosti:

- frekvenci,
- pravidelnost,
- kvalitu.

Měření probíhá pomocí elektrod připevněných na kůži, či optickými snímači.

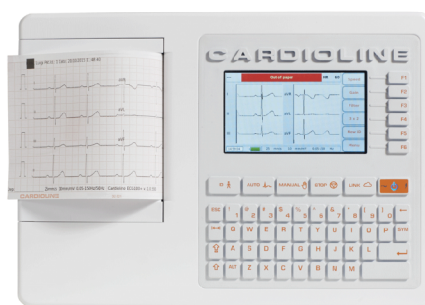
Při měření **elektrodami** se jedná o Elektrokardiografii (EKG)². Výhodou oproti optickým snímačům je přímé snímání elektrické aktivity srdce. Touto metodou lze získat frekvenci i pravidelnost srdečního tepu. Metoda je hojně využívána pro lékařské účely, neboť je velmi přesná a poskytuje podrobné údaje. Detailní pohled na EKG signál zobrazuje obrázek 2.5.



Obrázek 2.5: Měřitelné artefakty v EKG. Hlavním prvkem je R-R interval, určující frekvenci srdečního tepu. P vlna značí depolarizaci předsíní srdce. Komplex vln QRS signalizuje depolarizaci komor. Vlna T charakterizuje následnou repolarizaci komor. [11] Zdroj: Wikimedia Commons [12]

EKG přístroj neboli elektrokardiograf je zdravotnický přístroj, jenž citlivě snímá elektrickou aktivitu srdce v čase. Pomocí elektrod, které se připojují na různé části těla, snímá elektrické změny na srdci a zaznamenává je jako tzv. EKG křivku. Díky měření na více místech zároveň lze přesněji analyzovat srdeční činnost.

²<https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie>



Obrázek 2.6: Elektrokardiograf a ukázka EKG křivky zaznamenané na speciální papír. (Převzato z [13])

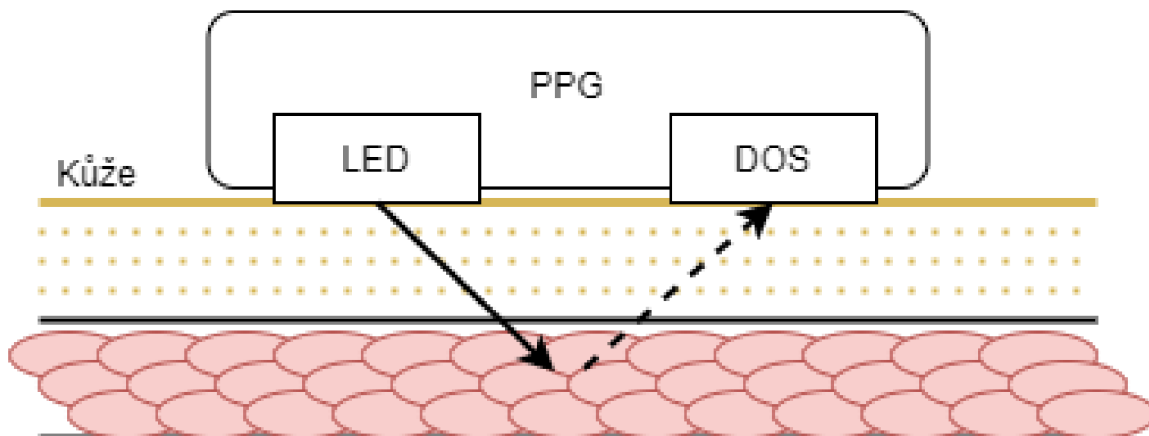
Pro běžné užití existují tzv. hrudní pásy. Hlavní výhodou je bezdrátový přenos dat do mobilního telefonu, nebo sporttesteru umožňující volný pohyb při snímání a měření srdeční aktivity.



Obrázek 2.7: Běžný hrudní pás pro měření životních funkcí. (Převzato z [12])

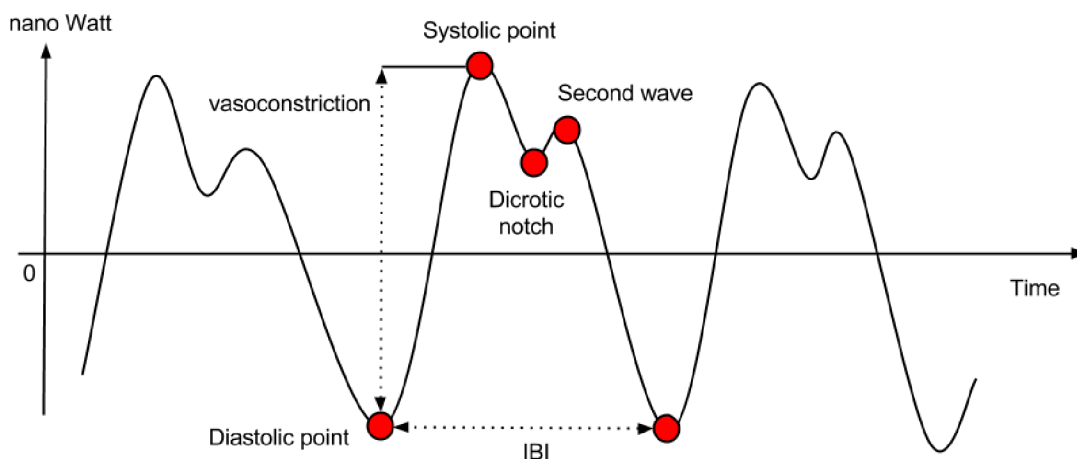
Metoda využívající **optické snímače** se nazývá Fotoplethysmografie (angl. Photoplethysmography, PPG)³. Pro snímání vyžaduje dvě optoelektronické součástky. LED diodu jako zdroj světelného paprsku a fotodiodu, nebo fotorezistor jako detektor odraženého světla. Vysílaný světelný paprsek proniká lidskou tkání a částečně se absorbuje. Detektor odraženého světla následně měří množství zbytkového světla (viz obrázek 2.8).

³<https://en.wikipedia.org/wiki/Photoplethysmogram>



Obrázek 2.8: Princip měření srdečního tepu pomocí PPG. LED dioda jako zdroj světla prosvícuje kůži a odražené světlo zachycuje detektor odraženého světla (DOS), typicky fotodioda.

Změna objemu krve procházející měřeným místem je přímo úměrná změně intenzity záření. Při měření touto metodou je nutné počítat se slábnutím signálu podle vzdálenosti měřicího zařízení od srdce a podle toho patřičně zesílit získaný signál. PPG signál je zobrazen a popsán na obrázku 2.9.



Obrázek 2.9: Artefakty pozorovatelné v PPG signálu. Diastolické body (diastolic points) označují lokální minima PPG signálu využívaná pro výpočet IBI (čas mezi dvěma tlakovými vlnami). Pomocí IBI je možné vypočítat frekvenci srdečního tepu. Systolické body (systolic points) značí lokální maxima signálu. Dikrotický zářez (Dicrotic notch), za předpokladu, že se subjekt nehýbe, lze využít pro detekci srdečních onemocnění. Zdroj: Empatica Support [14]

Nevýhodou Fotopleťsmografie je zpoždění měření a zanesení chyby způsobené zesílením signálu v závislosti na vzdálenosti měření od srdce. Kvalitu dat ovlivňuje i nedostatečně přiložený senzor k tělu, nebo barva kůže. Mezi výhody patří snadné využití technologie v nositelné elektronice a tudíž pohodlné a nerušivé využití uživateli.

2.5.2 Galvanická odezva kůže

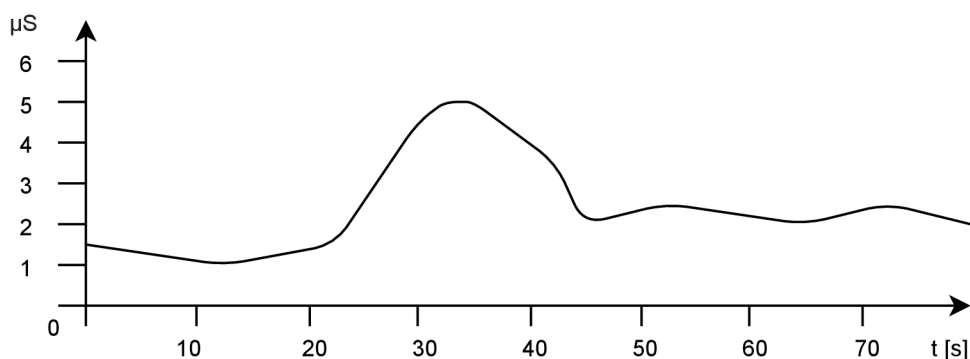
Galvanická odezva kůže, nebo také elektrodermální aktivita (EDA) je vlastnost lidského těla, která způsobuje neustálé změny elektrických charakteristik pokožky [15]. Při fyzické zátěži nebo při prožívání emocí mozek vysílá signál do pokožky, za účelem zvýšení pocení. I když není dotekem možné pocítit zvýšenou potivost, tak se elektrické vlastnosti pokožky mohou změnit. Měřené veličiny se dělí na:

- endosomatické,
- exosomatické.

Endosomatické veličiny jsou takové, které jsou měřeny bez vnějšího zdroje napětí. Mezi tyto veličiny patří například potenciál kůže, tedy rozdíl napětí mezi dvěma místy na těle.

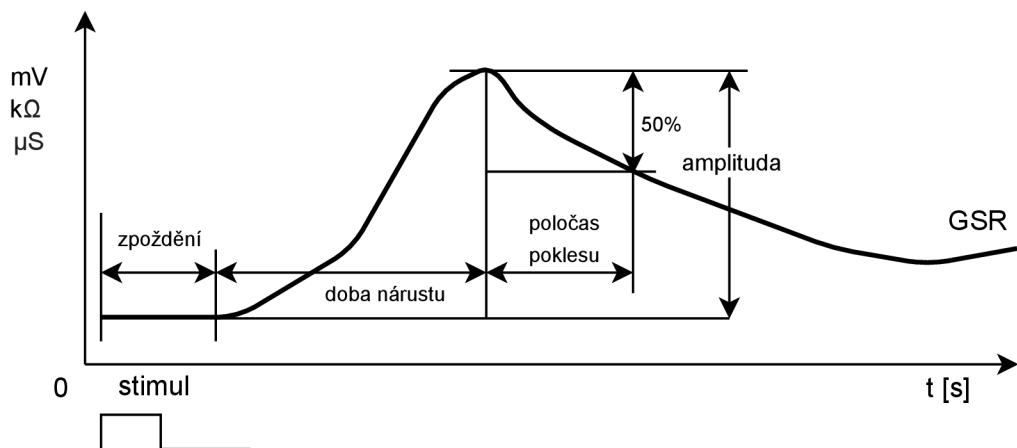
Exosomatické veličiny se měří za pomoci vnějšího elektrického zdroje. Elektrické zdroje mohou být stejnosměrné i střídavé. Zařízení se stejnosměrným zdrojem napětí jsou využívány častěji, neboť střídavé zdroje vyžadují sofistikovanější zařízení a jsou nákladnější na výrobu. Jako exosomatické veličiny se označují kožní vodivost nebo kožní odpor [16]. Při analýze signálu lze pozorovat dvě složky:

- úroveň tónické vodivosti pokožky
- fázovou reakci vodivosti kůže



Obrázek 2.10: Signál elektrodermální aktivity s výraznou fázovou reakcí způsobenou podnětem.

Fázová reakce vodivosti kůže je spjata s krátkými událostmi, jenž mohou vyvolat zvuky, pachy, apod. Fázové změny se v signálu projevují jako náhlé „špičky“. Fázová vodivost se označuje také jako odezva vodivosti kůže (angl. Skin Conductance Response, SCR).



Obrázek 2.11: Detailní pohled na fázovou reakci vodivosti kůže na vnější stimulaci. Po krátkém zpoždění začíná tzv. doba nárustu a následně dochází k zotavení (tzv. poločas poklesu).

Tónická vodivost kůže (angl. Skin Conductance Level, SCL) je artefakt signálu, který je možné pozorovat v delším časovém intervalu měření, typicky v řádech desítek sekund až desítek minut. Pro získání tónické vodivosti kůže je nutné vyfiltrovat fázické špičky a následně se hodnota SCL vypočítá jako aritmetický průměr v rámci zvoleného časového okna.

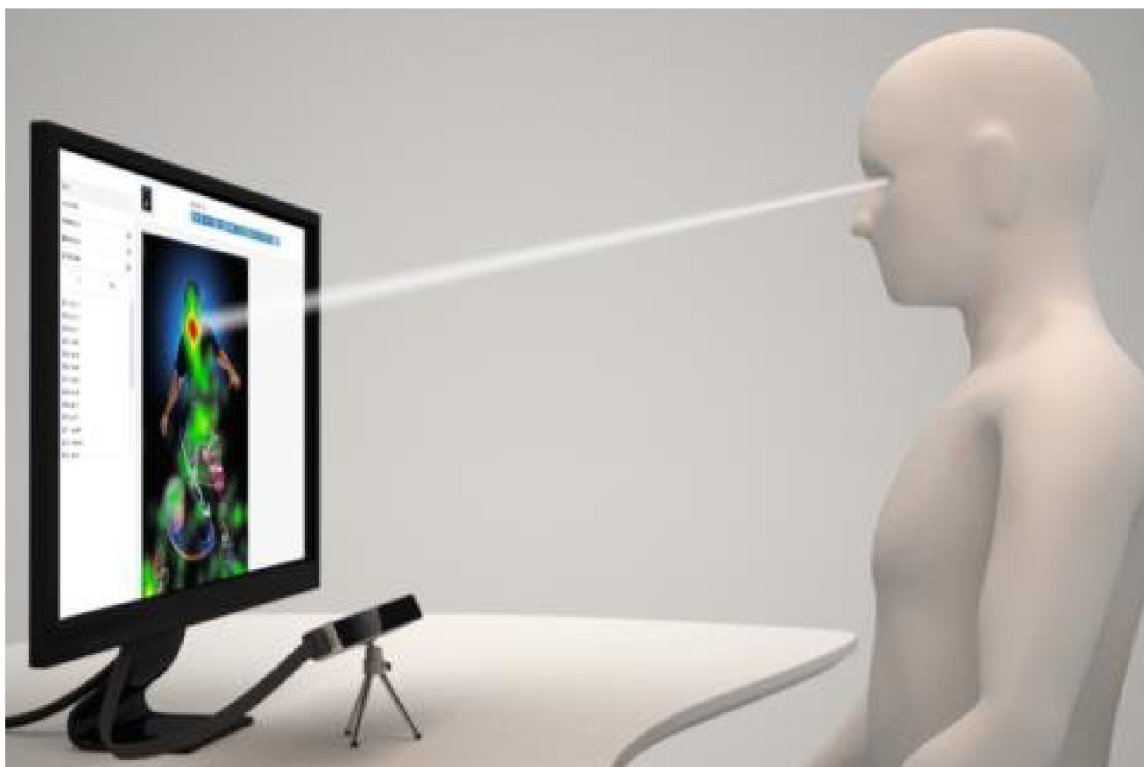
2.5.3 Oční reakce

Monitorování pohybu očí (angl. eye tracking) je metoda využívaná pro měření oční aktivity. Pomáhá určit jak oči reagují na podněty, nebo které objekty uživatelé pozorují, případně v jakém pořadí uživatel objekty sleduje.

