

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Centrum sportovních aktivit

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2025

Petr Šimčák



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

ODHAD TEPOVÉ FREKVENCE ZE SIGNÁLŮ PPG

HEART RATE ESTIMATION FROM THE PPG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Petr Šimčák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2025

ZADÁNÍ

Namísto této stránky vložte stránku **zadání FEKT** vygenerovanou v IS VUT.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zaměřuje na odhad tepové frekvence ze signálů fotopletysmografie (PPG). Práce využívá dvě databáze: CapnoBase a BUT PPG. Cílem je nejen přehledně popsat metody odhadu tepové frekvence ze signálů PPG, ale také navrhnout, implementovat a otestovat algoritmy pro spolehlivou detekci systolických vrcholů a stanovení tepové frekvence. Diskutovány jsou také výhody a omezení jednotlivých metod.

KLÍČOVÁ SLOVA

fotopletysmografie, tepová frekvence, PPG, odhad tepové frekvence, systolické vrcholy, algoritmy, CapnoBase, BUT PPG

ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on heart rate estimation from photoplethysmographic (PPG) signals. The work utilizes two databases: CapnoBase and BUT PPG. The aim is not only to provide an overview of heart rate estimation methods from PPG signals but also to design, implement, and test algorithms for reliable detection of systolic peaks and heart rate determination. The advantages and limitations of each method are also discussed.

KEYWORDS

photoplethysmography, heart rate, PPG, heart rate estimation, systolic peaks, algorithms, CapnoBase, BUT PPG

ŠIMČÁK, Petr. *Odhad tepové frekvence ze signálů PPG*. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit, Ústav telekomunikací, 2025. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora: Petr Šimčák
VUT ID autora: 226320
Typ práce: Bakalářská práce
Akademický rok: 2024/25
Téma závěrečné práce: Odhad tepové frekvence ze signálů PPG

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno
.....
podpis autora*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za trpělivost, hodnotné rady, laskavý přístup, konzultace, podklady k práci a odborné vedení.

Obsah

Úvod	21
1 Srdeční tep	23
1.1 Srdeční tepová frekvence	23
1.2 Faktory ovlivňující tepovou frekvenci	23
1.3 Měření srdečního tepu	24
2 Fotopletysmografie	25
2.1 Složení PPG signálu	25
3 Databáze	27
3.1 CapnoBase	27
3.2 BUT PPG	27
4 Elgendiho referenční algoritmus	29
4.1 Obecná struktura algoritmu	29
4.2 Předzpracování signálu	29
4.3 Dvoufázové prahování a nalezení vrcholů	30
5 Vlastní algoritmické řešení	33
6 Výsledky studentské práce	35
6.1 Programové řešení	35
6.2 Výsledky měření	35
6.2.1 Etiam quis quam	35
Závěr	39
Literatura	41
Seznam symbolů a zkratek	45
Seznam příloh	47
A Některé příkazy balíčku thesis	49
A.1 Příkazy pro sazbu veličin a jednotek	49
A.2 Příkazy pro sazbu symbolů	49
B Druhá příloha	51

C	Příklad sazby zdrojových kódů	53
C.1	Balíček listings	53
D	Obsah elektronické přílohy	57

Seznam obrázků

2.1	Snímání PPG signálu	25
2.2	Fiziologický popis PPG signálu	26
3.1	Získání PPG signálu pro databázi BUT PPG	28
4.1	Struktura Elgendiho algoritmu	29
4.2	Filtrace PPG signálu	30
4.3	Umocněný a filtrovaný PPG	30
B.1	Origo Template	51

Seznam tabulek

A.1 Přehled příkazů	49
-------------------------------	----

Seznam výpisů

C.1	Ukázka sazby zkratk	53
C.2	Příklad Schur-Cohnova testu stability v prostředí Matlab.	54
C.3	Příklad implementace první kanonické formy v jazyce C.	55

Úvod

Tepová frekvence je jedním z klíčových zdravotních parametrů, který poskytuje důležité informace o stavu kardiovaskulárního systému subjektu. Měření a monitorování srdeční tepové frekvence se stalo nepostradatelným nástrojem nejen v medicíně, ale také ve sportovní vědě a kondičním tréninku. Tradiční metody měření tepové frekvence, jako je EKG (Elektrokardiogram), jsou přesné, ale jejich nevýhodami jsou vyšší cena a uživatelská nepřívětivost v používání EKG systémů. V posledních letech získává na popularitě PPG (Fotopletysmografie). Jedná se o neinvazivní a relativně levnou metodu, která umožňuje monitorovat tepovou frekvenci pomocí optických senzorů.

Fotopletysmografie funguje na principu detekce změn objemu krve v tkáni pomocí světla, které je absorbováno nebo reflektováno. Výhodou PPG je možnost integrace do nositelných zařízení, jako jsou chytré hodinky nebo fitness náramky, což umožňuje nepřetržité monitorování tepové frekvence v reálném čase bez zásahu do běžného života měřeného.

Cílem této bakalářské práce je analyzovat metody odhadu tepové frekvence z PPG signálů a navrhnout vlastní algoritmus, který umožní spolehlivé stanovení tepové frekvence. K otestování algoritmů budou využity databáze PPG signálů: CapnoBase a BUT PPG (Brno University of Technology Smartphone PPG Database).

1 Srdeční tep

Srdeční tep, nazývaný též pulz, představuje jeden z nejzákladnějších zevních projevů srdeční činnosti. Jedná se o tlakovou vlnu, která vzniká při systole (stahu) srdce a šíří se krevním řečištěm do celého těla. Tuto tlakovou vlnu lze vnímat na povrchu těla (tzv. palpačně), konkrétně v místech, kde vedou tepny v relativně mělkých oblastech. A to na příklad na zápěstí (a. radialis) nebo na krku (a. carotis) [3, 13].

Význam srdečního tepu a jeho frekvence (počtu úderů za minutu) je zásadní v klinické praxi i ve výzkumu. Vzhledem k tomu, že tepová vlna vychází přímo z cyklické práce srdce, poskytuje nám relativně přesnou a snadno dostupnou informaci o srdeční aktivitě. Srdeční tep i jeho variabilita se dnes běžně využívají k orientačnímu posouzení kardiovaskulárního zdraví a k monitorování reakce kardiovaskulárního systému na různé podněty a zátěž [15].

1.1 Srdeční tepová frekvence

Tepová frekvence (TF) je běžně užívanou veličinou pro základní posouzení srdeční činnosti. Je definována jako počet srdečních cyklů (systol a diastol) za jednu minutu. U zdravého dospělého jedince v klidovém stavu se nejčastěji pohybuje v rozmezí 60 až 90 úderů za minutu. Maximální rozsah TF lze vypočítat, když se vezme v potaz pohlaví, věk a váha [3]. Obecně se ale považují za hraniční hodnoty 30 až 200 úderů za minutu [9]. Pro klidový stav jsou hodnoty pod 60 úderů za minutu označovány jako bradykardie, u 90-ti úderů za minutu pak hovoříme o tachykardii [3, 14].

