



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

KATEDRA TEORIE OBVODŮ

Diplomová práce

**Možnosti využití termoelektrických generátorů (TEG)
pro generování elektrické energie živými objekty**

Štěpán Remeš

vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika
obor: Lékařská technika

Praha, květen 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Remeš** Jméno: **Štěpán** Osobní číslo: **434828**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra kybernetiky**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**
Specializace: **Lékařská technika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Možnosti využití termoelektrických generátorů (TEG) pro generování elektrické energie živými objekty

Název diplomové práce anglicky:

Possibilities of Thermoelectric Generators (TEG) for Producing of Electrical Energy by Vital Subjects

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou termoelektrických generátorů a možnostmi jejich využití pro generování elektrické energie.
2. Navrhněte a realizujte zařízení umožňující získávání elektrické energie ze živých objektů.
3. Ověřte funkci realizovaného zařízení.
4. Proveďte sérii vzorových měření a diskutujte praktickou využitelnost realizovaného termoelektrického generátoru v reálných podmínkách.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Leonov V. Thermoelectric Energy Harvesting of Human Body Heat for Wearable Sensors. IEEE Sensors Journal. 2013;13(6):2284-91.
- [2] Myers A, Hodges R, Jur JS. Human and environmental analysis of wearable thermal energy harvesting. Energy Conversion and Management. 2017;143:218-26.
- [3] Chen J, Li K, Liu C, Li M, Lv Y, Jia L, et al. Enhanced Efficiency of Thermoelectric Generator by Optimizing Mechanical and Electrical Structures. Energies. 2017;10(9):1329.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Jan Havlík, Ph.D., katedra teorie obvodů FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **10.01.2020**

Termín odevzdání diplomové práce: 12.5.2020

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2021**


Ing. Jan Havlík, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce


doc. Ing. Tomáš Svoboda, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry


prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

12.5.2020
Datum převzetí zadání


Podpis studenta

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne _____

_____ podpis

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D., za trpělivost, věnovaný čas, motivaci, cenné rady a za ochotu ve složité situaci při vypracování mé diplomové práce. Taktéž bych rád poděkoval mé rodině za podporu v průběhu celého studia.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá analýzou možností využití termoelektrického generátoru pro generování elektrické energie z odpadního tepla živých objektů. Součástí práce je návrh a realizace zařízení, díky kterému je možné ověřit vlastnosti generátoru a zaznamenat jeho okamžitý výkon, společně s daty o pohybu sledovaného subjektu. Zaznamenaná data jsou následně podrobena analýze, za účelem zjištění co má rozhodující vliv na množství generované energie. Po provedené analýze je diskutována využitelnost takového zařízení v praxi.

V další části práce je navrženo, sestrojeno a otestováno zařízení, které transformuje malé vstupní napětí na vyšší a umožňuje tak využití termoelektrického generátoru v praxi. Zároveň je zde na základě naměřených dat v předchozí části navržený software počítající kroky, který by mohl být v budoucnu u tohoto zařízení použit.

V závěru práce jsou diskutovány vlastnosti, výhody a nevýhody testovaného termoelektrického generátoru.

Abstract

The aim of this diploma thesis is to analyze possibilities of use of thermoelectric generator to generate electric energy from waste heat of living objects. Part of the thesis is design and realization of device that makes possible to verify properties of generator and store data about generated power with data about movement of monitored subject. Stored data are analyzed in order to realize, what the main factor on amount of generated energy is. Based on the analysis is discussed the practical realization of the device.

In the next part of diploma thesis is designed, realized and tested device, which is able to transform low input voltage to higher output voltage and make thermoelectric generator usable in practice. There is also presented designed software, based on data analysis from previous part, for counting steps. This software could be used for future use of this setup.

The end of this thesis contains discussion about properties, advantages and disadvantages of tested thermoelectric generator.

Obsah

1. Úvod.....	1
2. Teoretický úvod - Možnosti získávání elektrické energie z lidského těla.....	3
2.1 Proudění krve	3
2.2 Chůze	5
2.3 Teplo - Termoelektrický (Seebeckův – Peltierův) jev.....	7
2.3.1 Seebeckův jev.....	7
2.3.2 Peltierův jev	8
2.3.3 Peltierův článek.....	9
2.3.4 Průchod elektrického proudu Peltierovým článkem	10
2.3.5 Generování elektrické energie.....	11
2.3.6 Použití	12
2.4 Shrnutí.....	13
3. Praktická část – testovací modul	15
3.1 Návrh	16
3.1.1 Hardware	17
3.1.2 Software.....	21
3.2 Měření a zpracování dat.....	22
3.2.1 Analýza dat – klid	22
3.2.2 Analýza dat – chůze	23
3.2.3 Analýza dat - běh	29
3.2.4 Analýza dat – jízda na rotopedu	34
3.2.5 Analýza dat – běžné nošení	35
3.3 Využití.....	36
3.4 Shrnutí.....	37
4. Experimentální zařízení	39
4.1 Hardware.....	39
4.1.1 Step-up konvertor	39
4.1.2 Transformátor	40
4.1.3 Návrh plošného spoje	41
4.1.4 Kondenzátory	43
4.2 Ověření funkčnosti	43
4.3 Zpracování akcelerometrických dat - krokoměr	45
4.3.1 Princip	45
4.4 Shrnutí.....	47

5. Závěr	49
Použitá literatura	51

Seznam obrázků

Obrázek 1: Návrh cívky s permanentními magnety okolo tepny [22]	4
Obrázek 2: a) Hřídél s několika permanentními magnety b) Dutá trubička uvnitř několika cívek	5
Obrázek 3: Generátor na principu pohyblivých magnetů okolo osy otáčení, které kmitají v okolí cívky umístěné mezi magnety [8]	6
Obrázek 4: Příklad PVDF filmu stlačeného mezi dva protikusy [17]	6
Obrázek 5: Zahřívání spoje dvou vodičů s různými Seebeckovými koeficienty S_A a S_B (upravený obrázek z [15])	7
Obrázek 6: Průchod elektrického proudu skrze dva spoje s různými Seebeckovými koeficienty (upravený obrázek z [16])	8
Obrázek 7: Peltierův článek s popisem v elektrickém obvodu [16]	10
Obrázek 8: Způsoby zapojení Peltierových článku, běžné zapojení v sérii vlevo a sériové zapojení v kaskádě vpravo (upravené obrázky z [16])	10
Obrázek 9: Zapojení Peltierova článku jako chladícího prvku (upravený obrázek z [34]) ..	11
Obrázek 10: Ukázka zapojení pro generování elektrické energie, červenou je značena strana kde je nutné teplo dodávat, modře značeno, kde je nutné teplo odebírat, aby docházelo ke generování (upravený obrázek z [34])	11
Obrázek 11: Schéma zapojení	16
Obrázek 12: Graf závislosti generovaného výkonu na odporu	18
Obrázek 13: Voltampérová charakteristika testovaného termoelektrického generátoru ..	18
Obrázek 14: Modul MPU92/65 s akcelerometrem, gyroskopem, magnetometrem, teploměrem a tlakoměrem [25]	19
Obrázek 15: Step-up konvertor pro napájení Arduina [6]	19
Obrázek 16: SD modul pro Arduino [35]	20
Obrázek 17: Arduino Nano s označenými výstupy [31]	20
Obrázek 18: Záznam generovaného výkonu v klidu	22
Obrázek 19: Záznam generovaného výkonu za chůze s přestávkami	23
Obrázek 20: Zrychlení s vytvořenou obálkou	24
Obrázek 21: Grafické znázornění výkonu s informací o pohybu či klidu	24
Obrázek 22: Na základě informace o pohybu z obrázku 21 jsou data o výkonu barevně rozdělena podle toho, zda byla generována v klidu či v pohybu	25
Obrázek 23: Histogramy z náhodně vybraných hodnot: Vlevo náhodný výběr z naměřených výkonů v klidu, vpravo náhodný výběr z naměřených dat při vykonávání fyzické aktivity	26
Obrázek 24: Krabicový graf: vlevo z náhodně vybraných dat z množiny naměřené v klidu, vpravo z náhodně vybraných dat z množiny při vykonávání fyzické aktivity ..	26

Obrázek 25: Histogramy z náhodně vybraných hodnot: Vlevo náhodný výběr z naměřených výkonů v klidu, vpravo náhodný výběr z naměřených dat při vykonávání fyzické aktivity.....	27
Obrázek 26: Krabicový graf: vlevo z náhodně vybraných dat z množiny naměřené v klidu, vpravo z náhodně vybraných dat z množiny při vykonávání fyzické aktivity	28
Obrázek 27: Ukázkový průběh generovaného výkonu při běhu společně s vypočteným zrychlením.....	29
Obrázek 28: Vytvořená obálka k vypočteným zrychlením.....	30
Obrázek 29: Na základě informace o pohybu podobně jako je tomu na obrázku 18 jsou data	30
Obrázek 30: Histogramy z náhodně vybraných hodnot: Vlevo náhodný výběr z naměřených výkonů v klidu, vpravo náhodný výběr z naměřených dat při vykonávání fyzické aktivity.....	31
Obrázek 31: Krabicový graf: vlevo z náhodně vybraných dat z množiny naměřené v klidu, vpravo z náhodně vybraných dat z množiny při vykonávání fyzické aktivity	31
Obrázek 32: Grafické znázornění výkonu označeného jako v pohybu s proloženým polynomem třetího stupně a vyznačenými body pro další použití	32
Obrázek 33: Výkon vymezený body z předchozího obrázku a proložený polynomem prvního stupně	33
Obrázek 34: Ukázkový graf z naměřených dat při jízdě na rotopedu s již vyznačenými výkony při jízdě a v klidu	34
Obrázek 35: Záznam delší než 2h z běžného nošení se znázorněním zrychlení a naměřenými výkony.....	35
Obrázek 36: Uvnitř červeně ohraničené oblasti je znázorněna vnitřní struktura LTC3108 (upravený obrázek z[4])	40
Obrázek 37: Vzhled použitého transformátoru [7].....	40
Obrázek 38: Schéma zapojení LTC3108 v obvodu [4].....	41
Obrázek 39: Návrh zapojení plošného spoje	42
Obrázek 40: Výstupy LTC3108 [4]	42
Obrázek 41: Návrh plošného spoje pro vyfrézování.....	42
Obrázek 42: Naměřené hodnoty výstupního napětí a výstupního proudu při změně odporu na výstupu za různých vstupních napětí (uvedena v legendě)	44
Obrázek 43: Napětí na vstupu s kondenzátorem C1, C2 a sekundárním vinutí (číslováno podle obrázku 38), při frekvenci 20kHz, při výstupním napětí 1,77 V.....	45
Obrázek 44: Typický průběh při chůzi při použití napsaného klouzavého průměru	46
Obrázek 45: Detail obrázku 44, kde je možné vidět velkou podobnost mezi jednotlivými kroky.....	47

1. Úvod

Cílem diplomové práce je obeznámení s problematikou takzvaného energy harvesting se zaměřením na živé objekty, konkrétně lidi. Energy harvesting jako takový je poměrně nová disciplína, zabývající se získáváním malých množství odpadní energie a přeměňování této energie na energii elektrickou. Jde o malé zdroje energie, ideálně k napájení senzorů nebo zálohování této energie. Energy harvesting je v podstatě podmnožinou obnovitelných zdrojů energie. [3]

V této práci je hned ve druhé kapitole nastíněno několik způsobů energy harvestingu z lidského organismu. [9][12]

Ve druhé kapitole budou v krátkosti popsány, jak již existující způsoby získávání elektrické energie z živých objektů, tak způsoby, které jsou stále ve vývoji. Největší pozornost bude věnována termoelektrickým generátorům a termoelektrickému jevu, který je hlavním tématem této práce. V následující třetí kapitole je popsána samotná realizace společně s testováním Termo-Elektrických Generátorů (TEG). Na základě těchto zjištění bylo sestrojeno zařízení, které je popsáno v kapitole čtvrté.

Hlavním důvodem, proč jsem si vybral toto téma je fakt, že se mi velmi líbí myšlenka energy harvestingu. Obecně se mi líbí myšlenka s obnovitelnými energetickými zdroji. Přestože nedosahují zatím takové efektivity jako tepelné elektrárny, je úžasná představa, že v budoucnu by bylo možné získávat elektřinu i jinak, než pálením fosilních paliv, nebo štěpením jádra. Na opačné straně je zase nespočet kilometrů čtverečných, v současné době zastavěných solárními panely, což se mi taktéž nelíbí. Sice se jedná o obnovitelný zdroj energie, ale v takové míře mi na tom nepřipadá nic sympatického. To mě ještě před samotným výběrem tohoto tématu donutilo vyhledávat zdroje informací o alternativách, odkud je možné elektrickou energii čerpat. Možností v současné době existuje mnoho: větrné elektrárny, vodní turbíny, generování elektrické energie z vln, termoelektrické generátory a další. Ovšem v současnosti je naše krajina přehlcená solárními elektrárnami, zřejmě z důvodu rychlé návratnosti.

Dalším aspektem pro výběr tohoto tématu bylo, že jsem vášnivý sportovec. Ať už závodní sportování nebo rekreační turistika. Velmi rád trávím čas v přírodě a to klidně i

několik dní v kuse, bez elektrického proudu. Většinou je pak nutné vyhledat camp s možností připojení se k elektrické síti, nebo si s sebou vzít power-banky nebo něco, co bude elektřinu vyrábět (malý solární panel). A opět jsme u otázky, kterou jsem si kladl výše: „Jaké jsou všechny dostupné zdroje obnovitelné energie, kromě solární? “ A nyní ještě v kombinaci s tím, že by tento zdroj měl být dostupný při sportu či při turistice.

Toto všechno se skvěle sešlo při výběru mé diplomové práce, kdy se mi naskytla příležitost zkonstruovat si zařízení, které bude využívat jakožto zdroj elektrické energie odpadní lidské teplo díky termoelektrickému článku. V práci bude podrobně popsáno, na čem závisí množství generované energie a kolik energie je možné generovat.

2. Teoretický úvod - Možnosti získávání elektrické energie z lidského těla

Jelikož tělo jako takové není ideální, co se energie týče, lidé vymýšlí způsoby, jakými lze energii z lidského organismu získávat, aniž by došlo k omezení funkce lidského organismu. V této kapitole budou popsány různé existující metody, nebo metody ve vývoji, které by nás nijak neomezovaly, a přesto by bylo možné generovat zajímavé množství energie. Hlavní pozornost bude věnována získávání energie z odpadního tepla a jeho praktickému využití.

Na závěr této kapitoly bude provedeno shrnutí jednotlivých možností získávání elektrické energie z živých objektů.

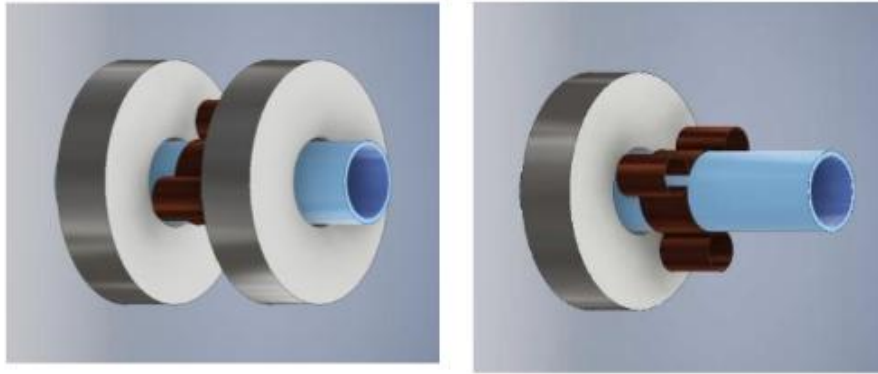
2.1 Proudění krve

Obecně by tato metoda mohla mít obrovské využití v nabíjení implantovaných zařízení jako například kardiostimulátorů a podobně.

V současné době probíhají experimenty dvou metod využívající energii z proudění krve.

První metoda využívá mikro turbíny umístěné přímo uvnitř krevního řečiště a energii z průtoku krve pomocí turbíny přeměňuje na energii elektrickou. Na výzkumu nyní pracují čínští vědci z Fudanské Univerzity v Šanghaji [36][20]. Hlavním problémem, který se nedaří vyřešit, aby mohlo být zařízení uvedeno v praxi, je srážení krve.

Druhá metoda pochází z Kyperské univerzity v Nicosii, kde jsou okolo tepny umístěny paralelně 2 prstencové magnety. Mezi tyto magnety je umístěna cívka (vodič omotaný okolo tepny) a na této cívce jsou menší okruhy. To proto, aby se mohla tepna roztahovat a smršťovat. Jelikož je magnetické pole ve směru tepny a cívka obklopující tuto tepnu mezi dvěma magnety se roztahuje a smršťuje vlivem proudění krve v tepně, dochází ke generování střídavého napětí úměrné rychlosti, s jakou se tepna roztahuje a smršťuje. Návrh takové cívky je vidět na obrázku 1. Modrou barvou je znázorněna tepna, červenou barvou je vykreslena cívka a šedou barvou jsou pak znázorněny permanentní magnety.

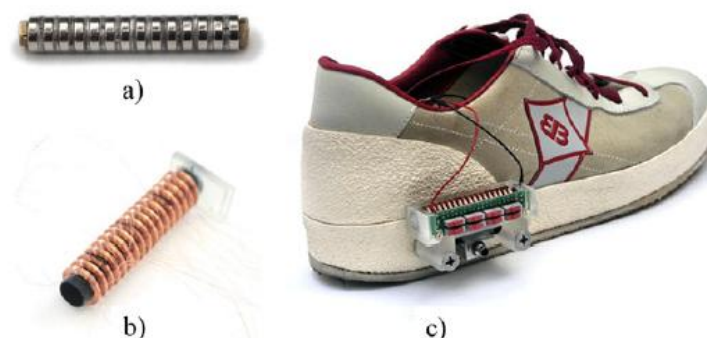


Obrázek 1: Návrh cívky s permanentními magnety okolo tepny [22]

Obě tyto metody se jeví jako vhodný pasivní zdroj elektrické energie z našeho těla. V obou případech však dochází k invazivnímu zákroku, jakým bude toto zařízení implantováno a zároveň obzvláště v prvním případě dochází k narušení průtoku v krevním řečišti, což může způsobit různé zdravotní komplikace.

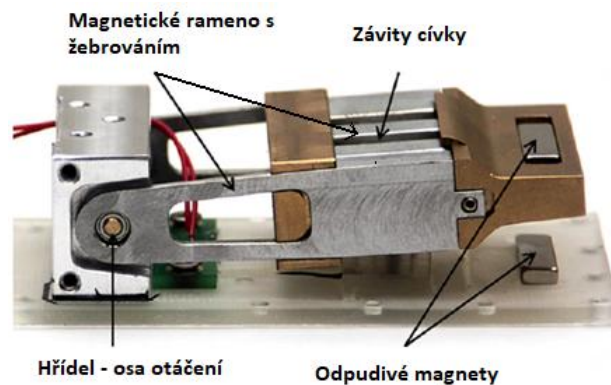
2.2 Chůze

Pro získávání energie z lidské chůze existuje hned několik metod. Pro přímo takzvané wearable device, se využívá buď magnetické indukce, nebo piezoelektrického jevu. V případě magnetické indukce existují hned 2 mechanismy. První se skládá z několika pevně uchycených cívek ať už vně nebo uvnitř boty. Uvnitř cívek se nachází pohyblivá hřídel, která se skládá z několika magnetických částí a meziprostorů. Tyto magnetické části jsou k sobě obráceny souhlasnými póly. Pokud poté dochází k pohybu boty, hřídel se uvnitř závitů cívek pohybuje a dochází ke generování energie (s frekvencí chůze). Z toho důvodu se celé zařízení skládá z více magnetů a několika cívek, aby docházelo k několikanásobným změnám a vyššímu generování energie. S tímto modulem je podle výzkumu možné generovat průměrný výkon mezi 0,2-0,8 mW v závislosti na intenzitě pohybu [8]. Příklad takového zařízení lze vidět na obrázku 2 níže.