Z očí je také možné vyčíst jak se uživatel cítí. Obecně je možné pozorovat na očích únavu, případně stres. Monitorování očí probíhá pomocí kamer a algoritmů, které se zaměřují pouze na oblast očí a jejich pohyb. Při pozorování očních zornic lze sledovat:

- pohyb očí,
- mrkání,
- kontrakci zornic.

Pozorování může ovlivnit faktor okolního prostředí. Především okolní osvětlení a sluneční záření, kdy při zvýšené intenzitě okolního světla dochází k zúžení zornic, naopak v tmavém prostředí dochází k rozšíření zornic. Proto je nutné, pro validitu experimentu, vytvořit pracovní prostředí se stabilními světelnými podmínkami.



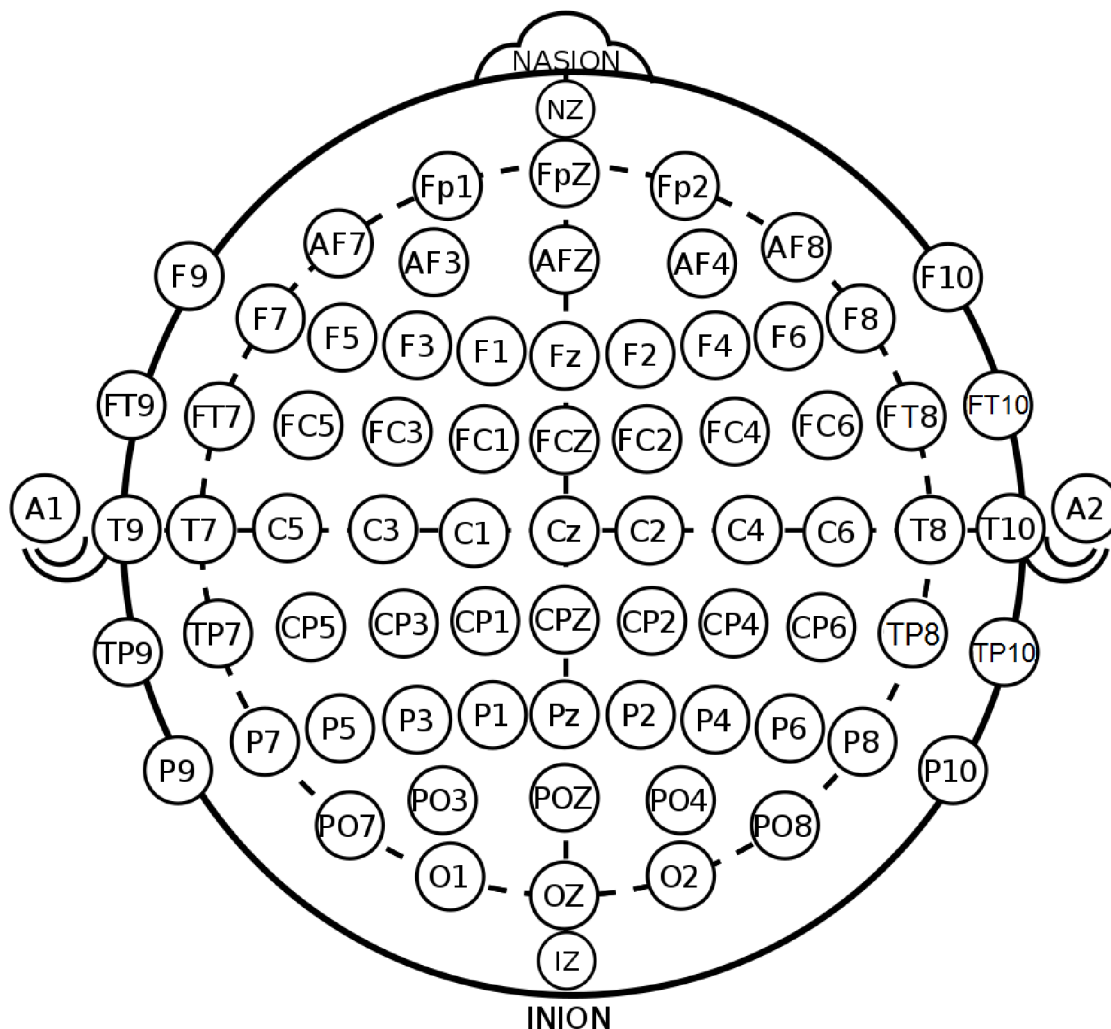
Obrázek 2.12: Pracovní prostředí pro monitorování pohybu očí. (Převzato z [17])

Monitorování pohybu očí lze využít v mnoha oblastech. Od léčení mentálních poruch až po zlepšení každodenního života lidí. Časté uplatnění nalézá pro navrhování a úpravu uživatelského rozhraní, neboť poskytuje velmi přesná data o tom, co je pro uživatele zajímavé a pomáhá zvolit design i uspořádání objektů. Dále se využívá v automobilovém průmyslu, kde pomáhá sledovat bdělost a pozornost řidičů, a tím zvyšuje bezpečnost silničního provozu.

2.5.4 Mozková aktivita

Mozková aktivita se často zaznamenává pomocí diagnostické metody zvané Elektroencefalografie (EEG). Jelikož metoda využívá povrchové elektrody, řadí se mezi neinvazivní. Aktivita mozku se projevuje změnou polarizace neuronů, tím dochází k elektrickým změnám, které jsou snímány elektrodami.

Pro správné měření je důležité rovnoměrně rozmístit povrchové elektrody pomocí předem daného schématu, jehož příklad je na obrázku 2.13, kde počet elektrod odpovídá počtu sledovaných kanálů. Elektrody lze rozmístit jednotlivě, nebo existují standardizované elektrodové čepice pro snadnější použití. Nevýhodou měření elektrodami je omezená délka experimentu, neboť pro dobrý kontakt je nutné použít vodivý gel, který postupně vysychá a ztrácí své vlastnosti. Dále musí být zajištěno klidné prostředí a minimalizovat veškerý pohyb pozorovaného.



Obrázek 2.13: Příklad schématu rozmístění elektrod podle standardu. Jednotlivé elektrody jsou označeny písmeny (A = Ušní lalůček; C = Centrální; P = Temenní (Parental); F = Čelní (Frontal); O = Týlní kost (Occipital); T = Temporální) a čísla (lichá čísla pro elektrody umístěné nad levou mozkovou hemisférou, sudá čísla pro elektrody nad pravou hemisférou). [18]

EEG nalézá využití v neurologii a psychiatrii. Pomáhá monitorovat a diagnostikovat choroby jako jsou migrény, epilepsie nebo kóma. Snímání mozkových aktivit mozku pomáhá postiženým pacientům ovládat různá zařízení a přístroje (tzv. neurofeedback) [18].

2.5.5 Krevní tlak

Krevní tlak je tlak, kterým působí krev na stěny cév. Krevní tlak se dělí na:

- arteriální,
- systolický,
- diastolický.

Při měření se nejčastěji zjišťuje arteriální tlak. Jeho hodnotu může ovlivnit věk, stres, aktivita apod. Nízký tlak (pod 100/60 mmHg) se označuje jako hypotenze, naopak vysoká hodnota (nad 140/90 mmHg) jako hypertenze. Obvyklý tlak dospělého jedince je 120/80 mmHg.

Měřit krevní tlak lze na horních i dolních končetinách pomocí arteriální kanyly nebo tonometru, kde pro validní hodnoty je nutné zvolit správnou velikost manžety [10].

2.5.6 Teplota

Teplota člověka vyjadřuje poměr mezi vytvořeným teplem v organismu a odvedeným teplem z těla. Na teplotu má vliv věk, denní doba, hormony, zdravotní stav, tělesná aktivita a okolní prostředí. Běžná teplota je v rozmezí 36.0 - 36.9 °C. Vyšší teplota se označuje jako horečka, naopak nižší hodnota jako podchlazení. Smrtelné hodnoty jsou pod 34 °C a nad 42 °C. Měření probíhá pomocí teploměru [10].

2.5.7 Dech

Dýchání je základní činnost člověka zajišťující přívod kyslíku do organismu. Jako jediná fyziologická funkce je ovlivnitelná vlastní vůlí. Dýchání ovlivňuje aktivita člověka, prostředí, onemocnění, věk i stres. Při měření se zjišťuje:

- pravidelnost,
- kvalita,
- rychlost.

Dechová frekvence se dělí na: eupnoe (normální frekvence), tachypnoe (zvýšená frekvence), bradyepnoe (snížená frekvence), apnoe (bezdeší) [10].

2.6 Vliv emotivity člověka na fyziologické funkce

Fyziologická data jsou možností jak sledovat emoční stav člověka v každodenním životě lidí. Důkazem tvrzení jsou provedené studie, v nichž bylo využito různých postupů ke vzbuzení emocí a měření jejich vlivu na fyziologické funkce člověka.

Typickým příkladem jsou studie zabývající se měřením stresu různými postupy. Jednou z nich je studie [19] zabývající se detekcí stresu pomocí krátkých ECG a HRV signálů. Pro stimulaci byl použit tzv. „stroop color word test“⁴. Pro zpracování a klasifikaci bylo využito více metod (FFT⁵, PNN⁶, kNN⁷, binární klasifikace). Délka dat pro analýzu byla nejméně 25 sekund. Průměrná klasifikační úspěšnost byla mezi 91.66% a 94.66%.

Dále se studie zaměřují také na konkrétní emoce. Postupy ke vzbuzení emocí byly různé. Například byly použity audio podněty a jako metriky byly zvoleny ECG s EDA [20]. Další kategorií jsou vizuální podněty. Ty mohou být pouze jako obrázky, nebo videonahrávky.

V případě použití obrázků jako stimulů jsou obrázky obvykle získávány z různých databází, např. Geneva affective picture database (GAPED). Studie [21] využívala tuto databázi

⁴SCWT: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5388755/>

⁵FFT: Fast Fourier transform

⁶PNN: probabilistic neural network

⁷kNN: k-nearest neighbors algorithm

a měřila EDA i srdeční tep. Srdeční tep byl získáván PPG senzory. Podněty byly zobrazeny vždy 6 sekund a následně bylo 15 sekund pro volbu emoce metodou SAM [22]. Ke klasifikaci bylo využito SVM⁸ i kNN. Klasifikace probíhala do 4 skupin podle míry vzrušení a pozitivivity emoce (viz 2.4). Úspěšnost klasifikačních metod a postupů se pohybovala v rozmezí od 65 % do 87 %.

Druhou variantou jsou videonahrávky použité jako podněty. Ukázkou je studie [23] měřící 4 fyziologické funkce (EEG, EDA, sledování dechu, ECG) najednou. Snaha byla získat data pro 6 emocí + klidový stav. Podněty byly zobrazovány po dobu 10 sekund a poté vždy následovala 30 sekund dlouhá relaxační fáze. Ke klasifikaci bylo využito více metod jako SVM, kNN nebo LSTM⁹. Výsledky metod byly následně porovnávány. Nejlepších výsledků dosahovala metoda LSTM a její modifikace A-LSTM¹⁰. Z měřených metrik vykazovala nejlepší výsledky EEG.

Kromě obvyklých postupů bylo také zkoumáno, jaký mají vliv počítačové hry na emoční stav člověka [24]. Studie porovnávala zpětnou vazbu hráčů s naměřenými daty EDA a PPG senzory. Ukázalo se, že existuje silná korelace mezi zpětnou vazbou a fyziologickými daty, jež byly naměřeny. Další studie [25], porovnávala rozdíl mezi podněty přijímanými pomocí VR Headsetu a běžné 2D obrazovky. Jako metriky byly zvoleny: srdeční tep, galvanická odezva kůže. Měření se zúčastnilo 33 dobrovolníků a probíhalo pomocí dvou zařízení. Srdeční tep byl měřen běžným chytrým náramkem a galvanická odezva kůže za pomoci PIP Biosenzoru¹¹. Po zpracování výsledků se použití VR Headsetu projevilo pouze v galvanické odezvě kůže. Je možné, že malé změny v hodnotách srdečního tepu způsobilo také zvolené zařízení.

⁸Support Vector Machines

⁹Long Short-Term Memory

¹⁰Attention-Long Short-Term Memory

¹¹<https://thepip.com/en-eu/>

Kapitola 3

Rozbor problematiky a návrh řešení

Tato kapitola řeší celkový návrh experimentu. Od výběru zařízení pro měření a podnětů pro vzbuzení emocí v uživateli, přes návrh průběhu experimentu až po možné problémy, které mohou při navrhování vzniknout. Návrh lze rozdělit následovně:

- Specifikace problému.
- Volba zařízení.
- Volba podnětů a jejich prezentace účastníkovi experimentu.
- Zpracování měřených dat.