Důležitým aspektem ovlivňující TF je i pravidelnost srdečního rytmu. Pravidelné intervaly mezi jednotlivými údery signalizují rovnoměrné srdeční stahy. Nepravidelnosti se označují jako arytmie, které mohou poukazovat na různá onemocnění, např. fibrilace síní či extrasystoly [3].

1.2 Faktory ovlivňující tepovou frekvenci

TF může kolísat v závislosti na mnoha faktorech, které lze rozdělit na vnitřní (endogenní) a vnější (exogenní). K vnitřním faktorům patří například momentální zdravotní stav, tělesná kondice, hormonální vlivy nebo genetické predispozice. Mezi vnější faktory lze řadit fyzickou aktivitu, působení stresu, emoční zátěž či užití stimulantů (např. kofein nebo nikotin) [15].

Významným determinantem srdečních pulzů je obecně fyzická aktivita - během cvičení či zvýšené tělesné námahy musí organismus zajistit vyšší přísun kyslíku a živin do zatížených svalů, čehož dosahuje zrychlením srdeční aktivity. Podobně i

stresové situace či emoční reakce vedou ke stimulaci sympatického nervového systému, jenž zvyšuje srdeční tep. Naopak parasympatický nervový systém v klidových stavech srdeční činnost brzdí [15].

1.3 Měření srdečního tepu

Existuje řada způsobů, jak TF měřit a kvantifikovat. Základní dělení vychází z rozlišení mezi manuálními a instrumentálními metodami.

Tradičním, jednoduchým a dostupným postupem manuálního měření je již zmíněné palpační měření tepu (1). Při něm se prsty (typicky ukazovák a prostředník) přiloží na vhodnou tepnu, často vřetenní tepnu na zápěstí (a. radialis), a po stanovenou dobu se počítají úderů. Manuální metoda je i přes svoji jednoduchost relativně spolehlivá, avšak nemusí být ideální pro detekci nepravidelného rytmu nebo může být chybová při nepozornosti vyšetřujícího [14].

Instrumentální metoda je taková, která využívá moderní přístroje, jako jsou fitness náramky, chytré hodinky či specializované pulzmetry, umožňují pohodlné, dlouhodobé a relativně přesné měření srdečního tepu. Často využívá principu fotopletysmografie (PPG), kdy senzor vyhodnocuje změny průtoku krve podle odrazivosti světla ve tkáni. Ve sportovním tréninku se uplatňují také hrudní pásy, které snímají EKG a monitorují tep spolehlivě i při vyšších zátěžích.

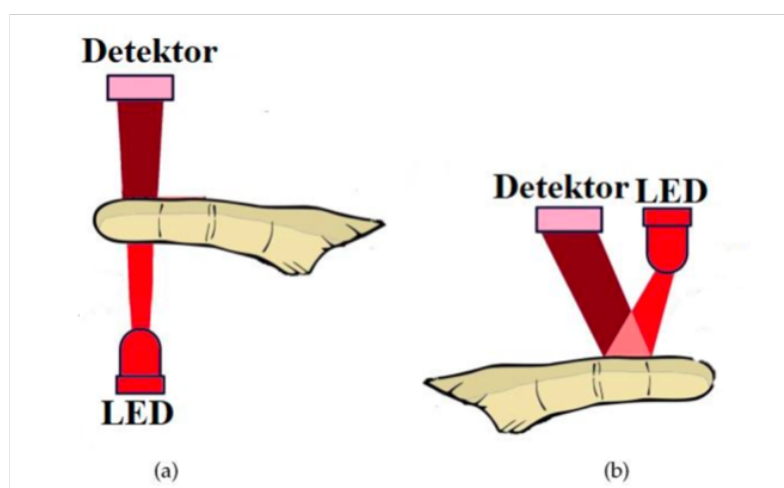
Výsledkem měření je výše popsaná tepová frekvence (1.1), vyjádřená v počtech úderů za minutu. Moderní přístroje nabízejí trvalé monitorování s automatickým záznamem tepové frekvence, což usnadňuje dlouhodobé sledování a vyhodnocování dat.

2 Fotopletysmografie

Fotopletysmografie (PPG) je neinvazivní optická metoda sloužící k monitorování změn objemu krve v mikrovaskulárním řečišti tkáně, obvykle na prstu, zápěstí či ušním lalůčku [16]. Zejména díky snadné integraci do nositelných zařízení (např. chytrých hodinek) a relativně nízkým nákladům na realizaci se PPG stává klíčovým nástrojem pro dlouhodobé sledování kardiovaskulárních parametrů, jako je tepová frekvence (TF), saturace krve kyslíkem (SpO_2) či hodnocení variability tepových intervalů [8].

Na obrázku 2.1 jsou znázorněny dvě základní měřicí konfigurace. Transmisní režim (a), kde je zdroj světla a fotodetektor na opačných stranách tkáně (typicky při měření na prstu či ušním lalůčku). A reflexní režim (b), zde je umístěn zdroj světla i detektor na téže straně tkáně, což se používá v běžných sportovních zařízeních, jakou jsou chytré hodinky.

Metoda PPG je založena na měření intenzity světla, která se po interakci s tkání dostane k detektoru. Množství absorbovaného/odraženého světla závisí na aktuálním průtoku krve, který je modulován srdečními cykly [16].



Obr. 2.1: Transmisní režim (a) a reflexní režim (b), upraveno z [3].