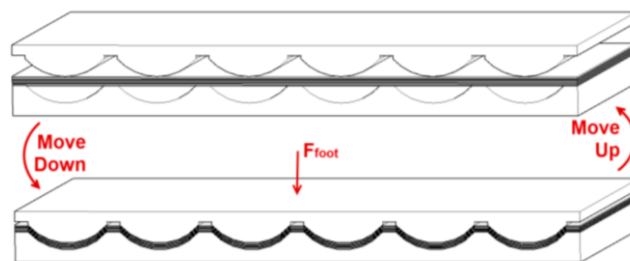
Obrázek 2: a) Hřídel s několika permanentními magnety b) Dutá trubička uvnitř několika cívek c) Hřídel s magnety je již uvnitř duté trubičky s několika cívkami s připevněním k botě [8]

Další možností je sestavit jakýsi „magnetové žebrování“ kde jednotlivé proužky magnetu budou zasouvány mezi závitů cívky. A buď na pružině, nebo dalším magnetem bude toto žebrování odtahováno od vodorovné pozice. Tímto způsobem bude generováno střídavé napětí o vysoké frekvenci (vůči předcházejícímu způsobu). Takové zařízení však nemusí být pouze v botě nebo podrážce boty, ale libovolně na těle, kdy při pohybu bude docházet k rozkmitávání pohyblivé části a tím ke generování elektrické energie. S takovým modulem je možné vygenerovat průměrný výkon mezi 1-4mW v závislosti na intenzitě pohybu [8]. Což je přibližně 5× vyšší výkon než u předchozího modulu. Příklad takového zařízení lze vidět na obrázku 3.



Obrázek 3: Generátor na principu pohyblivých magnetů okolo osy otáčení, které kmitají v okolí cívky umístěné mezi magnety [8]

Dále lze generovat energii pomocí piezoelektrických článků, kdy se využívá piezoelektrického jevu. Tedy jevu, kdy při deformaci piezoelektrického materiálu vzniká na jeho koncích piezoelektrické napětí. Pro tuto konkrétní aplikaci se využívá polyvinyliden fluorid (PVDF). Pro co nejvyšší efektivitu se tento materiál deformuje hned na několika místech pomocí 2 protikusů, které si lze představit jako zip. Mezi tyto 2 vrstvy, které do sebe jinak dokonale zapadají, je vložen rovný PVDF a vždy, když dojde ke stlačení, generuje se na PVDF elektrické napětí. S takovým modulem lze podle testování z [17] generovat za chůze 3mW. Jedná se o špičkovou hodnotu výkonu, bohužel zde však není uvedena průměrná hodnota, která bude několikanásobně nižší.



Obrázek 4: Příklad PVDF filmu stlačeného mezi dva protikusy [17]

Bylo by dobré taktéž zmínit, že existují i speciálně upravené chodníky pro generování elektrické energie. Ty zde však nebudou nijak rozepsány, protože se nejedná o nositelnou elektroniku (wearable device). [32][26]

Jasnou výhodou výše popsaných řešení je naprostá neinvazivita. Další výhodou je, že zařízení člověka nikterak neomezuje. Obzvláště, pokud je zařízení implantováno do podrážky v obuvi.

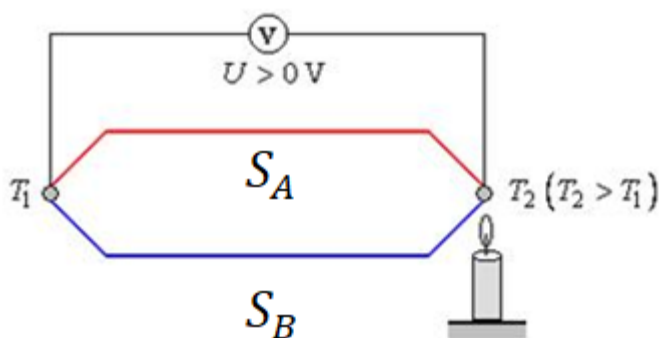
Jednoznačnou nevýhodou je, že ke generování energie dochází pouze při pohybu.

2.3 Teplo - Termoelektrický (Seebeckův – Peltierův) jev

Toto téma bude podrobně rozebráno, jelikož se jedná o hlavní součást této diplomové práce. Proto v pasážích níže bude podrobně popsán Seebeckův a Peltierův jev. Tyto jevy jsou navzájem inverzní. Dochází při nich k přeměně elektrické energie na tepelnou a naopak.

2.3.1 Seebeckův jev

Jako první byl objeven v roce 1821 Thomasem Johannem Seebeckem jev, který po něm byl následně pojmenován. Zjistil, že pokud vytvoříme obvod pomocí spojení dvou různých kovů ve dvou místech, jak můžeme vidět na obrázku 5, můžeme mezi zahřátým a nezahřátým spojem měřit nenulové termoelektromotorické napětí. Běžně se mu však říká termoelektrické napětí. S rostoucím rozdílem teplot těchto dvou konců roste i velikost vzniklého napětí. Obecný vztah pro výpočet generovaného napětí lze napsat jako $\Delta U = \int_{T_1}^{T_2} (S_B(T) - S_A(T)) dT$. Tento vztah je vhodné používat při vysokých rozdílech teplot v řád stovek Kelvinů. Do rozdílu desítek Kelvinů je možné si tento vztah zjednodušit a lze zapsat vztahem ve tvaru $\Delta U = (S_B - S_A)(T_2 - T_1) = \alpha_{1,2} \Delta T$, kde S_B, S_A jsou Seebeckovy (termoelektrické) koeficienty charakteristické pro konkrétní kov a ΔT je rozdíl teplot na obou koncích udávaný v Kelvinech.



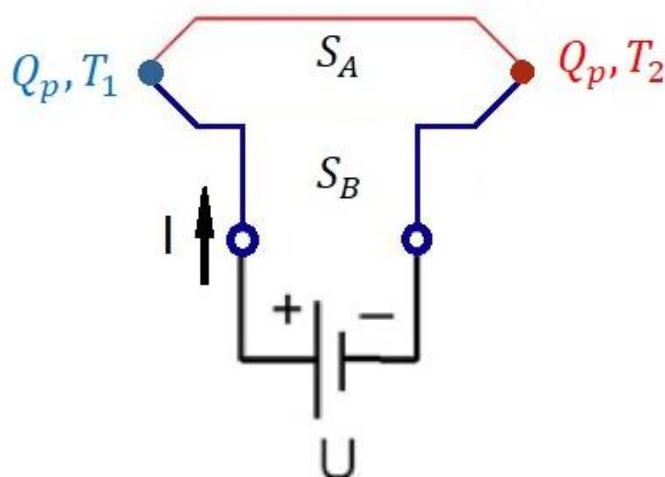
Obrázek 5: Zahřívání spoje dvou vodičů s různými Seebeckovými koeficienty S_A a S_B (upravený obrázek z [15])

V této části bylo čerpáno z [21][15].

2.3.2 Peltierův jev

Jeanem Charlesem Athanase Peltierem byl objeven jev inverzní k Seebeckovu jevu. A to jev, kdy při průchodu elektrického proudu Seebeckovým obvodem dochází ke změnám teplot na spojích dvou různých kovů. Krom již známého vlivu Joulova tepla, které se uvolňuje při průchodu elektrického proudu vodičem, se zde přidává také Peltierovo teplo (značeno Q_p).

Pro vysvětlení principu je třeba mít na paměti, že stejnosměrný proud, procházející obvodem bude mít na obou spojích stejnou velikost. Avšak elektrony procházející z jednoho kovu do druhého, mají na obou spojích jinou výstupní práci. Tu budou muset vykonat kvůli elektrickému poli, které vzniká na spoji dvou různých kovů. Pokud bude pro daný spoj výstupní práce (kterou budou muset elektrony na rozhraní vykonat) vyšší, budou si elektrony chybějící energii brát z okolního tepla. Naopak na spoji, kde bude výstupní práce nižší a elektrony budou tak snadněji přecházet do druhého kovu, budou muset část své energie odevzdat opět formou tepla. To vše pro zachování stejné velikosti proudu ve všech částech obvodu. Rozhodujícím faktorem, jak moc se tento jev uplatní je, jakou mírou jsme schopni teplo ze zahřívajícího konce odebírat (tím pádem druhý spoj se bude stejnou intenzitou ochlazovat) nebo naopak jak dokážeme dodávat teplo k ochlazenému konci (a druhý spoj se bude se stejnou intenzitou zahřívát).



Obrázek 6: Průchod elektrického proudu skrze dva spoje s různými Seebeckovými koeficienty (upravený obrázek z [16])

Na obrázku 6 výše lze vidět základní obvod. Pokud bude obvodem protékat elektrický proud, na spoji označeném modře bude teplo odebíráno a stejně velké teplo bude na

červeném spoji vyzařováno. Při otočení polarity napětí a tedy i směru proudu by se ochlazování změnilo na zahřívání a zahřívání na ochlazování.

Pro toto vyzařované teplo do okolí (nebo odnímané teplo z okolí) byl empiricky odvozen vztah ve tvaru $Q_p = \Pi \cdot I \cdot T$, kde Π je Peltierův součinitel a ze vztahu je patrné, že se jedná o hodnotu udávající množství tepla, které se na rozhraní dvou kovů uvolní či pohltí za jednu sekundu při průchodu elektrického proudu 1 A.

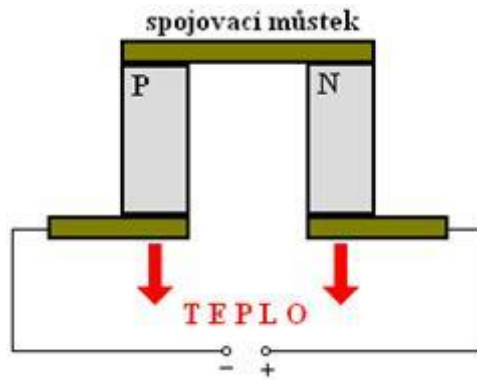
Pro umocnění Seebeckova-Peltierova jevu se využívá namísto kovů polovodičů typu P a N. Rozdíl u těchto dvou druhů polovodičů je pouze v teplotním gradientu. Zatímco polovodič typu N se bude nejvíce ohřívat u kladné elektrody a u elektrody záporné bude naopak teplo odebírat. Polovodič typu P se bude zahřívát u záporné elektrody a teplo bude odebírat na kladné elektrodě.

Pro zvýšení efektivity tohoto jevu se využívá specifických polovodičových materiálů a to bismut-telluridů. Pro polovodiče typu P, Bi-Sb-Te (Bismut-antimon-tellur) a pro polovodiče typu N, Bi-Te-Se (Bismut-tellur-selen). Hlavním důvodem využití těchto materiálů jsou výborné termoelektrické vlastnosti. Mají nízký měrný elektrický odpor a nízký součinitel tepelné vodivosti. Jak již bylo zmíněno, generovaná napětí jsou v řádu mV a proto je vhodné pro generování elektrické energie zvolit materiály s nejnižším možným odporem a stejně tak s dobrým tepelným přenosem pro vytvoření tepelného gradientu.

V této části bylo čerpáno z [21][14].

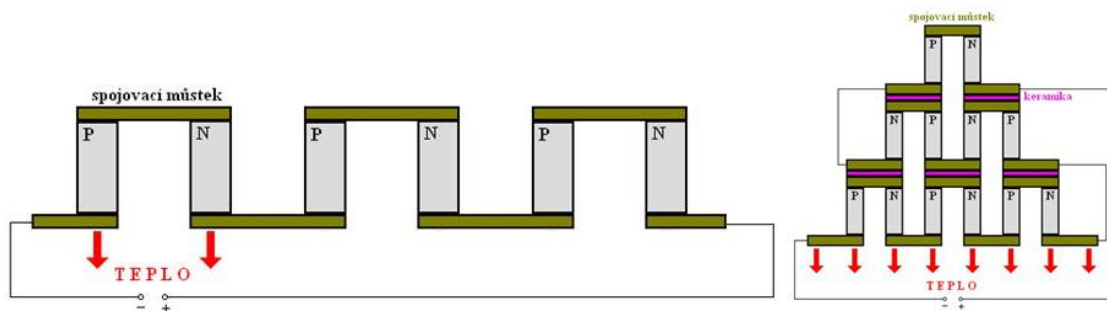
2.3.3 Peltierův článek

Na základě vědomostí z předchozí části byl vytvořen Peltierem článek, který byl po něm i následně pojmenován. Peltierův článek využívá obou zmíněných polovodičů a jejich vlastností. Polovodiče mají charakteristické zapojení, jak můžeme vidět na obrázku 7. Hlavním důvodem využití obou těchto polovodičů za přítomnosti spojovacího můstku je zvýšení účinnosti. Obvykle je spojovací můstek tvořen měděným plíškem pro jeho vynikající vlastnosti, co se týče pájení a tepelné vodivosti.



Obrázek 7: Peltierův článek s popisem v elektrickém obvodu [16]

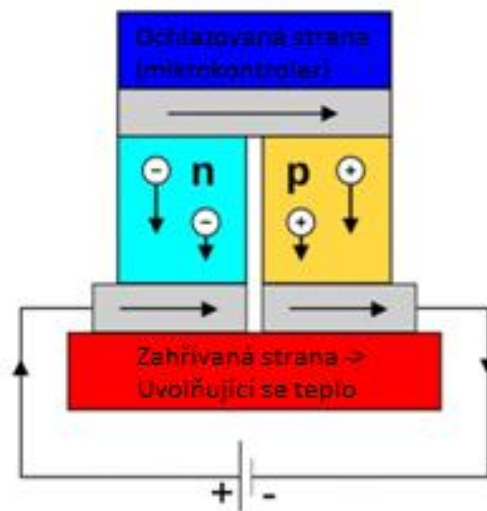
Jeden takto specificky zapojený článek generuje zanedbatelné napětí. Proto se v praxi zapojují do různých struktur tak, aby bylo dosaženo maximální účinnosti. Taková struktura obsahuje desítky až stovky Peltierových článků. Běžně se využívá sériového zapojení článků. Pro ilustraci část této struktury lze vidět na obrázku 8 vlevo. Další zapojení, kterého se využívá, je takzvané kaskádové zapojení. Jedná se o běžné sériové zapojení, pouze v několika vrstvách, jak lze vidět na obrázku 8 vpravo.



Obrázek 8: Způsoby zapojení Peltierových článků, běžné zapojení v sérii vlevo a sériové zapojení v kaskádě vpravo (upravené obrázky z [16])

2.3.4 Průchod elektrického proudu Peltierovým článkem

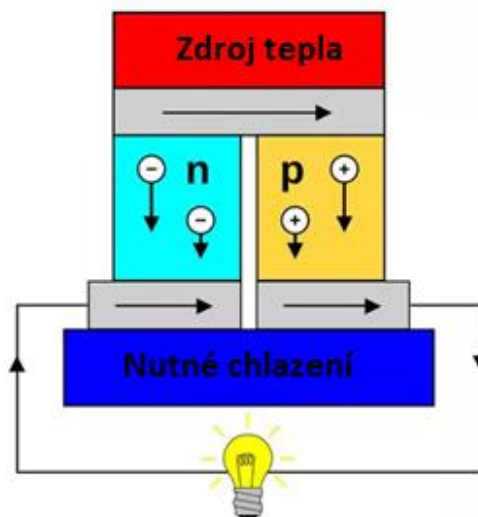
Jak bylo popsáno v teoretickém úvodu, pokud Peltierovým článkem prochází elektrický proud, dochází na jedné straně k ohřevu a na druhé k ochlazování. Standardně se však vlastnost ohřevu jedné strany článku nevyužívá, pro tyto účely se obvykle využívá Jouleova tepla. Z praktického hlediska je mnohem zajímavější vlastnost, díky níž je možné jeden z konců ochladit. Přestože zdaleka nedosahuje takové účinnosti jako například chladicí zařízení u ledniček, nalézá své uplatnění díky své velikosti. Takové články lze využít při chlazení drobnější elektroniky. Pokud však chceme například chladit mikrokontroler, tzn. odebírat z něj teplo, je zapotřebí z opačné strany, která se bude zahřívat, teplo odebírat.



Obrázek 9: Zapojení Peltierova článku jako chladícího prvku (upravený obrázek z [34])

2.3.5 Generování elektrické energie

Ke generování elektrické energie z teplotního rozdílu se využívá taktéž Peltierova článku, ale již zmíněného Seebeckova jevu. Tedy pokud jednu stranu Peltierova článku budeme ohřívat a druhou stranu budeme ochlazovat, vznikne rozdíl napětí. Tento napěťový rozdíl se bude zvětšovat s rostoucím rozdílem teplot.



Obrázek 10: Ukázka zapojení pro generování elektrické energie, červenou je značena strana kde je nutné teplo dodávat, modře značeno, kde je nutné teplo odebírat, aby docházelo ke generování (upravený obrázek z [34])

2.3.6 Použití

- Automobilový průmysl – Jak u zážehových, tak u spalovacích motorů dochází k velkým ztrátám formou odpadního tepla. Z tohoto důvodu se v automobilovém průmyslu snaží toto teplo, které jinak odchází bez jakéhokoliv využití do okolí, nějakým způsobem využít. Jako první se o to pokusil Neild v roce 1963 [13]. Následovalo několik dalších pokusů, ale z důvodu poměrně nízké efektivity (do 10%) a vysoké ceny, nebyly nikdy tyto termoelektrické generátory uvedeny v praxi. V dnešní době je však cena těchto generátorů řádově nižší a stejně tak s vývojem technologií roste i jejich efektivita. Z těchto důvodů a s tím, že se na jejich vývoji stále pracuje, lze předpokládat, že budou uvedeny v praxi. [23]
- Kombinovaná výroba tepla a elektřiny – Běžně využívaná technologie, kdy je připevněn ke kotli ať už na pevná, kapalná či plynná paliva TEG, který přeměňuje odpadní teplo na elektrickou energii. Teplotní rozdíly zde můžou dosahovat až několik stovek stupňů Celsia [23]. Například na VUT v Brně jsou realizovány termoelektrické generátory pro malá spalovací zařízení. [19]
Této technologii stejně tak lze využít u chladících věží, kde dochází k velkým ztrátám již odpadního tepla. Přestože například u jaderných elektráren je vznikající teplo v podstatě zdrojem elektrické energie, odchází velké množství tohoto tepla bez dalšího využití volně do okolí. V takovém případě se opět nabízí využití TEG. [27]
- Energy Harvesting – V tomto případě se využívá velmi malých teplotních rozdílů a velmi tenkých či malých TEGů. Jednoduchým příkladem může být dálkově ovladatelný radiátor, jehož ovládání je v hlavici, která je napájena jednotkou TEG v době, kdy se topí [24]. V ten moment je velký teplotní rozdíl mezi proudící kapalinou a okolním prostředím.
- Geotermální energie – Existují i pokusy o využití geotermální energie, která by byla pomocí TEG transformována na elektrickou. Hlavní výhodou TEG je v tomto případě jeho velmi dlouhá životnost a přímá konverze z tepla na elektřinu. [18]

2.4 Shrnutí

Důležité je zmínit, že způsoby, jakými lze získávat přímo z lidského těla energii, jsou v počátcích. Úzce souvisí s rozvojem nanomateriálů a nanosoučástek, jako například tranzistorů v procesorech. S tímto vývojem bude stále reálnější vytvářet zařízení, která budou fungovat uvnitř organismu nebo dokonce generovat energii. Z tohoto důvodu jsou zařízení čerpající energii z proudění krve stále ve vývoji, jelikož se jedná o poměrně novou možnost, která se naskytla díky novým materiálům a technologiím. [5]

Zatímco generování z lidské chůze využívá technologie, která je známá už desítky let. Že se stále nevyužívá v praxi je zřejmě snížení komfortu nebo v případě piezoelektrických materiálů náročnost výroby a následně nízká efektivita. Zároveň je nutné pro generování energie vykonávat fyzickou aktivitu, což opět ubírá na jeho efektivitě z pohledu množství energie, kterou bylo možné průměrně vygenerovat za běžný den.