3.1 Specifikace problému

Pro návrh experimentu je důležité určit fyziologické funkce, které budou měřeny. Nejprve je dobré se podívat, jak se již fyziologické funkce využívají v praxi a jak se obvykle měří.

3.1.1 Využití fyziologických dat v současné praxi

Z pohledu běžného uživatele a zlepšení jeho uživatelské zkušenosti se lze zaměřit na chytrou nositelnou elektroniku (chytré náramky, chytré hodinky). Tyto přístroje nabízí měření srdečního tepu optickými senzory (PPG snímače) a na základě jeho variability určit typ fyzické aktivity, úroveň stresu i kvalitu spánku (viz 2.5.1). Již však neposkytují podrobnější informace o emočním stavu člověka, který je pro jeho zdraví i uživatelskou zkušenost významný.

Jako další pohled na problematiku se nabízí proces testování uživatelských rozhraní. V této fázi vývoje se často využívají metody, mezi které patří dotazníky, monitorování pohybu očí (viz 2.5.3), monitorování pohybu myši apod. Žádná z těchto metod neumožňuje přímou detekci emocí uživatele a je nutné se spoléhat na jeho zpětnou vazbu, která může být zkreslená.

3.1.2 Definice zaměření práce

Z těchto důvodů jsem se ve své práci zaměřil na emotivitu člověka a její vliv na fyziologické funkce. Při návrhu budu vycházet z dřívějších studií, které jsou popsány v podkapitole 2.6.

Cílem je stimulovat autonomní nervový systém (popsán v podkapitole 2.3) dobrovolníků tak, aby postupně pocítovali různé emoce a měřit jejich projevy za pomoci obvyklých senzorů používaných v chytré nositelné elektronice pro měření fyziologických dat.

3.2 Volba zařízení a měřených metrik

Jak je popsáno v podkapitole 2.5, fyziologické funkce je možné měřit více způsoby. Základní rozdělení metod je na invazivní a neinvazivní. Výhodou invazivní oproti neinvazivní metodě jsou bezesporu přesnější data. Na druhou stranu je jejich použití nepohodlné a pro běžné užití nevhodné. Proto jsem se zaměřil na neinvazivní metody.

Základní měřenou funkcí lze označit **srdeční tep** (viz 2.5.1), jenž je možné měřit dvěma metodami. Pomocí EKG přístroje, nebo optickými snímači. EKG přístroje nabízí přesnější a podrobnější data, nicméně jsou stále více využívány optické snímače. Důvodem je snadnější technická realizace i cena.

Z dalších fyziologických funkcí, jako je měření krevního tlaku, dýchání, galvanické odezvy kůže, měření oční aktivity apod., se nabízí jako nejméně rušivé pro uživatele, měření **galvanické odezvy kůže** (viz 2.5.2).

S určenými funkcemi, které budou měřeny, lze vybrat zařízení pro jejich měření. Je možné využít pro každou metriku specifické zařízení a nebo využít zařízení disponující všemi potřebnými snímači. Pro měření fyziologických dat jsem, na základě doporučení vedoucího práce, zvolil náramek E4 společnosti Empatica.

3.2.1 Empatica E4

Jedná se o zdravotnické nositelné zařízení umožňující sledování fyziologických dat v reálném čase, jejich snadné zpracování, analýzu a vizualizaci [26]. Podstatné vlastnosti zařízení:

- Snadný přístup k datům a pokročilá vizualizace.
- Kvalita a přesnost měření.
- Certifikované zařízení¹.
- Snadné a nerušivé měření.
- API² umožňující tvorbu vlastních aplikací.
- PPG senzor³, GSR (EDA⁴) senzor, senzor teploty kůže, akcelerometr
- Tlačítko pro značení událostí v signálech.



Obrázek 3.1: Náramek E4 společnosti Empatica.

Zařízení již bylo využito v několika studiích. Příkladem může být studie [27], ve které bylo ověřováno, zda data získaná pomocí PPG senzoru náramku jsou dostatečně kvalitní

¹<https://www.emergobyul.com/services/europe/ce-certification>

²<https://cs.wikipedia.org/wiki/API>

³<https://en.wikipedia.org/wiki/Photoplethysmogram>

⁴https://en.wikipedia.org/wiki/Electrodermal_activity

pro odhalení srdečních poruch. Data byla porovnáována s daty získanými ECG senzory. Data z náramku E4 byla častěji chybná, avšak ve více než 85 % byla data stejně kvalitní. Nutno podotknout, že byly použity 3 ECG senzory v porovnání s jedním PPG senzorem. Experiment byl proveden se 7 účastníky.

Další studie [28] zkoumala spolehlivost náramku Empatica E4 pro měření elektrodermální aktivity na emoční podněty. Pro porovnání byl použit laboratorní systém Refa⁵. Cílem experimentu bylo detekovat změny v EDA pro pozitivní, negativní a neutrální vizuální podněty. Experimentu se zúčastnilo 59 dobrovolníků. Předpokladem, na základě předešlých studií, byl vzrůst EDA pro pozitivní i negativní podněty a pokles pro neutrální podněty. Hodnoty získané systémem Refa odpovídaly předpokladům pro pozitivní a neutrální podněty. Zařízení E4 potvrdilo předpoklady pro pozitivní a negativní podněty. Pro neutrální podněty E4 žádné změny nezaznamenala. Důvodem může být nízká frekvence senzoru EDA (4 Hz).

Zda náramek poskytuje dostatečně kvalitní data pro detekci stresu ověřovala studie [29], kde byl využit jak EDA senzor, tak PPG senzor. Experiment byl založen na laboratorním testu „Trier Social Stress Test“⁶. Testovací skupina byla tvořena 7 lidmi. V porovnání s dalšími senzory, signál z PPG senzoru vykazoval značnou chybovost. Příčinou chybovosti bylo příliš velké zašumění vlivem vnějších vlivů (pohyb ruky, špatný kontakt apod). Chybovost se projevila především při získávání variability srdečního tepu. Naopak hodnoty průměrného srdečního tepu nebyly příliš ovlivněny. Dále se ukázalo, že EDA senzor poskytuje kvalitní a spolehlivá data.

Ze studií vyplývá, že zařízení ne vždy poskytuje kvalitní data a je nutné počítat s jistými limity. Ty z velké části vychází z technických omezení (nevýhody PPG senzoru jsou popsány v podkapitole 2.5.1) použitých technologií. Na druhou stranu jsou případy, kdy dokáže produkovat data kvalitnější než jiná zařízení.

Komunikace se zařízením

Zvolené zařízení nabízí více možností komunikace pro přenos dat. V případech, kdy by bylo nepraktické, nebo dokonce nemožné být v blízkosti počítače, či mít v blízkosti mobilní zařízení, nabízí možnost nahrávacího módu. Nevýhodou je především pracné stahování dat ze zařízení a omezená délka nahrávání kapacitou vnitřního úložiště.

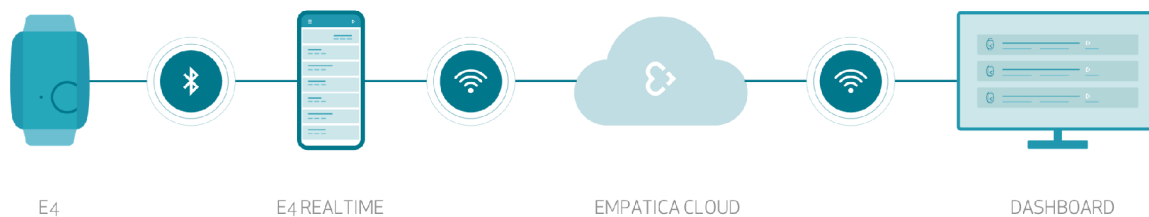


Obrázek 3.2: Schéma pro nahrávání dat do vnitřní paměti zařízení a následné získání dat.

Nejčastěji používaná je metoda streamování v reálném čase. Pro tuto metodu je nutný chytrý mobilní telefon s aplikací od společnosti Empatica. Výhodou je základní vizualizace dat v mobilní aplikaci a automatické nahrávání dat do cloudu společnosti Empatica. Mezi nevýhody patří automatické odpojení a vypnutí zařízení po každém nahrávání.

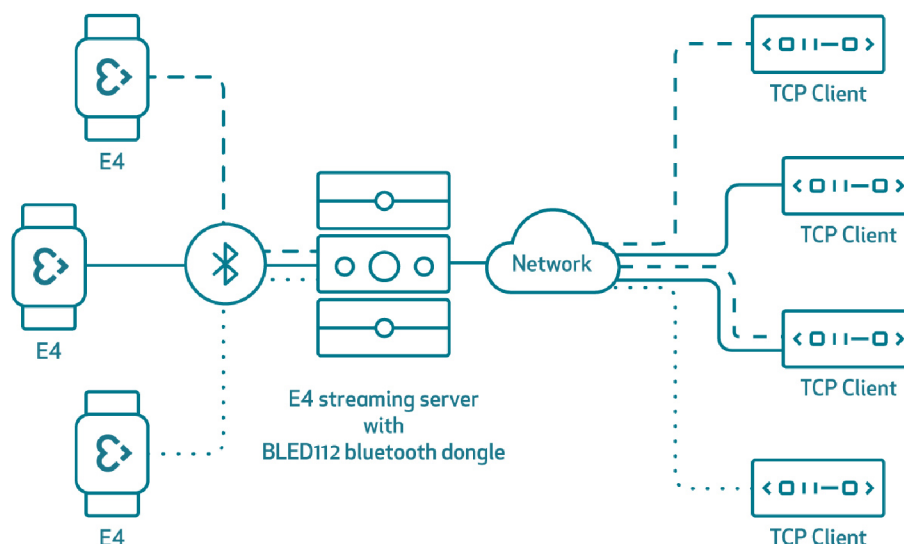
⁵Twente Medical Systems International B.V., Zutphenstraat, Nederland, odkaz: <https://www.tmsi.com>

⁶<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5314443/>



Obrázek 3.3: Schéma real-time komunikace. Data jsou streamována do mobilní aplikace a následně uložena do cloudu.

Třetí metoda je určena především pro vývojáře vlastních aplikací. Pro komunikaci je nutné implementovat vlastního TCP klienta⁷. Dále je nutné zakoupit Bluetooth zařízení BLED112⁸. Mezi výhody patří možnost definovat sledované typy dat (galvanická odezva kůže, srdeční tep, teplota, stav baterie, časové značky). Tato metoda jediná umožňuje streamování dat bez opětovného zapínání náramku po skončení předešlého sezení.



Obrázek 3.4: Schéma komunikace pomocí E4 streamovacího serveru. Na levé straně zobrazuje jednotlivé E4 náramky připojené pomocí BLED112 Bluetooth zařízení k počítači. Na pravé straně ilustruje TCP klienty, přes které lze získávat data. Jednotlivé druhy čar zobrazují datový tok mezi zařízeními.

3.3 Volba podnětů

Pro volbu podnětů a tvorbu vhodné datové sady je důležité, aby byla zachována objektivita zvolených stimulů, nicméně je neméně podstatné brát v potaz také individualitu člověka. Obecně je vhodné se zaměřit na typické podněty. Příkladem může být obrázek roztomilého

⁷https://cs.wikipedia.org/wiki/Transmission_Control_Protocol

⁸<https://www.silabs.com/wireless/bluetooth/bluegiga-low-energy-legacy-modules/device.bled112>

štěněte vzbuzující příjemné pocity. Na základě předešlých studií (viz podkapitola 2.6), lze uvažovat tyto kategorie:

- obrázky,
- zvuky,
- videa,
- aktivní činnost (práce s uživatelským prostředím, plnění úkolu na čas),
- počítačové hry.

Uvažujme případ, kdy by bylo cílem experimentu dostat účastníka do stresové situace, při které by byly pozorované události: klidový stav, stresový stav, případně vliv únavy na řešení úkolu. V takovém případě se jeví jako vhodné využít úkoly různé obtížnosti, na jejichž splnění by byl stanovený čas. Jelikož je však tato práce zaměřena více na jednotlivé emoce, není tento typ experimentu vhodný. Základním předpokladem vyvolání emoce u člověka je zážitek spojený s událostí, či jakkoliv zachycenou (vizuálně, zvukově) situací (viz. 2.4).

Podobné problémy též provází použití počítačových her jako stimulu. Neboť není zaručeno, jakou emoci a především kdy hráč (účastník experimentu) pocítí. V potaz je také nutné brát lidský faktor (individuální obliba účastníků hraní počítačových her) i časovou náročnost experimentu.

Jako nejvhodnější řešení se tedy jeví využití obrázků, zvuků, či videí. Tyto typy podnětů dovolují přesně definované časové úseky promítání, variabilitu kombinací podnětů i poměrně malou časovou náročnost experimentu. Navíc, díky možnosti vytvoření přesného schématu, usnadňují zpracování získaných dat. Pro vzbuzení emocí je důležitá správná volba a kombinace těchto podnětů. Na základě vědeckých studií jsou k dispozici databáze, jež obsahují obrázky s patřičným skóre určujícím typ emoce, který vyvolávají. Pro kategorizaci se využívá hodnota míry positivity a síla vzrušení. Kategorizace je popsána v podkapitole 2.4. Volba databáze pro experiment závisí na výběru sledovaných emocí. Příkladem mohou být tyto:

- Categorized Affective Pictures Database (CAP-D) [30],
- DIsgust-RelaTed-Images (DIRTI) database [31],
- Geneva Affective Picture Database (GAPED) [32],
- Set of Fear Inducing Pictures (SFIP) [33],
- Socio-Moral Image Database (SMID) [34],
- Open Affective Standardized Image Set (OASIS) [35].