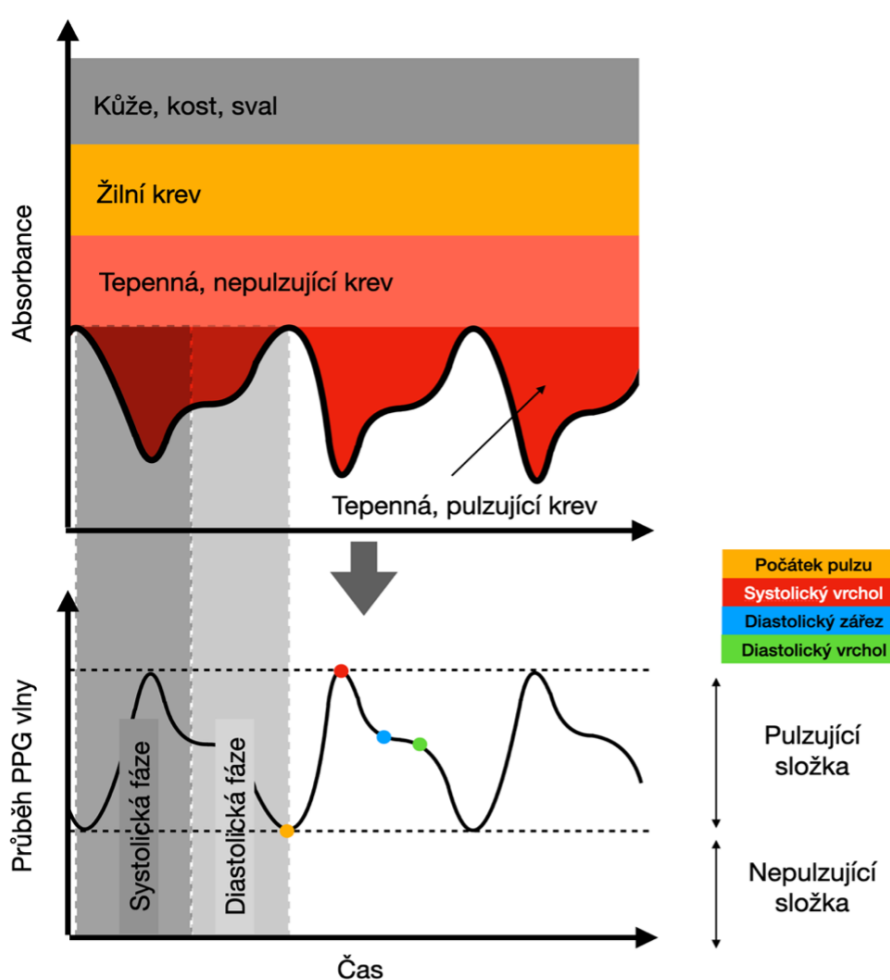
2.1 Složení PPG signálu

Jak ukazuje obrázek 2.2, naměřený PPG signál zahrnuje pulzní (AC) složku synchronizovanou se srdeční aktivitou a stabilní, nepulzní (DC) složku. AC složka odráží periodické změny objemu arteriální krve v rozsahu typického frekvenčního pásma srdeční činnosti (zhruba 0,5–3 Hz) a je klíčová pro přesnou detekci TF. DC složka představuje základní linii danou absorpcí tkáně a žilní krve a ovlivňuje ji například

barva kůže, okolní osvětlení a anatomické poměry měřené oblasti [3, 16]. Je důležité si uvědomit, že PPG signál je inverzní k měřenému optickému signálu, protože reprezentuje objem krve v tkáni, nikoli množství světla dopadajícího na senzor, což je patrné i z obrázku 2.2.

Za počátek pulzu v PPG signálu se obvykle považuje nejnižší bod předcházející systolické fázi, který odpovídá minimálnímu objemu krve v měřené oblasti. Pro výpočet TF se využívají systolické vrcholy, tedy body s maximálním objemem krve, z nichž lze určit intervaly mezi srdečními údery a následně stanovit TF.

Po systolickém vrcholu přichází diastola, což je fáze srdečního cyklu, během které dochází k relaxaci srdečního svalu a plnění srdce krví. V průběhu diastoly bývá často patrný typický dikrotický zářez, který odráží elastické vlastnosti cévní stěny a uzávěr aortální chlopně. Jeho přítomnost a tvar mohou poskytovat užitečné informace o stavu kardiovaskulárního systému [8, 16].



Obr. 2.2: Princip získání PPG křivky a její popis. Upraveno z [16].

3 Databáze

V této práci jsme využívali dvě databáze fotopletysmografických signálů: *CapnoBase* a *Brno University of Technology Smartphone PPG Database*, pro kterou budeme v této práci používat zkrácený název BUT PPG.

Na těchto databázích jsme testovali a porovnávali výsledky použitých algoritmů. U databáze *CapnoBase* jsme porovnávali naměřené systolické vrcholy s referenčními hodnotami a díky tomu jsme porovnávali i rozdíl v srdeční tepové frekvenci (TF). U databáze BUT PPG nebyly referenční hodnoty systolických vrcholů k dispozici, ale byly zde referenční hodnoty TF signálů a ty jsme porovnávali s naměřenými výsledky.

3.1 CapnoBase

CapnoBase je veřejně dostupná databáze, která obsahuje osmiminutové záznamy od 42 dětských i dospělých pacientů, podstupujících plánované chirurgické zákroky včetně anestézie [2].

Součástí databáze jsou PPG, EKG a respirační signály, se vzorkovací frekvencí 300 Hz. Pro každý záznam jsou navíc ručně označeny systolické vrcholy v PPG, odvozené z EKG, což umožňuje přesné ověření správnosti detekce tepů. Autoři však nedoporučují databázi používat k trénování či doladování algoritmů [2]. Proto jsme ji použili pouze k testování použitých algoritmů a k porovnání výsledků s referenčními hodnotami.

Díky svým vlastnostem je *CapnoBase* vhodná k posouzení robustnosti a přesnosti metod v klinických situacích [7, 5].

3.2 BUT PPG

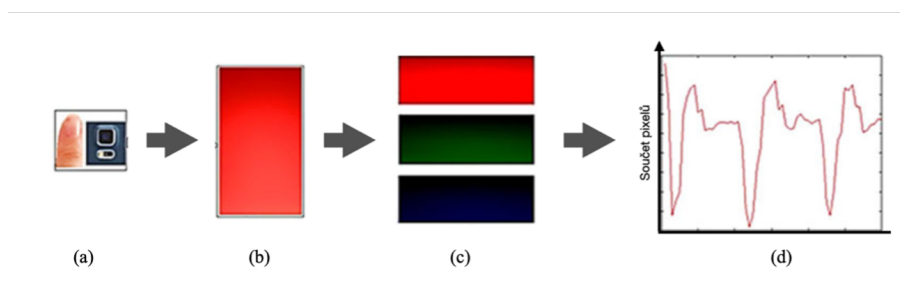
Databáze BUT PPG vznikla na Fakultě elektrotechniky a komunikačních technologií VUT za účelem zkoumání kvality PPG záznamů a odhadu TF. V nové rozšířené verzi obsahuje 3,888 desetisekundových měření od 50 dobrovolníků (25 žen a 25 mužů) ve věku 19 až 76 let, a to v klidu i při různých typech pohybových aktivit. Fotopletysmografické záznamy byly pořízeny chytrými telefony *Xiaomi Mi9* a *Huawei P20 Pro* se vzorkovací frekvencí 30 Hz. Pro referenční EKG a akcelerometrická (ACC) data byl použit mobilní senzor *Bittium Faros 360 (nebo 180)* se vzorkovacími frekvencemi 1,000 Hz pro EKG a 100 Hz pro ACC [1]. Surový PPG signál byl extrahován z červené složky nahraného videa (viz. 3.1).

Každý PPG záznam byl synchronizován s EKG a rozdělen do desetisekundových segmentů, které následně hodnotilo tři až pět expertů. Pro označení kvality vycházeli

výhradně z rozdílu mezi TF odhadnutou z PPG a referenční tepovou frekvencí z EKG. Pokud byla odchylka do pěti úderů za minutu, bylo dané měření označeno jako „dobré“ (1), jinak jako „špatné“ (0). Tato hranice vychází z mezinárodní normy IEC 60601-2-27 a v databázi BUT PPG je aplikována ještě přísněji [1].

Přibližně polovina záznamů vznikla přiložením prstu na zadní kameru a LED, druhá pak snímáním ucha v poloze připomínající telefonování. V novější části databáze se rozšiřuje množství subjektů i situací, včetně manipulací s osvětlením, vyšším tlakem prstu na čočku, mluvením či chůzí, a nově se přidávají i údaje o krevním tlaku, glykémii a saturaci krve kyslíkem.

Díky této variabilitě podmínek a bohatým anotacím je BUT PPG unikátním zdrojem pro testování robustnosti algoritmů detekce TF a pro posuzování použitelnosti krátkých PPG signálů z mobilního telefonu v reálné praxi.



Obr. 3.1: Záznam videa na kameru mobilního telefonu (a), jeden vybraný snímek ze záznamu (b), snímek rozložený na tři barevné složky (c), PPG signál vykreslený z červené složky (d), upraveno z [4].