Proto ze všech těchto možností se jeví jako zatím nejprozkoumanější a v současné době nereálnější získávání elektrické energie z živých subjektů pomocí termoelektrických článků. Jak již bylo řečeno na počátku kapitoly, lidské tělo a těla mnoha živočichů nejsou dokonalá a generují nezanedbatelné množství odpadního tepla. Toto teplo je navíc generováno jak v pohybu, kterým je dokonce možné množství generovaného tepla zvýšit, tak v klidu. Což dělá ze všech teplokrevných živočichů potenciální pasivní zdroj elektrické energie.

Tímto by měl být shrnutý první bod zadání, a to rešerše termoelektrických generátorů s možnostmi jejich využití. Společně s tím byla vytvořena i rešerše alternativních zdrojů elektrické energie z živých organismů.

3. Praktická část – testovací modul

Pro lepší přehled byla praktická část rozdělena do dvou kapitol. Nejprve na část s modulem, na kterém byly otestovány vlastnosti TEG a následně na modul umožňující praktické využití testovaného TEG, a to generování elektrické energie pro následné použití (jako například napájení senzoru či pouze zálohování v bateriích pro pozdější využití).

V této první části zabývající se testovacím modulem bude popsáno, z čeho se testovací modul skládá, co přesně je cílem testování a jakým způsobem funguje software k záznamu i zpracování dat. Dále zde budou zmíněny některé důležité parametry použitých modulů. V další části této kapitoly budou prezentována ukázková měření s následným statistickým a grafickým zpracováním k ověření počátečních hypotéz. Čímž by měla být ověřena funkce TEG.

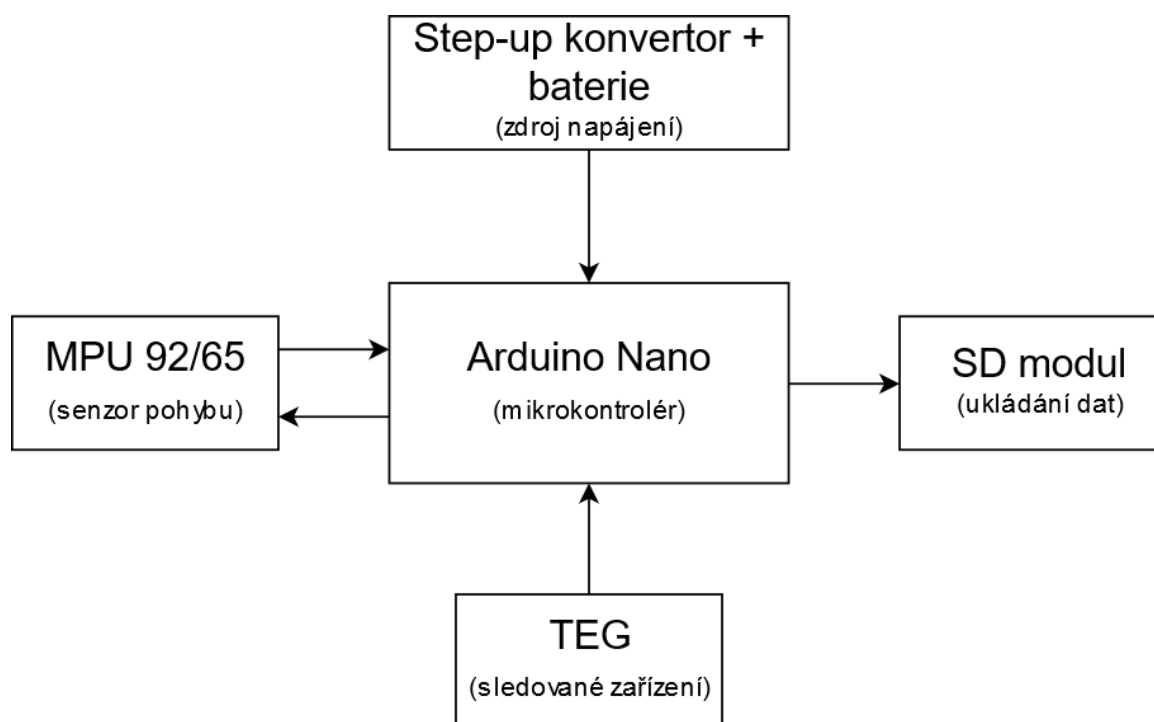
Na závěr této kapitoly bude zhodnoceno, jak by bylo možné TEG využít v praxi.

3.1 Návrh

Jak již bylo zmíněno, modul popisovaný v této kapitole slouží k měření množství generované energie v závislosti na pohybu. Sestává se z TEG, modulu Arduino Nano, modulu MPU 92/65, zdroje napájení a modulu pro SD karty. Níže budou popsány jednotlivé součásti, celý komplet a navržený software.

Celý modul bylo nutné udělat dostatečně robustní, jelikož při chůzi a běhu by mohlo dojít k poškození modulu. Tímto modulem budou snímány data o pohybu pomocí tříosého akcelerometru, o generovaném napětí na TEG a tato data budou zálohována pro pozdější zpracování. Vybrané komponenty se jeví jako dostačující pro pozdější zpracování a analýzu k určení, na čem množství generované energie opravdu závisí a čím popřípadě množství generované energie navýšit. Zároveň bude možné díky naměřeným hodnotám provést úvahu, co by TEG byl schopný napájet, popřípadě kolik TEGů by bylo potřeba pro napájení.

Na obrázku 11 lze vidět schéma návrhu zapojení, kde zároveň směr šipek určuje směr toku informace.



Obrázek 11: Schéma zapojení

3.1.1 Hardware

- **TEG**

K praktickému měření generovaného napětí z tepla lidského těla byl dodán upravený TEG. Skládá se standardně z několika desítek Peltierových článků, zapojených do série pomocí měděných můstků. Ty však oproti průmyslově vyráběným TEG nejsou umístěny mezi 2 keramické destičky, ale zality do flexibilního materiálu pro lepší přilnutí k libovolné části těla. Takto upravený TEG je přichycen k tělu pomocí gumového popruhu a spony (je velmi důležité pro uchycení zvolit elastický materiál, jelikož je TEG zpravidla umístěn na osvalené oblasti, kde se při pohybu se výrazně mění obvod a TEG by mohl sjíždět).

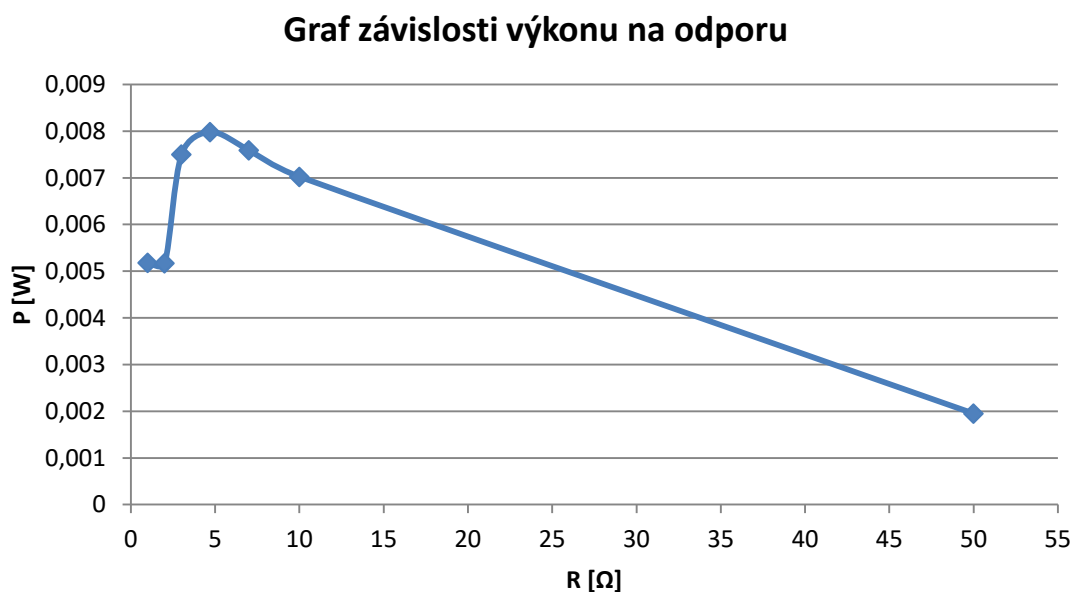
- **Zátěž**

Jedná se pouze o odpor, který bude připojen na TEG a na kterém bude měřen výkon, jaký TEG generuje. Před samotným měřením na testovacím subjektu bylo nezbytně nutné zjistit, při jaké zátěži bude generován největší výkon za stejných podmínek (za stejného rozdílu teplot na TEG). Ke zjištění tohoto údaje posloužila výkonová charakteristika. Pro sestavení výkonové charakteristiky bylo zapotřebí několika různých odporů, voltmetru a ampérmetru, pomocí kterých byl měřen proud a napětí ve stejný okamžik (pro kontrolu). K měření napětí na odporu posloužilo Arduino a pro měření proudu byl využit běžný multimetr. Ze získaných hodnot byl pomocí vzorce $P = U \cdot I$ spočten samotný výkon. Naměřené hodnoty lze vidět v tabulce níže.

$R_{nom}(\Omega)$	U(V)	I(A)	P(mW)
1	0,07	0,074	5,18
2,2	0,11	0,047	5,17
3	0,15	0,050	7,50
4,7	0,19	0,042	7,98
6,9	0,23	0,033	7,59
10	0,26	0,027	7,02
47	0,30	0,007	1,95

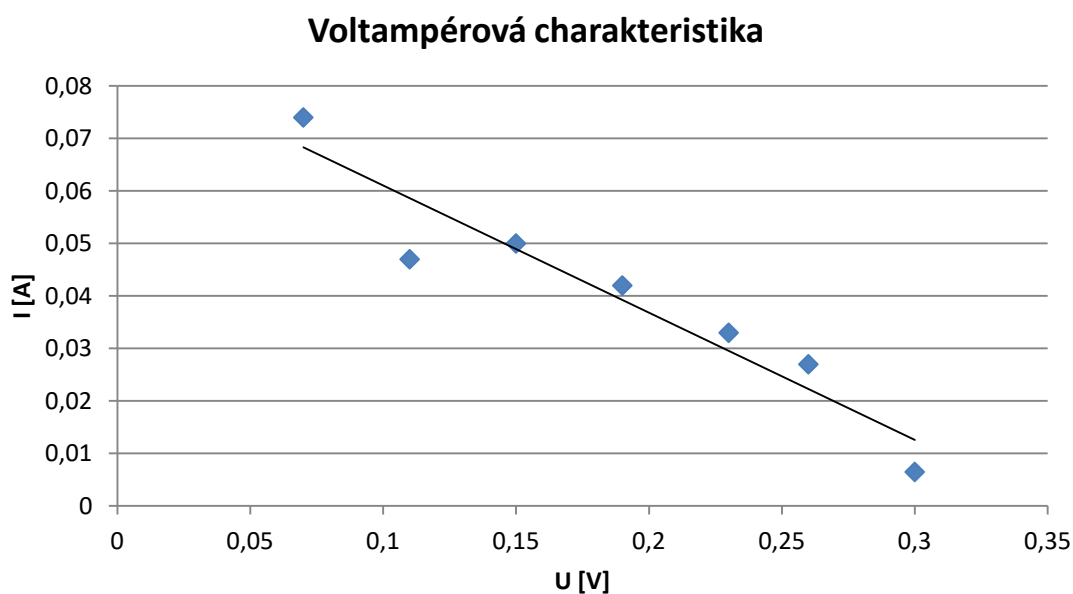
Z tabulky je už patrné, že největší výkon je generován při odporu 4,7 Ω . Na základě této tabulky byl vytvořen graf výkonové charakteristiky v závislosti na připojené zátěži pro

lepší znázornění naměřených hodnot. V charakteristickém maximum je pak patrný bod, ve kterém je výkon nejvyšší.



Obrázek 12: Graf závislosti generovaného výkonu na odporu

Dále byl na základě naměřených dat vytvořen graf znázorňující voltampérovou charakteristiku, ze které opět lze vyčíst naměřený výkon. Pokud bychom ke každému bodu sestrojili kolmici s osou x a y a spočítali plochu obdélníku, který bude tvořen těmito kolmicemi a osami, získáme hodnotu generovaného výkonu.



Obrázek 13: Voltampérová charakteristika testovaného termoelektrického generátoru

Na základě tohoto zjištění byl pro zbylé měření využit odpor 4,7 Ω.

- **Modul MPU 92/65**

Ke gumovému popruhu, kterým je připevněn TEG, je připevněn i modul MPU 92/65 o rozměrech 15×25 mm² obsahující tříosý akcelerometr, gyroskop, magnetometr a teploměr. [25]

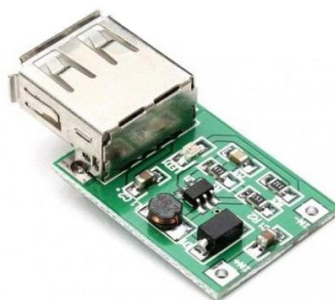
S tímto modulem lze komunikovat po I2C nebo SPI (v tomto případě je se zařízením komunikováno po I2C). Akcelerometr může měřit v rozsazích ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, ± 16 g, magnetometr ± 4800 μ T, gyroskop ± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 deg \cdot s⁻¹ a vše s rozlišením 16 bitů. Zároveň je na jednotce teploměr s rozsahem od -40 až +85 °C. Pro veškerá měření bylo využito pouze akcelerometru v základním rozsahu ± 2 g a teploměru. Další veličiny nebyly zaznamenávány, protože bylo třeba zjistit, kdy byla vykonávána fyzická aktivita. A jelikož měření probíhalo při chůzi či běhu, jsou data z akcelerometru nejrelevantnější s nejvyšší informační hodnotou o pohybu či jeho intenzitě.



Obrázek 14: Modul MPU92/65 s akcelerometrem, gyroskopem, magnetometrem, teploměrem a tlakoměrem [25]

- **Zdroj napájení**

K napájení slouží step-up konvertor převádějící vstupní napětí v rozsahu 1 V až 5 V na výstupní napětí 5V s udávanou efektivitou 96% a výstupem standardního USB-A [6]. Na vstup tohoto konvertoru jsou připojeny dvě v sérii zapojené 1,5V tužkové baterie. Tedy na vstupu jsou připojeny 3 V. Stabilizovaný 5 V výstup je zapojen do mini-USB na Arduinu.



Obrázek 15: Step-up konvertor pro napájení Arduina [6]

- **Modul SD**

Tento modul, který můžeme vidět na obrázku 16 níže, byl vybrán hned z několika důvodů. Je velmi snadno připojitelný k jednotce Arduino Nano, se kterou komunikuje po SPI. Existují i další modifikované moduly, jako například pro microSD nebo s interními hodinami apod. Avšak tento oproti modulu s interními hodinami (70×53×17 mm³) [1] je mnohem menší a tím pádem vhodnější (50×28×12 mm³), pokud budou data zaznamenávána při vykonávání fyzické aktivity. [35]

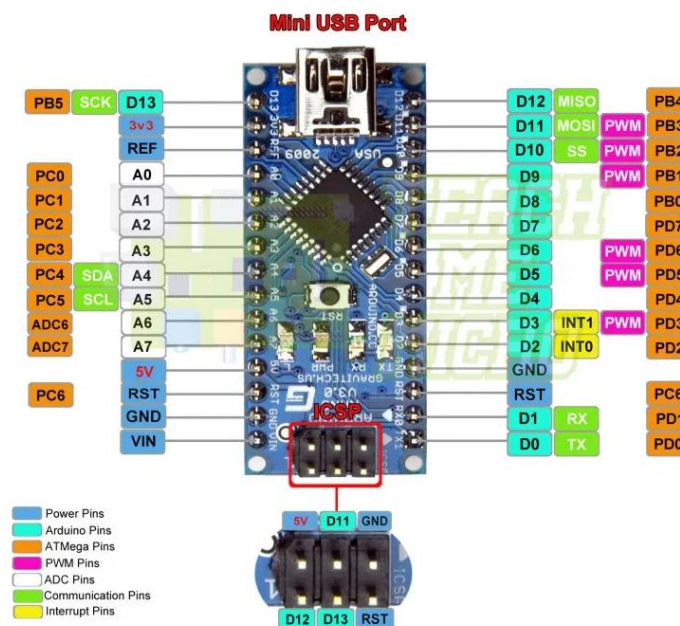


Obrázek 16: SD modul pro Arduino [35]

- **Arduino Nano**

Všechny výše zmíněné části jsou připojeny k řídicímu modulu, a to k jednotce Arduino Nano. Všechny informace byly již zmíněny v pasážích o jednotlivých součástkách.

Pro rychle shrnutí: zdroj napájení je připojen k Arduino přes mini-USB, které je přímo na desce Arduino Nano. S modulem pro SD karty se komunikuje po SPI sběrnici, s modulem MPU 92/65 se komunikuje přes I2C rozhraní. TEG je zapojen na vstup AD převodníku s referenčním napětím nastaveným na 1,1 V.



Obrázek 17: Arduino Nano s označenými výstupy [31]

3.1.2 Software

Při programování sběru dat na Arduinu bylo cílem dosáhnout maximální přesnosti při sběru dat. Proto je referenční napětí nastaveno na 1,1 V (nejnižší možné), jelikož při teplotním rozdílu do 30 °C negeneruje TEG vyšší napětí než 0,6 V. Dalším bodem pro smysluplné měření bylo zajistit dostatečně vysokou frekvenci vzorkování. Při nízké vzorkovací frekvenci by bylo velmi složité zjistit míru fyzické aktivity a tedy i závislost generování elektrického napětí. Toto vše vedlo k rozhodnutí ukládat pouze data z TEG, akcelerometru a teploměru a zbylé informace z modulu MPU 92/65 zůstaly bez využití [10]. Taktéž ukládání na SD kartu je s omezením a probíhá jednou za 50 vzorků [11], [35]. V ideálním případě by došlo k otevření dokumentu při zapnutí modulu a zavření při vypnutí. Navržený systém ale není ideální a může dojít k jak už softwarové nebo hardwarové chybě, která by mohla zapříčinit ztrátu informace z celého náměru. Z tohoto důvodu je software napsán tak, že se soubor každých 50 vzorků zavírá a následně znovu otevírá pro další zápis. Ztráta informace do 50ti vzorků nijak neohrožuje měření a zároveň nezpomaluje frekvenci snímání potřebných dat. S takto naprogramovaným Arduinem bylo možné dosáhnout vzorkování 70Hz, díky němuž lze sledovat frekvenci kroků, sílu dopadu kroků a dokonce přesnou charakteristiku každého kroku.

3.2 Měření a zpracování dat

Ještě před samotným měřením bylo provedeno testování. Napětí bylo za shodných podmínek měřeno multimetrem a následně navrženým softwarem pro ověření, že je napětí měřeno správně. Správnost dat z akcelerometru byla ověřena pomocí náklonu do všech os s naměřením vždy ± 1 g s dodatečným ověřením, že při vystavení extrémních podmínek je naměřeno ± 2 g. Pokud tomu tak nebyl, byl offset upraven.