Výhodou použití těchto databází je široká škála volně využitelných obrázků, jež byly kategorizovány na základě širokého průzkumu. Pro doplnění lze využít také obrázky, zvukové stopy a videonahrávky z veřejných online zdrojů (Pexels⁹, SoundBible¹⁰, Zapsplat¹¹, Mazwai¹², apod.) pod licencí *Creative Commons*¹³. Podněty jsou uspořádány do prezentací,

⁹<https://www.pexels.com>

¹⁰<https://soundbible.com>

¹¹<https://www.zapsplat.com>

¹²<https://mazwai.com>

¹³<https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/cz/>

kteře budou promítány dobrovolníkům pro experiment. Při vytvářeni bylo zvažováno více kombinací těchto podnětů a jejich uspořádání.

Jako první řešení se nabízí náhodná kombinace a posloupnost obrázků. Tuto prezentaci promítnout dobrovolníkům a počkat na jejich zpětnou vazbu, podle které pak kategorizovat získaná data. Tento postup je obvyklý. Při navrhování jsem z této metody vycházel a postupně na ni aplikoval následující úpravy. Cílem těchto úprav je snaha minimalizovat prolínání emocí a zvýšit fyziologickou odezvu na podněty.

1. úprava vkládá mezi jednotlivé podněty neutrální obrázky, jež umožní uklidnění emocí dobrovolníka, čímž se sníží vliv předchozí emoce na současnou emoci a tím zpřesnění naměřených dat. Tato úprava se běžně využívá (viz podkapitola 2.6).



Obrázek 3.5: Schéma posloupnosti podnětů vzbuzující různé emoce v krátkém časovém intervalu při aplikaci 1. úpravy (šedé zóny). Každá barva značí jinou emoci.

2. úprava ještě více eliminuje prolínání emocí a také rozšiřuje získanou datovou sadu pro jednotlivé emoce. Jelikož musí být datová sada objektivní, není zaručeno, že zvolený vizuální stimul vzbudí v člověku emoci. Nabízí se tedy možnost vytvořit více prezentací, kde každá prezentace bude obsahovat podobné obrázky s podobným kategorizačním skóre. Tím se zvýší pravděpodobnost vzbuzení emoce dobrovolníka podstupujícího experiment.



Obrázek 3.6: Aplikace 2. úpravy na posloupnost podnětů.

3. úprava by měla zvýšit pravděpodobnost vzbuzení emoce i zvýšení míry její intenzity. Jak je popsáno v sekci 2.3, vizuální a zvukové podněty tvoří převážnou většinu vjemů v každodenním životě člověka, díky čemuž je zajímavé využít jejich kombinaci.

Při aplikaci všech těchto úprav vzniká schéma prezentace zobrazeno na obr. 3.7. Pro vzbuzení intenzivnější emoce a tím zlepšení získaných dat, jsou použity statické obrázky, zvukové stopy i videonahrávky.



Obrázek 3.7: Schéma posloupnosti podnětů vzbuzující stejné emoce v krátkém časovém intervalu v různé intenzitě pomocí kombinace zvukových a vizuálních stimulů i různé délky doby stimulace. Různost odstínu barev značí různé kombinace podnětů.

V případě využití popsaného schématu pro experiment vzniká problém označení jednotlivých epoch. Jako řešení se nabízí použití spínače, který bude stisknut v odpovídajících časech vzhledem k průběhu prezentace. Fyzický spínač může být konkrétní klávesa na klávesnici, nebo externí spínač připojený k počítači. Jelikož je pro experiment zvoleno zařízení

Empatica E4, které obsahuje vlastní tlačítko umožňující vysílat časové značky při stisku, je tento problém poměrně snadno vyřešen.

Dalším krokem je stanovení emocí, na které experiment cílí. V podkapitole 2.4 bylo stanoveno 7 základních emocí, jenž jsou snadno rozpoznatelné. Obvykle postačuje výraz v obličeji. Z těchto základních dále vychází odvozené emoce, které jsou více specifické (úzkost, empatická bolest, touha apod.), zato hůře rozpoznatelné. Samotným problémem je také vzbuzení takto konkrétních emocí pomocí omezené datové sady v krátkém časovém horizontu s ohledem na individualitu člověka. Zaměřil jsem se tedy pouze na emoce základní.

3.4 Přijímání a zpracování měřených dat

Jak je specifikováno výše, práce se soustředí na měření fyziologických funkcí v závislosti na emocích člověka. Pro získávání těchto dat bylo vybráno zařízení Empatica E4. Z důvodu automatizace a snadnějšího následného zpracování dat jsem zvolil komunikaci se zařízením pomocí streamovacího serveru. Tento způsob vyžaduje stažení serveru ze stránek společnosti Empatica určených pro vývojáře¹⁴. Server je dostupný pouze pro operační systém Windows.

3.4.1 Příjem dat

Komunikace probíhá pomocí TCP klienta a je nutné jej implementovat. Jelikož server umožňuje připojení více zařízení najednou, tak je důležité specifikovat jednoznačné ID zařízení, jenž je přidělené výrobcem. Po připojení implicitně vysílá zařízení data získaná ze všech senzorů včetně stavu baterie. Jednotlivé kanály lze vypnout pomocí kontrolních zpráv zaslaných na server. Kontrolní zprávy mají definované schéma následovně: <PŘÍKAZ> <SEZNAM ARGUMENTŮ>. Přijímání dat probíhá neustále, dokud není spojení ukončeno, nebo pozastaveno kontrolní zprávou. Server vysílá dva typy zpráv. Prvním typem jsou informační zprávy, které obsahují informace o stavu spojení, či obsahují odpovědi na kontrolní zprávy zaslané na server. Schéma těchto zpráv je stejné jako u kontrolních zpráv. Pro odlišení začínají písmenem „R“. Druhým typem jsou datové zprávy. Datové zprávy jsou vysílány ve tvaru: <TYP SIGNÁLU> <ČASOVÁ ZNAČKA> <DATA>. Blíže je protokol zpráv popsán na webových stránkách výrobce¹⁵.

3.4.2 Zpracování dat

Získaná data jsou neuspořádaná a v nevhodném formátu. Dalším krokem je tedy rozdělení dat podle typu signálu. Každý signál obsahuje data ve formátu: <ČASOVÁ ZNAČKA> <HODNOTA>. Při zpracování je vhodné provést normalizaci časových značek. Tento proces je prováděn, neboť časové značky vysílané zařízením obsahují data ve formátu UNIXového času¹⁶. Normalizace je provedena pomocí datové zprávy s nejnižší hodnotou časové značky, typicky první záznam v souboru dat. Výsledný formát dat vypadá následovně: <ČASOVÁ ZNAČKA> <HODNOTA> <NORMALIZOVANÁ ČASOVÁ ZNAČKA>. Normalizovaná časová značka může usnadnit orientaci v datech při zpracování dat (např. přehlednější vizualizace, manuální kontrola).

¹⁴<https://developer.empatica.com/windows-streaming-server-usage.html>

¹⁵<https://developer.empatica.com/windows-streaming-server-commands.html#protocol-example>

¹⁶Počet sekund od (UTC) 00:00:00 1. ledna 1970

3.4.3 Extrakce příznaků

Uspořádaná data pro jednotlivé signály je možné dále zpracovat za účelem extrakce příznaků signálů. Tyto příznaky lze následně využít pro strojové učení. Sledované signály a jejich podstatné příznaky jsou popsány v kapitole 2.5. Jako vhodný programovací jazyk se jeví jazyk Python¹⁷ s využitím knihovny Pandas¹⁸, či SciPy¹⁹. Ačkoliv se knihovna SciPy obecně využívá pro zpracování signálů, tak pro zpracování fyziologických dat existují specializované knihovny, popsané v sekci 3.4.4, jenž z této knihovny vychází.

Vstupní signál celého procesu typicky obsahuje nežádoucí šum (nízkofrekvenční, vysokofrekvenční), který je nutné filtrovat. Tím vznikne čistý signál vhodný pro zpracování. Signály jsou typicky vysílány v různých frekvencích v závislosti na použitém senzoru. Senzory E4 vysílají data v těchto frekvencích: GSR: 4 Hz, PPG: 64 Hz, Akcelerometr: 32 Hz, Teplota kůže: 4 Hz. Proto je nutné jednotlivé signály převzorkovat tak, aby byla frekvence požadovaných signálů i délka datových souborů stejná (původní signály jsou zachovány). Na fyziologické signály je obvykle nahlíženo nikoliv jako na jeden celek, ale jako na časové úseky, které obsahují odezvu autonomní nervové soustavy na stimul. Další zpracování tedy může probíhat dvěma způsoby. První možností je zpracovávat signál v jednotlivých časových oknech označených explicitně časovými značkami ze spínače náramku E4. Dalším způsobem je využít tzv. **klouzavé okno** [36]. Šířka klouzavého okna je proměnná a určuje, která složka signálu (frekvenční, časová) je lépe rozlišitelná. Široké okno poskytuje lepší frekvenční rozlišení, ale špatné rozlišení časové složky. Opakem je úzké okno. Dalším kritériem je krok posouvání okna. Obecně lze říci, čím menší krok je a tím je větší překrytí vzorků, tím je dosaženo lepších výsledků za cenu vyšší časové náročnosti.

Fyziologické funkce jsou ovlivněny aktuálním stavem člověka a klidový stav je velmi individuální. Proto není možné porovnávat signály v jednotlivých časových oknech s jedním obecným signálem klidového stavu. Pro každého účastníka musí být určen minimálně jeden výchozí signál klidového stavu. Samotný experiment však mění aktuální stav účastníka a tím mění i jeho fyziologické funkce v klidovém stavu. Proto je výchozí signál měřen vícekrát.

3.4.4 Implementace

Celý proces zpracování signálů je možné implementovat od základu. Avšak není to nutné, neboť existují již specializované knihovny. Jejich výběr určuje především typ i průběh experimentu. Dalším kritériem jsou zvolené metriky. Nejlépe odpovídající knihovny navrženému experimentu jsou knihovna *pyphysio* [37] a *NeuroKit2* [38]. Obě knihovny obsahují pokročilé nástroje pro zpracování všech typů měřených signálů.

3.5 Shrnutí návrhu řešení

Během návrhu bylo specifikováno zaměření experimentu, kdy půjde o pokus vzbudit v člověku různé typy emocí a následně měřit jejich vliv na fyziologické funkce. Návrh vychází z dosavadních studií (podkapitola 2.6). Pro měření byl zvolen náramek Empatica E4. Pozorované fyziologické funkce byly zvoleny tyto: srdeční tep, galvanická odezva kůže. Znamenány jsou i další data vysílané zařízením vyjma akcelerometru. Data akcelerometru

¹⁷<https://www.python.org>

¹⁸<https://pandas.pydata.org>

¹⁹<https://www.scipy.org>

nejsou zaznamenány, neboť je účastník po celou dobu v klidové poloze a nedochází k žádnému pohybu. Dále byly popsány možné podněty a jejich schéma promítání, kde po krátké úvaze byly zvoleny obrázky, zvuky a videonahrávky. Poslední část návrhu byla věnována zpracování získaných dat, kde byly probrány podstatné kroky k extrakci příznaků i možné knihovny využitelné k implementaci. Nakonec byl zvolen pro implementaci jazyk Python. Jako potenciální knihovny byly navrženy Pandas, pyphysio a NeuroKit2.

Kapitola 4

Experiment

V kapitole 3 byl specifikován cíl práce a návrh jak postupovat při řešení. V této kapitole je popsán navržený experiment a jeho průběh. Potřebné součásti experimentu jsou účastníci, vhodné pracovní prostředí, podněty, technické vybavení a software ke zpracování získaných dat.

4.1 Cíl experimentu

Experiment byl prováděn za účelem získání datové sady fyziologických dat měřených pomocí nositelné elektroniky. Datová sada by měla obsahovat průběhy signálů pro zvolené emoce. Předpoklady o získaných datech před začátkem experimentu:

1. Počet vzorků pro každou emoci bude přibližně stejný.
2. Rozložení dat bude ovlivněno pohlavím účastníků.
3. Pro každou emoci bude napříč získanými vzorky podobnost.
4. Průběhy signálů budou odlišné v závislosti na pocítěné emoci.
5. Správnost dat bude nejméně 80%.

Zda byly předpoklady správné, je ověřeno v kapitole 5.

4.2 Pilotní testování

V první fázi experimentu bylo provedeno několik pilotních testů pro ověření funkčnosti implementovaného softwaru, správnosti prezentací obsahující podněty apod. Tyto testy byly rozděleny do dvou skupin:

- Verifikace, validace technických částí experimentu.
- Ověření správnosti průběhu experimentu.

Z důvodu omezené testovací skupiny jsem první testy prováděl sám. Druhá skupina testů byla prováděna dvěma lidmi. Získaná data během pilotního testování nejsou zahrnuta do datové sady. Účastníci pilotních testů nebyli dále účastníci experimentu.

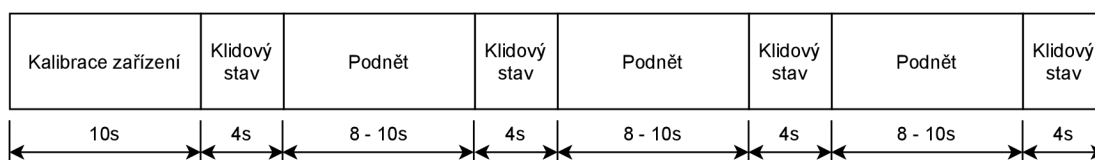
4.2.1 Vyhodnocení pilotních testů

První skupina testů odhalila několik chyb, které byly následně opraveny. Zásadní chyba, která byla testy odhalena se týkala volby emoce testovanou osobou a následné pojmenování souboru dat. Jednalo se o problém špatné indexace, která způsobila přiřazení špatné emoce k datovým záznamům. V případě neodhalení chyby by nebylo možné považovat získaná data za validní.