Spojením klinicky orientované databáze CapnoBase a mobilně zaměřené BUT PPG vzniká možnost vzájemného porovnání a ověření přesnosti algoritmů, které musejí obstát v rozdílných kontextech: v relativně stabilním, klinickém, prostředí a v krátkých záznamech z chytrého telefonu.

4 Elgendiho referenční algoritmus

Tato kapitola popisuje, jak lze ve fotopletysmografickém (PPG) signálu nalézt systolické vrcholy s využitím Elgendiho algoritmu, který je implementován v knihovně NeuroKit2. NeuroKit2 reaguje na „krizi reprodukovatelnosti“ v psychologii a neurověděch a nabízí open-source kód, strukturovanou dokumentaci i podporu k začleňování funkcí přímo do výzkumných prací [12]. Knihovna je dostupná na <https://github.com/neuropsychology/NeuroKit> (zdrojový kód) a <https://neurokit2.readthedocs.io/> (dokumentace) a její návrh umožňuje průběžný vývoj a modifikace. V kapitole 2 byly již podrobně shrnuty principy PPG, proto se zde zaměříme na samotnou detekci vrcholů a její realizaci.

4.1 Obecná struktura algoritmu

Algoritmus se skládá z několika kroků: *filtrace* pomocí pásmové propusti, *umocnění* signálu, vytvoření dvou *klouzavých průměrů* a dvou *prahů*, jak je zobrazeno na obrázku 4.1 [11]. Vstupem je surový fotopletysmografický záznam, zatímco výstupem jsou konkrétní časové pozice nalezených systolických vrcholů.



Obr. 4.1: Zjednodušené schéma Elgendiho algoritmu [11].

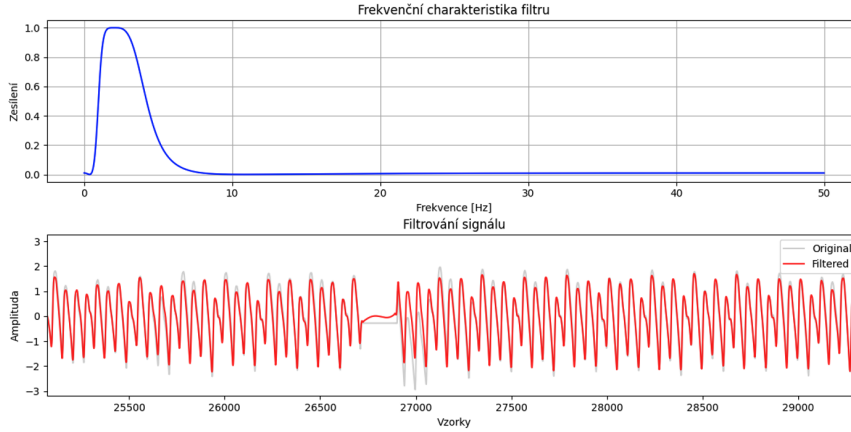
4.2 Předzpracování signálu

Před samotnou detekcí je vhodné potlačit šum a odstranit pomalé změny amplitudy. Elgendi [11] používá druhý řád Butterworthova filtru se zpracováním v přímém i reverzním směru (tzv. filtrace s nulovým fázovým posuvem). Frekvenční charakteristika filtru byla nastavena na pásmo 0,5–8 Hz, což postačuje pro typické PPG kmitočty a dostatečně potlačí pásmový posun i vyšší frekvence nesouvisející se systolickými vrcholy.

Na obrázku 4.2 je ukázka amplitudové charakteristiky a zfiltrovaného úseku signálu.

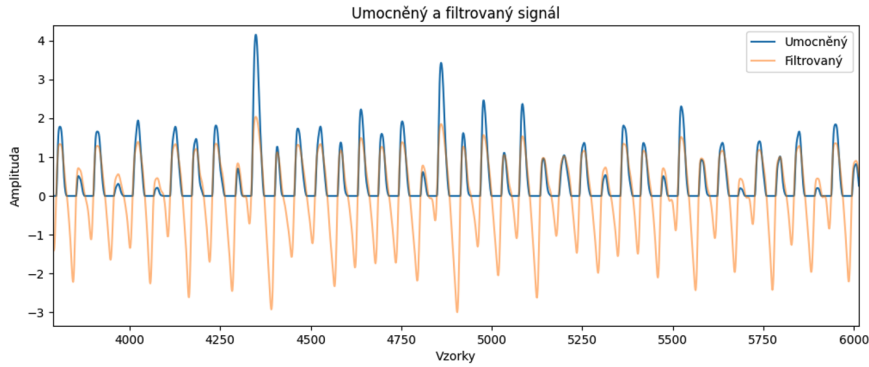
Po filtraci se signál umocňuje na druhou, aby se zdůraznily rozdíly mezi systolickou vlnou a ostatními složkami (například diastolickými zářezy). Výsledná hodnota $y[n]$ po umocnění je:

$$y[n] = Z[n]^2, \quad (4.1)$$



Obr. 4.2: Horní graf: příklad amplitudové přenosové charakteristiky pásmové propusti. Dolní graf: znázornění filtrace PPG (šedě původní signál, červeně po filtraci).

kde $Z[n]$ je již vyfiltrováný signál. V důsledku toho bývá systolický vrchol zdůrazněn na úkor diastolických zářezů nebo šumu [11], jak je ilustrováno na obrázku 4.3.



Obr. 4.3: Porovnání filtrovaného umocněného PPG.

4.3 Dvoufázové prahování a nalezení vrcholů

Po umocnění je potřeba určit, kde přesně hledat potenciální maximum, tedy systolický vrchol. Pro tento účel využívá Elgendiho algoritmus dva různé klouzavé průměry (MA), které se liší délkou okna a následně dva prahy pro finální detekci vrcholů [11].

MA_{peak} zvýrazňuje oblast systolického vrcholu, zatímco MA_{beat} reprezentuje průměrnou úroveň v rámci celého tepu [11]. Pomocí MA_{beat} se definuje první práh THR_1 , a to přičtením posuvného členu α k MA_{beat} , kde α je definována jako $\alpha = \beta \overline{z^2}$; v této formuli je β empirická konstanta (např. 0,02) a $\overline{z^2}$ střední hodnota umocněného a

zfiltrovaného PPG signálu. Porovnáním MA_{peak} s THR_1 se identifikují tzv. bloky zájmu, které mohou obsahovat systolický vrchol či rušení.

V další fázi se tyto bloky podrobí druhému prahování, aby se odstranily ty, jejichž šířka je nižší, než se očekává pro systolickou vlnu [11]. Pokud například platí $THR_2 = W_1$, kde W_1 odpovídá délce systolického pulzu, pak všechny bloky užší než THR_2 se považují za šum a odfiltrují se. V akceptovaných blocích se následně najde nejvyšší hodnota signálu, která je interpretována jako poloha systolického vrcholu. Tímto dvoustupňovým přístupem lze eliminovat falešné úseky způsobené diastolickou vlnou či jinými artefakty, a robustně tak určit polohu hlavního vrcholu [11].