S nastaveným a připraveným zařízením jak je popsáno v podkapitole výše, bylo provedeno několik povětšinou 20ti až 30ti minutových měření. Pro různé druhy fyzických aktivit bylo vykonáno několik sérií měření (vždy alespoň 15). Nejdříve v klidu za pokojové teploty, následně při chůzi s několika pauzami, při běhu s několika pauzami a při jízdě na rotopedu za pokojové teploty (pro vyloučení vlivů prostředí při měření venku). Cílem těchto experimentů bylo zjistit, jaké aspekty mohou mít vliv na množství generované energie.

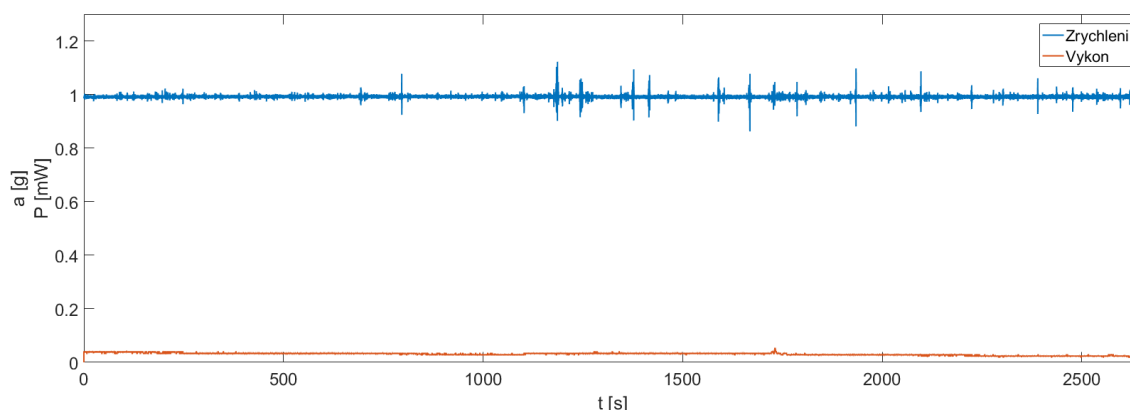
Na závěr bylo provedeno měření při běžném nošení, pro lepší představu, jaké množství energie je generováno.

V podkapitolách níže bude vždy podrobně popsáno pouze jedno měření, na kterém budou sledované jevy nejlépe pozorovatelné.

Taktéž je důležité zmínit, že při náměrech chůze i běhu bylo mezi TEG a tělem funkční prádlo, které by mohlo mít nepatrný vliv na množství předávaného tepla a tím pádem na celkový výsledek generovaného výkonu.

3.2.1 Analýza dat – klid

V této části bude jen krátce popsáno měření, které proběhlo v klidu za pokojové teploty (přibližně 21°C).

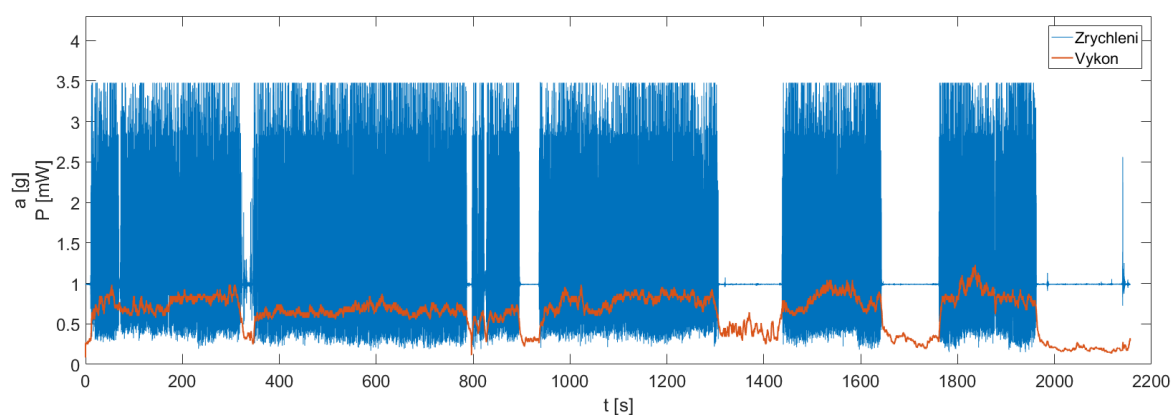


Obrázek 18: Záznam generovaného výkonu v klidu

Jak lze vidět na obrázku 18, nedochází k téměř žádnému pohybu s TEGem a tak velikost generovaného výkonu je naprosto minimální. Hodnota generovaného výkonu se pohybuje mezi 0,017 a 0,085 mW při napětí mezi 0,01 V a 0,02 V. Tato hodnota bude po zbytek práce brána v potaz jako minimální hodnota, která bude generována lidským tělem, i když nebude vykonáván žádný pohyb.

3.2.2 Analýza dat – chůze

V grafu z měření, které bylo při chůzi venku za venkovní teploty pohybující se okolo 15 °C, lze pozorovat výrazný rozdíl v generovaném výkonu (i více než stokrát). Jak můžeme vidět na obrázku 19, na ose X je znázorněn čas v [s] a na ose Y pro modrou křivku součet absolutních hodnot ze všech 3 os akcelerometru v [g] a pro oranžovou křivku generovaný výkon v [mW].



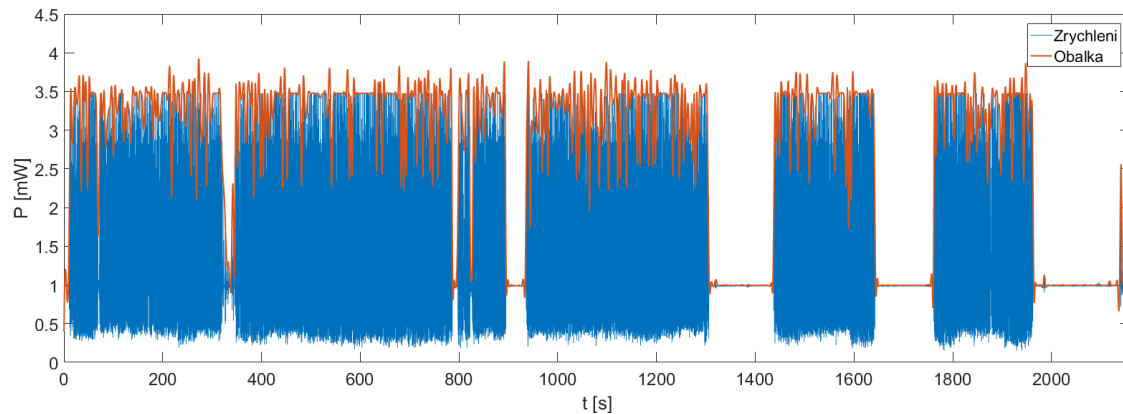
Obrázek 19: Záznam generovaného výkonu za chůze s přestávkami

Pro chůzi je velice typické, že generovaný výkon je tvořen prakticky dvěma hladinami. Jedna (vyšší) hladina znázorňuje generovanou energii v pohybu, druhá (nižší) v klidu.

Přestože, jak bylo uvedeno výše, množství generované energie se na první pohled odvíjí od fyzické aktivity, bylo nutné provést statistický test, který potvrdí či vyvrátí tuto domněnku. Pro testování byl vybrán Wilcoxonův test, který se zaměřuje na rozdíl mediánů ze dvou souborů dat.

K oddělení souvislého náměru generovaného výkonu bylo využito dat získaných z akcelerometru. Tato data přesně ukazují, kdy byl subjekt v pohybu a kdy pouze v klidu stál. Hodnota zrychlení byla spočtena jako velikost výslednice zrychlení ze všech os akcelerometru (odmocněný součet druhých mocnin zrychlení v jednotlivých osách). Bylo

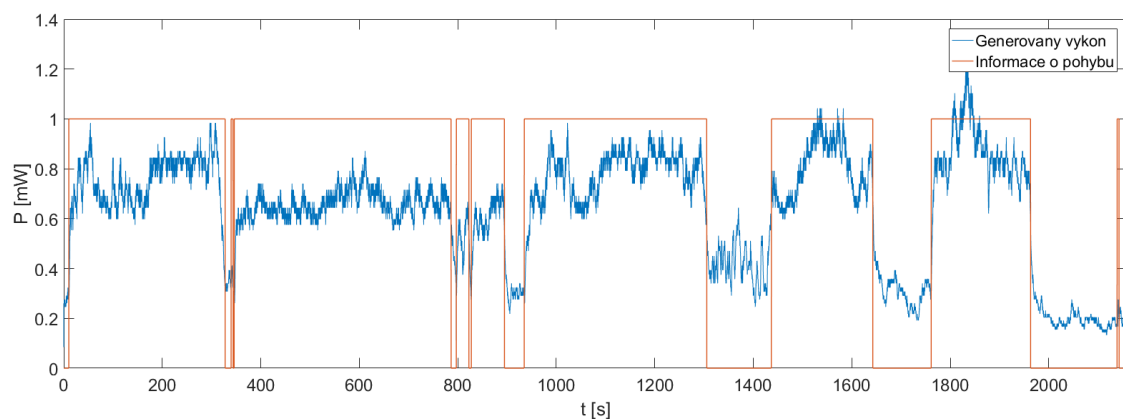
však zapotřebí vytvořit obálku, která bude překrývat naměřená data a ze které bude možné získat práh, na základě kterého bude rozlišováno, zda se o fyzickou aktivitu jedná, či nikoliv.



Obrázek 20: Zrychlení s vytvořenou obálkou

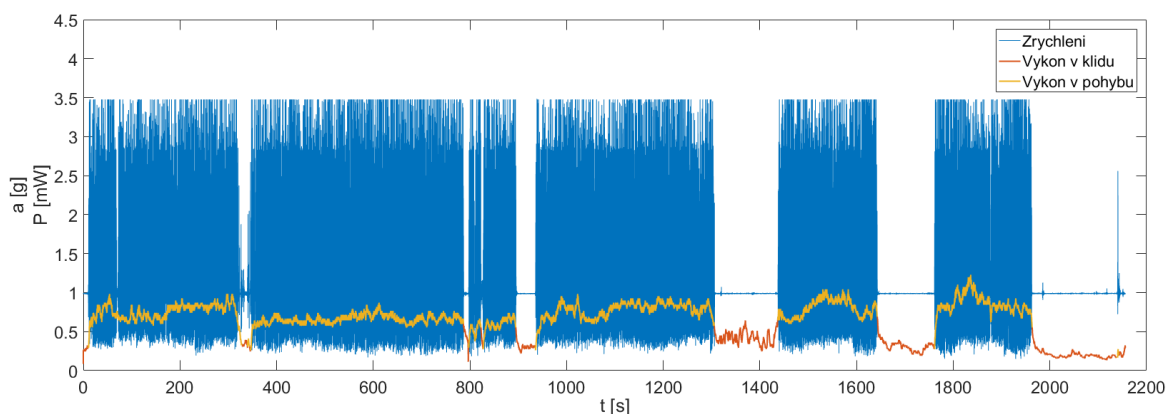
Po vytvoření obálky bylo nutné zvolit práh, který bude danému měření vyhovovat a odpovídat. V tomto případě byl nastaven práh na 1600 mg. Následně podle této obálky a prahu bylo určeno, kdy se subjekt pohyboval a kdy byl v klidu. Hodnoty obálky ležící nad prahem byly označeny jako 1 (v pohybu), naopak pod prahem jako 0 (v klidu).

Na obrázku 21 jsou tyto hodnoty získané díky prahu, jak je popsáno výše, vykresleny (oranžovou křivkou) společně s generovaným výkonem z TEG. Opět lze na první pohled vidět, že v době pohybu je energie opravdu vyšší.



Obrázek 21: Grafické znázornění výkonu s informací o pohybu či klidu

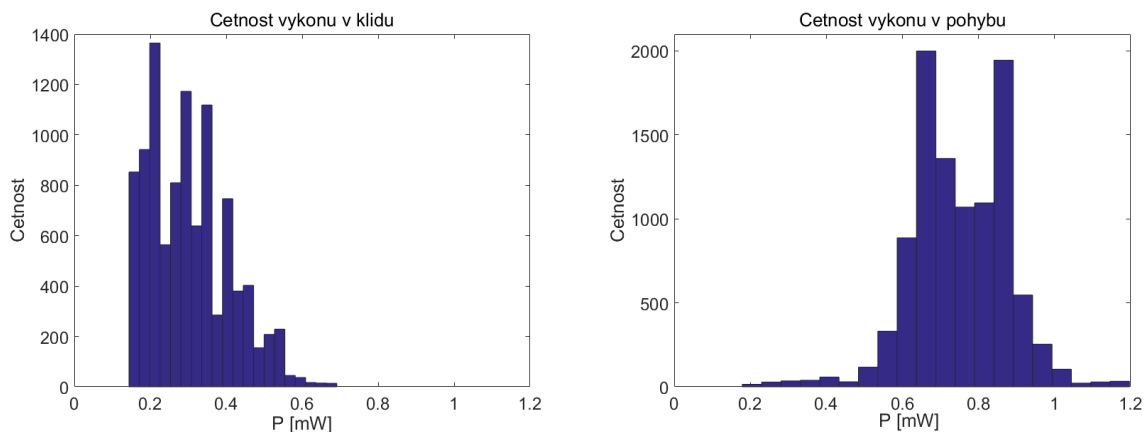
S takto upravenými daty už bylo možné snadno vybrat podle indexu, které hodnoty výkonu byly zaznamenány v pohybu a které v klidu. Jejich rozdělení na generovaný výkon v pohybu a generovaný výkon v klidu lze vidět na obrázku 22.



Obrázek 22: Na základě informace o pohybu z obrázku 21 jsou data o výkonu barevně rozdělena podle toho, zda byla generována v klidu či v pohybu

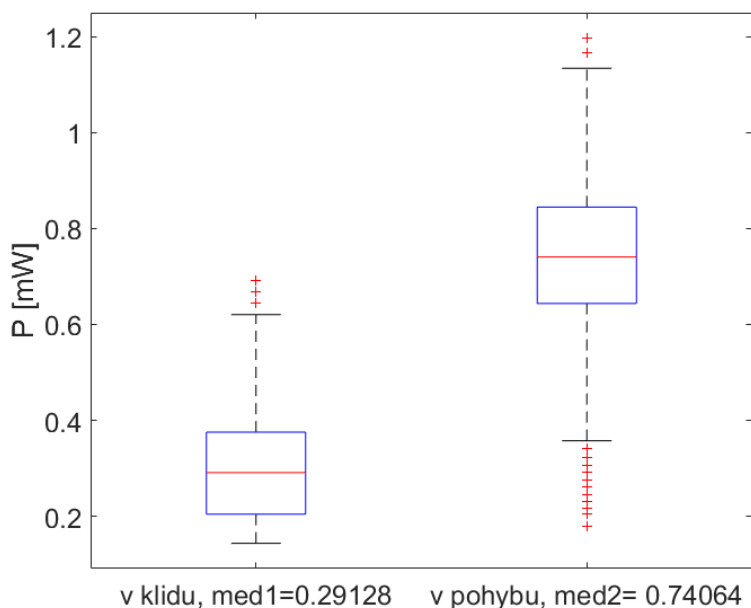
Po jejich rozdělení bylo možné provést statistický Wilcoxonův test. Jelikož matice pro pohyb a klid nebyla stejně velká, bylo vždy vybráno náhodně alespoň 10 000 vzorků a z těch následně bylo provedeno testování. Díky implementované funkci v Matlabu pro Wilcoxonův test je možné přímo získat dva nejpodstatnější údaje. Jedním z nich je hodnota p , která udává statistickou hladinu významnosti testu (běžně je limitní 0,05 nebo 0,01). Druhým podstatným údajem je hodnota h , která říká, zda byla nulová hypotéza vyvrácena (hodnota 1) nebo vyvrácena nebyla (hodnota 0). V Matlabu je pro Wilcoxonův test nulovou hypotézou, že mediány dvou sledovaných množin jsou shodné. K vyvrácení či nevyvrácení nulové hypotézy slouží právě zmíněná hladina významnosti. Pro Wilcoxonův test implementovaný v Matlabu je tato hladina nastavena právě na $p = 0,05$. V případě, že hodnota $p < 0,05$ lze tvrdit, že se jedná o signifikantní rozdíl. V našem případě vyšla hodnota $p = 0$, což znamená, že mediány jsou zcela odlišné.

Pro další znázornění byl vytvořen jeden histogram z vybraných hodnot výkonu z klidu a druhý z fyzické aktivity. Opět je patrné, že četnosti výkonů jsou v klidu v nižších hladinách. Naopak při vykonávání fyzické aktivity se jedná o výkony vyšší.



Obrázek 23: Histogramy z náhodně vybraných hodnot: Vlevo náhodný výběr z naměřených výkonů v klidu, vpravo náhodný výběr z naměřených dat při vykonávání fyzické aktivity

K dalšímu znázornění byl vytvořen takzvaný krabicový graf, na kterém opět můžeme vidět, že četnosti hodnot výkonu v klidu a v pohybu jsou opravdu odlišné.



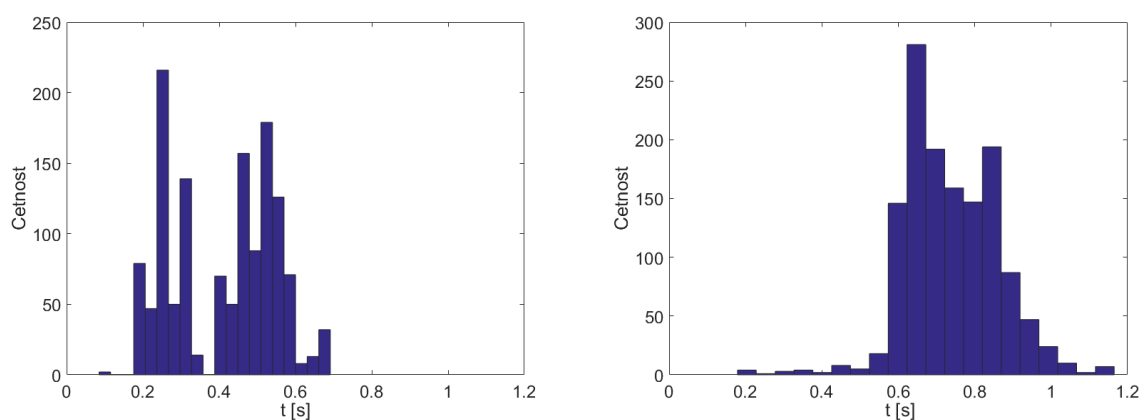
Obrázek 24: Krabicový graf: vlevo z náhodně vybraných dat z množiny naměřené v klidu, vpravo z náhodně vybraných dat z množiny při vykonávání fyzické aktivity.

Na obrázku 24 výše je patrné, že i mediány sledovaných hodnot jsou odlišné. Pro vysvětlení: červené čáry značí hodnotu mediánu, modře jsou značeny kvartily, čerchovaně minimální a maximální hodnoty a červenými křížky jsou značeny outliery – ojedinělé hodnoty.