Druhá skupina testů napomohla k úpravě výsledné podoby jednotlivých sezení. Podle zpětné vazby obou členů testovací skupiny došlo k úpravě, či výměně několika stimulů. Jednalo se zejména o audio podněty, kde bylo nutné upravit úroveň hlasitosti, či nahradit podnět za jiný. Dále se ukázalo, že pro stisk tlačítka je nutné vymezit delší časový úsek. Interval byl prodloužen o 1 sekundu.

4.3 Zvolené podněty

Důležitým prvkem jsou podněty, které budou účastníci experimentu pozorovat a na které budou reagovat. Jak bylo popsáno v sekci 3.3, uspořádání podnětů se drží schématu s využitím všech tří navržených úprav (viz obr. 3.7). Podněty jsou rozděleny do 6 prezentací, na základě klasifikace a podobnosti. Každá prezentace je rozdělena na 6 etap, z toho 3 etapy tvoří podněty a zbylé jsou neutrální obrazy pro utlumení emocí a zklidnění testovaného (viz schéma 4.1). Ačkoliv mohou neutrální obrazy být různé (obrazy krajiny), zvolena byla pouze černá plocha. Obrázky jsou čerpány z veřejných datasetů GAPED [32] a OASIS [35]. Dalším typem podnětů jsou videonahrávky a krátké zvukové stopy. Tyto data, včetně dalších obrázků, byla stažena z veřejných zdrojů (Pexels¹, SoundBible², Zapsplat³) pod licencí *Creative Commons*⁴. Celkem bylo využito 13 obrázků, 9 zvuků a 5 videonahrávek. Čas promítání podnětů se pohybuje v rozmezí 8–10 s. Tento časový interval byl zvolen na základě předešlých studií (2.6), kde jsou použity kratší (6 sekund) i delší (>25 sekund) časové intervaly a zvolený interval je tedy v rozmezí obvyklých hodnot.



Obrázek 4.1: Výsledné schéma prezentací pro experiment. První etapa „Kalibrace zařízení“ slouží pro aktivaci senzorů i uklidnění dobrovolníka před samotným experimentem. Stisk tlačítka je vyžadován před začátkem i po skončení každé etapy „Klidový stav“ vyjma konce poslední této etapy.

Podstatným problémem použitého schématu je označení časových úseků, kdy má dobrovolník pociťovat emoci a kdy naopak by měl být v klidovém stavu. Toho je dosaženo pomocí

¹<https://www.pexels.com>

²<https://soundbible.com>

³<https://www.zapsplat.com>

⁴<https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/cz/>

tlačítka na zařízení E4, které stiskem vysílá signál s časovou značkou na server. Aby dobrovolník věděl, v jakém okamžiku stisknout tlačítko, obsahují prezentace slidy s textem: „Stiskni tlačítko“. Tento způsob řešení však vnáší do dat artefakt, jenž vzniká pohybem zařízení při stisku tlačítka. Jedná se o krátký impulz na začátku každé etapy, který je nutné filtrovat. Aby nebyla ovlivněna měřená data, je pro stisk vyhrazen delší časový úsek (2 sekundy) a až poté je promítán další podnět. Délka časového úseku byla stanovena na základě pilotních testů, kde byla uznána jako optimální.

Neboť nelze předvídat jakou emoci dobrovolník pocítí, probíhá přidělení emoce k datům až po skončení každé prezentace. Vybrat může ze 6 emocí:

- nuda,
- pozitivní,
- radost,
- strach,
- zmatení,
- znechucení.

Jak zobrazuje graf 2.4 (kapitola 2), lze emoce rozdělit do 4 kvadrantů. Těchto 6 emocí bylo vybráno tak, aby pokryly všechny 4 kvadranty.

pozitivní, příjemné	radost, smích	strach	znechucení	zmatek	nuda, smutek	klidový stav
I.	I.	II.	II.	II. - III.	III.	IV.

Tabulka 4.1: Tabulka vybraných emocí přidělených k jednotlivým kvadrantům podle míry vzrušení a positivity emoce. Součástí tabulky je i klidový stav.

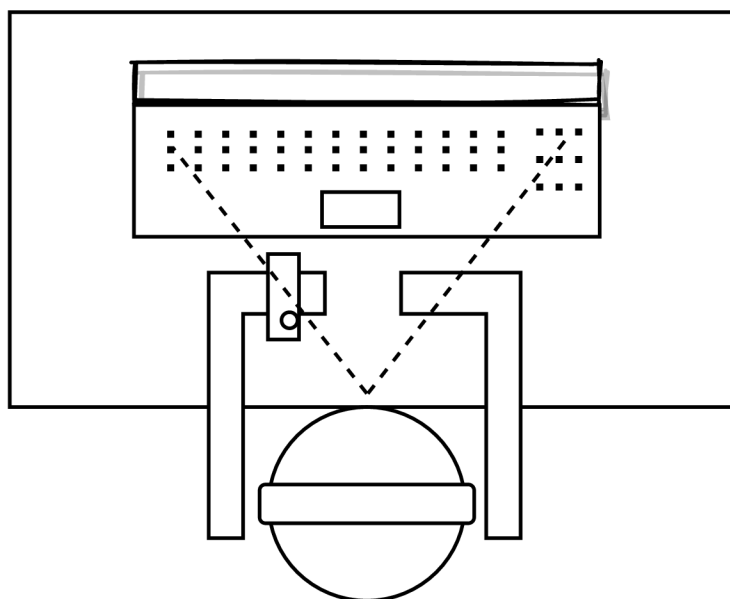
4.4 Účastníci experimentu

Testovací skupina byla složena z 16 členů ($\mu = 25$ let, $\sigma = 7.6$). Z toho 9 mužů a 7 žen. Žádný z účastníků nebyl pod vlivem omamných látek, či léků. Další podmínkou účasti byl zákaz příjmu kofeinu méně než 6 hodin před začátkem sezení. Důvodem je vliv těchto látek na lidský organismus a ovlivnění fyziologických funkcí.

4.5 Pracovní prostředí

Pro provedení experimentu byl použit vlastní notebook a zařízení Empatica E4. Přestože bylo zajištěno klidné prostředí, tak probíhalo přehrávání zvuků pomocí sluchátek za účelem lepší koncentrace. Dále bylo zapotřebí mít software umožňující přehrávání prezentací. Byl zvolen MS PowerPoint⁵. Aby bylo zajištěno větší pohodlí a uvolněnost účastníků, tak měření probíhala v domácím prostředí. Tento přístup byl zvolen, neboť všichni účastníci žádný podobný experiment nikdy nepodstoupili a laboratorní prostředí by mohlo vzbuzovat nervozitu. V místnosti pro testování se nacházel vždy právě jeden účastník a dohlížející, který dohlížel na správný průběh měření. Schéma pracovního prostředí zobrazuje obr. 4.2.

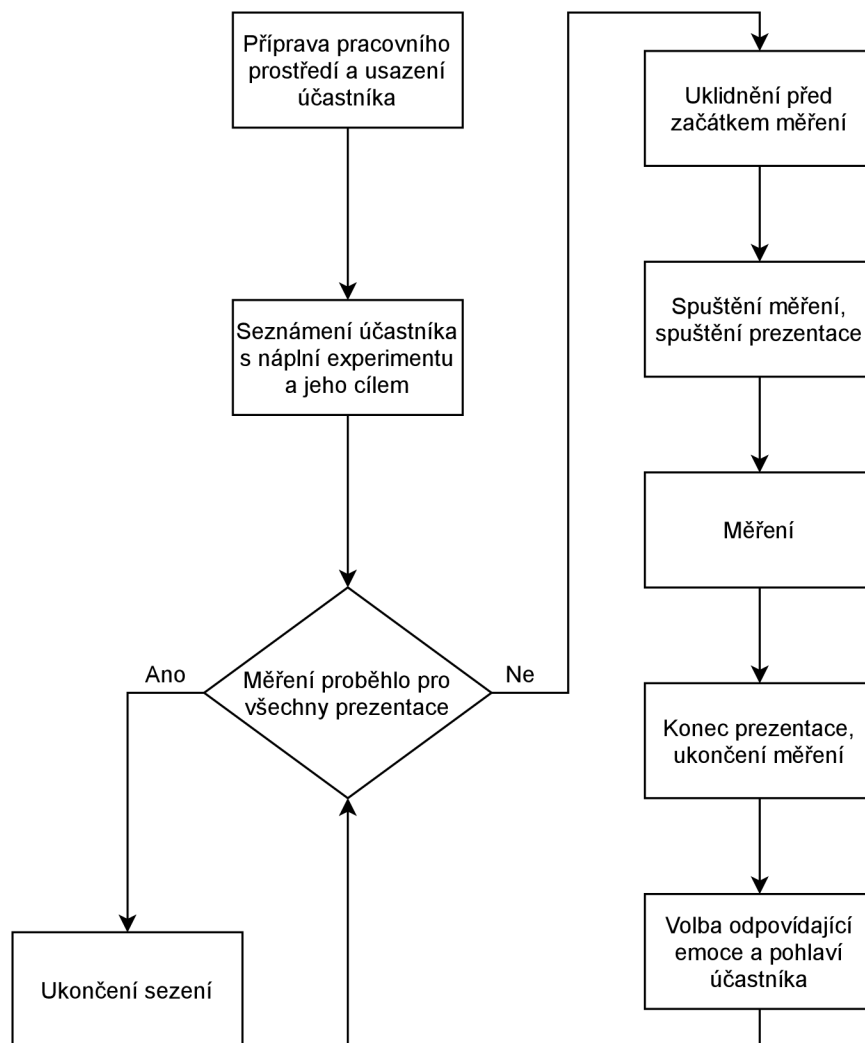
⁵<https://www.microsoft.com/cs-cz/microsoft-365/powerpoint>



Obrázek 4.2: Schéma pracovního prostředí během experimentu. Aby bylo co nejvíce zamezeno pohybu účastníka, musí mít ruce po celou dobu sezení na stole, co nejbližší u sebe. To mu umožňuje stisk tlačítka s minimální fyzickou aktivitou. Náramek je vždy nasazen na levé ruce, neboť na této ruce dochází k nejmenšímu zpoždění vzhledem k vzdálenosti od srdce.

4.6 Průběh sezení

Experiment probíhal jednotlivě v sezeních, jejichž diagram je zobrazen na obr. 4.3. Před začátkem měření proběhl krátký informační rozhovor a zodpovězení dotazů účastníka. Následně proběhlo samotné měření. Délka jednoho sezení byla přibližně 15 minut. Sezení probíhala v denní době, kdy byl konkrétní účastník v čilém stavu, aby data odpovídala běžnému psychickému stavu člověka.



Obrázek 4.3: Vývojový diagram průběhu sezení s účastníkem experimentu.

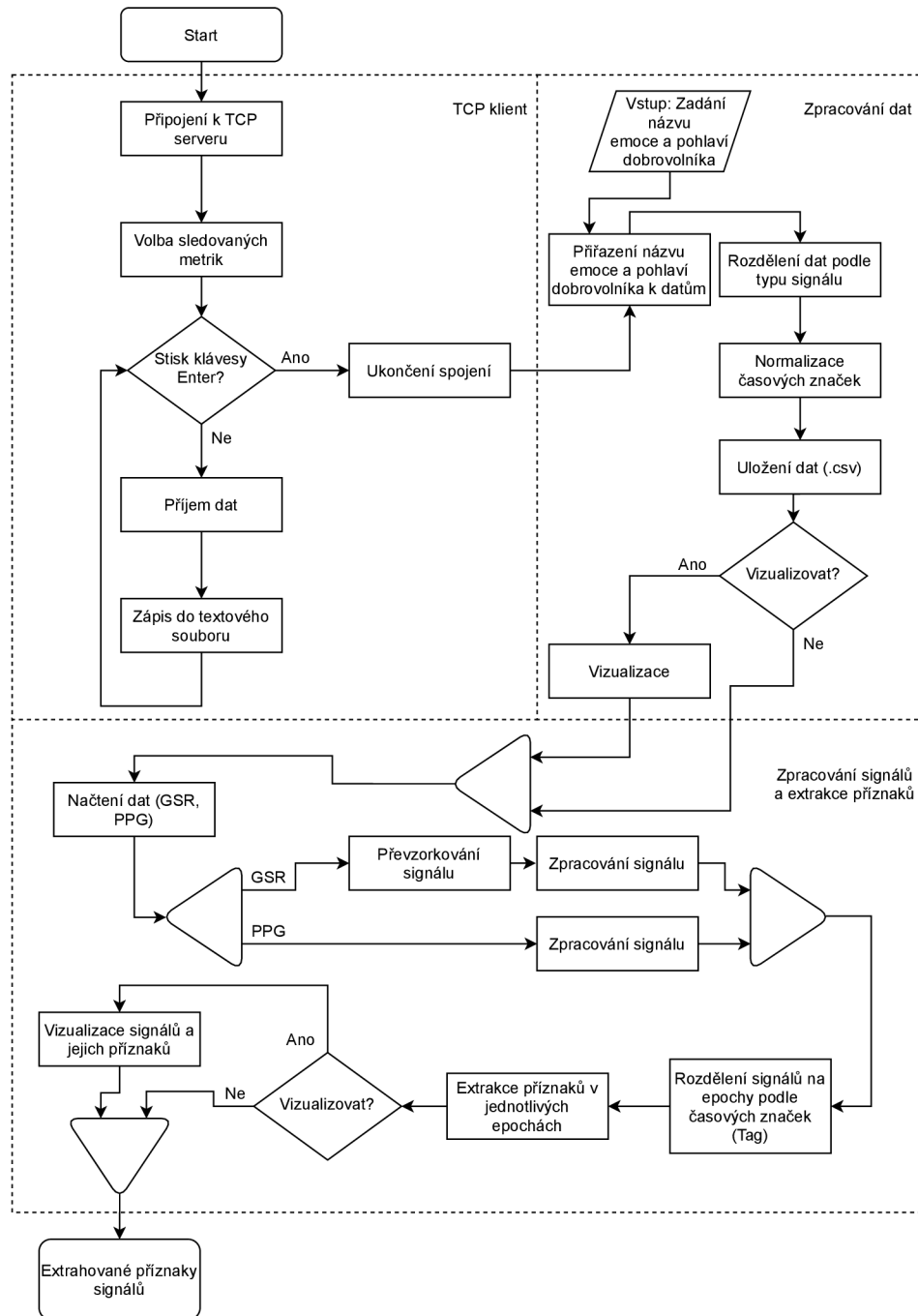
4.7 Sběr a analýza dat

Získávání dat a jejich analýza vyžaduje vlastní software, pro jehož implementaci byl zvolen jazyk Python 3.7⁶ s využitím knihoven Pandas⁷ a NeuroKit2 [38]. Naměřená data jsou před zpracováním uložena v textovém souboru, pojmenována podle schématu složeného ze tří komponent: <EMOCE> <ČASOVÁ ZNAČKA VYTVOŘENÍ SOUBORU> <POHLAVÍ>, oddělených podtržítka, kde <EMOCE> i <POHLAVÍ> jsou volbou účastníka. Od každého testovaného bylo získáno 6 záznamů. Každý záznam obsahuje 3 vzorky fyziologických dat zvolené emoce. Pozorované metriky jsou srdeční tep (PPG signál) a galvanická

⁶<https://www.python.org>

⁷<https://pandas.pydata.org>

odezva kůže (EDA signál). Schéma zpracování zobrazuje obr. 4.4. Další signály vysílané zařízením jsou zaznamenány, ale nejsou využity. Získaná data jsou blíže popsána v kapitole 5.