5 Vlastní algoritmické řešení

V této kapitole se zaměříme na popis vlastního algoritmu pro detekci systolických vrcholů a odhad srdeční tepové frekvence (TF) z fotopletysmografických (PPG) signálů.

6 Výsledky studentské práce

Praktická část a výsledky studentské práce vhodně rozdělené do částí.

6.1 Programové řešení

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Nulla pulvinar eleifend sem. Integer in sapien. Etiam sapien elit, consequat eget, tristique non, venenatis quis, ante. In laoreet, magna id viverra tincidunt, sem odio bibendum justo, vel imperdiet sapien wisi sed libero. Phasellus enim erat, vestibulum vel, aliquam a, posuere eu, velit. Aliquam erat volutpat. Nullam faucibus mi quis velit.

6.2 Výsledky měření

Fusce tellus odio, dapibus id fermentum quis, suscipit id erat. Fusce tellus. Morbi scelerisque luctus velit. In laoreet, magna id viverra tincidunt, sem odio bibendum justo, vel imperdiet sapien wisi sed libero. Quisque porta. Fusce suscipit libero eget elit. Nulla non lectus sed nisl molestie malesuada. Phasellus faucibus molestie nisl. Integer vulputate sem a nibh rutrum consequat. Proin mattis lacinia justo. Phasellus et lorem id felis nonummy placerat. Etiam ligula pede, sagittis quis, interdum ultricies, scelerisque eu. Cras elementum. Aenean placerat. Donec ipsum massa, ullamcorper in, auctor et, scelerisque sed, est. Aliquam ante. Integer imperdiet lectus quis justo. Vivamus ac leo pretium faucibus. Nullam faucibus mi quis velit.

6.2.1 Etiam quis quam

Neque porro quisquam est, qui dolorem ipsum quia dolor sit amet, consectetur, adipisci velit, sed quia non numquam eius modi tempora incidunt ut labore et dolore magnam aliquam quaerat voluptatem. Aliquam erat volutpat. Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Nunc auctor. Neque porro quisquam est, qui dolorem ipsum quia dolor sit amet, consectetur, adipisci velit, sed quia non numquam eius modi tempora incidunt ut labore et dolore magnam aliquam quaerat voluptatem. Maecenas lorem. Maecenas libero. In laoreet, magna id viverra tincidunt, sem odio bibendum justo, vel imperdiet sapien wisi sed libero. Nullam rhoncus aliquam metus.

Integer rutrum orci vestibulum

Integer rutrum, orci vestibulum ullamcorper ultricies, lacus quam ultricies odio, vitae placerat pede sem sit amet enim. Ut enim ad minim veniam, quis nostrud

exercitation ullamco laboris nisi ut aliquip ex ea commodo consequat. Fusce tellus odio, dapibus id fermentum quis, suscipit id erat. Nullam eget nisl. Nunc auctor. Etiam dui sem, fermentum vitae, sagittis id, malesuada in, quam. Fusce dui leo, imperdiet in, aliquam sit amet, feugiat eu, orci. Curabitur vitae diam non enim vestibulum interdum. Aliquam erat volutpat. Pellentesque sapien. Phasellus enim erat, vestibulum vel, aliquam a, posuere eu, velit.

Eger rutrum orci vestibulum

Fusce dui leo, imperdiet in, aliquam sit amet, feugiat eu, orci. Maecenas aliquet accumsan leo. Aliquam ornare wisi eu metus. Cum sociis natoque penatibus et magnis dis parturient montes, nascetur ridiculus mus. Aliquam erat volutpat. Donec iaculis gravida nulla. Sed elit dui, pellentesque a, faucibus vel, interdum nec, diam. Temporibus autem quibusdam et aut officiis debitis aut rerum necessitatibus saepe eveniet ut et voluptates repudiandae sint et molestiae non recusandae. Nulla non arcu lacinia neque faucibus fringilla. Phasellus enim erat, vestibulum vel, aliquam a, posuere eu, velit. Praesent vitae arcu tempor neque lacinia pretium.

Aliquam erat volutpat. Quisque porta. Integer imperdiet lectus quis justo. Nullam justo enim, consectetur nec, ullamcorper ac, vestibulum in, elit. Nullam faucibus mi quis velit. Fusce tellus. Fusce consectetur risus a nunc. Cras pede libero, dapibus nec, pretium sit amet, tempor quis. Morbi imperdiet, mauris ac auctor dictum, nisl ligula egestas nulla, et sollicitudin sem purus in lacus.

Mauris elementum mauris vitae tortor. Neque porro quisquam est, qui dolorem ipsum quia dolor sit amet, consectetur, adipisci velit, sed quia non numquam eius modi tempora incidunt ut labore et dolore magnam aliquam quaerat voluptatem. Quisque porta. Integer vulputate sem a nibh rutrum consequat. Nulla pulvinar eleifend sem. Praesent id justo in neque elementum ultrices.

Fusce suscipit libero eget elit. Integer vulputate sem a nibh rutrum consequat. Aliquam erat volutpat. Etiam neque. Nulla turpis magna, cursus sit amet, suscipit a, interdum id, felis. Nullam rhoncus aliquam metus. Etiam dui sem, fermentum vitae, sagittis id, malesuada in, quam. Nunc auctor. Nunc dapibus tortor vel mi dapibus sollicitudin. Praesent in mauris eu tortor porttitor accumsan. Nulla non arcu lacinia neque faucibus fringilla. Nullam lectus justo, vulputate eget mollis sed, tempor sed magna. Maecenas lorem. Aenean placerat. Donec vitae arcu. Maecenas lorem. Donec iaculis gravida nulla. Nulla non lectus sed nisl molestie malesuada.

Duis pulvinar. Nulla est. Duis condimentum augue id magna semper rutrum. Integer pellentesque quam vel velit. Aliquam ante. Nulla quis diam. Proin mattis lacinia justo. Aenean fermentum risus id tortor. Nunc auctor. Nullam justo enim, consectetur nec, ullamcorper ac, vestibulum in, elit. In dapibus augue non sapien.

Etiam bibendum elit eget erat. In sem justo, commodo ut, suscipit at, pharetra vitae, orci. Maecenas libero.

Nulla non lectus sed nisl molestie malesuada. Donec vitae arcu. Aenean fermentum risus id tortor. Praesent in mauris eu tortor porttitor accumsan. Nulla pulvinar eleifend sem. Duis viverra diam non justo. Integer imperdiet lectus quis justo. Pellentesque habitant morbi tristique senectus et netus et malesuada fames ac turpis egestas. In rutrum. Excepteur sint occaecat cupidatat non proident, sunt in culpa qui officia deserunt mollit anim id est laborum. Nulla non lectus sed nisl molestie malesuada. Aliquam erat volutpat. Mauris tincidunt sem sed arcu. Duis bibendum, lectus ut viverra rhoncus, dolor nunc faucibus libero, eget facilisis enim ipsum id lacus. Fusce tellus odio, dapibus id fermentum quis, suscipit id erat. In enim a arcu imperdiet malesuada. Nulla non lectus sed nisl molestie malesuada. Proin mattis lacinia justo.