Na základě testů, které byly popsány výše, lze prohlásit, že při chůzi narůstá množství generované energie. Avšak jak již bylo zmíněno v podkapitole kapitole 2.3.5 (Generování

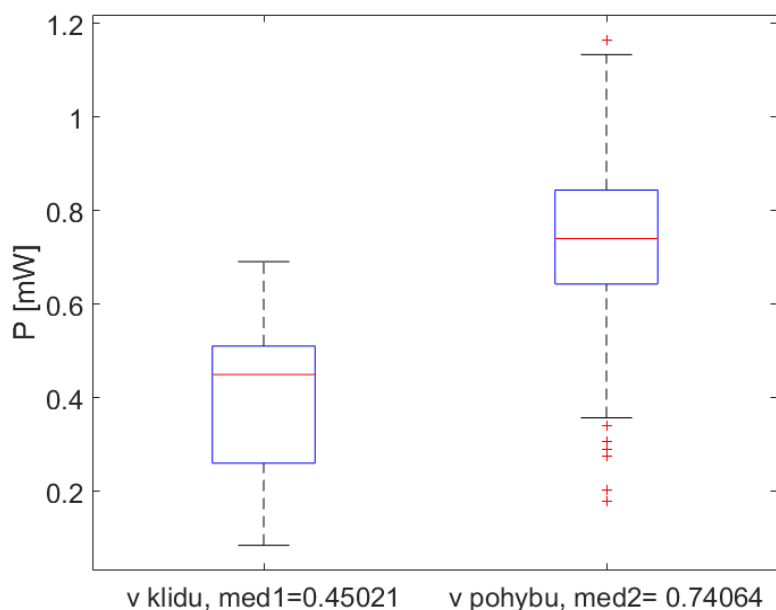
elektrické energie) o generování elektrické energie pomocí TEG, množství energie, která je generována závisí na rozdílu teplot na jednotlivých článcích. S takto připevněným TEG, jako je v našem experimentu vypovídá informace, že množství generované energie závisí na chůzi pouze o tom, že došlo buďto ke zvýšení teploty tkáně pod TEG vlivem chůze, nebo k lepšímu ochlazení TEG z vnější strany vlivem pohybu.

Z tohoto důvodu bylo provedeno znovu celé testování stejným způsobem, jak je popsáno výše. S rozdílem, že pro následující zpracování byly brány v úvahu hodnoty “v klidu” pouze 2s (140 vzorků) po ustání fyzické aktivity. Pokud trval klid po ustání fyzické aktivity méně než 2s, byly započítány pouze tyto vzorky. Je nutné si uvědomit, že takto vybraný počet vzorů značně snížil počet prvků v matici, proto byl zvolen menší počet náhodně vybraných vzorků. Konkrétně 90% z dat získaných 2s a méně po ukončení fyzické aktivity a stejný počet prvků byl náhodně vybrán z množiny, která je klasifikována jako výkon při fyzické aktivitě. S takto krátkým časovým intervalem, který byl zvolen, by mělo být možné vyloučit vliv prohřátí tkáně pod TEG a sledovat pouze vliv intenzivnějšího odběru tepla z vnější strany TEG.



Obrázek 25: Histogramy z náhodně vybraných hodnot: Vlevo náhodný výběr z naměřených výkonů v klidu, vpravo náhodný výběr z naměřených dat při vykonávání fyzické aktivity

Vlevo na obrázku 25 lze vidět histogram vytvořený z dat, která byla klasifikována jako 2s a méně po ukončení fyzické aktivity. Vpravo je pak výběr stejného množství prvků, avšak pro množinu klasifikovanou jako v pohybu. I z těchto grafů už je patrné, že mezi množinami je rozdíl.



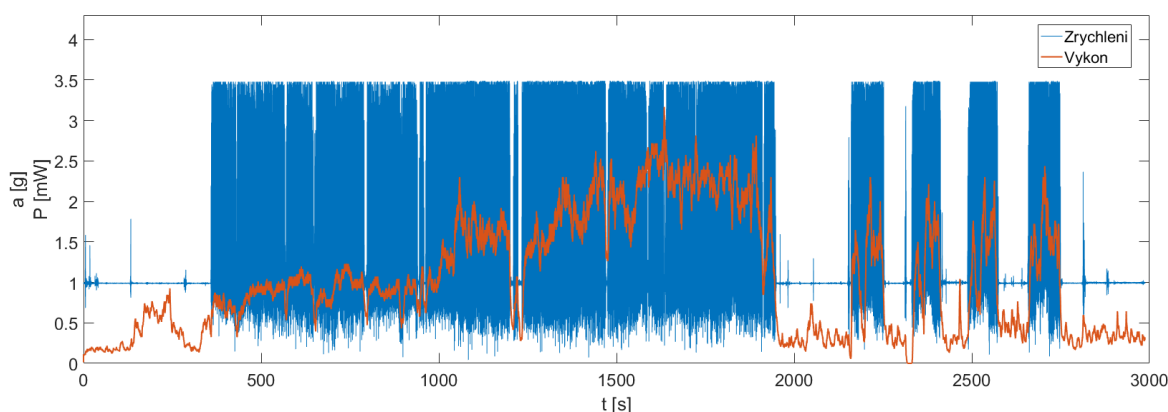
Obrázek 26: Krabicový graf: vlevo z náhodně vybraných dat z množiny naměřené v klidu, vpravo z náhodně vybraných dat z množiny při vykonávání fyzické aktivity

I na krabicovém grafu je patrný rozdíl mezi mediány těchto dvou množin.

Tuto hypotézu prokázal i Wilcoxonův test, jehož výstupní hodnoty byly stejné, jako v předchozím případě, a to $p = 0$ a $h = 1$. Tyto hodnoty opět vyvrací hypotézu, že by mediány byly totožné. S takto ověřeným výsledkem lze prohlásit, že při chůzi má hlavní vliv na množství generované energie samotný pohyb TEG, čímž je způsobeno jeho lepší chlazení z vnější strany. Zároveň lze vyloučit, že by prudké poklesy energie byly způsobeny prudkým poklesem teploty člověka nebo prudkým nárůstem venkovní teploty. Jediným vysvětlením, proč energie tak prudce poklesne je, že dojde k prohřátí jednotlivých Peltierových článků. Bez pohybu okolního vzduchu či TEGu prostředím, dojde k vytvoření tenké vrstvy teplého vzduchu i na vnější straně TEGu a výrazně se tak sníží teplotní gradient, na kterém závisí množství generovaného výkonu.

3.2.3 Analýza dat - běh

Jak již bylo zmíněno v úvodu, existují rozdíly v množství generované energie při chůzi a při běhu. Ještě před samotným zpracováním a popisem sledovaných vlastností, je nutné říci, že běh, v jehož průběhu bylo prováděno měření výkonu, byl vykonáván pokaždé se stejnou intenzitou, v průběhu celého běhu, za běžného (nikoliv extrémního) počasí. S touto informací lze vyloučit změny v generované energii vlivem vyšší rychlosti nebo vyšší intenzity běhu. Na obrázku 27 lze vidět typický průběh generované energie při běhu.



Obrázek 27: Ukázkový průběh generovaného výkonu při běhu společně s vypočteným zrychlením

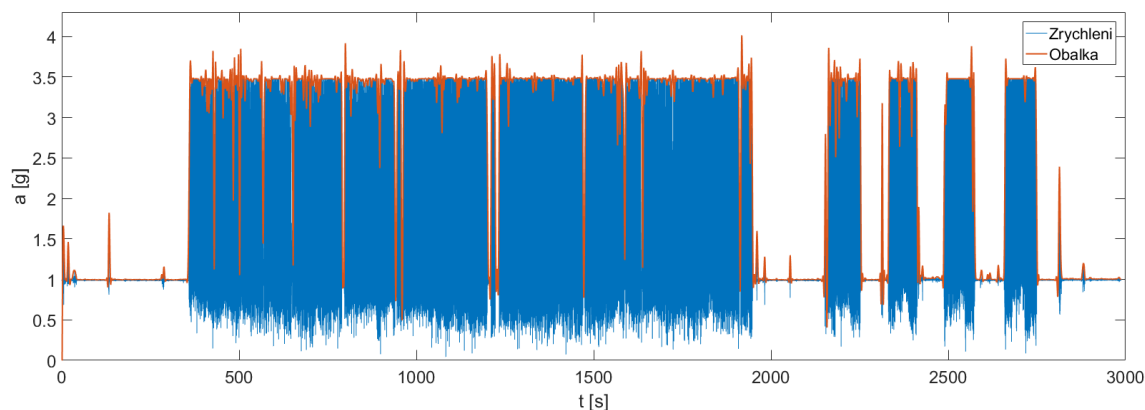
Stejně jako při zpracování dat z chůze zde na ose X je znázorněn čas v [s] a na ose Y pro modrou křivku součet absolutních hodnot ze všech 3 os akcelerometru v [g] a pro oranžovou křivku generovaný výkon [mW].

Na základě předchozí zkušenosti s generováním energie při chůzi si zde lze opět povšimnout prudkých poklesů výkonu v momentě, kdy došlo k zastavení (zrychlení je rovno 1 g). Co se však oproti měření při chůzi výrazně liší, jsou hodnoty v průběhu vykonávání fyzické aktivity.

Opět bylo provedeno několik měření, které měly velmi podobný průběh. Z grafu na obrázku 27 je již na první pohled patrné, že hodnota výkonu v průběhu fyzické aktivity roste do přibližně 3 mW (při napětí, které nepřekračuje 0,15 V) a okolo této hodnoty se nadále pohybuje a dále již neroste.

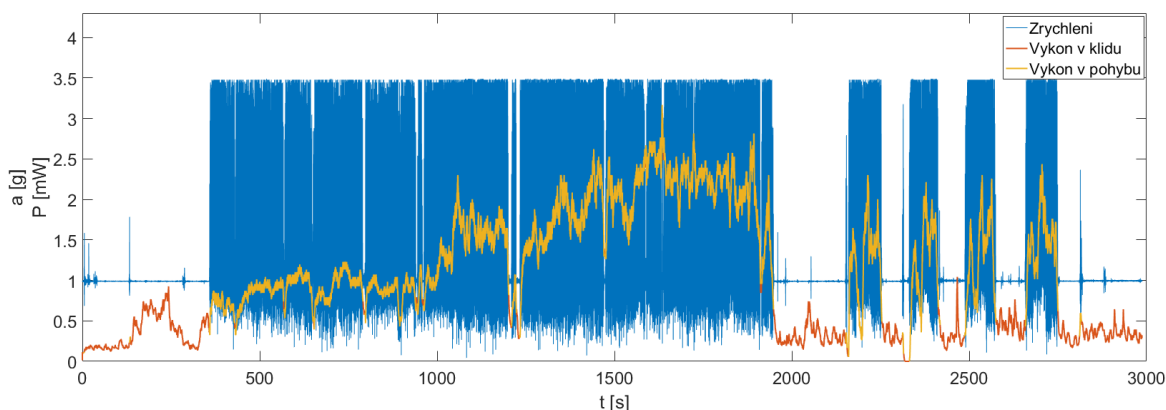
Pro ověření, zda pro běh platí stejně jako pro chůzi, že generovaný výkon klesá téměř okamžitě po ustání běhu, bylo využito stejného zpracování dat jako v předchozí podkapitole.

Opět byla vytvořena obálka pro spočtenou hodnotu zrychlení ze všech 3 os. Její podobu lze vidět na obrázku 28.



Obrázek 28: Vytvořená obálka k vypočteným zrychlením

Z tohoto důvodu byl změněn i práh, na základě kterého bude rozlišováno, zda se jedná o běh nebo klid na hodnotu 2500 mg. Na obrázku 29 lze vidět graf, jak byly hodnoty rozděleny, jaký výkon byl přiřazen ke generování v klidu a jaký výkon byl přiřazen ke generování při běhu.

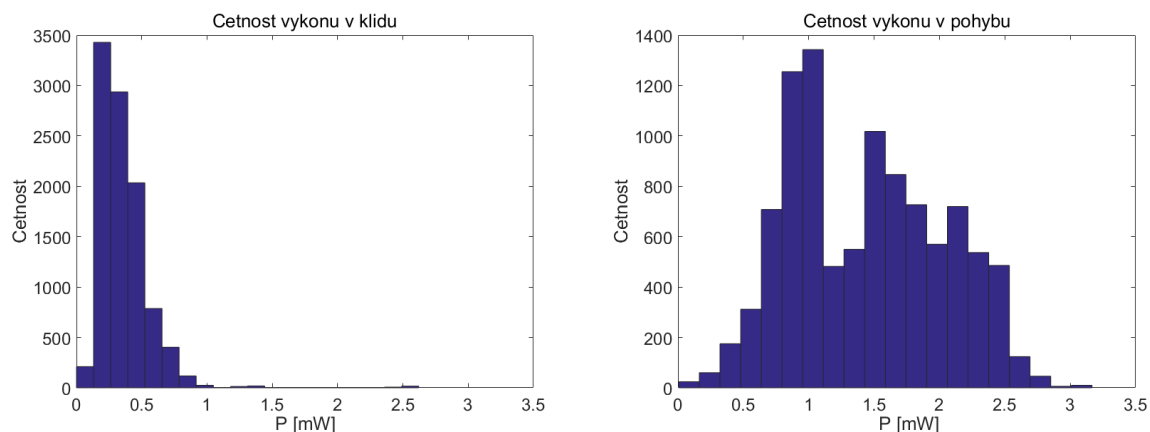


Obrázek 29: Na základě informace o pohybu podobně jako je tomu na obrázku 18 jsou data o výkonu barevně rozdělena podle toho zda byla generována v klidu či v pohybu

S takto rozlišenými hodnotami již bylo možné provést Wilcoxonův test. Jeho výsledkem bylo opět $h = 1$ a $p = 0$, což znamená, že byla vyvrácena nulová hypotéza, že jsou mediány shodné. Opět vyšla hodnota $p = 0$ a lze prohlásit, že mediány se velmi výrazně liší.

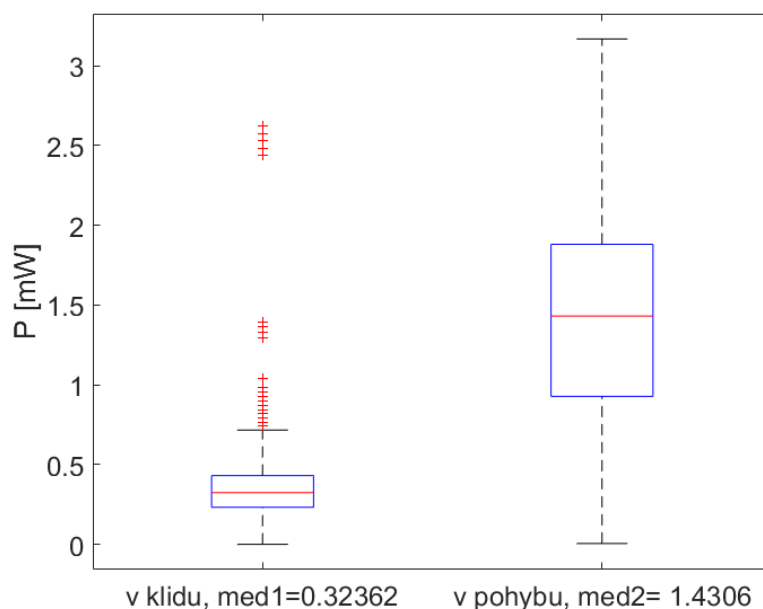
Při pohledu na histogram na obrázku však lze sledovat oproti histogramům z chůze patřičné rozdíly. Zatímco při generovaném výkonu za chůze existovala pouze jediná

dominantní hodnota generovaného výkonu, při běhu je jich hned několik. Je to způsobeno průběžným nárůstem energie.



Obrázek 30: Histogramy z náhodně vybraných hodnot: Vlevo náhodný výběr z naměřených výkonů v klidu, vpravo náhodný výběr z naměřených dat při vykonávání fyzické aktivity

Následně byl vytvořen tzv. krabicový graf, který se taktéž oproti chůzi liší. Jak můžeme vidět na obrázku 31, opět se liší mediány i kvartily. Avšak nyní už dochází k mírnému prolínání minimálních hodnot, které je způsobeno právě postupným růstem hodnoty generovaného výkonu při pohybu.

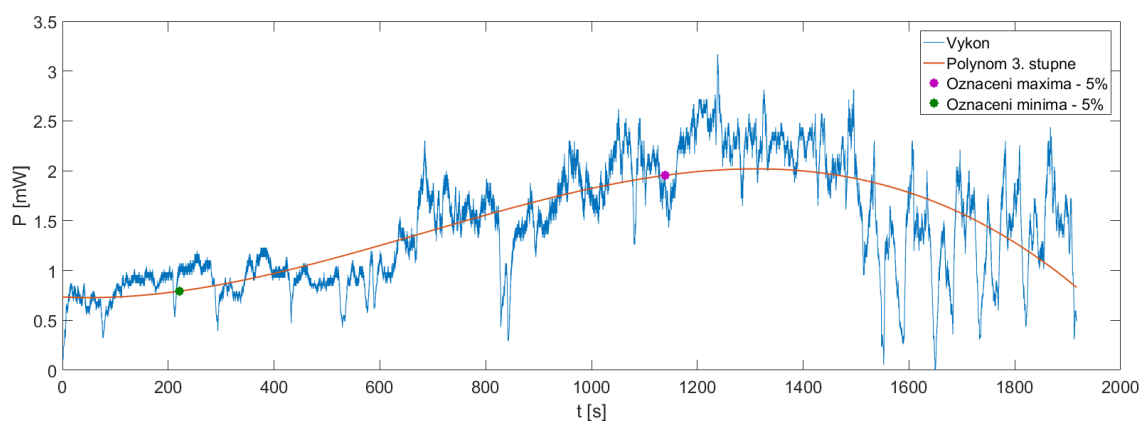


Obrázek 31: Krabicový graf: vlevo z náhodně vybraných dat z množiny naměřené v klidu, vpravo z náhodně vybraných dat z množiny při vykonávání fyzické aktivity

Následně bylo provedeno stejné statistické testování, jako při testování chůze, kdy byly vybrány vzorky pouze 2 a méně sekund po ukončení fyzické aktivity. Kde test prokázal stejný výsledek a grafy si byly velice podobné s těmi, které lze vidět na obrázcích 31 a 32. Z tohoto důvodu nejsou přiloženy.

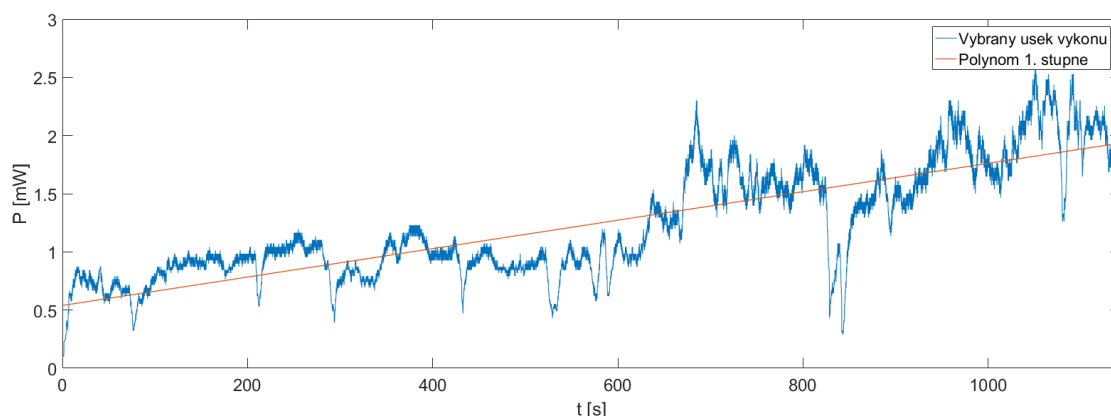
Na základě provedeného testování lze prohlásit, že množství generované energie opět závisí na tom, zda je sledovaný subjekt v pohybu či nikoliv. Jinými slovy, generovaný výkon stále závisí na tom, jak jsme schopni odebírat teplo z vnější strany. Taktéž je evidentní, že není příliš možné ovlivnit množství generované energie v klidu. Při běhu je sice množství generované energie v klidu o něco vyšší, ale lze takovouto změnu zanedbat, co však nelze zanedbat jsou velké nárůsty energie při běhu. Prvotní hypotézou je, že při běhu je zajištěno kvalitní chlazení z vnější strany TEG a díky běhu dochází k intenzivní práci svalů, tím pádem lepšímu dodávání energie z vnitřní strany TEG. Pro potvrzení, že se nejedná pouze o náhodný trend či vliv vnějších podmínek (vítr, změna teploty ovzduší při běhu) bylo provedeno několik měření za různých podmínek.