Obrázek 4.4: Vývojový diagram zpracování signálů ze zařízení Empatica E4 a extrakce příznaků ze signálů.

Kapitola 5

Popis získané datové sady a zhodnocení výsledků

Dále bude popsána získaná datová sada na základě provedeného experimentu. Nejprve bude popsán soubor jako celek a poté jednotlivé signály zvolené v podkapitole [3.2](#).

5.1 Klíčové vlastnosti datové sady

Metriky datové sady:

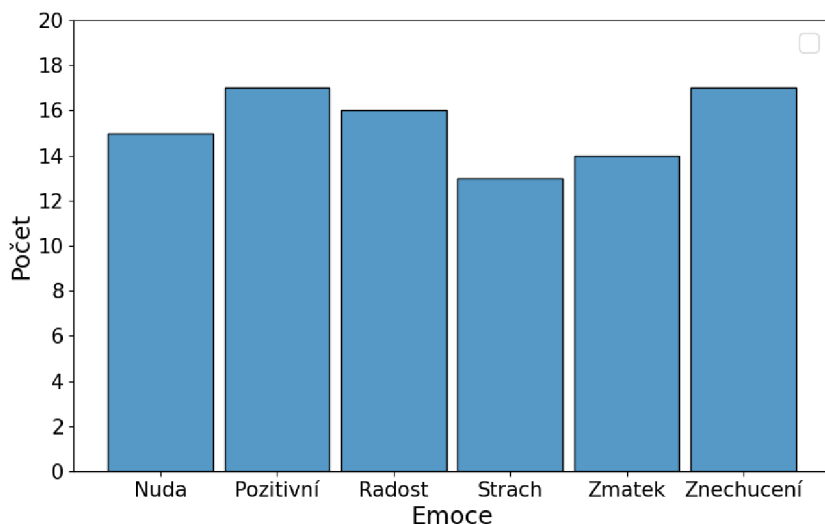
- celkový počet účastníků: 16,
- z toho: 9 mužů, 7 žen,
- počet měřených emocí: 6 + klidový stav,
- předpokládaný počet souborů s daty: 96,
- výsledný počet datových souborů: 92,
- předpokládaný počet vzorků: 288,
- výsledný počet vzorků: 272,
- délka vzorků: ± 4 sekundy (klidový stav), 8 - 10 sekund (emoce).

Výsledný počet vzorků se liší od předpokládaného, neboť během jednotlivých sezení výjimečně docházelo k špatnému stisku tlačítka na zařízení. V některých případech bylo možné provést korekci a doplnit časovou značku po skončení sezení. Doplnění probíhalo podle předešlé a následující značky a následného vypočítání přibližného času podle časování prezentace, při jejímž promítání chyba vznikla. V případech, kdy nebylo možné provést korekci, musel být záznam odstraněn. Počet výsledných vzorků tvoří 94 % předpokládaného počtu.

5.1.1 Statistika

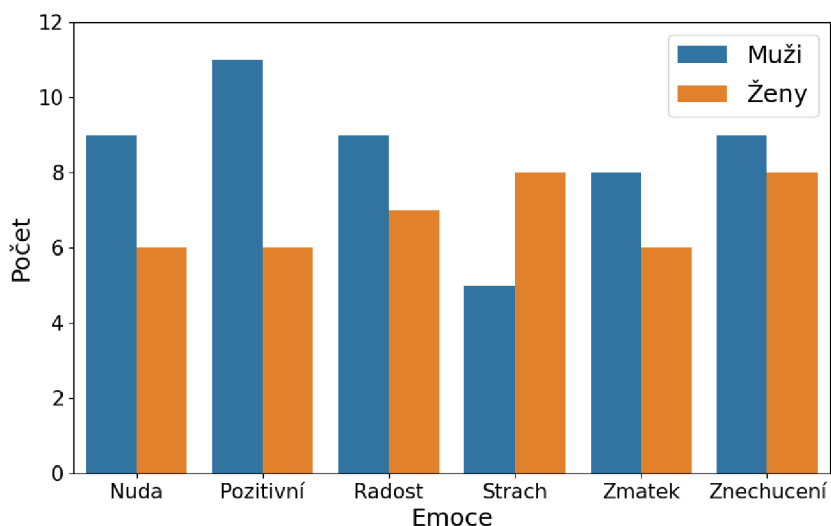
Datovou sadu lze rozdělit podle více kritérií: zvolená emoce, pohlaví účastníka, četnost přiřazení emoce k jednotlivým podnětům, denní doba sezení, apod.

Graf 5.1 zobrazuje výsledné rozdělení získaných dat pro jednotlivé emoce. Rozložení je nerovnoměrné, neboť volba emoce byla čistě na účastníkovi experimentu. Další aspekt ovlivňující výsledné rozložení dat je objektivita podnětů.



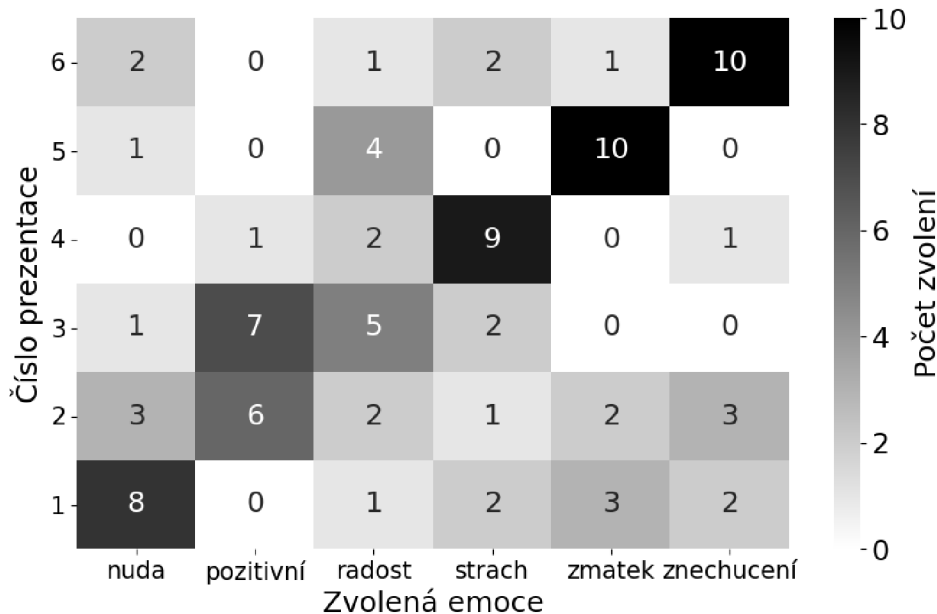
Obrázek 5.1: Histogram počtu datových záznamů pro jednotlivé emoce.

Druhým kritériem, podle kterého jsou data rozdělena, je pohlaví účastníka experimentu. Jak ukazuje graf 5.2, je poměrně rozdílné jakou emoci jednotlivci pociťovali. Zda má vliv pohlaví účastníka na rozložení dat nelze, na základě grafu, jednoznačně určit. Proto je toto tvrzení ověřeno v podkapitole 5.3 statistickým testem.



Obrázek 5.2: Graf počtu datových záznamů pro jednotlivé emoce v závislosti na pohlaví účastníka.

Volba emoce neprobíhala po každém podnětu, ale po malé skupině podnětů (jednotlivé prezentace). Graf 5.3 zobrazuje, jak účastníci reagovali na jednotlivé prezentace.



Obrázek 5.3: Graf četnosti přiřazení pocitované emoce k promítané prezentaci.

Každá prezentace byla vytvořena za účelem vzbuzení konkrétní emoce. Předpoklad se zakládal na volbě jednotlivých podnětů podle kategorizačního skóre. Tím, že je nejvyšší četnost zvolené emoce na diagonále grafu, je předpoklad potvrzen. Co se týče 2. a 3. prezentace, není výsledek tak jednoznačný. To je způsobeno malými rozdíly mezi vybranými podněty. Jistou roli hraje také smysl pro humor člověka.

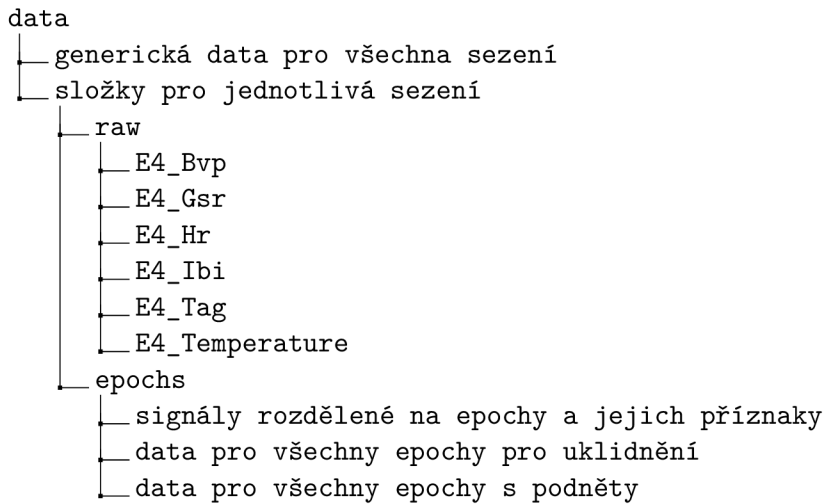
Jelikož složky s daty obsahují v názvu časovou značku, je poměrně snadné zpětně určit, ve kterou denní dobu bylo sezení provedeno (viz tabulka 5.1). To by mohlo být nápomocné například při zkoumání, zda má denní doba vliv na emoce člověka.

ráno	poledne	odpoledne	večer	noc
6	12	29	45	0

Tabulka 5.1: Datová sada rozdělená podle denní doby, kdy bylo uskutečněno sezení. Časové intervaly jsou: ráno <4-11), poledne <11-13), odpoledne <13-18), večer <18-22), noc [<22-24), <0-4)].

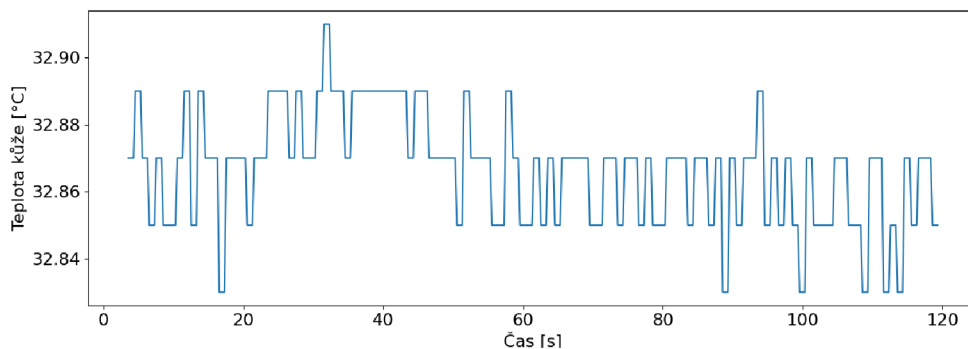
5.1.2 Struktura datové sady

Získaná data jsou rozdělena do 3 úrovní. V první úrovni jsou uloženy data a jejich příznaky pro celý experiment. V další úrovni se data člení na originální (nezpracovaná) data a na zpracovaná. Hierarchii uložených dat zobrazuje následující strom:



5.2 Měření fyziologické funkce

Během experimentu byly měřeny tyto funkce: srdeční tep, galvanická odezva kůže a teplota kůže. Jelikož měření probíhala v poměrně krátkých časových úsecích, teplota kůže (viz graf 5.4) byla vždy téměř konstantní.



Obrázek 5.4: Graf teploty kůže pro náhodně vybrané sezení.

Z toho důvodu je tato funkce spíše informační, nikoliv zásadní. Důležité je podotknout, že teplota kůže není rovna teplotě těla.

Jako hlavní signály byly určeny PPG a EDA signál. U těchto signálů jsou podstatné metriky (komponenty) zobrazené v tabulce 5.2.

Podstatné komponenty signálů	
PPG	Srdeční tep [bpm] Variabilita srdečního tepu
EDA	Tónická složka [μS] Fázová reakce [μS]

Tabulka 5.2: Tabulka příznaků měřených signálů. Jednotka bpm = beats per minute (úderů/min).

