

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

KATEDRA TEORIE OBVODŮ



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Model napájecího zdroje s piezoelektrickým  
elementem pro využití v biomedicíně**

Vypracoval: Tomáš Pýcha

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Vedoucí práce: prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.

Rok: 2022



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Pýcha** Jméno: **Tomáš** Osobní číslo: **483472**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Model napájecího zdroje s piezoelektrickým elementem pro využití v biomedicině**

Název bakalářské práce anglicky:

**Model of Piezoelectric Power Supply for Use in Biomedicine**

Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte rešerši současného stavu poznatků řešení napájecích zdrojů s piezoelektrickými měniči pro biomedicínské aplikace.
2. Navrhněte a realizujte jednoduchý model napájecího zdroje s piezoelektrickým měničem mechanické energie na elektrickou, k realizaci zdroje zvolte vhodný typ piezoelektrického měniče, integrovaný obvod pro management zdroje a ukládání elektrické energie. Pro zdroj mechanického pohybu měniče zvolte vhodný mechanismus, např. využitím vibrací nebo otřesy při pohybu lidského těla.
3. Změřte a zhodnoťte dosažené elektrické parametry (výstupní napětí, výstupní proud, výstupní výkon v závislosti na zatěžovacím odporu a frekvenci mechanického buzení, stanovte optimálního zatěžovací odpor pro největší výstupní výkon a proud, stanovte optimální dosaženou mechanickou budící frekvenci apod.).
4. Navrhněte koncepci úprav pro další možné vylepšení účinnosti systému.

Seznam doporučené literatury:

1. Neumann, P., Uhlíř, J.: Elektronické obvody a funkční bloky I, II, ČVUT.
2. Husák, M., Autonomní mikronapájecí zdroje s piezoelektrickým principem, DPS, 9-10/2013, str. 2, ISSN 1805-5044
3. Husák, M., Autonomní mikronapájecí zdroje s piezoelektrickým principem - II, DPS, 11-12/2013, str. 2, ISSN 1805-5044
4. Husák, M., Piezoelektrické mikro- a nanogenerátory, DPS, 1-2/2014, str. 2, ISSN 1805-5044

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**prof. Ing. Miroslav Husák, CSc. katedra mikroelektroniky FEL**

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

Datum zadání bakalářské práce: **02.02.2022**

Termín odevzdání bakalářské práce: **20.05.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2023**

prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.  
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

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

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studenta



## 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 .....

.....

Tomáš Pýcha

## Poděkování

V první řadě děkuji svému vedoucímu panu prof. Ing. Miroslavu Husákovi, CSc. za jeho odborné vedení, trpělivost, vstřícnost a čas, který mi věnoval.

Dále děkuji panu Ing. Vítu Záhlavovi, CSc. za pomoc s návrhem desky plošného spoje a zprostředkováním jejího objednání. Stejně tak děkuji i panu Ing. Alexandru Laposovi, Ph.D. za pomoc se samotným měřením a veškeré připomínky.

V neposlední řadě děkuji své rodině za veškerou dosavadní podporu, nejen během studia.

Tomáš Pýcha

# Abstrakt

Tato práce se zaměřuje na téma piezoelektrického energy harvesting, jehož využití může v budoucnosti odstranit nutnost výměny baterií, a to nejen v oblasti implantovatelných lékařských přístrojů. Nejdříve jsou vysvětleny základní principy sběru energie společně s klíčovými komponentami a jejich funkcemi. Je uveden piezoelektrický jev, stejně tak jako důležité piezoelektrické materiály a jejich vlastnosti. Teoretická část končí popisem několika dosud provedených praktických experimentů a jejich výsledků. V praktické části práce je navržen funkční model piezoelektrického harvestoru, který je následně sestaven z komerčně dostupných součástí. Jako zdroj energie je zvolen uniformní piezoměnič a jako řídicí obvod je použit LTC3588-1. Jsou změřeny elektrické charakteristiky systému pro několik kombinací volitelných parametrů (frekvence a efektivní hodnota kmitů, kapacita kondenzátoru, zátěž, atd.). Nejvyšší dosažený výstupní výkon je 1,9 mW. Všechny naměřené výsledky jsou vyhodnoceny stejně tak jako vlivy jednotlivých parametrů obvodu na jeho výstupní charakteristiku. Nakonec jsou uvedena omezení tohoto modelu pro praktické aplikace a navrženy možnosti budoucího vylepšení řešení.

**Klíčová slova:** *piezoelektrický, energy harvesting, biomedicína, energy management*

**Vedoucí práce:** prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.

# Abstract

This thesis deals with the concept of piezoelectric energy harvesting, which has the potential to eliminate the need for battery replacements not only in implantable biomedical devices. At first, the principles of an energy harvesting system are explained, including its important components and their functions. The piezoelectric effect is introduced together with important piezoelectric materials and their characteristic properties. The theoretic part ends with the description of the results of practical experiments which have been conducted recently. In the practical part of the thesis, the functional model of the piezoelectric energy harvester is proposed and realized using commercially available components, which are described in detail. A uniform piezoelectric transducer is chosen as an energy source and the LTC3588-1 integrated circuit is used for energy management. Electrical characteristics of the system are measured in the laboratory for many different configurations of different parameters (frequency and effective value of oscillations, value of capacitor, load, etc.). The maximum output power achieved is 1.9 mW. The results are evaluated and the effects of individual parameters of the circuit on the output characteristics are explained. In the end, the limitations for the practical applications of this model are presented and possible future improvements are proposed.

**Keywords:** *piezoelectric, energy harvesting, biomedical, energy management*

**Thesis supervisor:** prof. Ing. Miroslav Husák, CSc.



# Obsah

<b>Seznam použitých zkratk</b>	<b>13</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>14</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>16</b>
<b>Úvod</b>	<b>17</b>
<b>1 Teoretická část</b>	<b>18</b>
1.1 Energy harvesting . . . . .	18
1.1.1 Solární energie . . . . .	18
1.1.2 Tepelná energie . . . . .	19
1.1.3 Mechanická energie . . . . .	19
1.2 Piezoelektrický jev . . . . .	20
1.2.1 Historie . . . . .	20
1.2.2 Princip . . . . .	21
1.2.3 Veličiny . . . . .	21
1.2.4 Použitelné materiály . . . . .	23
1.2.5 Struktury . . . . .	24
1.3 Napájecí systém . . . . .	26
1.3.1 Součásti . . . . .	26

1.3.2	Extrakce energie . . . . .	27
1.4	Aplikace . . . . .	28
1.4.1	Obecné . . . . .	28
1.4.2	Využití srdeční aktivity . . . . .	30
<b>2</b>	<b>Návrh a realizace modelu</b>	<b>34</b>
2.1	Struktura řešení . . . . .	34
2.2	LTC3588-1 . . . . .	35
2.2.1	Vnitřní fungování obvodu . . . . .	35
2.2.2	Popis zapojení . . . . .	36
2.3	Piezoelektrický nosník . . . . .	37
2.4	Návrh a realizace DPS . . . . .	38
2.5	Použité přístroje . . . . .	39
2.6	Zapojení . . . . .	40
2.7	Postup měření . . . . .	41
<b>3</b>	<b>Dosažené výsledky</b>	<b>42</b>
3.1	Rezonanční frekvence . . . . .	42
3.2	Nabíjecí charakteristika . . . . .	43
3.3	Závislost napětí na zátěži . . . . .	44
3.4	Závislost proudu na zátěži . . . . .	46
3.5	Závislost výkonu na zátěži . . . . .	47
3.6	Vyhodnocení výsledku . . . . .	50
<b>4</b>	<b>Závěr</b>	<b>52</b>
	<b>Bibliografie</b>	<b>58</b>
<b>A</b>	<b>Schéma zapojení desky plošného spoje z programu KiCAD.</b>	<b>59</b>

<b>B</b>	<b>Návrh přední a zadní strany desky plošného spoje v programu KiCad</b>	<b>60</b>
<b>C</b>	<b>Naměřené napětí</b>	<b>61</b>
<b>D</b>	<b>Závislost proudu <math>I_{OUT}</math> na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu a tři různé hodnoty <math>U_{exc}</math> budicího signálu.</b>	<b>63</b>
<b>E</b>	<b>Časové průběhy výkonu <math>P_{OUT}</math>.</b>	<b>64</b>

# Seznam použitých zkratk

<b>EH</b>	Energy harvesting
<b>PZT</b>	Zirkoničitan-titaničitan olovnatý
<b>PVDF</b>	Polyvinylidenfluorid
<b>ECG</b>	Elektrokardiograf
<b>SCE</b>	Synchronní extrakce náboje
<b>SSHI</b>	Synchronní spínaný sběr na induktoru

# Seznam fyzikálních veličin

$\mathbf{d}_{i,j}$	$[\text{C} \cdot \text{N}^{-1}]$	Tenzor piezoelektrické konstanty mechanického namáhání
$\mathbf{g}_{i,j}$	$[\text{V} \cdot \text{m} \cdot \text{N}^{-1}]$	Tenzor piezoelektrické tlakové konstanty
$\epsilon_{i,j}$	$[\text{F} \cdot \text{m}^{-1}]$	Tenzor elektrické permitivity
$\mathbf{k}^2$	$[-]$	Elektromechanický vazebný koeficient
$\mathbf{s}_{i,j}$	$[\text{m} \cdot \text{N}^{-1}]$	Tenzor elastické poddajnosti
$\eta$	$[-]$	Účinnost
$\mathbf{Q}_m$	$[-]$	Činitel jakosti
$\mathbf{C}$	$[\text{F}]$	Kapacita kondenzátoru
$\mathbf{P}$	$[\text{W}]$	Výkon
$\mathbf{U}_{\text{ef}}$	$[\text{V}]$	Efektivní hodnota napětí
$\mathbf{I}_{\text{ef}}$	$[\text{A}]$	Efektivní hodnota proudu
$\mathbf{R}_{\text{load}}$	$[\Omega]$	Impedance zátěže

# Seznam obrázků

1.1	Piezoelektrický jev v krystalu křemene [7]. . . . .	21
1.2	Režimy piezoelektrického efektu a) 31 b) 33 [10]. . . . .	22
1.3	Činelová struktura [15] . . . . .	25
1.4	Obecná struktura harvestoru [2]. . . . .	26
1.5	Základní struktura piezoelektrického EH [17]. . . . .	27
1.6	Srovnání obvodů a) SCE b) SSHI [18]. . . . .	28
1.7	Schéma systému pro Internet věcí [20]. . . . .	29
1.8	Zdroj energie <i>in vivo</i> pro kardiostimulátor [22]. . . . .	31
1.9	Srdeční energy harvester ve spirálové konfiguraci [23]. . . . .	33
2.1	Blokové zapojení modelu energy harvestoru. . . . .	34
2.2	Blokové schéma obvodu LTC3588-1 [24]. . . . .	36
2.3	Osazená deska plošného spoje pro obvod LTC3588-1. . . . .	38
2.4	Přístroje použité k měření. . . . .	39
2.5	Schéma použitého zapojení. . . . .	40
2.6	Deska plošného spoje společně s piezoelementem připojeným k vibrátoru. . . . .	41
3.1	Výstupní výkon $P_{OUT}$ v závislosti na frekvenci. . . . .	43
3.2	Nabíjecí charakteristika pro čtyři různé konfigurace popisuje závislost napětí $U_{OUT}$ a $U_{IN}$ na čase při buzení vibračního zařízení signálem $U_{exc} = 1$ V. . . . .	44
3.3	Napětí $U_{OUT}$ v závislosti na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu a tři různé hodnoty $U_{exc}$ budicího signálu. . . . .	46
3.4	Závislosti proudu $I_{OUT}$ v závislosti na zátěži pro dvě různé konfigurace obvodu a hodnotu budicího signálu $U_{exc} = 3$ V. . . . .	47
3.5	Výkon $P_{OUT}$ v závislosti na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu a tři různé hodnoty $U_{exc}$ budicího signálu. . . . .	48

3.6	Časový průběh výkonu $P_{OUT}$ v čase pro dvě různé hodnoty kapacity kondenzátoru $C_{Storage}$ . . . . .	49
E.1	$C_{Storage} = 10 \mu F$ . . . . .	64
E.2	$C_{Storage} = 100 \mu F$ . . . . .	65

# Seznam tabulek

1.1	Srovnání zdrojů energie v prostředí [1]. . . . .	18
1.2	Srovnání harvestorů mechanické energie [2]. . . . .	20
1.3	Srovnání piezoelektrických materiálů [14]. . . . .	24
2.1	Výběr požadovaného výstupního napětí [24]. . . . .	37
3.1	Závislost napětí $U_{OUT}$ na zátěži pro nastavení $U_{OUT} = 3,6$ V. . . . .	44
C.1	Závislost napětí $U_{OUT}$ na zátěži pro nastavení $U_{OUT} = 3,6$ V. . . . .	61
C.2	Závislost napětí $U_{OUT}$ na zátěži pro nastavení $U_{OUT} = 1,8$ V. . . . .	62



# Úvod

V uplynulých dekádách došlo k významnému rozšíření elektroniky ze specializovaných pracovišť do každé domácnosti a k téměř každému jednotlivému člověku. Všechnu tuto elektroniku je třeba napájet, k čemuž se velmi často využívá zdroj přímo ze zásuvky. V případě nepraktičnosti trvalého fyzického propojení elektroniky se zásuvkou volíme již dlouhou dobu akumulátory, případně jednorázové baterie. Toto řešení ovšem není vždy ideální a v některých případech je výměna baterie nevýhodná, nebo dokonce velmi komplikovaná. Druhá možnost nastává v případě napájení mnohých zařízení implantovaných do lidského těla, kdy výměna baterie vyžaduje potenciálně rizikový chirurgický zákrok.