Aliquam in lorem sit amet leo accumsan lacinia. Cum sociis natoque penatibus et magnis dis parturient montes, nascetur ridiculus mus. Duis sapien nunc, commodo et, interdum suscipit, sollicitudin et, dolor. Suspendisse sagittis ultrices augue. Nullam lectus justo, vulputate eget mollis sed, tempor sed magna. In convallis. Praesent id justo in neque elementum ultrices. Neque porro quisquam est, qui dolorem ipsum quia dolor sit amet, consectetur, adipisci velit, sed quia non numquam eius modi tempora incidunt ut labore et dolore magnam aliquam quaerat voluptatem.

Pellentesque pretium lectus id turpis. Nemo enim ipsam voluptatem quia voluptas sit aspernatur aut odit aut fugit, sed quia consequuntur magni dolores eos qui ratione voluptatem sequi nesciunt. Curabitur ligula sapien, pulvinar a vestibulum quis, facilisis vel sapien. Praesent dapibus. Sed elit dui, pellentesque a, faucibus vel, interdum nec, diam. Duis viverra diam non justo. Duis ante orci, molestie vitae vehicula venenatis, tincidunt ac pede. Phasellus rhoncus. Maecenas fermentum, sem in pharetra pellentesque, velit turpis volutpat ante, in pharetra metus odio a lectus. Proin pede metus, vulputate nec, fermentum fringilla, vehicula vitae, justo. Fusce aliquam vestibulum ipsum. Nullam at arcu a est sollicitudin euismod.

Závěr

Tato bakalářská práce se zaměřila na odhad tepové frekvence (TF) z fotopletysmografických (PPG) signálů. Cílem bylo jednak poskytnout stručný přehled existujících metod pro odhad TF z PPG signálů, jednak navrhnout a popsat algoritmy pro spolehlivé stanovení tepové frekvence.

V teoretické části byla popsána fotopletysmografie jako neinvazivní optická metoda monitorování změn objemu krve v tkáních, která se používá zejména pro sledování kardiovaskulárních parametrů. Byly představeny základní principy PPG signálů a faktory, které mohou ovlivnit jejich kvalitu a přesnost měření.

Praktická část práce se soustředila na implementaci a testování několika algoritmů pro detekci systolických vrcholů v PPG signálech, včetně Aboyova algoritmu, jeho vylepšené verze Aboy++, Elgendiho algoritmu, Rezonátoru s nulovou frekvencí (ZFR) a nově navrženého Upraveného Aboyova algoritmu. Algoritmy byly testovány na dvou databázích: CapnoBase a BUT PPG.

Výsledky ukázaly, že Rezonátor s nulovou frekvencí (ZFR) dosahuje nejlepších výsledků na databázi CapnoBase, přičemž vykazuje vysokou citlivost a pozitivní prediktivní hodnotu. Elgendiho algoritmus se prokázal jako nejspolehlivější na databázi BUT PPG, přičemž dosahoval nejnižší průměrné odchylky mezi detekovanou a referenční TF.

Jedním z klíčových cílů této práce byl vývoj a implementace upraveného Aboyova algoritmu. Tento algoritmus dosahuje lepších odhadů TF na databázi CapnoBase ve srovnání s původní verzí, a to zejména díky zjednodušení a odstranění některých kroků, které způsobovaly přehlížení skutečných systolických vrcholů. Na databázi BUT PPG však vykazoval vyšší odchylky TF, což naznačuje potřebu další optimalizace pro spolehlivější detekci.

Dalším krokem pro zlepšení přesnosti odhadu TF by mohlo být využití pokročilejších technik strojového učení a hlubokých neuronových sítí, které mohou nabídnout lepší adaptaci na různé typy signálů a zlepšit robustnost algoritmů vůči šumu a artefaktům.

Literatura

- [1] NEMCOVA, Andrea, Enikő VARGOVA, Radovan SMISEK, Lucie MARSA-NOVA, Lukas SMITAL, Martin VITEK a Mihajlo JAKOVLJEVIC. Brno University of Technology Smartphone PPG Database (BUT PPG): Annotated Dataset for PPG Quality Assessment and Heart Rate Estimation. *BioMed Research International* [online]. 2021-09-06, 2021, 1-6 [cit. 2024-05-23]. ISSN 2314-6141. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2021/3453007>
- [2] KARLEN, Walter. CapnoBase IEEE TBME Respiratory Rate Benchmark. *Borealis* [online]. 2021 [cit. 2024-05-23]. Dostupné z: <https://doi.org/10.5683/SP2/NLB8IT>
- [3] VARGOVÁ, Enikő. *Stanovení kvality a odhad tepové frekvence ze signálu PPG* [online]. Brno, 2021 [cit. 2022-11-15]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134388>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Andrea Němcová.
- [4] SIDDIQUI, Sarah Ali, Yuan ZHANG, Zhiquan FENG a Anton KOS. A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera. *Journal of Medical Systems* [online]. 2016, 40(5) [cit. 2024-05-20]. ISSN 0148-5598. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10916-016-0485-6>
- [5] CHARLTON, Peter H, Kevin KOTZEN, Elisa MEJÍA-MEJÍA, et al. Detecting beats in the photoplethysmogram: benchmarking open-source algorithms. *Physiological Measurement* [online]. 2022-08-19, 43(8) [cit. 2024-05-20]. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ac826d>
- [6] CHARLTON, Peter H, John ALLEN, Raquel BAILÓN, et al. The 2023 wearable photoplethysmography roadmap. *Physiological Measurement* [online]. 2023-11-29, 44(11) [cit. 2024-05-20]. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/acead2>
- [7] KARLEN, Walter, S. RAMAN, J. M. ANSERMINO a G. A. DUMONT. Multi-parameter Respiratory Rate Estimation From the Photoplethysmogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2013, 60(7), 1946-1953 [cit. 2024-04-16]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2246160>

- [8] ORPHANIDOU, Christina. *Signal Quality Assessment in Physiological Monitoring* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2018 [cit. 2024-05-20]. SpringerBriefs in Bioengineering. ISBN 978-3-319-68414-7. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-68415-4>
- [9] GODA, Márton Á, Peter H CHARLTON a Joachim A BEHAR. pyPPG: A Python toolbox for comprehensive photoplethysmography signal analysis. *Physiological Measurement* [online]. 2024-04-08, 45(4) [cit. 2024-05-20]. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ad33a2>
- [10] PŘIBIL, Jiří, Anna PŘIBILOVÁ a Ivan FROLLO. Analysis of Heart Pulse Transmission Parameters Determined from Multi-Channel PPG Signals Acquired by a Wearable Optical Sensor. *Measurement Science Review* [online]. 2023, 23, 217-226 [cit. 2025-2-20]. Dostupné z: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:264289667>
- [11] ELGENDI, Mohamed, Ian NORTON, Matt BREARLEY, Derek ABBOTT, Dale SCHUURMANS a Vladimir E. BONDARENKO. Systolic Peak Detection in Acceleration Photoplethysmograms Measured from Emergency Responders in Tropical Conditions. *PLoS ONE* [online]. 2013-10-22, 8(10) [cit. 2024-05-20]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0076585>
- [12] MAKOWSKI, Dominique, Tam Pham, Zuo Jia Lau, et al. NeuroKit2: A Python toolbox for neurophysiological signal processing. *Behavior Research Methods* [online]. 2021, 53, 1689–1696 [cit. 2024-05-20]. ISSN 1554-3528. Dostupné z: <https://doi.org/10.3758/s13428-020-01516-y>
- [13] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. dopl. vydání Praha: Grada. Sestra (Grada), 2012. ISBN 978-80-247-3918-2
- [14] SOUČEK, Miroslav, Petr SVAČINA a kolektiv. *Vnitřní lékařství v kostce*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2289-9.
- [15] GONZAGA, Luana Almeida, Luiz Carlos Marques VANDERLEI, Rayana Loch GOMES a Vitor Engrácia VALENTI. Caffeine affects autonomic control of heart rate and blood pressure recovery after aerobic exercise in young adults: a crossover study. *Scientific Reports* [online]. 2017, 7(1) [cit. 2024-05-15]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-017-14540-4>
- [16] PARK, Junyung, Hyeon Seok SEOK, Sang-Su KIM a Hangsik SHIN. Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review. *Frontiers in*