Zařízení E4 poskytuje nezpracovaná i zpracovaná data. Aby bylo možné z nezpracovaných dat získat podstatné komponenty, musí projít jistým procesem (viz schéma 5.5). Proces se skládá ze tří hlavních kroků. V prvním kroku dochází k filtraci frekvenčního šumu. Obvykle se jedná o vysokofrekvenční šum a proto jsou filtry typu dolní propust. Ze vzniklého čistého signálu je již možné extrahovat příznaky signálů a z nich získat hodnoty hlavních komponent signálů. Datová sada obsahuje záznamy dat po každém kroku procesu.



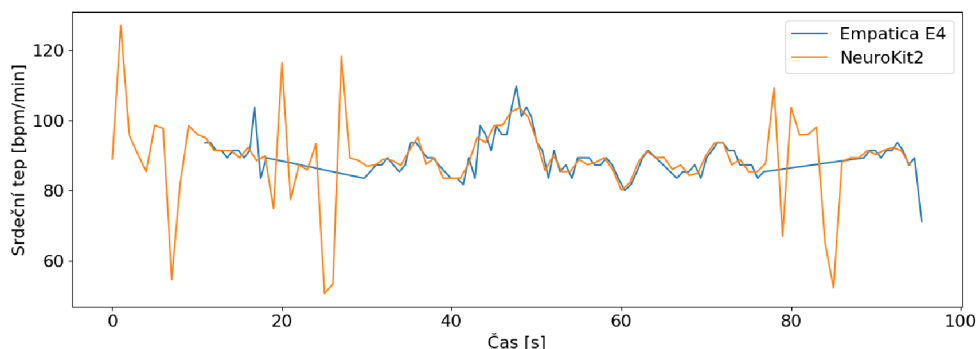
Obrázek 5.5: Schéma zpracování signálů během analýzy dat.

5.2.1 Srdeční tep

Měření této fyziologické funkce probíhá pomocí PPG senzoru. PPG signál obsahuje diastolické body, z nichž je možné vypočítat tzv. čas mezi údery (angl. Inter-Beat interval, IBI). Pomocí IBI lze následně vypočítat srdeční tep (angl. Heart Rate, HR) podle vzorce:

$$HR [bpm] = 60/IBI \quad (5.1)$$

Srdeční tep je možné získat dvěma způsoby. Zařízení E4 vysílá kromě PPG signálu, také již zpracované hodnoty IBI i srdečního tepu. Tyto data jsou uložena pod názvem „E4_Ibi“ a „E4_Hr“. Algoritmus výpočtu srdečního tepu v zařízení automaticky filtruje chybné vzorky. Druhou možností výpočtu srdečního tepu je vlastní výpočet. Pro ten lze využít doporučené knihovny (NeuroKit2, pyphysio). Tyto knihovny nabízí kompletní proces zpracování signálu (schéma 5.5). Nevýhodou však je, že obsahují i chybná data, která algoritmus implementovaný v zařízení nepočítá. Porovnání vypočítaných hodnot knihovnou NeuroKit2 s hodnotami vypočítanými zařízením E4 zobrazuje graf 5.6. Z grafu je patrné, v kterých časových úsecích jsou data nepoškozená. V těchto úsecích hodnoty získané oběma způsoby téměř korespondují. V úsecích, kde došlo k zašumění dat, obsahuje signál vypočítaný nástroji knihovny NeuroKit2 velmi rychlé změny hodnot.



Obrázek 5.6: Graf porovnávající vypočítané hodnoty zařízením E4 s hodnotami vypočítanými knihovnou NeuroKit2.

Díky IBI poskytovanému zařízením lze snadno určit kvalitu naměřených dat. Jelikož jsou data ve formátu <časová značka, délka vlny>, vypadá výpočet následovně:

$$if(t1 + d1) < t2 : miss = t2 - t1 - d1 \quad (5.2)$$

Kde $t1$ značí hodnotu časové značky kdy byla zaznamenána správná vlna, $d1$ značí délku této vlny a $t2$ je čas první následující vlny, jenž byla validní. Hodnota $miss$ značí délku signálu, kdy byl poškozen. Chybovost je vyjádřena jako poměr součtu délek chybných dat ku celkové délce signálu. Chybovost pro jednotlivé emoce zobrazuje tabulka 5.3. Celková chybovost dosahuje v průměru 45%.

nuda	pozitivní	radost	strach	zmatek	znechucení
45 %	50 %	41 %	42 %	38 %	49 %

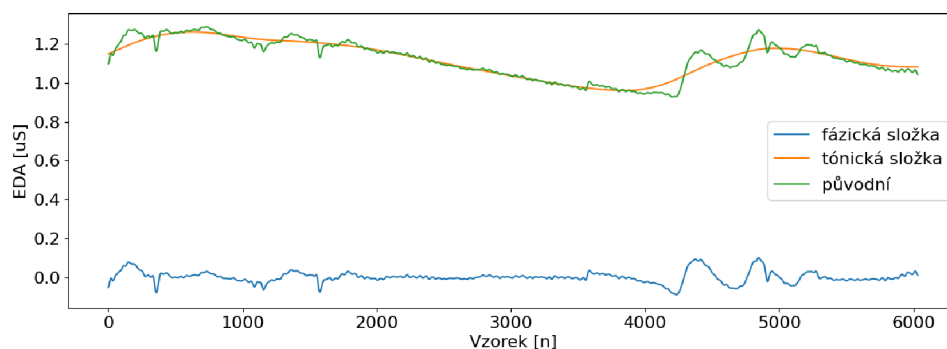
Tabulka 5.3: Chybovost naměřených dat pomocí PPG senzoru pro jednotlivé emoce.

IBI lze také využít pro výpočet variability srdečního tepu (angl. Heart Rate Variability, HRV). Jak název napovídá, HRV značí proměnlivost časových úseků mezi dvěma údery srdce. Výpočet probíhá v klouzavých oknech. Při jeho zkoumání jsou podstatné tři složky: frekvenční (Frequency-domain features, FDF), časová (Time-domain features, TDF), nelineární (Nonlinear-domain features, NTF). Pro výpočet jsou využity opět nástroje knihovny NeuroKit2.

5.2.2 Galvanická odezva kůže

V náramku E4 není implementovaný žádný algoritmus pro zpracování galvanické odezvy kůže, tudíž nejsou k dispozici žádná referenční data. V EDA signálech jsou zásadní dvě složky (tónická, fázická). Nutno zmínit, že výhodou EDA oproti PPG je větší odolnost vůči vnějším vlivům (pohyb ruky apod).

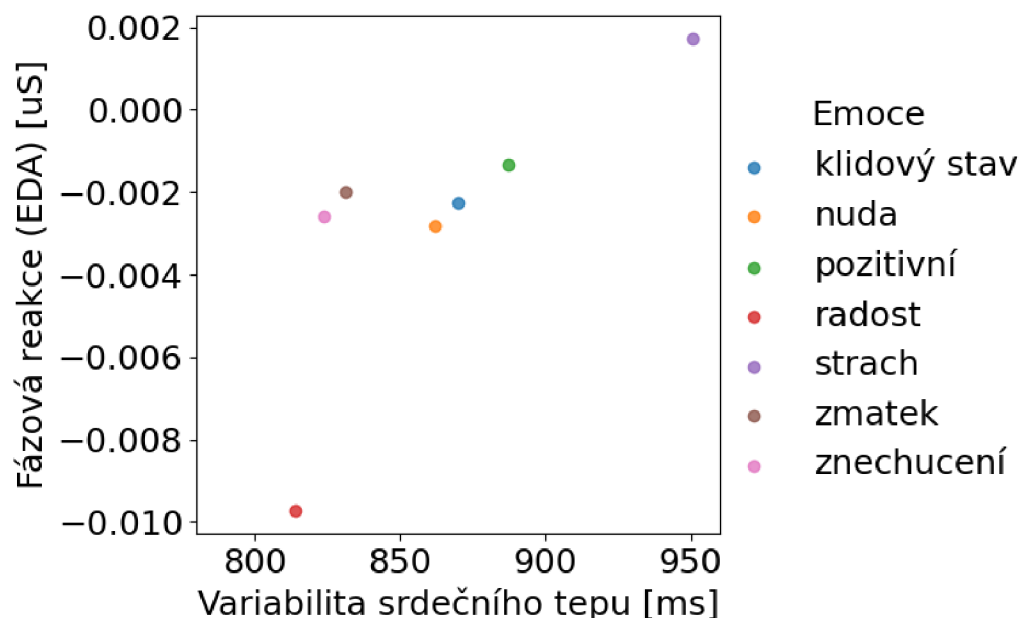
Navržené knihovny poskytují nástroje pro detekci obou složek. V této práci byla zvolena knihovna NeuroKit2. Příklad výstupních signálů zobrazuje graf 5.7. Tónická složka je zobrazena jako interpolace původního signálu a fázická složka je normalizovaná k nule.



Obrázek 5.7: Graf zobrazující podstatné komponenty náhodně vybraného EDA signálu včetně původního.

5.2.3 Propojení hlavních komponent signálů

Výsledný graf (viz 5.8) dvou základních komponent (časová složka HRV, fázická složka EDA) signálů zobrazuje rozložení středních hodnot komponent ve vztahu k jednotlivým emocím.



Obrázek 5.8: Graf průměrných hodnot dvou základních komponent signálů.

Podle provedených studií (obecné studie: 2.6, studie pro zvolené zařízení: 3.2.1) se předpokládá pokles EDA pro neutrální podněty a vzrůst pro pozitivní i negativní emoce. Tento předpoklad se příliš nepotvrdil, neboť pro silně pozitivní emoci (radost) došlo k poklesu a pro znechucení (silnější negativní emoce) nedošlo k výrazné změně. Předpoklad potvrdil jen strach, kdy došlo opravdu ke zvýšení EDA. Nicméně lze nahlížet na tento fakt z jiného pohledu. Jelikož podstoupení takového experimentu vyvolává mírný stres, mohlo při pocížení radosti dojít k většímu uvolnění testované osoby, což by vysvětlovalo výrazný pokles EDA.

Co se týče variability srdečního tepu, předpokládalo se zkrácení času mezi údery (IBI) u silných emocí (radost, strach, znechucení, zmatek) a naopak prodloužení, či malé změny, pro méně intenzivní emoce (nuda, pozitivní). Předpoklad potvrdily všechny emoce vyjma strachu. Nutno brát v potaz, že vzhledem k chybovosti PPG signálu mohlo dojít ke zkreslení výsledných hodnot HRV.

5.3 Zhodnocení výsledků

Před začátkem experimentu byly stanoveny hypotézy o získaných datech (viz 4.1).

Ověření hypotézy 1: Bylo předpokládáno, že získaný počet vzorků pro každou emoci bude přibližně stejný. Tento předpoklad potvrzuje graf 5.1, kde je průměrný počet vzorků na emoci 15,3 a směrodatná odchylka 1,6. Avšak graf volby emocí k jednotlivým prezen-

tacím (viz 5.3) ukazuje mírnou odchylku od předpokladu. Aby bylo možné zcela potvrdit tuto hypotézu, bylo by nutné provést experiment s početnější testovací skupinou.

Ověření hypotézy 2: Zda má vliv na rozložení dat pohlaví účastníka, bylo ověřeno statistickým F–testem¹ pomocí knihovny SciPy². V testu byla určena hladina významnosti $\alpha = 0.05$. Aby byla hypotéza 2 potvrzena, musí platit nerovnost: p–hodnota³ $< \alpha$. Jelikož výsledná p–hodnota testu byla rovna 0.89, nebyl předpoklad potvrzen a nedá se říci, že pohlaví účastníka má vliv na rozložení dat.

Ověření hypotéz 3, 4: Jestli existuje podobnost v naměřených datech ukazuje graf 5.8, kde jsou zobrazeny hlavní komponenty signálů. Střední hodnoty těchto komponent naznačují rozlišnost mezi jednotlivými emocemi. Ačkoliv rozmístění značek potvrzuje vliv síly emoce na fyziologické funkce člověka, nesplňuje rozložení předpoklady. Možný důvod byl zmíněn v předešlé podkapitole.

Ověření hypotézy 5: Tato hypotéza se týká především dat získaných PPG senzorem, neboť senzor EDA je více odolný okolním vlivům, vliv má také nižší frekvence měření. Kvalita dat z PPG senzoru byla ověřena pomocí signálu IBI vypočítaného samotným zařízením E4. Průměrná kvalita všech naměřených dat dosahuje pouze 55 %. Byla předpokládána správnost dat, podle dřívějších studií, alespoň 80 %. Tento předpoklad tedy nebyl splněn.

Výsledky zpracování dat ukázaly, že zásadním aspektem je objektivita vybraných podnětů. Ačkoliv byl výběr založen na kategorizačním skóre, jedná se stále o statistické hodnoty. Řešením by mohl být průzkum při návrhu experimentu. Průzkum lze založit na dotazníku, jenž by zkoumal emotivitu budoucích účastníků experimentu. Takový průzkum by odhalil jaké emoce účastníci prožívají nejvíce i na základě jakých podnětů pociťují nejčastěji takové emoce. Tento postup by snížil míru objektivitu a potenciálně mohl zlepšit výsledky celého experimentu.

Vliv na získaná data mělo také zvolené zařízení. Jelikož probíhalo měření co nejméně rušivou, neinvazivní metodou, obsahují data více chyb. Aby k těmto chybám docházelo méně, lze měřit data paralelně (více zařízení najednou). Nutno podotknout, že chyba se týkala především PPG senzoru.

I přes to, že byla data méně kvalitní, podařil se potvrdit rozdílný vliv emocí na fyziologické funkce člověka a tím také potvrdit správnost postupu při návrhu experimentu. Rozšířením práce by mohl být klasifikátor, kde by získaná datová sada sloužila jako trénovací data. Jako další rozšíření lze uvažovat jemnější kategorizaci pocítěné emoce, příkladem je metoda SAM.