Odpovědí na tyto výzvy je pro mnoho aplikací sbírání energie z okolí zařízení, označované anglickým termínem *energy harvesting*. Jedná se o technologie fungující na odlišných principech umožňující zachytávání energie, která se vyskytuje volně v okolí zařízení v různých formách, a její přeměnu na energii elektrickou. Tu lze použít ihned k napájení daného zařízení nebo uložit k pozdějšímu využití.

V tomto textu uvedu možné zdroje volné energie spolu s fyzikálními principy jejího zachytávání a s tím spojené výhody a nevýhody. Dále popíšu princip fungování piezoelektrického elementu a uvedu různé typy použitelných materiálů a jejich vlastnosti. Představím také základní obvodové techniky pro zvýšení efektivity sběru elektrické energie.

Praktická část práce se zabývá návrhem modelu piezoelektrického energy harvesteru a jeho sestavením z komerčně dostupných součástí. Po představení jednotlivých částí obvodu a jejich významu pro jeho fungování popíšu postup proměření elektrických charakteristik obvodu. Nakonec výsledky vyhodnotím z pohledu možných aplikací a navrhnou potenciální vylepšení do budoucnosti.

# Kapitola 1

## Teoretická část

### 1.1 Energy harvesting

Anglický termín *energy harvesting* (v doslovném překladu *sklizení energie*) označuje soubor technik získávání energie, která je v různých formách přítomna v okolí zařízení. Tuto člověkem standardně nevyužitou energii je možné za určitých okolností přeměnit na energii elektrickou a využít ji k napájení spotřebiče anebo uložit. Energie se může v okolí zařízení vyskytovat v několika formách. V Tabulce 1.1 vidíme srovnání zdrojů okolní energie podle její plošné hustoty a efektivity jejího získávání.

Tabulka 1.1: Srovnání zdrojů energie v prostředí [1].

Zdroj energie	Charakteristika	Účinnost [%]	Hustota [ $\mu\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}$ ]
Světlo	venku	10 – 25	100 000
	uvnitř		100
Teplo	člověk	0,1	60
	průmyslové	3	10 000
Vibrace	Hz (člověk)	25 – 50	4
	kHz (stroje)		800
RF	GSM 900 MHz	50	0,1
	WiFi 2,4 GHz		0,001

#### 1.1.1 Solární energie

Energie získaná z přímého slunečního svitu se dlouhodobě komerčně využívá nejen v rámci rozlehlých elektráren, ale také k napájení drobné elektroniky (např. kalkulačky). Ve městech

se můžeme setkat s využitím u autonomních systémů, jako jsou parkovací automaty nebo chytré odpadkové koše. Nevýhodou solárních článků je relativně rozlehlá plocha polovodiče, stejně jako nutnost expozice na jasnou oblohu, což vylučuje použití uvnitř zvoleného systému.

### 1.1.2 Tepelná energie

#### *Termoelektrický princip*

Termoelektrické generátory jsou založené na Seebeckově jevu. Ten uvádí, že teplotní gradient na rozhraní dvou spojených kovů má za důsledek vznik elektrického napětí na svorkách tohoto termočlánku. Pro vyšší účinnost se využívá mnoho sériově zapojených dvojic PN přechodů. Termoelektrické generátory jsou komerčně dostupné, příkladem mohou být hodinky využívající tělesné teplo ze zápěstí ke svému napájení [2].

#### *Termomechanický princip*

Malé tepelné motory (ang. *micro heat engines*) umožňují transformovat teplotní gradient na změnu teploty v čase pomocí oscilace. Toho lze využít ve spojení s pyroelektrickým generátorem. Materiály s pyroelektrickými vlastnostmi vytváří na svém povrchu napětí úměrné časové změně teploty [3].

#### *Radiofrekvenční energie*

Radiofrekvenční harvester používá anténu k přeměně elektromagnetického vlnění, které je všude kolem nás (GSM, WiFi, TV přenos, apod.). Problémem je závislost hustoty radiofrekvenční energie na vzdálenosti od zdroje, která je velmi variabilní. V současné době je cílem zvětšit rozsah provozních frekvencí (ten je v současnosti velmi malý) [3].

### 1.1.3 Mechanická energie

#### *Elektromagnetický princip*

Elektromagnetický sběrač energie využívá ke konverzi vibračního pohybu na elektrickou energii princip elektromagnetické indukce. Indukované napětí je úměrné počtu závitů a změně magnetického toku v čase. Buď je zafixovanou součástí cívka a magnet je umístěn na vibrující

součástí, nebo je tomu naopak. Elektromagnetické harvestory dosahují jedné z největších hustot energie, jejich nevýhodou je ale nízké výstupní napětí [3].

Tabulka 1.2: Srovnání harvestorů mechanické energie [2].

Princip	Hustota energie [ $\text{mJ} \cdot \text{cm}^{-3}$ ]
Elektromagnetický	24,8
Elektrostatický	4,0
Piezoelektrický	35,4

### *Elektrostatický princip*

Elektrostatické harvestory využívají přednabitě kapacitory, jejichž paralelní desky se v důsledku vibrací pohybují. Pro uspořádání desek se využívá hřebenová struktura. Jsou užitečné pouze v malém měřítku, nevýhodou je nutnost udržovat opačný náboj na deskách kondenzátoru, k čemuž je nutný vnější zdroj napětí [3].

### *Piezoelektrický princip*

Jak je patrné z Tabulky 1.2, piezoelektrický princip přeměny mechanické energie na elektrickou je v malém měřítku nejefektivnější ze všech uvedených. Na následujících řádcích podrobně vysvětlím princip jeho fungování, použitelné materiály i praktické aplikace.

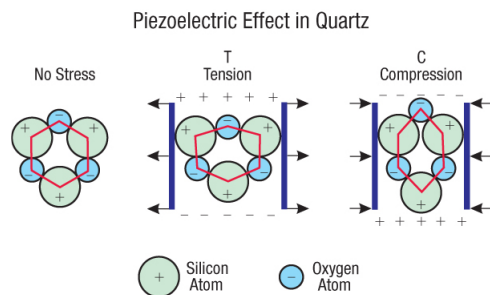
## 1.2 Piezoelektrický jev

### 1.2.1 Historie

Piezoelektrický jev byl poprvé popsán bratry Jacques a Pierre Curie roku 1880. Podařilo se jim změřit změny povrchového náboje uměle syntetizovaných krystalů při aplikaci mechanického napětí. Inverzní piezoelektrický jev, u kterého dochází k mechanické deformaci krystalu při aplikaci elektrického napětí na jeho povrchu, byl odvozen Lippmanem roku 1881 a experimentálně potvrzen bratry Curie [4].

### 1.2.2 Princip

Pouze některé materiály lze označit za piezoelektrické. Aby daný dielektrický materiál vykazoval piezoelektrické vlastnosti, je třeba, aby jeho krystalová mřížka neměla střed symetrie [5]. Musí se skládat z aniontů a kationtů, tedy částic s opačným nábojem. Tyto se v krystalové buňce střídají, celkový dipólový elektrický moment na povrchu je tak nulový, neboť se kladné a záporné příspěvky na povrchu materiálu vyruší. Pokud je na materiál aplikován tlak v daném směru, vznikne nesymetrické uspořádání nábojů a nenulový dipólový moment, jehož důsledkem je vznik elektrického náboje na povrchu materiálu [6], jak je znázorněno na Obrázku 1.1. Tato polarizace je zdrojem elektrostatického potenciálu, který umožňuje volným elektronům proudit vodičem spojujícím elektrody na opačných stranách piezoelementu. Inverzní piezoelektrický jev způsobí deformaci materiálu při vložení do vnějšího elektrického pole.



Obrázek 1.1: Piezoelektrický jev v krystalu křemene [7].

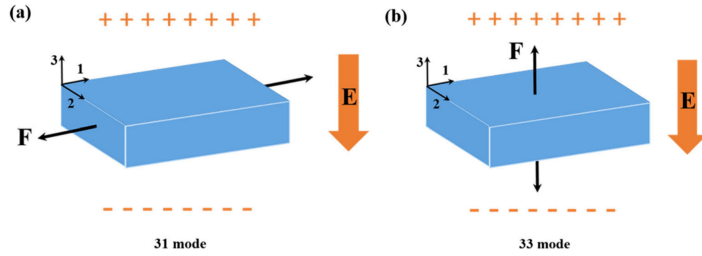
### 1.2.3 Veličiny

Existuje celá řada piezoelektrických materiálů. Jejich kvalitu ve smyslu efektivity převodu mechanického namáhání na elektrické napětí lze hodnotit pomocí dvou základních tenzorových veličin – piezoelektrická konstanta mechanického namáhání  $d_{i,j}$  (jednotka  $C \cdot N^{-1}$  nebo  $m \cdot V^{-1}$ ) a piezoelektrická tlaková konstanta  $g_{i,j}$  (jednotka  $V \cdot m \cdot N^{-1}$ ), jejichž hodnoty závisí

na kombinaci směrů mechanického tlaku a směru polarizace [8]. Jsou svázány rovností:

$$g_{i,j} = \frac{d_{i,j}}{\varepsilon_{i,j}} \quad (1.1)$$

kde  $\varepsilon_{i,j}$  je tenzor elektrické permitivity. Součin  $d_{i,j} \times g_{i,j}$  má velmi vysokou výpovědní hodnotu pro klasifikaci materiálů podle jejich efektivity přeměny energie, bývá proto označován jako transdukční koeficient [9]. Rozlišujeme dva základní druhy piezoelektrického materiálu. V případě typu  $d_{3,3}$  má vektor síly na materiál stejný směr jako vektor polarizace. V případě typu  $d_{3,1}$  je vektor síly na směr polarizace kolmý (Obrázek 1.2). Dále se využívá elektromechanický



Obrázek 1.2: Režimy piezoelektrického efektu a) 31 b) 33 [10].

vazební koeficient

$$k^2 = \frac{\text{Uložená elektrická energie}}{\text{Aplikovaná mechanická energie}}, \quad (1.2)$$

který lze například v režimu 31 vypočítat z již známých veličin

$$k_{3,1}^2 = \frac{d_{3,1}^2}{s_{1,1}\varepsilon_{3,3}}, \quad (1.3)$$

kde  $s$  je elastická poddajnost. Účinnost  $\eta$  přeměny mechanické energie na elektrickou se poté spočítá pomocí vzorce

$$\eta = \frac{\frac{k^2}{2(1-k^2)}}{\frac{1}{Q_m} + \frac{k^2}{2(1-k^2)}}, \quad (1.4)$$

kde  $Q_m$  je činitel jakosti generátoru. Snahou tedy je získat  $k^2$  i  $Q_m$  co největší pro dosažení co největší účinnosti.