Pro zpracování byl z dat vždy vybrán pouze výkon generovaný při běhu, bez částí, které byly generovány v klidu. Tímto byl proložen polynom 3. stupně, na základě kterého bylo určeno, kdy se jedná o nárůst výkonu. Na obrázku 32 níže jsou vyznačeny na polynomu body, mezi kterými bude následně proložen polynom prvního stupně (směrnice), díky které bude možné zjistit, s jakou rychlostí dochází k nárůstu energie. Tyto body byly vybrány následovně. Po časové ose první označený bod jako minimum (proloženého polynomu) + 5% z rozsahu (mezi minimem a maximem) a druhý bod jako maximum (z proloženého polynomu) – 5% z rozsahu.



Obrázek 32: Grafické znázornění výkonu označeného jako v pohybu s proloženým polynomem třetího stupně a vyznačenými body pro další použití

Na obrázku 33 je pak proložení polynomem prvního stupně (směrnicí) a to pouze v rozmezí mezi dvěma body, kde k nárůstu dochází.



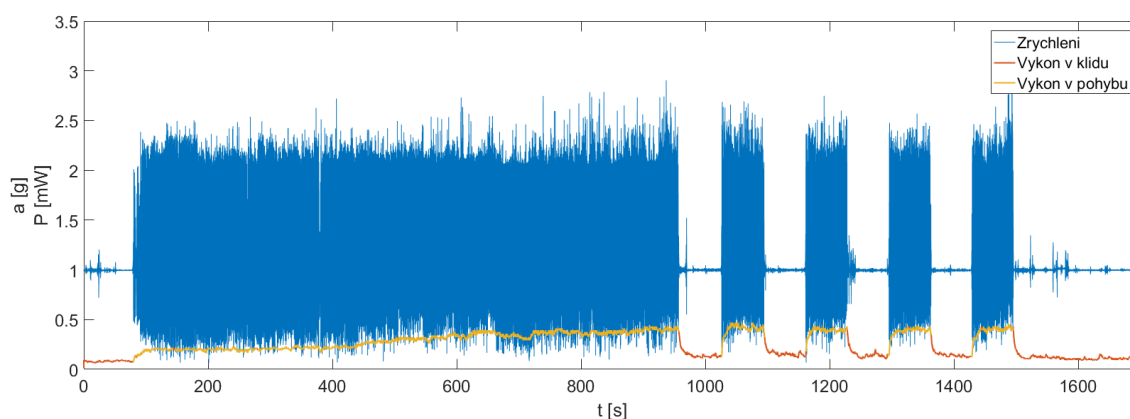
Obrázek 33: Výkon vymezený body z předchozího obrázku a proložený polynomem prvního stupně

To vše je zřejmě z důvodu, že v první části nedochází k nijak výraznému nárůstu energie. Lze tvrdit, že se prvních několik málo minut prohřívá svalová, tuková a kožní tkáň i tenká vrstva funkčního prádla. Dopad na prohřátí TEG zatím není patrný. Nakonec dojde i ke změně teploty na vnitřní straně TEGu a dochází k nárůstu generovaného výkonu. Tento nárůst je však konečný a je limitovaný maximální teplotou, kterou jsme schopni na povrchu těla vygenerovat a stejně tak chlazením, jak jsme schopni TEG z vnější strany chladit. Z těchto důvodů dojde k zastavení nárůstu generované energie. Pokud bylo ze všech náměrů brána v úvahu pouze oblast nárůstu energie (v tomto případě přibližně mezi 220. a 1140. vteřinou běhu), pro všechna měření vyšla směrnice ve tvaru $y = kx + b$, kde se koeficient k vždy pohyboval mezi 0,0012 až 0,0019 [$\text{mW}\cdot\text{s}^{-1}$], hodnota b se dá poměrně snadno ovlivnit, proto na ní nebyl kladen příliš velký důraz. Přesto vycházela velmi podobná, a to mezi 0,5-0,8 mW. Na základě vypočtených směrnic přírůstku energie lze prohlásit, že se nejedná o náhodný energetický nárůst, ale dochází k nárůstu energie vlivem prohřátí svalové tkáně a následně tak ohřátí vnitřní strany TEG. Pokud společně s tímto navýšením teploty vnitřní strany TEGu zajistíme chlazení vnější strany, dojde k nárůstu teplotního gradientu na TEGu a tím pádem vyššímu generování energie.

Taktéž je důležité zmínit limitní hodnoty, které zde byly naměřeny. Při běhu byly hodnoty generovaného výkonu (a taktéž napětí) ze všech měření nejvyšší. Maximální naměřený výkon byl až 4,8 mW, při napětí 0,15 V.

3.2.4 Analýza dat – jízda na rotopedu

Analýza jízdy na rotopedu měla už pouze jediný cíl. Vyvrácení, že by snad za nárůstem energie mohla stát změna okolní teploty a nikoliv ohřev svalů, jak je v předchozí podkapitole zmiňováno. Pro lepší demonstraci sledovaných jevů bylo prvních 15 minut cílem vykonávat souvislou fyzickou aktivitu (jízdu), která sloužila k prohřátí tkání. Následně po dobu přibližně 10ti minut docházelo ke střídání maximálního výkonu a úplného odpočinku. Na obrázku 34 lze vidět ukázkou naměřených hodnot.



Obrázek 34: Ukázkový graf z naměřených dat při jízdě na rotopedu s již vyznačenými výkony při jízdě a v klidu

Na naměřených hodnotách byly provedeny zcela totožné operace jako na datech z chůze. Nejprve byla vytvořena obálka pro naměřené zrychlení. Na základě této obálky byl stanoven práh (stejný jako pro chůzi 1600mg). Díky prahu bylo určeno, zda se jedná o šlapání či o momenty bez pohybu. Po takovémto rozdělení dat byl opět zpracován Wilcoxonův statistický test, zda jsou odlišné mediány výkonů v době šlapání a v době klidu. Výstupní hodnoty byly $h = 1$, která vyvrací nulovou hypotézu, že mediány generovaného výkonu při šlapání a v klidu jsou shodné. A hodnota $p = 0$, která říká, že tento rozdíl je statisticky významný.

Stejně tak lze sledovat nárůst energie s rostoucím časem vlivem ohřevu svalové tkáně a následkem toho zvýšení teplotního gradientu na jednotlivých člancích. V tomto případě jsou však koeficienty směrnice ve tvaru $y = kx + b$ rovny $k = 0,0003$ až $0,0007$ [$\text{mW}\cdot\text{s}^{-1}$] a $b = 0,17$ [Wm], což je oproti směrnici běhu až třikrát pomalejší nárůst generovaného výkonu. Lze soudit, že pomalejší nárůst je spojený s menším odběrem tepla z důvodu vyšší okolní teploty. Stejně tak maximální hodnota generovaného výkonu nikdy nepřekročila 1,1 mW (při napětí 0,07 V). Toto je opět způsobeno vyšší okolní teplotou a

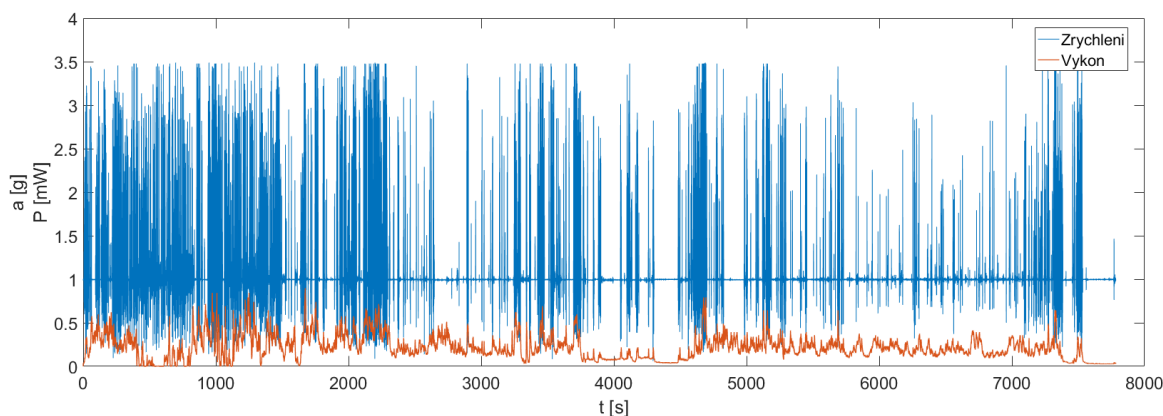
v důsledku toho není možné dosáhnout vyššího teplotního gradientu na opačných stranách TEG.

Co se však opět potvrdilo je, že generovaný výkon klesá na minimální hodnotu pokud dojde k zastavení šlapání z důvodu prohřátí TEG (kvůli nedostatečnému odběru tepla z vnější strany). Stejně tak se ukázalo, že dochází k nárůstu generované energie vlivem prohřátí svalové a kožní tkáně pod TEG. Bohužel, rotoped má vliv primárně na stehenní svalstvo a v důsledku toho i prohřátí okolních tkání a zvýšení celkové tělesné teploty. Prohřátí lýtkových svalů, na kterých je TEG umístěn, v tomto případě tak není tak znatelné jako u běhu.

Na základě tohoto měření lze tedy definitivně prokázat, že k nárůstům generovaného výkonu v průběhu předchozích měření docházelo buďto samotným pohybem, který zajišťuje lepší odběr tepla na vnější straně TEG, nebo samotným navýšením teploty tkání pod TEG. Takto zahřátá tkáň má pak potenciál za dobrého odběru tepla vytvořit vyšší teplotní gradient a generovat vyšší výkon.

3.2.5 Analýza dat – běžné nošení

Ve všech případech v této kapitole bylo vždy záměrem zkoumat jednu konkrétní činnost a následně provést analýzu. Proto je na závěr vhodné ukázat měření, kdy je k tělu TEG připevněn mnohem delší dobu (přibližně 2,2 h). Měření probíhalo za vykonávání domácích prací jak venku, tak za pokojové teploty (v tomto případě byla pokojová teplota asi 22°C a venkovní přibližně 19°C). Většina času však byla strávena venku, bez vykonávání jakékoliv fyzické aktivity. Výsledek tohoto měření lze vidět na obrázku 35 níže.



Obrázek 35: Záznam delší než 2h z běžného nošení se znázorněním zrychlení a naměřenými výkony

Na naměřených hodnotách již nebude prováděn žádný statistický test nebo jiné testování. Hlavní důležité zjištěné údaje jsou, že za průměrné okolní teploty 20 °C bez kladení důrazu na generování odpadního tepla (intenzivní či dlouhodobější vykonávání fyzické aktivity) lze pasivně generovat pomocí jednoho TEG průměrný výkon 0,22 mW při průměrném napětí 0,03 V.

3.3 Využití

Praktickou využitelnost zařízení, jehož napětí dosahuje maximálně desetin voltu, si lze jen těžko představit. Pro využití generovaného výkonu by bylo nutné buďto zapojit několik takových generátorů v sérii, nebo toto napětí transformovat.

V případě, že by se podařilo napětí libovolně transformovat při zachování výkonu, bylo by možné využití v případě energy harvesting aplikací. A to ať už ukládání získané energie do baterií, či k okamžitému využití. V případě, že by byl skutečně průměrný získávaný výkon 220 μW , bylo by poměrně složité využívat stávajícího zařízení, jelikož jeho spotřeba je poměrně vysoká. Lze však navrhnout zařízení, kde by se ke generátoru připojil mikrokontroler s nízkým odběrem proudu, jako například STM32L476 se spotřebou proudu 100 $\mu\text{A}/\text{MHz}$ při 1,71 V (podle katalogového listu [30]). K němu by mohl být připojený modul LSM6DSM, sloužící k zaznamenávání pohybu. Pokud by bylo využito pouze akcelerometru, je jeho spotřeba při frekvencích $f = 1600, 208, 52 \text{ Hz}$, po řadě $I = 150, 85, 25 \mu\text{A}$ (podle katalogového listu [29]). Jako dostačující by mohla být frekvence 52Hz, při které by byla spotřeba 25 μA . Pro odeslání dat by mohl být připojen BlueNRG-MS, jehož spotřeba v režimu spánku je 3,5 μA , při napětí 1,7 V (podle katalogového listu [28]). S takto zkonstruovaným zařízením, jehož spotřeba by odpovídala hodnotám, které jsou uvedeny v katalogových listech, by výsledný odběr všech součástí činil 128,5 μA , při napětí 1,7V. Z tohoto lze vypočítat potřebný příkon pro takové zařízení, který činí 218,45 mW. Se zdrojem v podobě testovaného TEGu, by bylo možné toto zařízení napájet, avšak je nutné brát v úvahu i ztráty, které by vznikly například transformováním. Za předpokladu, že by se podařilo generovaný výkon bez ztrát transformovat, by takové zařízení mohlo být využito například jako kontrolní senzor pro seniory, bez nutnosti nabíjení. Ten by kontroloval data z akcelerometru a při překročení jisté limitní hodnoty by zařízení automaticky kontaktovalo záchranou

službu. Tu by mohl kontaktovat chvilkovým spuštěním Bluetooth modulu, který by se připojil k telefonu, ze kterého by byl následně proveden hovor.

Přesto je vhodné počítat i s rezervou energie. Z toho důvodu by bylo vhodné využít více generátorů, které by jí zajistili dostatek.

Další aplikací by mohlo být měření hodnot, které není nutné měřit kontinuálně, jako například výškoměr nebo tělesná teplota. V takovém případě by mohlo být celé zařízení uspané a probouzet se pouze v určitých intervalech pro zjištění těchto údajů.

3.4 Shrnutí

V této části bude pouze krátce shrnuto, co bylo v průběhu testování a měření zjištěno.

Z měření by bylo primárně dobré zmínit, jaké vlastnosti TEG má. Co se týče generované energie TEGem, tak oproti původní hypotéze, ve které měla mít hlavní vliv na generovanou energii okolní teplota, se ukázalo, že i při velmi nízkých teplotách vzduchu z vnější strany TEG je možné dosáhnout stavu, kdy nebude generována téměř žádná energie. V měření se potvrdila závislost množství generované energie na okolní teplotě vzduchu. Stejně tak se ukázalo, že pokud okolo TEG nedochází k proudění vzduchu a k "omývání" tenké vrstvy zahřátého vzduchu na povrchu TEG, velmi rychle klesá množství energie, jakou TEG generuje. Dále se ukázalo, že i když podmínky pro měření byly někdy hodně odlišné (venkovní teplota se mohla pro různá měření lišit až o 15 °C), na množství generované energie neměla až takový vliv. Tato skutečnost může být způsobena více faktory. Jedním z nich je skutečnost, že teplota pokožky (nebo dokonce na povrchu tenké vrstvy oblečení umístěné na pokožce) nemusí dosahovat standardně udávané teploty těla, a to 35 °C až 37 °C. Tato teplota se může na povrchu těla měnit. Při prochlazení může teplota na povrchu těla běžně klesat pod 25 °C (změřeno infračerveným teploměrem). Stejně tak je možné části pokožky prohřát na teplotu vyšší než 37 °C [37]. Z těchto důvodů zřejmě není možné i při velmi dobrém chlazení z vnější části vytvořit vyšší teplotní gradient na TEG, a tím ještě navýšit množství generované energie. Dalším aspektem ovlivňující generovanou energii může být samotný kus látky, která je mezi TEG a povrchem těla, kvůli níž může být zapříčiněno horší předávání tepelné energie, a tím limitovat množství generované energie. To, že docházelo k nedostatečnému dodávání tepla z vnitřní strany a z toho důvodu k poklesu teplotního

gradientu se ukázalo jako pravdivé při porovnání měření za chůze a při běhu. Při chůzi došlo k prochlazení pokožky na jistou úroveň, ve které nadále setrvala a docházelo tak ke generování téměř konstantního množství energie. V případě běhu ale docházelo k průběžnému nárůstu generované energie, který byl zapříčiněn lepším prohřátím pokožky pod TEG a k vyššímu generování energie. Ovšem jakmile se teplota okolí pohybovala okolo 15°C nebo výše, bylo možné pozorovat pomalejší nárůst energie a její výsledná maximální hodnota, které bylo dosaženo, byla nižší než za nižších teplot okolí. Tento jev je možné pozorovat při měření generovaného výkonu při jízdě na rotopedu za pokojové teploty. Finálním důležitým bodem této analýzy je, že při měření generovaného výkonu v klidu za pokojové teploty bylo dosaženo nenulového generovaného výkonu a napětí. Minimální napětí, které bylo generováno, se pohybovalo mezi 0,01 V až 0,02 V a maximální napětí nepřesáhlo 0,15V. Všechny těchto informací se využívá v následující kapitole při výběru komponent pro konstrukci finálního zařízení. Touto kapitolou by měl být splněn druhý, třetí i čtvrtý bod zadání diplomové práce. Konkrétně návrh a realizace zařízení, umožňující získávání elektrické energie ze živých objektů a ověření funkce tohoto zařízení. Po ověření bylo provedeno několik sérií měření se diskuzí o případném využití.

4. Experimentální zařízení

V této kapitole bude podrobně popsáno finální zařízení, které bylo navrženo na základě získaných a naměřených dat z první podkapitoly. Toto zařízení by mělo sloužit k samotnému získávání elektrické energie pro okamžité nebo budoucí využití. Výsledné zařízení již nebude obsahovat řídicí jednotku (lze ji však ke zkonstruovanému zařízení připojit) ani zdroj napájení v podobě baterií. Funkčnost bude ověřena laboratorně. Zároveň zde bude popsána možnost pro budoucí využití společně se softwarem, který by v případě připojení řídicí jednotky a akcelerometru mohl být implementován a mohla by tak být zajištěna funkce krokoměru.

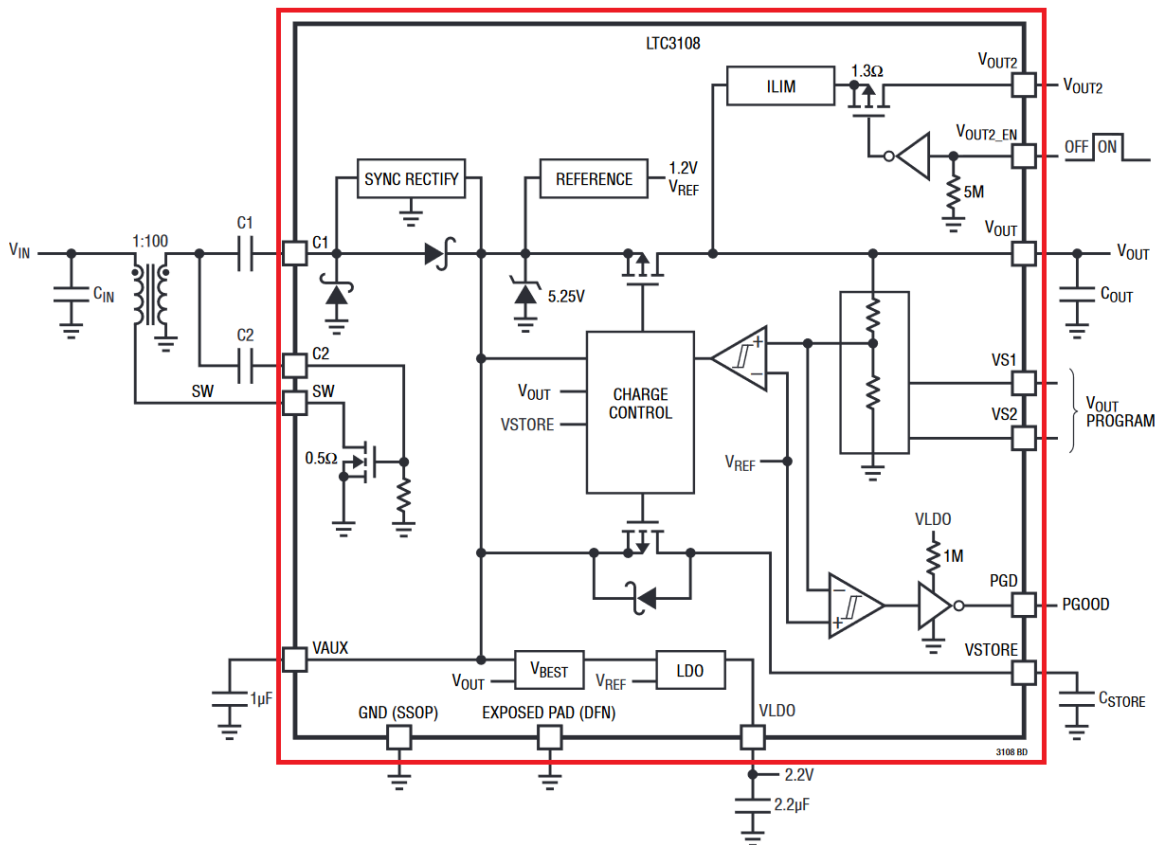
4.1 Hardware

Na základě měření a jeho následném zpracování získaných dat z TEG v minulé kapitole, bylo možné vybrat a vytvořit takové zařízení, pomocí něhož bude možné uchovávat vytvořenou energii například v akumulátorech.