- Physiology* [online]. 2022-03-01, 12 [cit. 2022-12-18]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.808451>
- [17] POVEA, Camilo E. a Arturo CABRERA. Practical usefulness of heart rate monitoring in physical exercise. *Revista Colombiana de Cardiología* [online]. 2018, 25(3), e9-e13 [cit. 2024-05-15]. ISSN 01205633. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2018.05.004>
- [18] ÚŘAD PRO TECHNICKOU NORMALIZACI, METROLOGII A STÁTNÍ ZKUŠEBNICTVÍ. ČSN ISO 690:2022 (01 0197), *Informace a dokumentace – Pravidla pro bibliografické odkazy a citace informačních zdrojů*. Čtvrté vydání. Praha, 2022.
- [19] ÚŘAD PRO TECHNICKOU NORMALIZACI, METROLOGII A STÁTNÍ ZKUŠEBNICTVÍ. ČSN ISO 7144 (010161), *Dokumentace – Formální úprava disertací a podobných dokumentů*. Praha, 1997.
- [20] ÚŘAD PRO TECHNICKOU NORMALIZACI, METROLOGII A STÁTNÍ ZKUŠEBNICTVÍ. ČSN ISO 31-11, *Veličiny a jednotky – část 11: Matematické znaky a značky používané ve fyzikálních vědách a v technice*. Praha, 1999.
- [21] FARKAŠOVÁ, B.; GARAMSZEGI T.; JANSOVÁ L.; KONEČNÝ L.; KRČÁL M. et al. *Výklad normy ČSN ISO 690:2022 (01 0197) účinné od 1. 12. 2022*. Online. První vydání. 2023. Dostupné z: <https://www.citace.com/Vyklad-CSN-ISO-690-2022.pdf>. [cit. 2023-09-27].

Seznam symbolů a zkratek

f_{vz}	vzorkovací kmitočet
VUT	Vysoké učení technické v Brně
CESA	Centrum sportovních aktivit
FEKT	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
BUT PPG	Brno University of Technology Smartphone PPG Database
PPG	Fotopletysmografie
EKG	Elektrokardiogram
ACC	Akcelerometr
TF	Tepová frekvence
MTF	Maximální tepová frekvence
LED	Elektroluminiscenční dioda
AC	Střídavý proud, pulzující složka
DC	Stejnoseměrný proud, nepulzující složka
MA	klouzavý průměr
MA_{peak}	klouzavý průměr pro zvýraznění vrcholu
MA_{beat}	klouzavý průměr pro zvýraznění tepu
THR_1	práh 1
THR_2	práh 2
FIR	Filtr s konečnou impulzní charakteristikou
IIR	Filtr s nekonečnou impulzní charakteristikou
FFT	Rychlá Fourierova transformace
TN	Pravdivě negativní
TP	Pravdivě pozitivní
FN	Falešně negativní

FP	Falešně pozitivní
PPV	Pozitivní prediktivní hodnota
Se	Senzitivita
ms	Milisekunda
px	Pixel

Seznam příloh

A	Některé příkazy balíčku <code>thesis</code>	49
A.1	Příkazy pro sazbu veličin a jednotek	49
A.2	Příkazy pro sazbu symbolů	49
B	Druhá příloha	51
C	Příklad sazby zdrojových kódů	53
C.1	Balíček <code>listings</code>	53
D	Obsah elektronické přílohy	57

A Některé příkazy balíčku thesis

A.1 Příkazy pro sazbu veličin a jednotek

Tab. A.1: Přehled příkazů pro matematické prostředí

Příkaz	Příklad	Zdroj příkladu	Význam
<code>\textind{...}</code>	β_{\max}	<code>\$_\beta_\textind{max}\$</code>	textový index
<code>\const{...}</code>	U_{in}	<code>\$_\textconst{U}_\textind{in}\$</code>	konstantní veličina
<code>\var{...}</code>	u_{in}	<code>\$_\textvar{u}_\textind{in}\$</code>	proměnná veličina
<code>\complex{...}</code>	\textit{u}_{in}	<code>\$_\textcomplex{u}_\textind{in}\$</code>	komplexní veličina
<code>\vect{...}</code>	\mathbf{y}	<code>\$_\textvect{y}\$</code>	vektor
<code>\mat{...}</code>	\mathbf{Z}	<code>\$_\textmat{Z}\$</code>	matice
<code>\unit{...}</code>	kV	<code>\$_\textunit{kV}\$</code> či <code>\unit{kV}</code>	jednotka

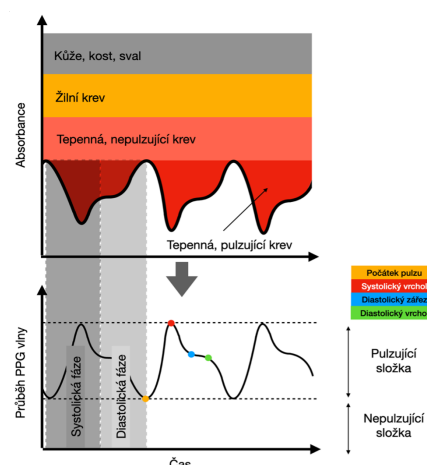
A.2 Příkazy pro sazbu symbolů

- `\E`, `\eul` – sazba Eulerova čísla: e ,
- `\J`, `\jmag`, `\I`, `\imag` – sazba imaginární jednotky: j , i ,
- `\dif` – sazba diferenciálu: d ,
- `\sinc` – sazba funkce: sinc ,
- `\mikro` – sazba symbolu mikro stojatým písmem¹: μ ,
- `\uppi` – sazba symbolu π (stojaté řecké pí, na rozdíl od `\pi`, což sází π).

Všechny symboly jsou určeny pro matematický mód, vyjma `\mikro`, jenž je použitelný rovněž v textovém módu.

¹znak pochází z balíčku `textcomp`

B Druhá příloha



Obr. B.1: Signál PPG.

Pro sazbu vektorových obrázků přímo v $\text{L}^{\text{A}}\text{T}_{\text{E}}\text{X}_{\text{U}}$ je možné doporučit balíček **TikZ**. Příklady sazby je možné najít na $\text{T}_{\text{E}}\text{X}$ ample. Pro vyzkoušení je možné použít programy **QTikz** nebo **TikzEdt**.