#### 1.2.4 Použitelné materiály

Piezoelektrické materiály můžeme rozdělit do čtyř základních skupin: monokrystaly, keramické látky, polymery a kompozity, které vznikají kombinací nejčastěji keramiky a polymeru. Mezi monokrystaly řadíme přírodní krystaly, jako třeba křemen  $\text{SiO}_2$ , který byl první látkou, u které byl piezoelektrický jev pozorován. Nejčastěji prakticky používanou látkou z této kategorie je tuhý roztok PMN-PT – často ve formě nanostruktur [5].

Další kategorií je piezokeramika, kterou lze dále dělit na olovnatou a bezolovnatou. Olovo je nebezpečnou látkou pro životní prostředí, zároveň však patří olovnaté piezomateriály mezi ty nejefektivnější. Dlouhodobě velmi rozšířenými olovnatými materiály jsou titaničitan olovnatý  $\text{PbTiO}_3$  a zirkoničitan olovnatý  $\text{PbZrO}_3$ , které dohromady tvoří piezokeramický materiál PZT. Právě změnou poměru těchto dvou složek lze upravovat vlastnosti tohoto materiálu perovskitového typu. Parametry keramiky PZT lze ještě vylepšovat přidáváním různých příměsí, nejčastěji oxidů ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Co}_2\text{O}_3$ ,  $\text{NiO}$ ). Hodnoty PZT se podle příměsy pohybují v rozsahu  $8880 \times 10^{-15} \text{ m}^2 \cdot \text{N}^{-1}$  až  $59\,180 \times 10^{-15} \text{ m}^2 \cdot \text{N}^{-1}$  v případě hodnoty  $d_{i,j} \times g_{i,j}$  a 0,44 až 0,84 v případě hodnoty  $k$  [10]. Obecně má PZT velmi vysokou hodnotu  $d_{i,j}$ , kvůli jeho obsahu jedovatého olova je zde ovšem snaha o nalezení alternativních materiálů.

Mezi nadějně bezolovnaté keramické piezomateriály, jejichž využití je v současné době předmětem výzkumu, patří  $\text{BaTiO}_3$  (BT),  $(\text{Bi},\text{Na})\text{TiO}_3$  (BNT), a  $(\text{K},\text{Na})\text{NbO}_3$  (KNN). Přestože z těchto materiálů dosahuje nejvyšších hodnot výše zmíněných parametrů KNN, stále se jedná o  $2 \times - 4 \times$  nižší hodnoty, než v případě PZT s obsahem olova [11].

Všechny dosud uvedené materiály mají poměrně vysokou hustotu a jsou velmi tuhé (jedná se o krystalické látky). Naproti tomu piezopolymery jsou velmi pružné látky s nízkou hustotou, jsou biokompatibilní a biodegradabilní. Na druhou stranu jejich elektromechanický vazební koeficient je v porovnání s krystalickými látkami výrazně nižší [12]. Příkladem je polyvinyl-

denfluorid (PVDF) a od něj odvozené polymery [5]. Snaha kombinovat skvělé piezoelektrické vlastnosti keramických materiálů s flexibilitou piezopolymerů vedla k vytváření kompozitních materiálů. PZT zde bývá přítomna ve formě částic, vláken nebo prutů, zatímco polymer vyplňuje zbývající prostor [13].

Tabulka 1.3: Srovnání piezoelektrických materiálů [14].

	$d_{33}$ [pC · N <sup>-1</sup> ]	$d_{31}$ [pC · N <sup>-1</sup> ]	$k_{33}$ [-]	$Q_m$ [-]
PZT-5A	374	-171	0,71	75
PZT-5H	593	-275	0,75	65
BaTiO <sub>3</sub>	149	-78	0,48	300
PVDF	33	-23	0,15	3 – 10
PMN-33%PT	2200	-920	0,93	69

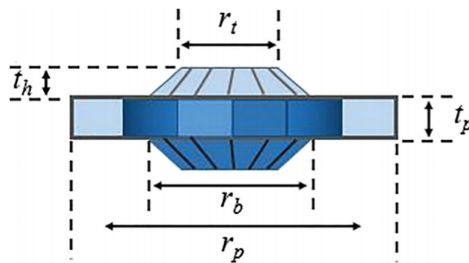
Vhodný materiál je třeba zvolit podle potřeb konkrétní aplikace s ohledem na fyzické rozměry piezoelementu, uspořádání struktury, pružnost, rezonanční frekvenci, amplitudu a celkový elektrický výkon. V Tabulce 1.3 vidíme srovnání hodnot základních charakteristických veličin pro nejčastěji používané materiály.

### 1.2.5 Struktury

Volba vhodného materiálu pro danou aplikaci jde ruku v ruce se zvolením vhodné struktury piezoelementu. Základní a nejjednodušší strukturou je nosník (ang. *cantilever*), který je tvořený substrátem pokrytým piezoelektrickým materiálem. Na druhé straně od ukotvení nosníku se nachází seismická hmota, která svým zrychlením posiluje namáhání celého nosníku. Nosník dělíme podle provedení na unimorfní, kde se piezoelektrický materiál nachází pouze na jedné straně substrátu, a bimorfní, kde je substrát potažen piezoelektrickým materiálem z obou stran za účelem zvýšení efektivity. Úpravou délky nosníku a změnou hmotnosti seismické hmoty lze měnit vlastní rezonanční frekvenci struktury, při které dochází k největší efektivitě přeměny energie. Obecným problémem u většiny aplikací bývá příliš vysoká vlastní frekvence struktury [10].



Méně pozornosti je věnováno struktuře činelové (ang. *cymbal*), která se skládá z piezoelektrického elementu, který je obalený z obou stran kovovými poklicemi (vytváří tedy z obou stran dutinu), jak lze pozorovat na Obrázku 1.3. Výhodou tohoto systému je vyšší mechanická odolnost piezoelementu a možnost seřadit struktury jednu na druhou a zvýšit tak celkovou efektivitu. Klíčovou vlastností však je částečné rozložení vertikálního tlaku i do horizontální osy a tedy využití piezoelektrických vlastností materiálu v obou režimech  $d_{3,1}$  i  $d_{3,3}$  [15].



Obrázek 1.3: Činelová struktura [15]

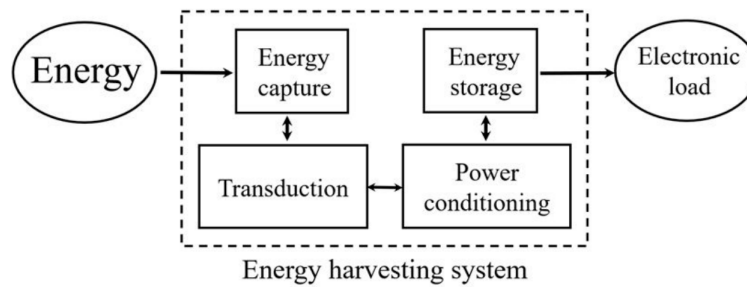
Dalším typem struktury piezoelektrického materiálu je *stack*. Jedná se o vrstvení velkého počtu tenkých vrstev piezoelektrického materiálu na sebe, což vede ke zvýšení výstupního napětí při sériovém zapojení nebo zvýšení výstupního proudu při paralelním zapojení. V obou případech roste objemová energetická hustota [10].

Jak ukazuje práce Zhong Li Wanga z Georgia Institute of Technology, i v oblasti piezoelektrických sběračů lze uplatnit nanotechnologie [16]. Jeho tým vytvořil pole nanodráťů z oxidu zinečnatého ZnO, které přeměňují energii i při malém pohybu o nízké frekvenci. Jedná se tedy o zdánlivě ideální technologii pro budoucí použití v biomedicině, stále ale naráží na problémy s hromadnou produkcí.

## 1.3 Napájecí systém

### 1.3.1 Součásti

Piezoelektrický element je zdrojem napětí o střídavé polaritě a jeho časový průběh je málokdy hladký – často je velmi skokový. Návrh systému na sběr této energie je tedy poměrně složitý proces, který je třeba vždy přizpůsobit potřebám napájeného zařízení a zdroji mechanické energie. Obecnou blokovou strukturu takového systému vidíme na Obrázku 1.4. Nyní se zaměřím na fázi tzv. energy managementu, tedy co nejefektivnějšího převodu střídavého napětí z piezoelementu na napětí stejnosměrné, kterým je možné nabíjet akumulátor.



Obrázek 1.4: Obecná struktura harvestoru [2].

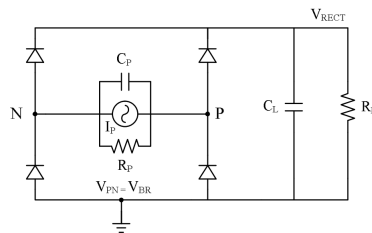
Podle poměru energie vyžadované pro napájení zařízení a energie, kterou je schopný dodat harvestor, rozlišujeme dvě základní situace:

1. Energie dodaná harvestorem je vyšší než energie, kterou vyžaduje zařízení na svůj provoz. V tomto případě je možné zařízení provozovat kontinuálně a bez přerušení.
2. Energie dodaná harvestorem je menší než energie, kterou vyžaduje zařízení na svůj provoz. Zařízení tedy musí operovat v přerušovaném módu – nejdříve po nashromáždění potřebné energie. Tento přístup může být aplikován u nejrůznějších vzdálených senzorů monitorujících životní prostředí, od nichž nám postačuje zaslání výsledků měření s odstupem delšího časového intervalu.

### 1.3.2 Extrakce energie

Piezoelektrický element je možné modelovat jako paralelně zapojený střídavý zdroj náboje  $q(t)$ , rezistor reprezentující vnitřní odpor součástky a kapacitor. V literatuře bývá také často modelován jako střídavý zdroj proudu s paralelně zapojeným kapacitorem, což je ekvivalentní model.

Prvním krokem zpracování signálu bývá usměrnění výstupního napětí – k tomu se často využívá Graetzův můstek složený ze čtyř diod. Přidáním kapacitoru, který vyhlazuje výstupní napětí, a zátěže modelující napájený akumulátor získáme nejjednodušší řešení celého systému – pasivní usměrňovač zobrazený na Obrázku 1.5.

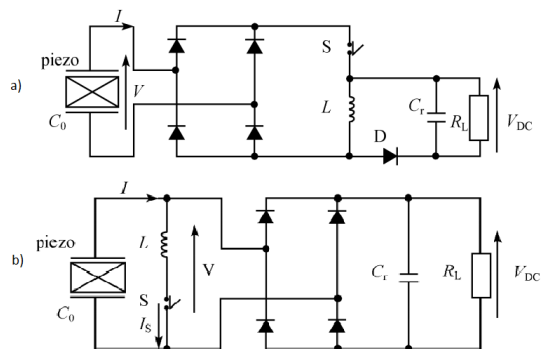


Obrázek 1.5: Základní struktura piezoelektrického EH [17].

Tento jednoduchý systém ale není příliš efektivní, je zde tedy snaha o nalezení účinnějšího řešení. Toho lze docílit použitím složitějších ovládacích obvodů, které ovšem musí být také napájeny. Budou uvedeny dva příklady sofistikovanějších a efektivnějších obvodů.

Synchronní extrakce náboje (SCE) je princip, při kterém je odebírána energie z piezoelementu pouze v momentě její akumulace na virtuálním kapacitoru piezoelementu. K tomu je třeba synchronizace obvodu s mechanickým kmitáním. Přepínač  $S$  se rozezne v momentu počínajícího růstu napětí na piezoelementu a v čase dosažení vrcholu se zapne a nashromážděná energie se přenesení do induktoru. Když je všechen náboj přenesen, spínač se opět rozezne. Spojení induktoru a kapacitoru přes diodu umožňuje tok proudu jen v jednom směru a náboj akumulovaný na kapacitoru umožní nabíjení externího akumulátoru [18].