4.1.1 Step-up konvertor

Ze získaných měření bylo zjištěno, že minimální generované napětí se pohybuje okolo 0,010 V a maximální generované napětí nepřesahovalo 0,150 V. Za výjimečných podmínek, jako například přiložení velmi chladného objektu k vnější straně TEG, bylo možné generovat i 0,5 V. Na základě těchto vlastností byl vybrán step-up konvertor LTC3108 od společnosti Linear Devices [4], jehož parametry nejvíce vyhovovaly požadavkům plynoucím z předchozí kapitoly. Je schopený konvertovat vstupní napětí od 0,02 V do 0,5 V na výstupní napětí, jehož velikost lze nastavit. Na výběr je z 2.35 V, 3.3 V, 4.1 V a 5 V. Čímž plně vyhovuje pro využití maximálního potenciálu z TEG. Navíc zde existuje možnost doplnit k zařízení další 1-2 stejné TEGy, zapojené v sérii. Pokud by nebyly takto zapojené TEGy vystaveny extrémním podmínkám, stále by nedošlo za běžného použití k překročení maximálního rozsahu napětí na vstupu konvertoru.

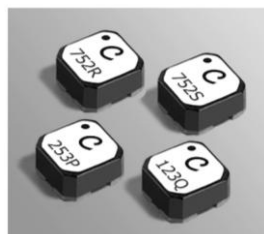
Na obrázku 36 lze vidět vnitřní zapojení LTC3108.



Obrázek 36: Uvnitř červeně ohraničené oblasti je znázorněna vnitřní struktura LTC3108 (upravený obrázek z[4])

4.1.2 Transformátor

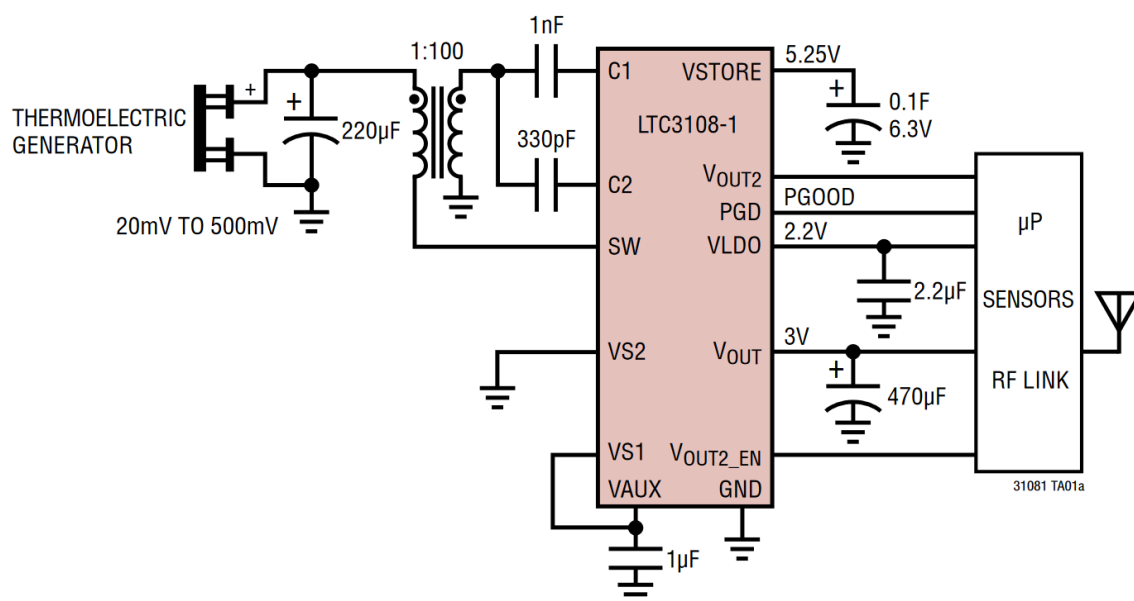
Jak je vidět na obrázku 36 výše, hned na samotném vstupu by měl být připojen transformátor. Existuje několik možných zapojení s různým transformačním poměrem, jako například 1:20, 1:50, 1:100, v závislosti na očekávaném vstupním napětí. Na základě měření bylo zjištěno, že napětí na vstupu je velmi nízké. Z tohoto důvodu je vhodné použít transformátor s poměrem 1:100. S přihlédnutím ke všem požadavkům byl vybrán transformátor LPR62235-752R, který nejvíce vyhovuje této aplikaci. Výrobce udává jeho hlavní využití jako transformátor u step-up konvertorů v energy harvesting aplikacích. [7]



Obrázek 37: Vzhled použitého transformátoru [7]

4.1.3 Návrh plošného spoje

V katalogovém listu je uvedeno doporučené zapojení LTC3108 v obvodu se zdrojem velmi nízkého elektrického napětí. Na výběr je hned z několika možností, jakými lze LTC3108 do elektrického obvodu zapojit. Zapojením je možné ovlivnit i výstupní napětí nebo jestli bude LTC3108 sloužit přímo k napájení jiného zařízení, či pouze dobíjet baterie. Schéma zapojení, kterého bylo využito k návrhu plošného spoje, je možné vidět na obrázku 38 níže.

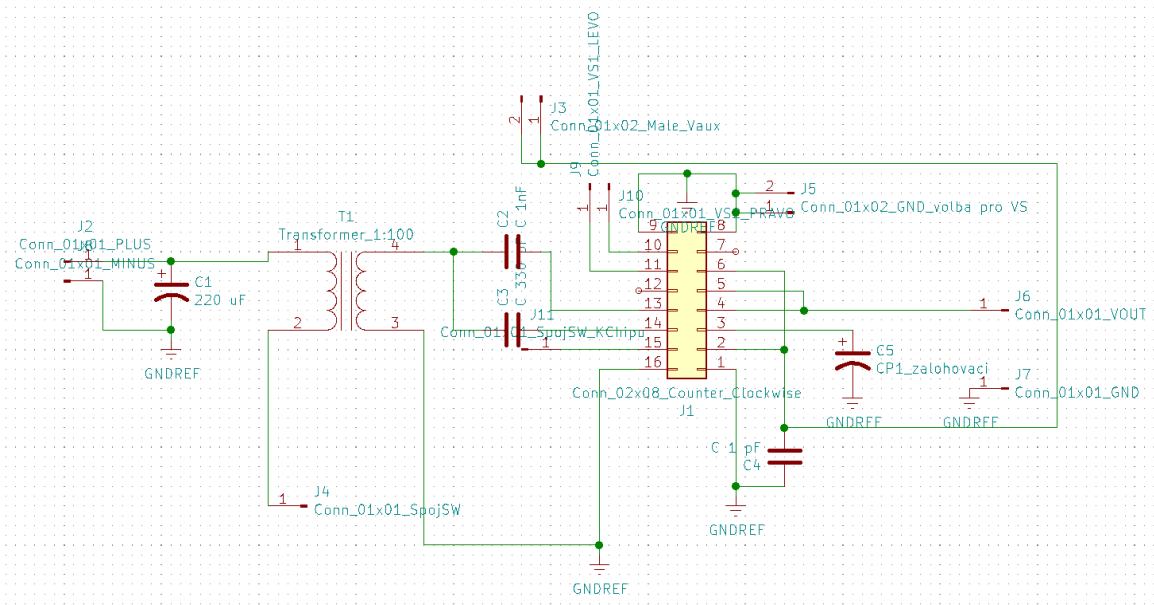


Obrázek 38: Schéma zapojení LTC3108 v obvodu [4]

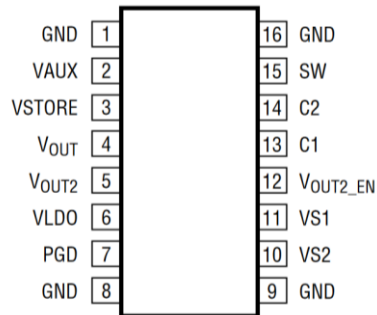
Využití tohoto schématu spočívalo hlavně ve výběru součástek, které by měly být připojeny k samotnému LTC3108. S rozdílem, že k LTC3108 nebude připojen senzor nebo senzorová jednotka, ale baterie. Ta by měla získanou energii akumulovat.

Na základě vzorového zapojení z katalogového listu byl vytvořen návrh plošného spoje, jak lze vidět na obrázku 39 a obrázku 40. Hodnoty kapacity kondenzátorů a transformátoru byly podle obrázku 38 zachovány.

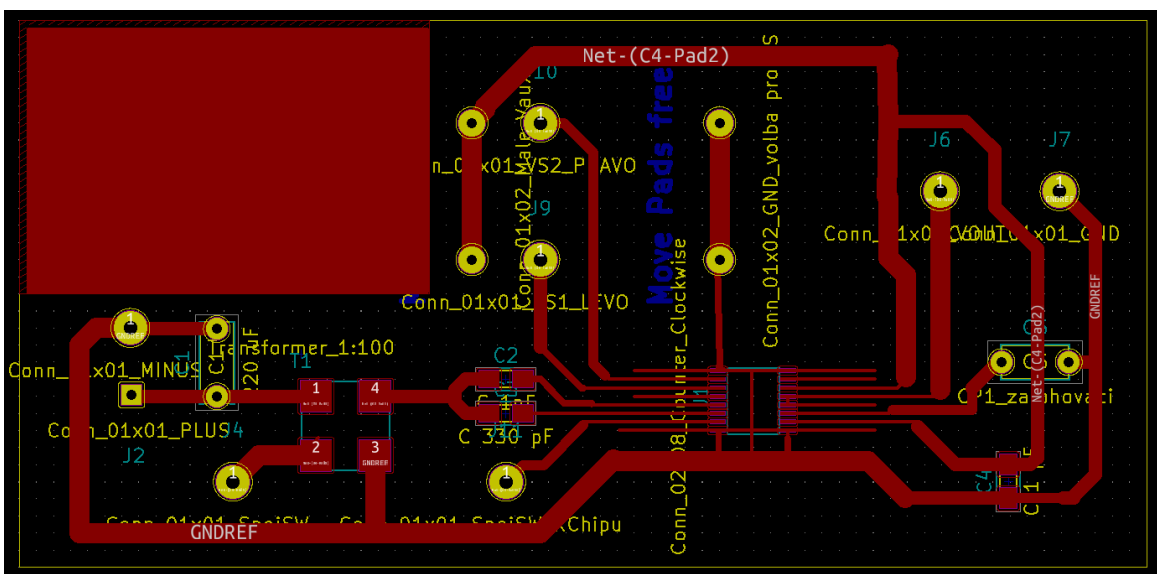
Společně se schématem pro PCB lze vidět rozložení vývodů step-up konvertoru, pro doplnění informace o zapojení konvertoru v navrženém obvodu na PCB.



Obrázek 39: Návrh zapojení plošného spoje



Obrázek 40: Výstupy LTC3108 [4]



Obrázek 41: Návrh plošného spoje pro vyfrézování

4.1.4 Kondenzátory

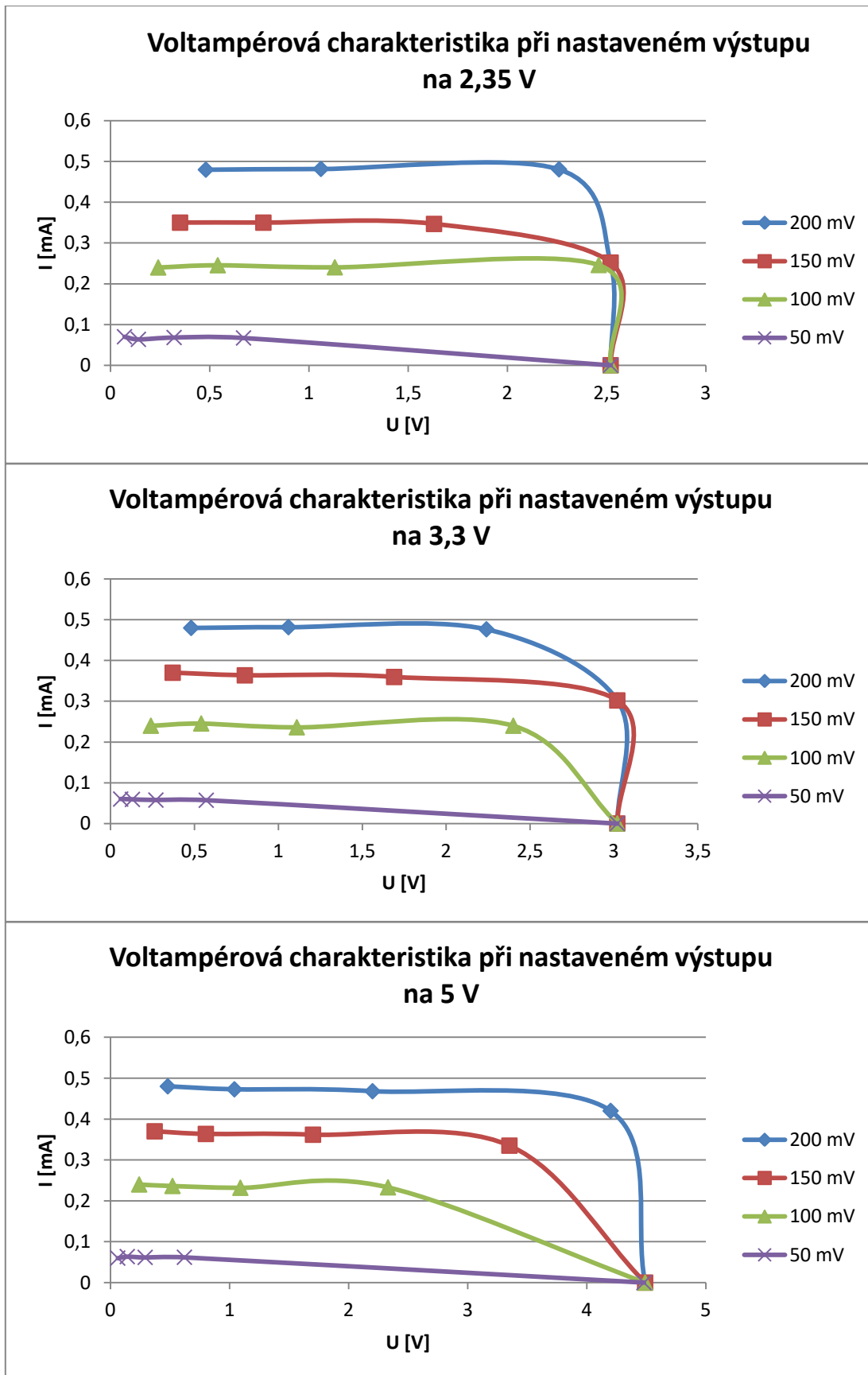
Pro realizaci byly zvoleny keramické SMD kondenzátory s pouzdem 0805, maximálním provozním napětím 50 V a jmenovitou hodnotou kapacity dle schématu na obrázku 38.

Dále jsou v obvodu dva polarizované kondenzátory. Jeden na vstupu, který slouží ke stabilizaci stejnosměrného napětí a druhý zálohovací, který slouží ke stabilizaci výstupního napětí. Na vstupu je použit tantalový kondenzátor s kapacitou 220 nF a maximálním provozním napětím 35 V.

4.2 Ověření funkčnosti

Funkčnost zkonstruovaného zařízení pro navýšení výstupního napětí byla ověřena laboratorně. Na vstup bylo přivedeno několik napětí. Napětí, na kterých bylo navržené zařízení testováno, jsou: 50 mV, 100 mV, 150 mV a 200 mV. Pro jednotlivá napětí se pak měnila i zátěž na výstupu (1 k Ω , 2,2 k Ω , 4,7 k Ω , 10 k Ω , výstup na prázdko), na které bylo měřeno výstupní napětí. Při testování byl odpojen stabilizační superkondenzátor, který by zkresloval měření.

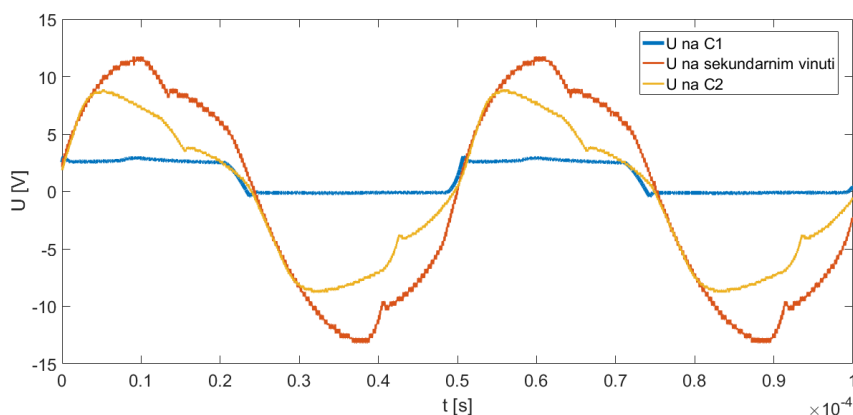
Hodnoty, které tímto postupem byly naměřeny, lze vidět na grafech z obrázku 42 na následující stránce.



Obrázek 42: Naměřené hodnoty výstupního napětí a výstupního proudu při změně odporu na výstupu za různých vstupních napětí (uvedena v legendě)

Jak je možné vidět na grafech na obrázku 42, postupně zleva doprava s rostoucím odporem roste i napětí až do přednastavené hodnoty na LTC. Avšak proud při minimálních hodnotách odporu (a tedy i napětí) zůstává téměř na stejné hodnotě. Pro 50 mV je to asi 60 μA , pro 100 mV asi 240 μA , pro 150 mV přibližně 360 μA a pro 200 mV asi 480 μA . Omezení proudu, které zdroj může na výstupu dodávat, lze vysvětlit fungováním nábojové pumpy. Pro tu platí, že množství přeneseného náboje je závislé na velikosti vstupního napětí, velikosti použité kapacity (kondenzátoru na vstupu C1) a pracovním kmitočtu.

Na obrázku 43 jsou zaznamenány typické průběhy napětí na sekundárním vinutí transformátoru a na vstupech C1 a C2. Frekvence kmitání vstupního obvodu, respektive nábojové pumpy, je přibližně 20kHz.