¹<https://cs.wikipedia.org/wiki/F-test>

²https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.stats.f_oneway.html

³<https://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=aplikovana-analyza-klinickych-a-biologickych-dat--biostatistika-pro-matematickou-biologii--uvod-do-testovani-hypotez-p-hodnota-a-jeji-interpretace>

Kapitola 6

Závěr

Cílem práce bylo navrhnout a provést experiment za účelem získání fyziologických dat pro vybrané emoce. Při řešení byly nejprve nastudovány potřebné teoretické základy a již existující řešení. Studovaná literatura se týkala emotivity člověka a jejího vlivu na autonomní nervový systém. Dále byly prostudovány fyziologické funkce i možnosti jejich měření.

Během návrhu se postupovalo z nastudovaných poznatků, především existujících řešení, podle kterých byly vybrány typy podnětů, jež by bylo možné využít. Typicky jsou experimenty založeny na jednom typu podnětů. V této práci byla zvolena kombinace tří typů (obrázky, videa, zvuky). Výběr podnětů se řídil kategorizačním skóre. Volba zařízení pro měření fyziologických dat závisela především na vybraných metrikách a způsobu měření. Při návrhu byly stanoveny dvě podstatné fyziologické funkce (srdeční tep, galvanická odezva kůže). Způsob měření musel splňovat dva požadavky: minimálně rušivé měření a být neinvazivní. Podle kritérií nakonec bylo vybráno zařízení Empatica E4. Zpracování dat probíhalo v jazyce Python 3.7 s využitím knihoven Pandas a NeuroKit2.

Experiment probíhal v jednotlivých sezeních a zúčastnilo se jej 16 dobrovolníků (9 mužů, 7 žen). Před ostrým testováním proběhlo několik pilotních testů k ověření funkčnosti jednotlivých skriptů i plynulého průběhu měření. Testy odhalily chyby, jež byly následně opraveny.

Výsledkem práce je datová sada fyziologických dat, kategorizována podle pohlaví účastníka experimentu a pocítěné emoce. I přes poměrnou chybovost získaných dat, kde chybovost měření srdečního tepu dosahovala průměrně 45 %, byl potvrzen rozdílný vliv jednotlivých emocí na zvolené fyziologické funkce člověka. Značnou chybovost zapříčinil pravděpodobně špatný kontakt zařízení s povrchem těla testovaného, či nechtěný pohyb. K tomu docházelo i přes to, že byli všichni účastníci předem poučeni, aby seděli nehybně a náramek si pevně nasadili. Dalším aspektem je velká citlivost PPG senzoru na vnější vlivy.

Ačkoliv existují podobné studie, snahou bylo získat data pomocí zařízení, co nejvíce blízkému běžné nositelné elektronice. Oproti jiným studiím byl zvolen jiný přístup k volbě podnětů. Typicky je využít pouze jeden typ podnětů, kdežto v této práci byla zvolena kombinace tří typů.

Literatura

- [1] WIKIPEDIE. *Ergonomie* — *Wikipedie: Otevřená encyklopedie* [online]. 2021 [cit. 2021-03-22]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Ergonomie&oldid=19503428>.
- [2] LISTIFY. *Co je to česky „User Experience“ – UX design?* [online]. 2021 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: <https://www.listify.cool/co-je-to-cesky-user-experience-ux-design/>.
- [3] ZDENĚK, J. *Komunikace člověk-počítač* [online]. KTD: Česká terminologická databáze knihovnictví a informační vědy (TDKIV), 2003 [cit. 2021-03-09]. Dostupné z: https://aleph.nkp.cz/F/?func=direct&doc_number=000000477&local_base=KTD.
- [4] FONTANA, M. J., MUDR. JAN TRNKA, P. doc. et al. *Vegetativní nervová soustava (fyziologie)* — [online]. 2020 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/regulacni-mechanismy-2-nervova-regulace/6-autonomni-nervovy-system/>.
- [5] WIKISKRIPTA. *Vegetativní nervová soustava (fyziologie)* — [online]. 2020 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Vegetativn%C3%AD_nervov%C3%A1_soustava_\(fyziologie\)&oldid=440025](https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Vegetativn%C3%AD_nervov%C3%A1_soustava_(fyziologie)&oldid=440025).
- [6] KOSIK, P. *Autonomní nervový systém* [online]. 2017 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: https://wikisofia.cz/w/index.php?title=Autonomn%C3%AD_nervov%C3%BD_syst%C3%A9m&oldid=49200.
- [7] *Výkladový slovník — kognitivní věda :: UHK - Univerzita Hradec Králové* [online]. Univerzita Hradec Králové, 2021 [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: <http://fim2.uhk.cz/cogn/?Module=dictionary>.
- [8] COWEN, A. S. a KELTNER, D. Self-report captures 27 distinct categories of emotion bridged by continuous gradients. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. National Academy of Sciences. 2017. DOI: 10.1073/pnas.1702247114. ISSN 0027-8424. Dostupné z: <https://www.pnas.org/content/early/2017/08/30/1702247114>.
- [9] WIKIPEDIE. *Fyziologie člověka* — *Wikipedie: Otevřená encyklopedie* [online]. 2017 [cit. 2021-03-10]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Fyziologie_%C4%8Dlov%C4%9Bka&oldid=15427713.
- [10] WIKISKRIPTA. *Sledování fyziologických funkcí* — [online]. 2021 [cit. 2021-03-10]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Sledov%C3%A1n%C3%AD_fyziologick%C3%BDch_funkc%C3%AD&oldid=446279.

- [11] WIKIPEDIE. *Elektrokardiogram* — *Wikipedie: Otevřená encyklopedie* [online]. 2020 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Elektrokardiogram&oldid=18257080>.
- [12] *Main Page* — *Wikimedia Commons, the free media repository* [online]. Wikimedia Commons, 2020 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=Main_Page&oldid=453255730.
- [13] *EKG, Elektrokardiograf* [online]. Medicinská technika, 2021 [cit. 2021-03-17]. Dostupné z: <https://www.medicinskatechnika.cz/21-ekg>.
- [14] EMPATICA. *E4 data — BVP expected signal* [online]. 2020 [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/360029719792-E4-data-BVP-expected-signal>.
- [15] WIKIPEDIA CONTRIBUTORS. *Funkce buněk a lidského těla* [online]. 2021 [cit. 2021-03-10]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Electrodermal_activity&oldid=1006473698.
- [16] BOUCSEIN, W. *Electrodermal Activity*. 1. vyd. Springer US, 2012. ISBN 978-1-4614-1125-3.
- [17] KÓVÁRI, A., KATONA, J. a POP, C. Quantitative Analysis of Relationship Between Visual Attention and Eye-Hand Coordination. *Acta Polytechnica Hungarica*. Leden 2020, sv. 17, s. 77–95. DOI: 10.12700/APH.17.2.2020.2.5.
- [18] WIKISKRIPTA. *Elektroencefalografie* — [online]. 2021 [cit. 2021-03-17]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Elektroencefalografie&oldid=445078>.
- [19] PALANISAMY, K., M, M. a YAACOB, S. Detection of human stress using short-term ECG and HRV signals. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. Duben 2013, sv. 13. DOI: 10.1142/S0219519413500383.
- [20] IDROBO ÁVILA, E. H., LOAIZA CORREA, H., NOORDEN, L. van, MUÑOZ BOLAÑOS, F. G. a VARGAS CAÑAS, R. Different Types of Sounds and Their Relationship With the Electrocardiographic Signals and the Cardiovascular System – Review. *Frontiers in Physiology*. 2018, sv. 9, s. 525. DOI: 10.3389/fphys.2018.00525. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2018.00525>.
- [21] UDOVIČIĆ, G., ĐEREK, J., RUSSO, M. a SIKORA, M. Wearable Emotion Recognition System Based on GSR and PPG Signals. In: *Proceedings of the 2nd International Workshop on Multimedia for Personal Health and Health Care*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2017, s. 53–59. MMHealth '17. DOI: 10.1145/3132635.3132641. ISBN 9781450355049. Dostupné z: <https://doi.org/10.1145/3132635.3132641>.
- [22] HERBON, A., OEHME, A. a ZENTSCH, E. Emotions in ambient intelligence-an experiment on how to measure affective states. In: *Emotions in HCI Workshop at HCI*. 2006, s. 90.
- [23] SONG, T., ZHENG, W., LU, C., ZONG, Y., ZHANG, X. et al. MPED: A Multi-Modal Physiological Emotion Database for Discrete Emotion Recognition. *IEEE Access*. 2019, sv. 7, s. 12177–12191. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2891579.

- [24] DRACHEN, A., NACKE, L. E., YANNAKAKIS, G. a PEDERSEN, A. L. Correlation between Heart Rate, Electrodermal Activity and Player Experience in First-Person Shooter Games. In: *Proceedings of the 5th ACM SIGGRAPH Symposium on Video Games*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2010, s. 49–54. Sandbox '10. DOI: 10.1145/1836135.1836143. ISBN 9781450300971. Dostupné z: <https://doi.org/10.1145/1836135.1836143>.
- [25] EGAN, D., BRENNAN, S., BARRETT, J., QIAO, Y., TIMMERER, C. et al. An evaluation of Heart Rate and ElectroDermal Activity as an objective QoE evaluation method for immersive virtual reality environments. In: *2016 Eighth International Conference on Quality of Multimedia Experience (QoMEX)*. 2016, s. 1–6. DOI: 10.1109/QoMEX.2016.7498964.
- [26] *E4-wristband* [online]. Empatica, 2021 [cit. 2021-03-09]. Dostupné z: <https://www.empatica.com/e4-wristband>.
- [27] MCCARTHY, C., PRADHAN, N., REDPATH, C. a ADLER, A. Validation of the Empatica E4 wristband. In: *2016 IEEE EMBS International Student Conference (ISC)*. 2016, s. 1–4. DOI: 10.1109/EMBSISC.2016.7508621. ISBN 978-1-5090-0936-7.
- [28] BORREGO, A., LATORRE, J., ALCANIZ, M. a LLORENS, R. Reliability of the Empatica E4 wristband to measure electrodermal activity to emotional stimuli. In: *2019 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*. 2019, s. 1–2. DOI: 10.1109/ICVR46560.2019.8994546. ISBN 978-1-7281-1286-2.
- [29] OLLANDER, S., GODIN, C., CAMPAGNE, A. a CHARBONNIER, S. A comparison of wearable and stationary sensors for stress detection. In: *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. 2016, s. 004362–004366. DOI: 10.1109/SMC.2016.7844917. ISBN 978-1-5090-1898-7.
- [30] MOYAL, N., HENIK, A. a ANHOLT, G. E. Categorized Affective Pictures Database (CAP-D). *Journal of cognition*. Ubiquity Press. Sep 2018, sv. 1, s. 41–41. DOI: 10.5334/joc.47. ISSN 2514-4820. 31517214[pmid]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31517214>.
- [31] HABERKAMP, A., GLOMBIEWSKI, J. A., SCHMIDT, F. a BARKE, A. The DIsgust-RelaTed-Images (DIRTI) database: Validation of a novel standardized set of disgust pictures. *Behaviour Research and Therapy*. 2017, sv. 89, s. 86–94. DOI: 10.1016/j.brat.2016.11.010.
- [32] DAN GLAUSER, E. a SCHERER, K. The Geneva affective picture database (GAPED): A new 730-picture database focusing on valence and normative significance. *Behavior research methods*. Březen 2011, sv. 43, s. 468–77. DOI: 10.3758/s13428-011-0064-1.
- [33] MICHAŁOWSKI, J. M., DROŹDZIEL, D., MATUSZEWSKI, J., KOZIEJOWSKI, W., JEDNORÓG, K. et al. The Set of Fear Inducing Pictures (SFIP): Development and validation in fearful and nonfearful individuals. *Behavior Research Methods*. 1. vyd. Aug 2017, sv. 49, č. 4, s. 1407–1419. DOI: 10.3758/s13428-016-0797-y. ISSN 1554-3528. Dostupné z: <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0797-y>.
- [34] CRONE, D. L., BODE, S., MURAWSKI, C. a LAHAM, S. M. The Socio-Moral Image Database (SMID): A novel stimulus set for the study of social, moral and affective

processes. *PLOS ONE*. 1. vyd. Public Library of Science. Leden 2018, sv. 13, č. 1, s. 1–34. DOI: 10.1371/journal.pone.0190954. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190954>.

- [35] KURDI, B., LOZANO, S. a BANAJI, M. R. Introducing the Open Affective Standardized Image Set (OASIS). *Behavior Research Methods*. 1. vyd. Apr 2017, sv. 49, č. 2, s. 457–470. DOI: 10.3758/s13428-016-0715-3. ISSN 1554-3528. Dostupné z: <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0715-3>.
- [36] BRACALE, A., CARPINELLI, G., LAURIA, D., LEONOWICZ, Z., LOBOS, T. et al. On Some Spectrum Estimation Methods for Analysis of Non-Stationary Signals in Power Systems Part I: Theoretical Aspects. In: říjen 2004, s. 266 – 271. DOI: 10.1109/ICHQP.2004.1409365. ISBN 0-7803-8746-5.
- [37] BIZZEGO, A., BATTISTI, A., GABRIELI, G., ESPOSITO, G. a FURLANELLO, C. Pyphysio: A physiological signal processing library for data science approaches in physiology. *SoftwareX*. 2019, sv. 10, s. 100287. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.softx.2019.100287>. ISSN 2352-7110. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352711019301839>.
- [38] MAKOWSKI, D., PHAM, T., LAU, Z. J., BRAMMER, J. C., LESPINASSE, F. et al. NeuroKit2: A Python toolbox for neurophysiological signal processing. *Behavior Research Methods*. Feb 2021. DOI: 10.3758/s13428-020-01516-y. ISSN 1554-3528. Dostupné z: <https://doi.org/10.3758/s13428-020-01516-y>.

Příloha A

Obsah přiloženého paměťového média

- latex/ - zdrojový kód textu v L^AT_EX
- src/ - zdrojové kódy
- data/ - získaná data v experimentu
- xstepa61_BP.pdf - elektronická podoba této práce
- plakat.pdf - demonstrační plakát
- README.txt - obsah média a další informace