Synchronní spínaný sběr energie na induktoru (ang. *synchronised switch harvesting on*



Obrázek 1.6: Srovnání obvodů a) SCE b) SSHI [18].

*induktor*, SSHI) používá nelineární obvod připojený k elektrodám piezoelementu. V tomto případě se spínač spíná kdykoliv, kdy náboj akumulovaný na piezoelementu dosáhne maxima nebo minima. To vede k vytvoření oscilačního obvodu mezi kapacitorem piezoelementu a induktorem a dochází k invertování napětí, které se vlivem mechanických oscilací v čase zvyšuje [18].

V obou případech je třeba nahradit spínač S funkčním spínacím obvodem, ten ale není nikterak složitý. Obě tyto zapojení mají mnohem lepší parametry než výše zmíněný pasivní usměrňovač. V případě SCE lze uložit až o 260 % více energie, při použití SSHI se jedná o zvýšení efektivity až o 700 % [18]. Existují i mnohem složitější obvody, které upravují vlastnosti usměrňovacího obvodu podle aktuální vytíženosti piezoelementu, spotřeby zařízení a úrovně nabití akumulátoru.

## 1.4 Aplikace

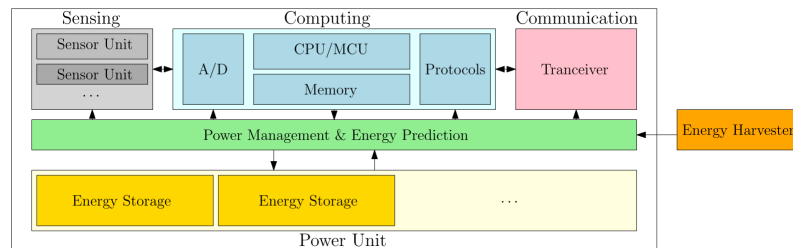
### 1.4.1 Obecné

Potenciálních aplikací piezoelektrického generátoru je nepřeberné množství napříč různými obory lidské činnosti. Obecně se jedná o napájení zařízení, která jsou buďto velmi vzdálená od stabilního zdroje energie, nebo zkrátka není praktické jejich baterii z různých důvodů

často vyměňovat. Energy harvesting může ale také přispět k dosažení cílů v oblasti bezemisní energetiky, a to schopností přeměňovat přebytečnou kinetickou energii vytvořenou člověkem zpět na elektrickou.

Příkladem tohoto přístupu je použití piezoelektrických měničů u silnic – konkrétně pod povrchem vozovky. To by umožnilo získávání energie z vibrací vozovky způsobených pohybem projíždějících aut. Řady měničů cymbálového tvaru z piezokeramického materiálu APT byly umístěny podél 1 km dlouhého úseku dálnice. Bylo vypočteno, že v případě úseku dálnice, kterým projede 600 vozů za hodinu, lze tímto způsobem získat až 170 kW na kilometr vozovky. Kromě přirozeného využití ke spotřebě na místě k napájení osvětlení a reklamních billboardů lze tento relativně vysoký objem energie ukládat a použít jako další z potenciálních obnovitelných zdrojů energie [19].

Internet věcí (ang. *Internet of Things – IoT*) označuje celý segment drobných zařízení, u kterých se buď očekává zlepšení jejich dosavadní funkcionality připojením k internetu – zde mluvíme např. o možnosti ovládat elektronické prvky domácnosti připojené k internetu vzdáleně přes aplikaci – nebo se jedná o nové typy zařízení, která jsou komerčně teprve uváděna. Schéma takového systému je zobrazeno na Obrázku 1.7.



Obrázek 1.7: Schéma systému pro Internet věcí [20].

V druhém případě se jedná o nejrůznější doplňky na monitorování zdravotního stavu člověka aplikací nejrůznějších senzorů přímo na jeho tělo. Monitorování pomocí bezdrátových senzorů může najít velké uplatnění také v oblasti studia životního prostředí a změn klimatických podmínek. Téměř bezvýhradně se jedná o drobnou elektroniku a v mnohých případech

se použití piezoelektrického harvestoru jeví jako velmi vhodné – nejen díky své vysoké hodnotě objemové energetické hustoty [20].

Zdrojem napájení nositelné elektroniky (tzv. *wearables*) by kromě výše uvedeného mohla být také piezoelektrická textilie jakožto součást oblečení. Pozlacená nanovlákna oxidu zinku umístěná na kartáčovitých nosičích svým třením o okolní textilní vlákna umožňují generovat malé množství energie. To by ale při kontinuálním pohybu tkaniny a na velké ploše mohlo představovat nezanedbatelný příspěvek k napájení zařízení [21].

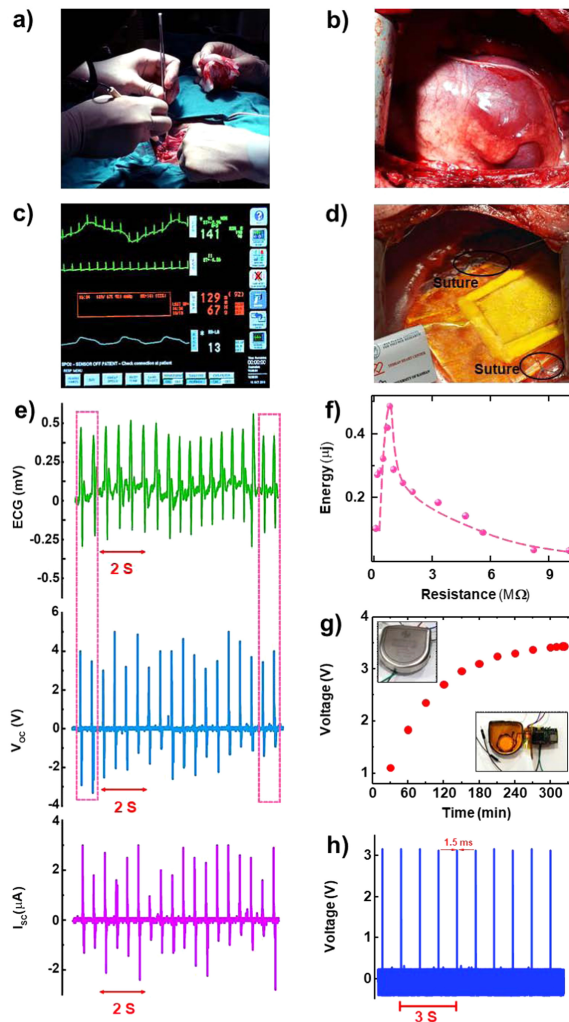
## 1.4.2 Využití srdeční aktivity

### Plochý piezoelement na srdci

Z hlediska praktické aplikace piezoelektrického harvestoru *in vivo* je zajímavý experiment, který realizoval tým vědců v roce 2021. Ti se zabývali možností jeho využití k napájení srdečního kardiostimulátoru. Zvolili materiál polyvinylidenfluorid (PVDF), který je biokompatibilní a zároveň disponuje relativně vysokou hodnotou  $d_{3,3}$  v rozpětí  $-30$  až  $-40$   $\text{pV} \cdot \text{m}^{-1}$ . Tato hodnota sama o sobě k napájení kardiostimulátoru nestačí, výzkumníci tedy zvolili cestu výroby nanovláken z materiálu PVDF a přidání určitého množství redukovaného oxidu grafenu (rGO) a oxidu zinečnatého (ZnO). Materiál byl optimalizovaný tak, aby dosahoval nejvyšší efektivity při frekvenci oscilace 1 Hz. Piezoelement o rozměrech  $3,5 \times 6,5$  cm byl i s elektrodami enkapsulován do biokompatibilního materiálu polydimethylsiloxan (PDMS), čímž došlo k nutnému poklesu výstupního výkonu z  $17 \pm 1,47$   $\mu\text{W}$  na  $4 \pm 0,30$   $\mu\text{W}$ .

K experimentu byl určen pes ženského pohlaví o hmotnosti 25 kg. Po uspání a následné thorakotomii (otevření hrudní dutiny) byl harvestor umístěn na laterální stěnu levé srdeční komory, jejíž maximální napětí v systole je o 35% větší než u pravé komory. Přišití k myokardu během srdeční aktivity na dvou místech bylo dostatečné, nicméně pro dlouhodobé upevnění v těle pacienta je nutný šetrnější způsob uchycení.

Během každého cyklu vyše generátor puls o napětí naprázdno  $V_{OC} = 3,90 \pm 0,65$  V a proudu nakrátko  $I_{SC} = 2,33 \pm 0,62$   $\mu\text{A}$ . Většina moderních kardiostimulátorů pracuje s



Obrázek 1.8: Zdroj energie *in vivo* pro kardiostimulátor. a) Proces operace. b) Fotografie srdce. c) Záznam ECG a krevního tlaku. d) Piezogenerátor přišitý na laterální stěnu levé komory srdeční. e) In vivo napětí na prázdko, korespondující ECG signál a proud nakrátko. f) Generovaná energie měřená napříč zátěžemi o různých hodnotách. g) Nabíjecí křivka 100  $\mu$ F kondenzátoru a komerční kardiostimulátory s akumulátorem a bez něj. h) Pulzy generované kardiostimulátorem napájeným piezogenerátorem [22].

napětím 2,8 V, dosažená hodnota je tedy k nabíjení dostatečná. Co se týká celkové energetické bilance, při připojení optimální zátěže bylo možné získat až 0,487  $\mu$ J energie při každém cyklu (0,377  $\mu$ J je energie nutná pro napájení typického komerčního kardiostimulátoru po dobu

jednoho srdečního cyklu) [22].

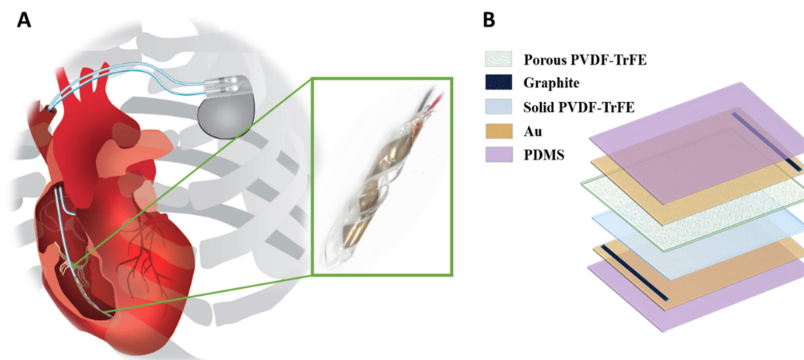
Na Obrázku 1.8 je možné pozorovat souvislost mezi záznamem ECG a záznamy změřeného napětí naprázdno a proudu nakrátko, což dokazuje, že zdrojem buzení je skutečně pohyb srdečního svalu. Po vyjmutí akumulátoru z kardiostimulátoru je ke kumulaci energie použit 100  $\mu\text{F}$  kondenzátor. Nabíjecí křivku vidíme na Obrázku 1.8 také, nabití kondenzátoru na napětí 3,5 V trvá 323 minut. Akumulovaná energie postačuje k provozu kardiostimulátoru na pouhé 3 minuty, k dosažení lepších výsledků je třeba použít specializovaný obvod k řízení spotřeby.

### **Spirálový piezoelement v srdci**

Velkou nevýhodou předchozího přístupu je nutnost chirurgického otevření hrudní dutiny za účelem přišití piezoelementu na stěnu myokardu. Oba tyto kroky představují velký invazivní zásah do těla a s tím spojená zdravotní rizika. Výzkum z roku 2019 [23] navrhuje řešení umístěním piezoelementu na povrch vodičů přivádějících signál z kardiostimulátoru do míst určených ke stimulaci. Piezoelementem v tomto experimentu je do spirály stočený proužek s polyvinyliden fluorid-trifluoroethylenem (PVDF-TrFE), jakožto piezoelektricky aktivní hmotou, elektrodami a polydimethylsiloxanem (PDMS) v roli biokompatibilní a izolující látky. Spirálová "samo balící" struktura piezoelementu obkružuje vodič kardiostimulátoru a umožňuje efektivní využití velmi komplexního pohybu srdce.