Obrázek 43: Napětí na vstupu s kondenzátorem C1, C2 a sekundárním vinutí (číslováno podle obrázku 38), při frekvenci 20kHz, při výstupním napětí 1,77 V

4.3 Zpracování akcelerometrických dat - krokoměř

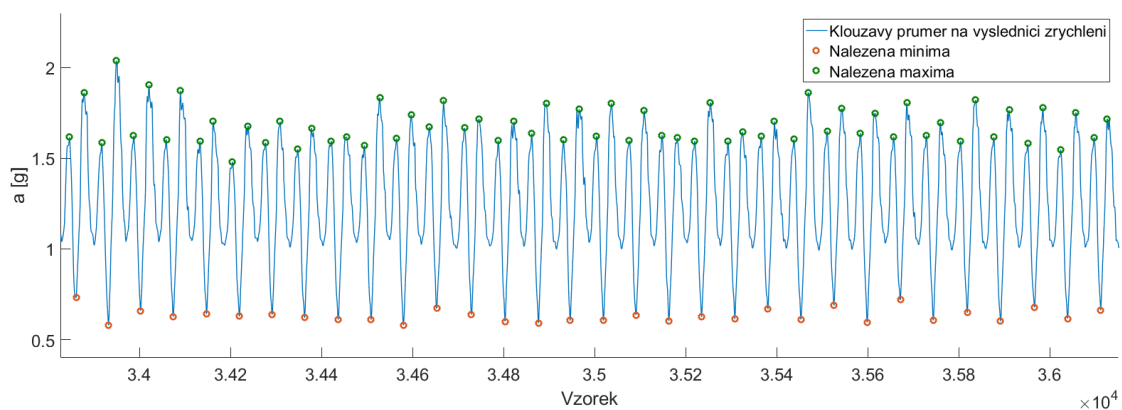
Na základě dat získaných z měření ve třetí kapitole (3. Praktická část – testovací modul), byl navržen software, díky němuž je možné v reálném čase počítat kroky. Software byl původně napsán v Matlabu a zpracovával data dodatečně. Ve finální podobě byl kód upraven tak, že nevyužívá žádných funkcí Matlabu a je tak možné jej s drobnou (syntaktickou) úpravou implementovat do mikrokontroleru.

4.3.1 Princip

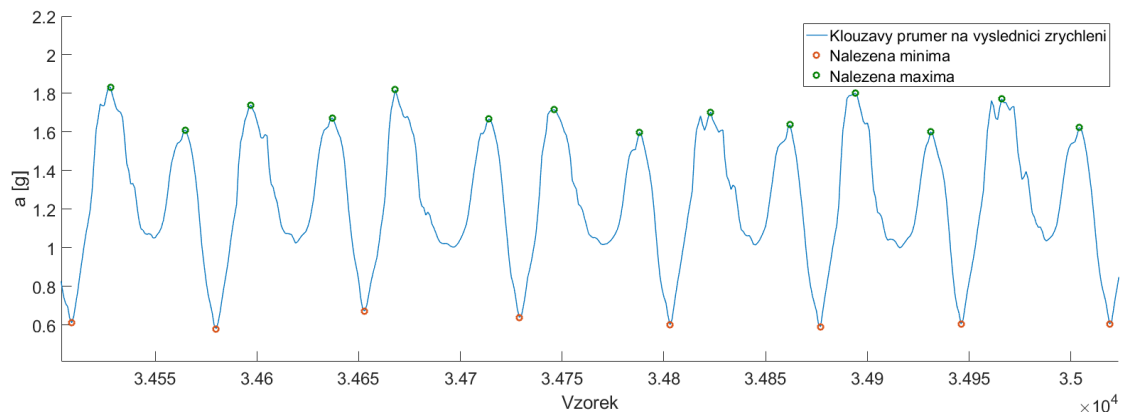
Z jednotlivých dat z akcelerometru je vypočteno zrychlení stejným způsobem jako je tomu při zpracování v Matlabu (odmocnina ze součtu druhých mocnin zrychlení v jednotlivých osách). Takto spočtená hodnota se uloží na první pozici z patnácti

v předpřipraveném poli, které obsahuje do té doby 15× hodnotu 1000 (předpokládá se, že se měření začíná v klidu, navíc nelze předpokládat, že 15 hodnot výrazně zkruslí měření obsahující desetitisíce záznamů). Při dalším průchodu cyklem dojde k uložení vypočítaného zrychlení na druhou pozici, při třetím na třetí atd. Po dosažení poslední pozice se přepíše pozice první a následně druhá atd. Po každém měření se bude z tohoto pole provádět průměr ze všech hodnot, který nahrazuje funkci klouzavého průměru. Zároveň jsou zde defaultně nastaveny dvě prahové hodnoty. Tyto hodnoty jsou zvoleny na základě pozorování, že při každém kroku dojde při přenosu nohy vzduchem k poklesu zrychlení pod 1 g s následnými dvěma lokálními extrémy. Jeden vzniká při dopadu chodidla na zem a druhý při odrazu. Díky těmto prahovým hodnotám je pak možné najít maxima a minima. Podmínky poté kontrolují, zda došlo k překročení minima a s následnými dvěma špičkami v maximu, bez přerušení lokálním minimem. Pokud je toto splněno, je tento stav prohlášen za dva kroky.

Na obrázcích 44 a 45 je možné vidět typický průběh chůze s označenými maximy i minimy, na základě kterých jsou kroky definovány. Na těchto datech už však byl použit klouzavý průměr přes 15 vzorků. Experimentálně bylo zjištěno, že klouzavý průměr přes 15 náměrů ještě nezkrusluje data z chůze a zároveň dostatečně vyhlazuje křivku chůze tak, že lze rozpoznávat kroky.



Obrázek 44: Typický průběh při chůzi při použití napsaného klouzavého průměru



Obrázek 45: Detail obrázku 44, kde je možné vidět velkou podobnost mezi jednotlivými kroky

Pro lepší pochopení obrázků 44 a 45 s grafy je dobré říci, kdy jaké hodnoty vznikají. Minimum vzniká vždy při přenosu nohy vzduchem mezi odrazem a dopadem na zem. Tato místa jsou znázorněna červeným kolečkem. Za ním následuje v pořadí první lokální maximum označené zeleným kolečkem. Toto lokální maximum vzniká při dopadu nohy na zem. Následně leží chodidlo na zemi a zrychlení je minimální. Tato rychlost, případně zrychlení, je dáno celkovým pohybem, kde kotník tvoří osu otáčení. Jelikož je senzor na lýtku, tedy velmi blízko této ose, je rychlost i zrychlení velmi malé. Proto zde zrychlení jen nepatrně překračuje hodnotu 1 g. Následuje v pořadí druhé lokální maximum (opět označeno zeleným kroužkem), které je vytvořeno při odrazu a zvedání nohy ze země. Jelikož se jedná o záznam pouze z jedné nohy, je nutné každou tuto zaznamenanou sekvenci posléze vynásobit dvěma, abychom dostali počet kroků.

4.4 Shrnutí

V této kapitole bylo úspěšně otestováno navržené zařízení pro zvýšení výstupního napětí z TEGu. Při měření výstupního napětí, kdy nebyla na výstupu připojena žádná zátěž, bylo vždy naměřeno požadované (nastavené) výstupní napětí. Při připojení zátěže formou odporu začínalo výstupní napětí (se snižující se hodnotou odporu) klesat. Ke stejnému výsledku (poklesu výstupního napětí) vedla i situace, kdy za stejného odporu na výstupu bylo snižováno napětí na vstupu. Hodnota proudu, která mohla na výstupu vytékat, byla limitována nábojem, který kondenzátor na vstupu C1 (číslováno podle obrázku 38) přenesl. Jelikož ve třetí kapitole (3. Praktická část – testovací modul), bylo zjištěno, že data z akcelerometru při chůzi mají velmi charakteristický průběh, byl navržen software

(pro počítání kroků), který by mohl být implantován do zařízení využívající TEG jako zdroj napájení. Funkce tohoto softwaru byla ověřena zpětně ze zaznamenaných dat. To že software funguje správně, bylo ověřeno spočtením kroků při chůzi, s následným porovnáním s hodnotou vypočtenou navrženým softwarem. Při experimentu bylo napočítáno 849 kroků pravou nohou, celkově tedy 1698 kroků. Z naměřených dat bylo softwarem vyhodnoceno, že byl proveden krok pravou nohou (na níž byl umístěný senzor) 842 krát, což je 1684 kroků. Pokud dáme do závislosti počet napočítaných kroků softwarem ke skutečnému počtu kroků, po vynásobení 100 dostáváme procentuální pravděpodobnost, s jakou je krok správně vyhodnocen. S takto navrženým softwarem je tato pravděpodobnost 99,17%. Chyba, která je v tomto případě menší než 1%, je tvořena zastavením a opětovným zahájením chůze. Při zastavení nebo opětovném zahájení chůze nedojde k naměření křivky, která je pro chůzi charakteristická.

5. Závěr

Cílem práce bylo seznámení se s termoelektrickými generátory s následným sestrojením vlastního zařízení, které bude měřit množství získávané energie z generátoru. Ověření, zda zařízení funguje správně, proběhlo pro měřené napětí pomocí multimetru. Zda probíhá i měření zrychlení správně, bylo ověřeno na základě experimentu.

Se sestrojeným a připraveným zařízením bylo provedeno několik desítek měření, jejichž záznamy byly uloženy na SD kartu. Jak se následným zpracováním dat ukázalo, na množství generované energie se kromě okolní teploty, která oproti tělesné teplotě vytváří teplotní gradient potřebný pro generování elektrické energie podílí i to, jak efektivně je teplo z vnější strany TEGu odebíráno. To vše je ověřeno statistickým testováním. Na závěr je v podkapitole 3.3 (Využití) provedena diskuze ohledně možného využití na základě získaných údajů. Tím jsou naplněny všechny body zadání této diplomové práce.

V předposlední čtvrté kapitole (4. Experimentální zařízení) je pak zkonstruováno zařízení, které je schopné transformovat vstupní napětí na napětí, které by mohlo být lépe využitelné. Konkrétně by takto zkonstruovaný modul měl být schopný nabíjet baterie pro zálohování získané energie.

Přestože testovaný TEG má oproti jiným mnoho výhod, jako například svoji pružnost, je možné si všimnout i nedostatků. Jedním z nich je špatné odvádění tepla a odevzdávání okolnímu prostředí. Jak bylo na základě zpracovaných dat zjištěno, je nutné neustále TEG chladit (v tomto případě pohybem, respektive zajištěním proudění okolního vzduchu). Chladičů se pro TEGy běžně využívá [2][33], ale jedná se o standardní neohebné chladiče, které pro tuto aplikaci lze jen těžko využít. Alternativou by mohlo být zalít vnější část TEGu do teplovodivého silikonu, čímž by se zvětšila plocha, na které by bylo teplo odevzdáváno z jednotlivých Peltierových článků. Tato úprava by řešila i druhý nedostatek současného TEGu, kterým je přímý kontakt Peltierových článků s vnějším prostředím. Při poškození jednoho z článků dojde k rozpojení celého obvodu (články jsou v sérii) a TEG tak přestává generovat jakýkoliv výkon. Kdyby byl TEG z vnější strany pokrytý silikonem, toto riziko by bylo minimalizováno, neboť silikon by sloužil zároveň jako mechanická ochrana.

V praxi by toto zařízení nemuselo nalézt využití pouze u lidí ale například i pro generování energie z odpadního tepla hospodářských zvířat.

Použitá literatura

- [1] Adafruit, Adafruit Data Logger Shield, [online], 2020, [cit. 20. května 2020].
Dostupné z: <https://learn.adafruit.com/adafruit-data-logger-shield/downloads>
- [2] AMANDA MYERS, RYAN HODGES, JESSIE S. JUR. Human and enviromental analysis of wearable thermal energy garvesting, [online], 2017, [cit. 14. května 2020].
Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0196890417303060>
- [3] AMOS KINGATUA. The How and Why of Energy Harvestin, for Low-Power Applications, [online], 2016, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z:
<https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/how-why-of-energy-harvesting-for-low-power-applications/>
- [4] Analog Devices, LTC3108 Ultralow Voltage Step-Uú Converter and Power Manager datasheet [online], [cit. 30. dubna 2020]. Dostupné z:
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/LTC3108.pdf>
- [5] ANTHONY HEDDINGS, What do “7nm“ and “10nm“ Mean for CPUs, and Why Do They Matter?, HowToGeek [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z:
<https://www.howtogeek.com/394267/what-do-7nm-and-10nm-mean-and-why-do-they-matter/>
- [6] Centiot, Step Up Boost Converter – DC 3V to 5V USB Output [online], 2020, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://www.centiot.com/boost-converter-dc-3v-5v-usb-output-mini-step-boost-power-converter-module>
- [7] Coilcraft, Coupled inductors – LPR6235, datasheet, [online], 2020, [cit. 30. dubna 2020]. Dostupné z: <https://www.mouser.com/datasheet/2/597/lpr6235-471421.pdf>
- [8] DANIEL HOFFMANN, PHILIPP BECKER, BERND FOLKMER. Energy harvesting from human motion: Exploiting swing and shock excitations, Smart Materials and Structures [online], 2015, [cit. 8. května 2020]. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/273312391_Energy_harvesting_from_human_motion_Exploiting_swing_and_shock_excitations

- [9] DAVIDE SAVENIJE, 5 ways you can use the human body to generate electricity, Utility dive [online], 2014, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z:
- [10] DEJAN. Arduino and MPU 6050 Accelerometer and Gyroscope Tutorial, Arduino Tutorials [online], 2020, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/arduino-and-mpu6050-accelerometer-and-gyroscope-tutorial/>
- [11] DEJAN. Arduino SD Card and Data Logging to Excel Tutorial, Arduino Tutorials [online], 2020, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/arduino-sd-card-data-logging-excel-tutorial/>
- [12] DIANA ENESCU. Thermoelectric Energy Harvesting: Basic Principles and Applications, [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/green-energy-advances/thermoelectric-energy-harvesting-basic-principles-and-applications>
- [13] DURAISAMY SIVAPRAHASAM, SUBRAMANIAM HARISH, RAGHAVAN GOPALAN, GOVINDHAN SUNDARARAJAN. Automotive Waste Heat Recovery by Thermoelectric Generator Technology, [online], 2018, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/bringing-thermoelectricity-into-reality/automotive-waste-heat-recovery-by-thermoelectric-generator-technology>
- [14] JAROSLAV REICHL, MARTIN VŠETIČKA. Peltierův jev, [online], 2020, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/909-termoelektricke-clanky>
- [15] JAROSLAV REICHL, MARTIN VŠETIČKA. Seebeckův jev, [online], 2020, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/910-seebeckuv-jev>
- [16] JAROSLAV REICHL, MARTIN VŠETIČKA. Thomsonův jev, [online], 2020, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/912-thomsonuv-jev>
- [17] JINGJING ZHAO, ZHENG YOU. A shoe – Embedded Piezoelectric Energy Harvest for Wearable Sensors, [online], 2019, [cit. 8. května 2020]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/263896179_A_Shoe-Embedded_Piezoelectric_Energy_Harvester_for_Wearable_Sensors

- [18] JINLONG CHEN, KWEN LI, CHANGWEI LIU, MAO LI, YOUNGCHANG LV, LIN JIA, SHANSHAN JIANG. Enhanced Efficiency of Thermoelectric Generator by Optimizing Mechanical and Electrical Structures, [online], 2017, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/319476866_Enhanced_Efficiency_of_Thermoelectric_Generator_by_Optimizing_Mechanical_and_Electrical_Structures
- [19] JIŘÍ TŘINÁCTÝ. Termoelektrický generátor pro spalínový tah kotle. Brno, 2013. Bakalářská práce. VUT v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Energetický ústav. [online], [cit. 15. května 2020]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=67548
- [20] LUCAS LAURSEN. Swiss Scientists Design a Turbine to Fit in Human Arteries, Spectrum [online], 2011, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://spectrum.ieee.org/biomedical/devices/swiss-scientists-design-a-turbine-to-fit-in-human-arteries>
- [21] LUKÁŠ GIRT. Průtokový ohřívač/chladič na principu peltierových článků. Brno, 2016. Bakalářská práce. VUT v Brně, fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. [online], [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=129883
- [22] MARIA ANGELIKA-NIKITA, NEOCILIS HADJIGEORGIOU, CHRISTOS MANOPOULOS, JULIUS GEORGIOU. Converting energy captured from blood flow into usable electric power: Design optimization, [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1809/1809.10929.pdf>
- [23] MARIAN BRÁZDIL. Možnosti využití termoelektrických jevů pro výrobu elektrické energie z odpadního tepla, energetika.tzb-info [online], 2013, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z: <https://energetika.tzb-info.cz/kogenerace/10220-moznosti-vyuziti-termoelektrickyh-jevu-pro-vyrobu-elektricke-energie-z-odpadniho-tepla>
- [24] Micropelt, Anwendungsbeispiele, [online], 2020, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z: <http://www.micropelt.com/produkte/anwendungsbeispiele.html>
- [25] Openimpulse, MPU 92/65 [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://www.openimpulse.com/blog/products-page/product-category/mpu9255-9dof-digital-accelerometer-gyroscope-magnetometer-module/>

- [26] Pavegen. [online], 2019, [cit. 8. května 2020]. Dostupné z: <https://pavegen.com/>
- [27] PETR HAWLICZEK. *Využití Peltierových termočlánků jako alternativního zdroje energie*. Ostrava, 2011. Bakalářská práce. VŠB v Ostravě, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra Elektroenergetiky. [online], [cit. 15. května 2020].
Dostupné z:
https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/87453/HAW007_FEI_B2649_3907R001_2011.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [28] STM, BlueNRG-MS, [online], 2020, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z:
<https://www.st.com/en/wireless-transceivers-mcus-and-modules/bluenrg-ms.html>
- [29] STM, LSM6DSM, [online], 2020, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z:
<https://www.st.com/en/mems-and-sensors/lsm6dsm.html>
- [30] STM, STM32L476RG, [online], 2020, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z:
<https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32l476rg.html>
- [31] Teachmemicro, Arduino NANO Pinout Diagram, [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://www.teachmemicro.com/arduino-nano-pinout-diagram/>
- [32] the Switch, Energy Harvesting: Pavegen and the Rise of Kinetic Tile Tech, the Switch [online], 2019, [cit. 8. května 2020]. Dostupné z:
<https://theswitch.co.uk/technology/guides/energy/energy-harvesting-tiles>
- [33] V. LEONOV. Thermoelectric Energy Harvesting of Human Body Heat for Wearable Sensors, [online], 2013, [cit. 14. května 2020]. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/258167029_Thermoelectric_Energy_Harvesting_of_Human_Body_Heat_for_Wearable_Sensors
- [34] VENKATESH VAIDYANATHAN. What Are The Seebeck Effect And The Peltier Effect?, ScienceAbc [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z:
<https://www.scienceabc.com/pure-sciences/what-are-the-seebeck-effect-and-peltier-effect.html>
- [35] XUKYO. Read and write on a SD card with Arduino, Aranacorp [online], 2018, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z: <https://www.aranacorp.com/en/read-and-write-on-a-sd-card-with-arduino/>

- [36] YIFAN XU, PEINING CHEN, JING ZHANG, SONGLIN XIE, FANG WAN, JUE DENG, XUNLIANG CHENG, YAJIE HU, MENG LIAO, BINGJIE WANG, XUEMEI SUN, HUIHENG PENG. A one-dimensional fluidic nanogenerator with a high power conversion efficiency, [online], 2017, [cit. 8. května 2020]. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/319307958_A_One-Dimensional_Fluidic_Nanogenerator_with_a_High_Power_Conversion_Efficiency
- [37] ZDENĚK JIRÁK, ZUZANA MATHAUSEROVÁ. Měření a hodnocení pracovní tepelné zátěže na pracovištích, [online], 2019, [cit. 27. dubna 2020]. Dostupné z:
http://www.khshk.cz/e-learning/kurs3/314teplota_kon.html