C Příklad sazby zdrojových kódů

C.1 Balíček listings

Pro vysázení zdrojových souborů je možné použít balíček `listings`. Balíček zavádí nové prostředí `lstlisting` pro sazbu zdrojových kódů, jako například:

```
\section{Balíček lstlistings}
Pro vysázení zdrojových souborů je možné použít
  balíček \href{https://www.ctan.org/pkg/listings}%
  {\texttt{listings}}.
Balíček zavádí nové prostředí \texttt{lstlisting} pro
  sazbu zdrojových kódů.
```

Podporuje množství programovacích jazyků. Kód k vysázení může být načítán přímo ze zdrojových souborů. Umožňuje vkládat čísla řádků nebo vypisovat jen vybrané úseky kódu. Např.:

Zkratky jsou sázeny v prostředí `acronym`:

```
6 \begin{acronym}[KolikMista] % [KolikMista] určuje šířku sloupce pro
```

Šířka textu volitelného parametru `KolikMista` udává šířku prvního sloupce se zkratkami. Proto by měla být zadávána nejdelší zkratka nebo symbol. Příklad definice zkratky f_{vz} je na výpisu C.1.

Výpis C.1: Ukázka sazby zkratek

Ukončení seznamu je provedeno ukončením prostředí:

```
26 \acro{DC} {Stejnoseměrný proud, nepulzující složka}
```

Poznámka k výpisům s použitím volby jazyka `czech` nebo `slovak`:

Pokud Váš zdrojový kód obsahuje znak spojovníku `-`, pak překlad může skončit chybou. Ta je způsobena tím, že znak `-` je v českém nebo slovenském nastavení balíčku `babel` tzv. aktivním znakem. Přepněte znak `-` na neaktivní příkazem `\shorthandoff{-}` těsně před výpisem a hned za ním jej vraťte na aktivní příkazem `\shorthandon{-}`. Podobně jako to je ukázáno ve zdrojovém kódu šablony.

Na výpisu C.2 naleznete příklad kódu pro Matlab, na výpisu C.3 zase pro jazyk C.

Výpis C.2: Příklad Schur-Cohnova testu stability v prostředí Matlab.

```
1 %% Příklad testování stability filtru
2
3 % koeficienty polynomu ve jmenovateli
4 a = [ 5, 11.2, 5.44, -0.384, -2.3552, -1.2288];
5 disp('Polynom:'); disp(poly2str(a, 'z'))
6
7 disp('Kontrola pomocí kořenu polynomu:');
8 zx = roots(a);
9 if( all( abs( zx) < 1))
10     disp('System je stabilní')
11 else
12     disp('System je nestabilní nebo na mezí stability');
13 end
14
15 disp(' '); disp('Kontrola pomocí Schur-Cohn:');
16 ma = zeros( length(a)-1,length(a));
17 ma(1,:) = a/a(1);
18 for( k = 1:length(a)-2)
19     aa = ma(k,1:end-k+1);
20     bb = fliplr( aa);
21     ma(k+1,1:end-k+1) = (aa-aa(end)*bb)/(1-aa(end)^2);
22 end
23
24 if( all( abs( diag( ma.'))))
25     disp('System je stabilní')
26 else
27     disp('System je nestabilní nebo na mezí stability');
28 end
```

Výpis C.3: Příklad implementace první kanonické formy v jazyce C.

<code>// první kanonická forma</code>	1
<code>short fxdf2t(short coef[][5], short sample)</code>	2
<code>{</code>	3
<code> static int v1[SECTIONS] = {0,0}, v2[SECTIONS] = {0,0};</code>	4
<code> int x, y, accu;</code>	5
<code> short k;</code>	6
 	7
<code> x = sample;</code>	8
<code> for(k = 0; k < SECTIONS; k++){</code>	9
<code> accu = v1[k] >> 1;</code>	10
<code> y = _sadd(accu, _smpy(coef[k][0], x));</code>	11
<code> y = _sshl(y, 1) >> 16;</code>	12
 	13
<code> accu = v2[k] >> 1;</code>	14
<code> accu = _sadd(accu, _smpy(coef[k][1], x));</code>	15
<code> accu = _sadd(accu, _smpy(coef[k][2], y));</code>	16
<code> v1[k] = _sshl(accu, 1);</code>	17
 	18
<code> accu = _smpy(coef[k][3], x);</code>	19
<code> accu = _sadd(accu, _smpy(coef[k][4], y));</code>	20
<code> v2[k] = _sshl(accu, 1);</code>	21
 	22
<code> x = y;</code>	23
<code> }</code>	24
<code> return(y);</code>	25
<code>}</code>	26

D Obsah elektronické přílohy

Elektronická příloha je často nedílnou součástí semestrální nebo závěrečné práce. Vkládá se do informačního systému VUT v Brně ve vhodném formátu (ZIP, PDF ...).

Nezapomeňte uvést, co čtenář v této příloze najde. Je vhodné okomentovat obsah každého adresáře, specifikovat, který soubor obsahuje důležitá nastavení, který soubor je určen ke spuštění, uvést nastavení kompilátoru atd. Také je dobře napsat, v jaké verzi software byl kód testován (např. Matlab 2018b). Pokud bylo cílem práce vytvořit hardwarové zařízení, musí elektronická příloha obsahovat veškeré podklady pro výrobu (např. soubory s návrhem DPS v Eagle).

Pokud je souborů hodně a jsou organizovány ve více složkách, je možné pro výpis adresářové struktury použít balíček `dirtree`.

```
/ .....kořenový adresář přiloženého archivu
├── logo .....loga školy a fakulty
│   ├── BUT_abbreviation_color_PANTONE_EN.pdf
│   ├── BUT_color_PANTONE_EN.pdf
│   ├── FEEC_abbreviation_color_PANTONE_EN.pdf
│   ├── FEKT_zkratka_barevne_PANTONE_CZ.pdf
│   ├── UTKO_color_PANTONE_CZ.pdf
│   ├── UTKO_color_PANTONE_EN.pdf
│   ├── VUT_barevne_PANTONE_CZ.pdf
│   ├── VUT_symbol_barevne_PANTONE_CZ.pdf
│   └── VUT_zkratka_barevne_PANTONE_CZ.pdf
├── obrazky .....ostatní obrázky
│   ├── soucastky.png
│   ├── spoje.png
│   ├── ZlepseneWilsonovoZrcadloNPN.png
│   └── ZlepseneWilsonovoZrcadloPNP.png
├── pdf .....pdf stránky generované informačním systémem
│   ├── student-desky.pdf
│   ├── student-titulka.pdf
│   └── student-zadani.pdf
├── text .....zdrojové textové soubory
│   ├── literatura.tex
│   ├── prilohy.tex
│   ├── reseni.tex
│   ├── uvod.tex
│   ├── vysledky.tex
│   ├── zaver.tex
│   └── zkratky.tex
├── sablona-obhaj.tex .....hlavní soubor pro sazbu prezentace k obhajobě
├── sablona-prace.tex .....hlavní soubor pro sazbu kvalifikační práce
└── thesis.sty .....balíček pro sazbu kvalifikačních prací
```