Kardiostimulátor byl standardním způsobem implantován do těla prasete a stimulující vodiče byly zavedeny skrz žílu až do pravé komory. V oblasti komory byl vodič omotán piezoelementem. V případě neukotveného vodiče docházelo při srdeční aktivitě k získávání energie především z vibrací, zatímco po ukotvení k srdečnímu septu bylo primárním zdrojem energie ohýbání celého vodiče, což vedlo k výrazně vyšší účinnosti. Měření probíhala při tepové frekvenci 94 tepů za sekundu a maximální změřená napětí měla hodnotu 0,5 V a 0,65 V (měření probíhala na dvou zvířatech).





Obrázek 1.9: Srdeční energy harvester ve spirálové konfiguraci. a) Schéma spirálového harvestoru omotaného kolem vodiče kardiostimulátoru. b) Schéma tenkého filmu PDMS/PVDF-TrFE/PDMS se zlatými elektrodami [23].

Byly uvedeny principy fungování piezoelektrického měniče včetně různých použitelných materiálů a uspořádání. Kompaktnost a efektivita této varianty energy harvesting, stejně tak jako existence efektivních napájecích (tzv. *energy management*) obvodů vybízí ke zkoumání možností využití tohoto řešení v oblasti biomedicíny. Bylo zmíněno několik příkladů využití mechanické energie lidského těla k přeměně na energii elektrickou. Cílem praktické části této práce je návrh a realizace modelu piezoelektrického energy harvestoru, změření jeho charakteristik a vyhodnocení jeho limitů pro aplikace v biomedicíně.

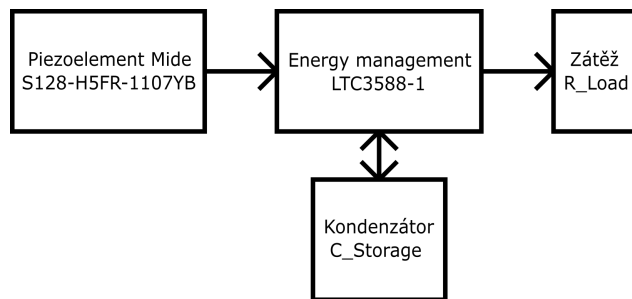
# Kapitola 2

## Návrh a realizace modelu

V této kapitole je popsán návrh modelu piezoelektrického energy harvestoru a jeho realizace za využití komerčně dostupných součástek. Nejprve bude popsáno řešení jako celek složený z funkčních bloků a poté budou charakterizovány jednotlivé součástky, jejich charakteristiky a význam pro fungování obvodu.

### 2.1 Struktura řešení

Můj model piezoelektrického energy harvestoru je složen ze čtyř základních funkčních bloků, jejichž vzájemné závislosti jsou popsány na Obrázku 2.1. Řídicím napájecím obvodem, který zajišťuje extrakci náboje z piezoelementu a power management, je komerčně dostupný LTC3588-1 od společnosti Analog Devices. Jedná se o integrovaný obvod určený k energy harvesting, který je široce používán právě v kombinaci s piezoměničem.



Obrázek 2.1: Blokové zapojení modelu energy harvestoru.

Jako zdroj energie je využit piezoelement S128-H5FR-1107YB od společnosti Mide, který je připojen dvěma vodiči přímo k řídicímu obvodu. Další podstatnou součástí je zařízení k ukládání energie, pro svou potřebu jsem zvolil tantalový kondenzátor. Řídicí obvod na kondenzátor ukládá energii z piezoelementu a v případě potřeby a dostatečného akumulovaného

množství energie ji odebírá a využívá k napájení zátěže. Zátěž je pro jednoduchost modelována rezistorem, na kterém bude sledován průběh elektrických veličin.

## 2.2 LTC3588-1

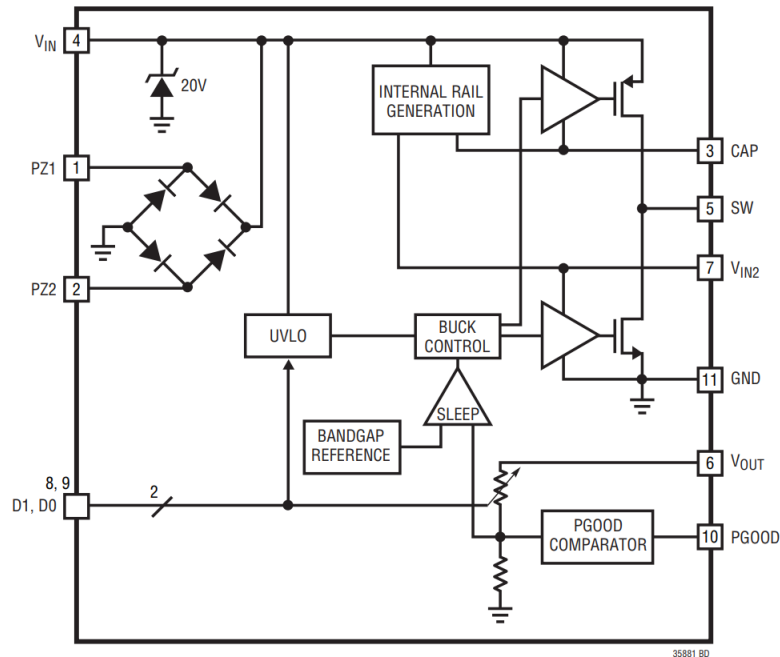
LTC3588-1 je integrovaný obvod určený k energy harvesting, který je optimalizovaný primárně pro zdroje s velkou výstupní impedancí, jako jsou piezoelektrické, solární nebo elektromagnetické měniče energie. Obsahuje nízkoztrátový dvoucestný usměrňovač a efektivní hysteretzní DC/DC převodník. Maximální hodnota vstupního napětí je 20 V, obvod je chráněn pro případ dosažení vyšší hodnoty. Výstupní napětí je možné přepínat pomocí dvou binárních pinů, volitelné hodnoty jsou 1,8 V, 2,5 V, 3,3 V a 3,6 V. Maximální hodnota výstupního proudu je 100 mA. Náboj je během akumulování energie shromažďován na vstupním kondenzátoru, po dosažení požadované hodnoty napětí je tento náboj převáděn měničem na výstupní kondenzátor, který je připojený k případné zátěži [24].

### 2.2.1 Vnitřní fungování obvodu

Integrovaný obvod LTC3588-1 lze rozdělit do několika funkčních bloků, jak je znázorněno na Obrázku 2.2. Signál ze vstupních pinů PZ1 a PZ2 je usměrněn využitím nízkoztrátového Graetzova můstku s úbytkem napětí pouhých 400 mV. Můstek je přímo připojen k Zenerově diodě o průrazném napětí 20 V, která slouží k ochraně ostatních částí obvodu před přepětím, a ke vstupu  $V_{IN}$ , tedy k externímu jímacímu kondenzátoru [24, 25].

Ten je zároveň připojen na vstup DC/DC měniče a UVLO (UnderVoltage Lockout) bloku, který monitoruje stav napětí na externím jímacím kondenzátoru  $C_{Storage}$ . UVLO blok podle napětí na  $U_{IN}$  na pinu  $V_{IN}$  a podle aktuálního nastavení požadovaného výstupního napětí pomocí dvou vstupních pinů D0 a D1 rozhoduje, zda spustí nebo zablokuje spínaný DC/DC měnič. DC/DC měnič přenáší náboj ze vstupního kondenzátoru  $C_{Storage}$  na výstupní kondenzátor připojený k pinu SW přes externí 10  $\mu$ H cívku.

Spínaný DC/DC měnič zahrnuje dva tranzistory PMOS a NMOS, k jejichž správnému fungování je celkové napětí  $U_{IN}$  (na pinu  $V_{IN}$ ) od hodnoty 4,8 V rozděleno na dvě napětí na pinech CAP a  $V_{IN2}$ . Zatímco napětí  $U_{IN2}$  (na pinu  $V_{IN2}$ ) se rovná napětí  $U_{IN}$  (na pinu  $V_{IN}$ ) až do hodnoty 4,8 V, na které se dále ustálí, napětí CAP je do této hodnoty nulové a dále se rovná hodnotě  $U_{IN} - 4,8$  V [25].



Obrázek 2.2: Blokové schéma obvodu LTC3588-1 [24].

### 2.2.2 Popis zapojení

Piny PZ1 a PZ2 slouží k připojení integrovaného obvodu ke zdroji energie. V tomto případě se jedná o dva vývody elektrod piezoelektrického elementu. Pin  $V_{IN}$  slouží k připojení vstupního kondenzátoru  $C_{Storage}$ , jehož kapacita je volitelná v závislosti na konkrétní aplikaci. Zároveň je mezi pin  $V_{IN}$  a pin CAP připojen kondenzátor o kapacitě  $1 \mu F$ . Pin  $V_{IN2}$  je spojen se zemí přes kondenzátor o hodnotě  $4,7 \mu F$ , zároveň slouží jako zdroj signálu logické 1 pro

aktivaci pinů D0 a D1 sloužících k volbě výstupního napětí. V případě logické 0 je daný pin uzemněný. Tabulka 2.1 uvádí logické hodnoty signálu na pinech D0 a D1 pro požadované hodnoty výstupního napětí.

Tabulka 2.1: Výběr požadovaného výstupního napětí [24].

D1	D0	$U_{OUT}$ [V]
0	0	1,8
0	1	2,5
1	0	3,3
1	1	3,6

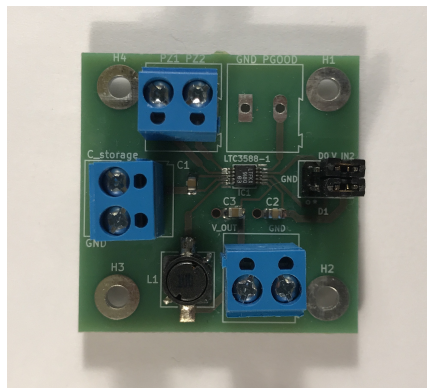
Pin PGOOD (POWER GOOD) je výstup určený k indikaci případnému vyššímu řídicímu obvodu, zda je na výstupu  $V_{OUT}$  napětí odpovídající minimálně 92 % požadovaného napětí. Pokud tomu tak je, PGOOD je logická 1, v opačném případě logická 0. V této práci není tento pin využit. Pin  $V_{OUT}$  slouží k měření aktuálního napětí na výstupním kondenzátoru. Mezi pinem SW a výstupním kondenzátorem je zapojený induktor o doporučené indukčnosti  $10 \mu\text{H}$ , který doplňuje DC/DC převodník a umožňuje efektivní nabíjení výstupního kondenzátoru z pinu SW.

## 2.3 Piezoelektrický nosník

Použil jsem nosník S128-H5FR-1107YB vyráběný společností Mide. Jedná se o jednovrstvý nosník s piezoelementem z keramického materiálu PZT 5H zatavený v epoxidovém laminátu FR4. Tloušťka celého nosníku je 0,71 mm, jeho rozměry jsou 53,0 mm  $\times$  20,8 mm. Rozměry samotného piezoelementu jsou 27,8 mm  $\times$  18,0 mm  $\times$  0,19 mm. Hmotnost nosníku je 2 gramy, uváděná katalogová rezonanční frekvence je 384 Hz. Na spodní i vrchní straně piezoelementu jsou umístěny měděné elektrody sbírající náboj [26].

## 2.4 Návrh a realizace DPS

Zvolená verze integrovaného obvodu LTC3588EMSE-1#PBF o velikosti pouzdra 3 mm × 3 mm je určena k povrchovému umístění na desku plošného spoje. Navrhnul jsem desku plošného spoje k umístění integrovaného obvodu a výrobcem doporučených součástek – tří kondenzátorů a jednoho induktoru v provedení SMD. Dále byla na desku plošného spoje umístěna kolíková lišta ke zvolení výstupního napětí přepínáním pinů D0 a D1 mezi zemí (logická 0) a pinem  $V_{IN2}$  (logická 1). Čtyři dvou pólové svorkovnice jsou určené k externímu připojení piezoelementu, dvojice  $V_{OUT}$  – GROUND k připojení zátěže, dvojice  $V_{IN}$  – GROUND k připojení vstupního kondenzátoru  $C_{Storage}$  o libovolné kapacitě a dvojice PGOOD – GROUND k možnosti budoucího připojení k řídicímu obvodu.



Obrázek 2.3: Osazená deska plošného spoje pro obvod LTC3588-1.

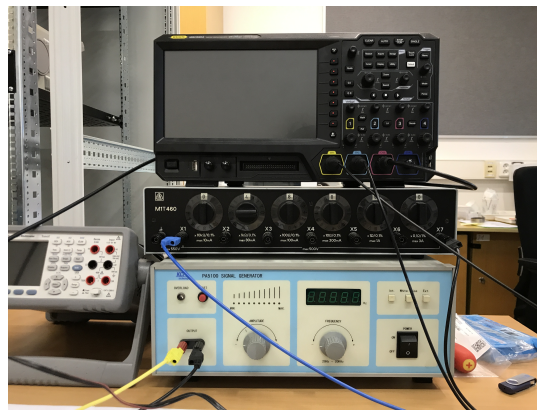
K návrhu desky plošných spojů byl použit software KiCad 6.0 a zakázku vyhotovila společnost PragoBoard s.r.o. Schéma celého obvodu je k dispozici v Příloze A, obraz masky je k dispozici v Příloze B. Na Obrázku 2.3 lze vidět desku plošného spoje po osazení. S připájením miniaturního čipu na desku mi pomohl Ing. Vít Záhlava, CSc., kterému tímto děkuji.

K ověření funkčnosti obvodu a proměření jeho charakteristik jsem využil pracoviště na Katedře mikroelektroniky FEL. Za rady a cenné připomínky ohledně měření vděčím panu Ing. Alexandru Laposovi, Ph.D., kterému děkuji.

## 2.5 Použité přístroje

K buzení piezoelektrického nosníku mechanickými kmity jsem použil elektromagnetický vibrátor ESO20 buzený z vnějšího zdroje. Piezoelement je k němu připevněn pomocí plastového nástavce, ke kterému jsou nosník i vodiče připevněny pomocí šroubů. Buzení probíhá pomocí signálového generátoru KCF PA5100, který umožňuje nastavit frekvenci harmonického signálu a jeho amplitudu pomocí otočných potenciometrů. Zatímco aktuální frekvenci zobrazuje číslicový displej, amplituda je vyjádřena pouze sadou diod, je tedy třeba její aktuální hodnotu vždy ověřit na výstupu zařízení pomocí osciloskopu.

Použil jsem čtyřkanálový digitální osciloskop Rigol MSO5204 se vzorkovací frekvencí 8 GSa/s a rozlišením 8 bitů. Osciloskop disponuje řadou funkcí – z těch, které jsem využil, to jsou  $V_{RMS}$  (měření efektivní hodnoty napětí) a měření frekvence průběhu napětí. Osciloskop umožňuje zaznamenání časového průběhu signálu a jeho export na USB úložiště k dalšímu zpracování v počítači.



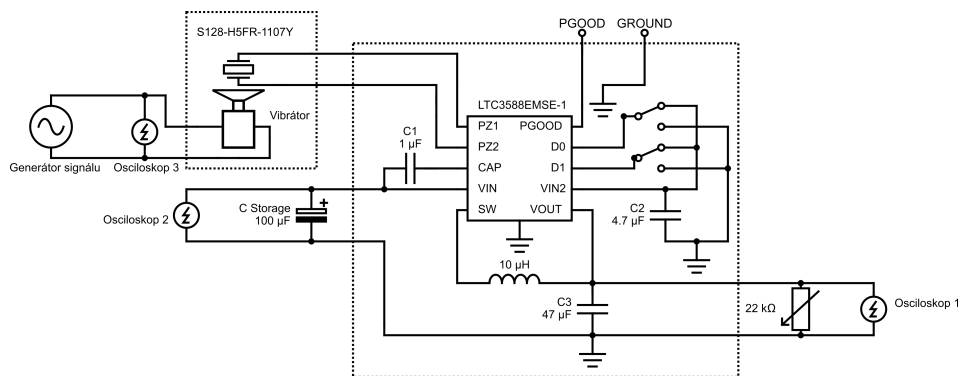
Obrázek 2.4: Přístroje použité k měření, shora: digitální osciloskop Rigol MSO5204, odporová dekáda a generátor signálů PA5100.

Pro otestování obvodu s celou řadou výstupních zátěží jsem využil odporovou dekádu s možností nastavit šest přepínačů s hodnotami 0,1  $\Omega$  až 10 k $\Omega$  na násobky 0 až 10. Pro jednotlivé přepínače jsou uvedena proudová omezení, která je třeba dodržet. Maximální chyba

hodnoty odporu je pro mnou využité rozsahy 0,1 %. Přístroje použité k měření jsou k vidění na Obrázku 2.4.

## 2.6 Zapojení

Na vytvořenou desku plošného spoje jsem umístil všechny součástky, které jsou doporučené v dokumentaci integrovaného obvodu. Na výstup  $V_{OUT}$  jsem přes svorky připojil osciloskop pro sledování průběhu signálu na výstupu a v případě měření se zátěží i odporovou dekádu. Na vstup  $V_{IN}$  jsem připojil kapacitor  $C_{Storage}$  pro externí ukládání náboje. Pro potřeby měření jsem zvolil tantalové kondenzátory s kapacitami  $10 \mu F$  a  $100 \mu F$  a maximálním napětím 25 V. Tantalové kondenzátory jsou polarizované, je tedy třeba připojit jejich kladný pól k pinu  $V_{IN}$  a záporný k zemi. Tyto piny jsem zároveň připojil na druhý kanál osciloskopu, abych mohl sledovat proces průběh nabíjení a vybíjení kondenzátoru  $C_{Storage}$  a jeho souvislost s průběhem napětí na výstupu. Na vstupy PZ1 a PZ2 jsem připojil elektrody piezoelektrického nosníku připevněného k vibračnímu zařízení. Zdrojem napájení vibrátoru je již zmíněný generátor signálu, jehož výstup je připojen k třetímu kanálu osciloskopu, aby mohla být zaručena stejná intenzita kmitů měřením jejich efektivní hodnoty napětí. Schéma celého zapojení je znázorněno na Obrázku 2.5.



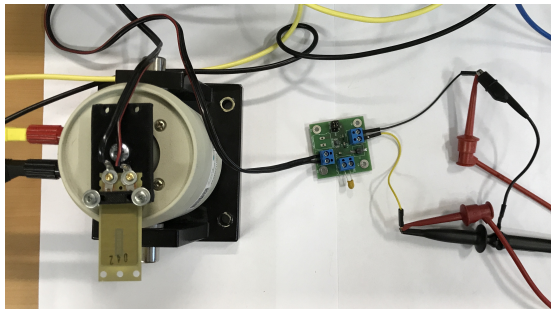
Obrázek 2.5: Schéma použitého zapojení. Malý přerušovaný obdélník značí nosník připojený k vibrátoru, velký přerušovaný obdélník vymezuje komponenty umístěné na desce plošných spojů.



## 2.7 Postup měření

Měření parametrů celého systému jsem prováděl na mnoha konfiguracích, které se lišily frekvencí budicích kmitů a jejich intenzitou. Dále jsem měnil kapacitu ukládacího kondenzátoru  $C_{\text{Storage}}$  ( $10 \mu\text{F}$  a  $100 \mu\text{F}$ ) a nastavení požadovaného výstupního napětí  $U_{\text{OUT}}$  obvodu ( $3,6 \text{ V}$  a  $1,8 \text{ V}$ ). Poslední proměnnou byla zátěž volená pomocí odporové dekády. Pro záznam průběhu počátečního nabíjení kondenzátorů jsem zvolil zapojení bez zátěže.

Každé měření jsem započal správným nastavením všech volitelných parametrů. Požadovanou hodnotu výstupního napětí obvodu  $U_{\text{OUT}}$  jsem nastavil zkratovacími propojkami na kolíkové liště (piny D0 a D1). Do svorkovnice  $V_{\text{IN}} - \text{GROUND}$  jsem přišrouboval požadovaný kondenzátor  $C_{\text{Storage}}$  a nastavil požadovaný odpor na odporové dekádě v případě měření se zátěží. Vzhledem k nespolehlivosti a nepřesnosti nastavení intenzity budicího signálu na generátoru jsem ověřil dosažení správných hodnot měřením efektivní hodnoty napětí  $U_{\text{ef}}$  a frekvence signálu osciloskopem. Deska plošného spoje společně s piezoelementem připojeným k vibrátoru je zobrazena na Obrázku 2.6.



Obrázek 2.6: Deska plošného spoje společně s piezoelementem připojeným k vibrátoru.

Pro vyhodnocení výstupního výkonu jsem vždy osciloskopem změřil efektivní hodnotu napětí  $V_{\text{OUT}}$  a výkon jsem spočítal podle vzorce:

$$P = \frac{U_{\text{ef}}^2}{R_{\text{load}}} [\text{W}] \quad (2.1)$$

# Kapitola 3

## Dosažené výsledky

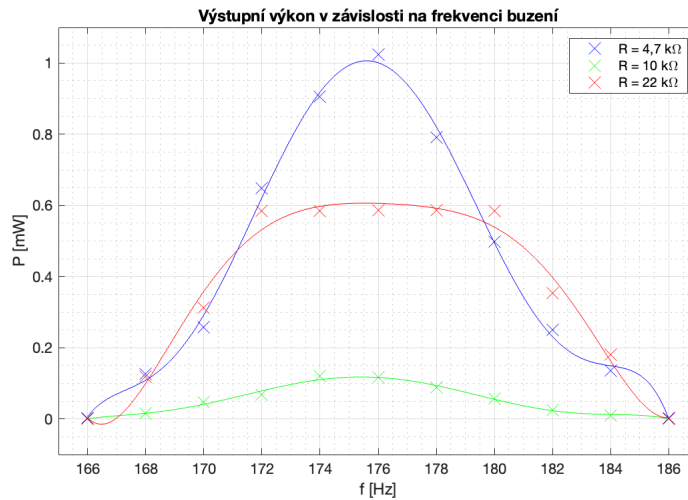
V této kapitole budou popsány dosažené elektrické parametry obvodu pro různé hodnoty odporu zátěže, zvolená požadovaná výstupní napětí a kapacity kondenzátoru  $C_{\text{Storage}}$ . Nejprve však bude určena rezonanční frekvence a odůvodněno její výhradní používání během dalších měření. Pro každou konfiguraci bylo napětí měřeno na vyšších a vyšších zátěžích pouze dokud to dávalo smysl z pohledu zadání – tedy dokud pokles napětí  $U_{\text{OUT}}$  byl maximálně 10 % požadované hodnoty.

### 3.1 Rezonanční frekvence

Pro dosažení co největší účinnosti přeměny mechanické energie na elektrickou je třeba, aby piezoelement kmital na své vlastní, neboli rezonanční frekvenci. Oficiální rezonanční frekvence nosníku je podle dokumentace 384 Hz. Ovšem pro mou mechanickou soustavu, tedy piezoelement přišroubovaný pomocí nástavce k vibrátoru, tato frekvence buzení nevedla ani k nabití vstupního kondenzátoru.

Hrubý odhad skutečné rezonanční frekvence jsem učinil otáčením daného potenciometru, dokud nedošlo k akumulování alespoň nějakého náboje na vstupním kondenzátoru. Pro přesnější určení jsem postupně proměřil výstupní výkon na třech různých zátěžích (4,7 k $\Omega$ , 10 k $\Omega$  a 22 k $\Omega$ ) s krokem změny frekvence 2 Hz. Z grafů lze určit, že rezonanční frekvence v den měření a s daným uspořádáním piezoelektrického nosníku a vibrátoru byla 176 Hz.

Zploštění křivky pro zátěž  $R_{\text{load}} = 22 \text{ k}\Omega$  je dáno integrovaným obvodem omezenou maximální hodnotou  $U_{\text{OUT}}$ , která byla pro toto měření nastavena na 3,6 V. Po dosažení této maximální hodnoty tedy došlo k saturaci a dalším přibližováním k rezonanční frekvenci výkon dále nestoupal. Všechna následující měření probíhala na rezonanční frekvenci, neboť



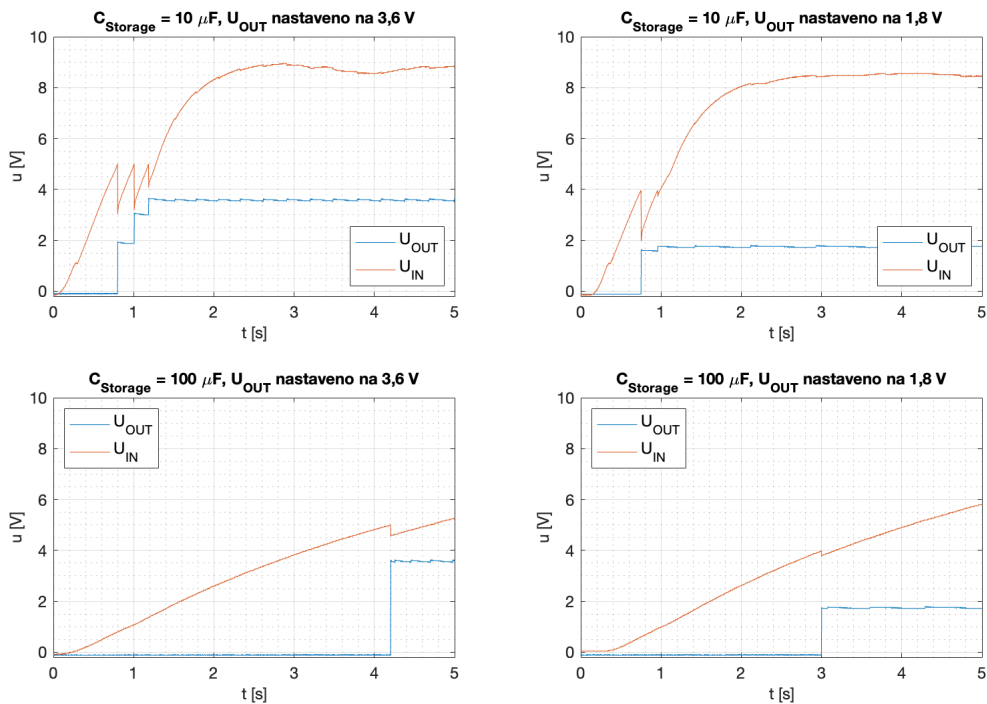
Obrázek 3.1: Výstupní výkon  $P_{OUT}$  v závislosti na frekvenci pro tři hodnoty výstupních zátěží a jeho proložení polynomem 6. stupně.

pro frekvence odchýlené o více než 4 Hz již nedochází k nabití kondenzátorů a měření tak není smysluplné.

### 3.2 Nabíjecí charakteristika

Záznam průběhu nabíjení kondenzátoru byl pořízen pomocí osciloskopu. Na Obrázku 3.2 jsou čtyři různé nabíjecí charakteristiky pro napětí na vstupním kondenzátoru a na výstupu bez zátěže. Budicí signál měl efektivní hodnotu napětí  $U_{ef} = 1$  V a rezonanční frekvenci.

Na grafech je možné pozorovat přímou souvislost mezi průběhem napětí na obou pinech, stejně tak jako patrné rozdíly mezi jednotlivými konfiguracemi. Ve všech případech dochází nejprve k nabíjení  $U_{IN}$  z nulové hodnoty, zatímco  $U_{OUT} = 0$  V. Po dosažení určité úrovně  $U_{IN}$  (5 V v případě požadovaného výstupního napětí 3,6 V a 4 V v případě požadovaného výstupního napětí 1,8 V) hodnota prudce poklesne za simultánního skokového nárůstu hodnoty napětí  $U_{OUT}$ . V případě, že bylo dosaženo požadované hodnoty  $U_{OUT}$ , pokračuje  $U_{IN}$  v nabíjení. V opačném případě pokračuje  $U_{IN}$  v předávání náboje, ovšem pouze za předpokladu,



Obrázek 3.2: Nabíjecí charakteristika pro čtyři různé konfigurace popisuje závislost napětí  $U_{OUT}$  a  $U_{IN}$  na čase při buzení vibračního zařízení signálem  $U_{exc} = 1$  V.

že je  $U_{IN}$  nad výše zmíněnou hranicí pro předávání náboje.

### 3.3 Závislost napětí na zátěži

Při měření napětí jsem začal vždy od nejmenší možné zátěže ( $100 \text{ k}\Omega$ ) a postupně zátěž zvyšoval, dokud nedošlo k významnému poklesu napětí (pod hranici 90 % požadovaného napětí).

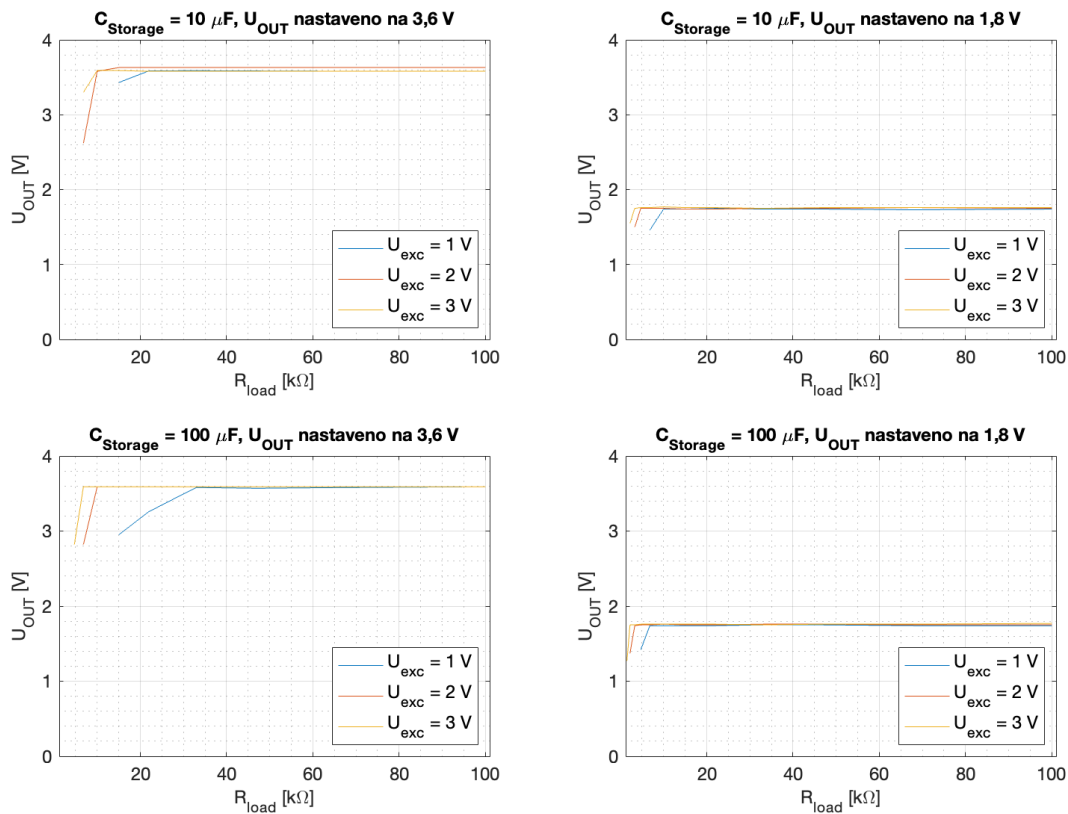
V Tabulce 3.1 můžeme vidět naměřená výstupní napětí pro různé budicí napětí  $U_{exc}$  a dvě hodnoty kapacity  $C_{Storage}$ . Chybějící hodnoty značí pokles napětí, který je neuspokojivý pro potřeby napájecího zdroje, přestože už zvýrazněné hodnoty nesplňují požadavek na maximální pokles o 10 % a jsou uvedeny spíše pro ilustraci rychlosti poklesu.

Tabulka 3.1: Závislost napětí  $U_{OUT}$  na zátěži pro nastavení  $U_{OUT} = 3,6$  V.

$U_{exc}$ [V]	1	1	2	2	3	3
$C_{Storage}$ [ $\mu$ F]	10	100	10	100	10	100
$R_{load}$ [k $\Omega$ ]	$U_{OUT}$ [V]					
4,7	–	–	–	–	–	<b>2,82</b>
6,8	–	–	<b>2,62</b>	<b>2,28</b>	3,30	3,59
10	–	–	3,58	3,59	3,59	3,58
15	3,43	<b>2,95</b>	3,62	3,60	3,57	3,59
22	3,58	<b>3,26</b>	3,63	3,61	3,58	3,61
33	3,59	3,58	3,63	3,61	3,58	3,60
47	3,59	3,58	3,61	3,59	3,60	3,58
68	3,58	3,57	3,63	3,58	3,58	3,59
100	3,58	3,59	3,62	3,59	3,57	3,59

Z tabulky lze vyčíst, že nastavené napětí  $U_{OUT}$  zůstává na nastavené hodnotě ve všech případech až do zátěže 33 k $\Omega$  a poté dojde dříve či později k poklesu. Kompletní naměřené hodnoty jsou k dispozici v Příloze C.

Vliv velikosti budicího napětí  $U_{exc}$  je znatelný, ve všech případech vedlo jeho zvýšení k posunutí hranice použitelnosti zdroje minimálně o jednu další hodnotu zátěže. To samé lze do jisté míry říci o nastavení nižšího napětí  $U_{OUT}$ . Jak vidíme na grafech v Obrázku 3.3, použitelnost zdroje je v případě nastavení nižšího výstupního napětí širší, rozdíl je patrný hlavně pro nejnižší hodnotu budicího napětí  $U_{exc}$ . Význam použití kondenzátoru o větší kapacitě se v tomto případě neprojevil.



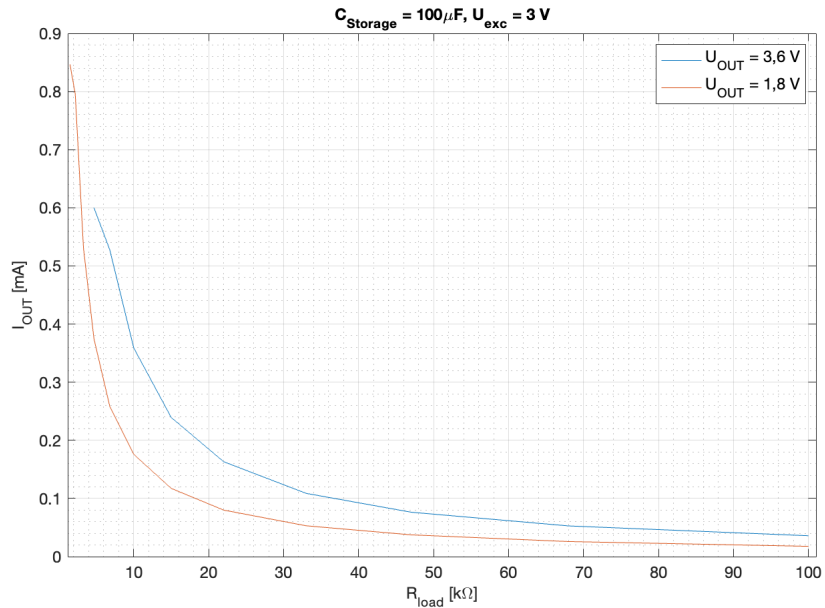
Obrázek 3.3: Napětí  $U_{OUT}$  v závislosti na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu a tři různé hodnoty  $U_{exc}$  budicího signálu.

### 3.4 Závislost proudu na zátěži

Elektrický proud procházející zátěží byl spočten podle Ohmova zákona na základě známé efektivní hodnoty napětí na zátěži  $R_{load}$  a zvoleném odporu zátěže:

$$I_{ef} = \frac{U_{ef}}{R_{load}} [A]. \quad (3.1)$$

Všechny průběhy proudu v závislosti na velikosti zátěže jsou uvedeny v Příloze D. Průběhy se od sebe napříč parametry příliš neliší, rozdíl je ovšem znatelný v případě jinak nastaveného výstupního napětí  $U_{OUT}$ . Na grafu na Obrázku 3.4 vidíme dva průběhy, pro nastavení



Obrázek 3.4: Závislosti proudu  $I_{OUT}$  v závislosti na zátěži pro dvě různé konfigurace obvodu a hodnotu budicího signálu  $U_{exc} = 3$  V.

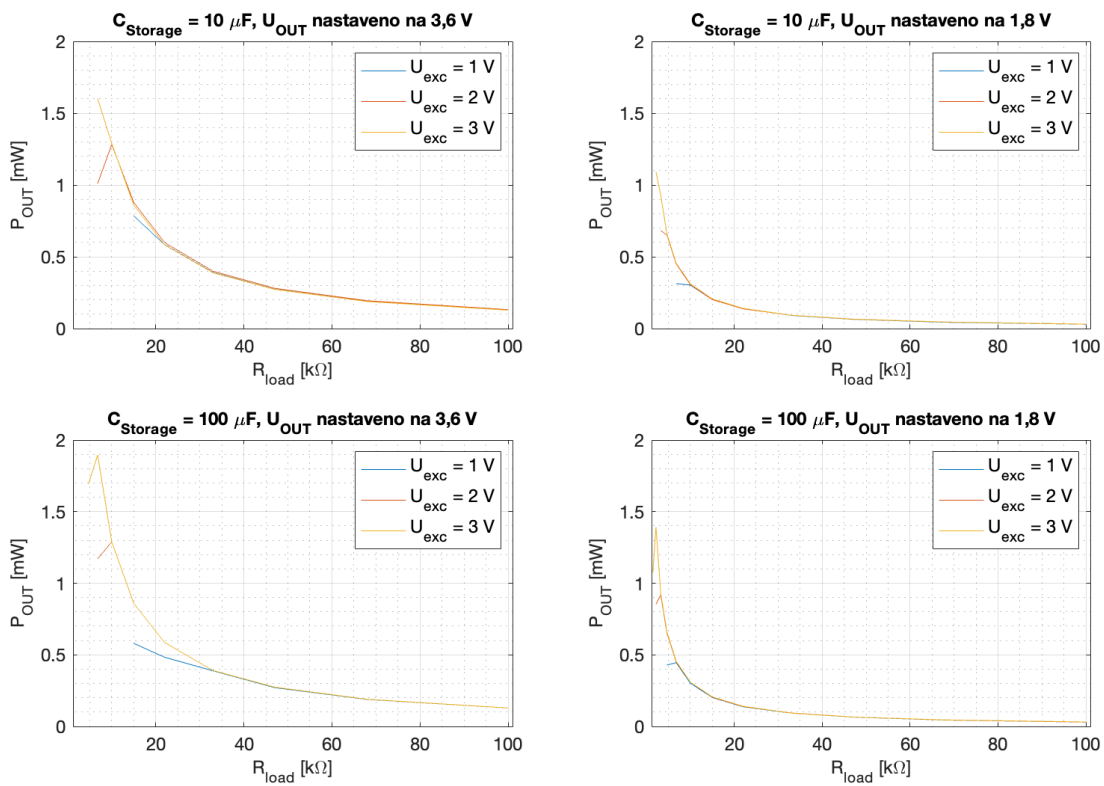
výstupního napětí 1,8 V a 3,6 V. V obou případech byl nosník buzen napětím 3 V a kondenzátor  $C_{Storage}$  měl kapacitu 100  $\mu$ F. S touto konfigurací bylo dosaženo vůbec největšího proudu. Na grafu vidíme, že proud roste exponenciálně s rostoucí zátěží, přičemž je přibližně dvakrát větší při nastavení dvakrát většího výstupního napětí. Pokud počítáme pouze měření se stabilním časovým průběhem na výstupu, nejvyšší dosažené hodnoty byly 0,80 mA na zátěži 2,2 k $\Omega$  a výstupním napětí 1,8 V a 0,53 mA na zátěži 6,8 k $\Omega$  a výstupním napětí 3,6 V.

### 3.5 Závislost výkonu na zátěži

Ke správnému vyhodnocení dosaženého výkonu je třeba vzít v potaz, jakou informaci hodnota výkonu spočtená podle rovnice 2.1 vlastně udává. Jedná se o hodnotu spočtenou z efektivní hodnoty napětí (spočtené integrováním přes alespoň jednu periodu) pro daný zatěžovací odpor. V případě konfigurace, kdy je harvester schopný kontinuálně a dlouhodobě napájet danou zátěž za přibližně konstantní velikosti napětí a proudu, se jedná o konstantní

hodnotu dodávaného výkonu.

V případě, že je množství energie nashromážděné harvesterem za jednotku času menší, než je spotřeba zátěže, funguje celé zařízení v periodickém režimu. Ten spočívá v dodávání konstantního výkonu při nastaveném napětí po nějakou dobu  $T_1$  následovaným propadem napětí (a tím i výkonu). Tento propad pokračuje až do okamžiku, kdy obvod na kondenzátoru  $C_{Storage}$  zaznamená napětí  $U_{IN}$  nad minimální hranicí pro přečerpání energie na výstupní kondenzátor (a tím i zátěž). Po tuto dobu  $T_2$  tedy dodávaný výkon konstantní není, což pro mnohá napájená zařízení představuje problém. Jak bylo zmíněno na začátku práce, i v tomto režimu mohou některá zařízení pracovat, neboť například změření nějakého tělesného parametru a odeslání zprávy se zpravidla neprovádí kontinuálně.

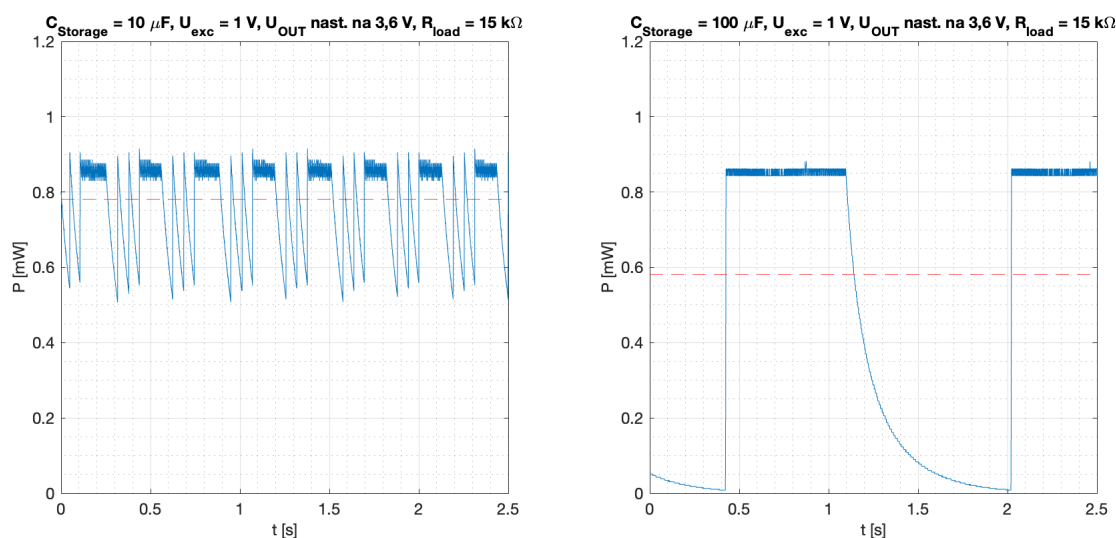


Obrázek 3.5: Výkon  $P_{OUT}$  v závislosti na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu a tři různé hodnoty  $U_{exc}$  budicího signálu.



Na Obr. 3.5 vidíme závislosti výkonu na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu. Výkon s klesající hodnotou  $R_{\text{load}}$  roste až do okamžiku, kdy obvod nedokáže kontinuálně udržovat nastavené napětí a začne pracovat v přerušovaném režimu. Vidíme, že při zapojení vysoké zátěže lze dosáhnout vyššího výkonu jak zvýšením napětí budicího signálu  $U_{\text{exc}}$ , tak nastavením vyššího výstupního napětí. Naopak význam kapacity kondenzátoru  $C_{\text{Storage}}$  se v této fázi neprojevil jako zásadní.

Jak již bylo uvedeno, k samotné hodnotě výkonu je třeba dodat i informaci o časovém průběhu výkonu. Na Obrázku 3.6 vidíme časový průběh výkonu pro hodnoty  $C_{\text{Storage}}$   $10 \mu\text{F}$  a  $100 \mu\text{F}$ . Červenou přerušovanou přímkou je vyznačena naměřená hodnota výkonu. Je tedy patrné, že větší kapacita kondenzátoru vede k celkovému prodloužení doby, po kterou je dodáván stabilní výkon. Přestože v prvním případě je celkový dosažený výkon vyšší, pro potenciální aplikace je vhodnější druhé zapojení, kde je dodáván stálý výkon po dobu 0,65 s. Další hraniční průběhy výkonu v čase jsou k dispozici v Příloze E.



Obrázek 3.6: Časový průběh výkonu  $P_{\text{OUT}}$  v čase pro dvě různé hodnoty kapacity kondenzátoru  $C_{\text{Storage}}$ .

Nejvyššího výkonu bylo dosaženo použitím  $100 \mu\text{F}$  kondenzátoru,  $U_{\text{exc}}$  o hodnotě 3 V a

výstupním napětím o hodnotě 3,6 V na zátěži 6,8 k $\Omega$ . Při této konfiguraci byl zdroj schopný dodávat kontinuální výkon o hodnotě 1,9 mW.

### 3.6 Vyhodnocení výsledku

Byla ověřena funkčnost modelu piezoelektrického energy harvesteru. Dosažené výkony, které se pohybovaly i v rozmezí mezi 1 mW až 2 mW, by byly dostatečné pro napájení nebo alespoň prodloužení životnosti některých biomedicínských aplikací. Kardiostimulátory vyžadují podle svého druhu desítky  $\mu$ W [27] až 0,3 mW dodaného výkonu napětím kolem 3 V a proudem 0,1 mA [28]. Kochleární implantát vyžaduje 0,1 až 2 mW a infuzní pumpa 0,4 mW [27]. Pro tyto příklady aplikací je tedy v rámci této práce sestavený zdroj napájení dostatečný.

Mnou použitý piezomateriál PZT je velmi tvrdý a nepružný, což by jeho možnosti aplikací *in vivo* značně komplikovalo, ne-li úplně neznemožňovalo. Jak bylo zmíněno výše, jedná se o olovnatý materiál, tedy materiál toxický pro živé tkáně. Dalším omezením by byla budicí frekvence. Námi naměřená vlastní frekvence 176 Hz je v lidském těle jen těžko dosažitelná – i vysoká tepová frekvence 120 tepů za minutu odpovídá pouhým 2 Hz, což je řádově menší hodnota, než je potřebná pro tento model.

Je zřejmé, že model by musel být v mnoha směrech optimalizován. Vhodnější pro aplikace *in vivo* by jistě bylo využití nějakého biokompatibilního materiálu, například PVDF polymeru, u kterého je možné dosáhnout i nižších rezonančních frekvencí. Paralelním spojením více piezoelementů lze dosáhnout vyšších výstupních proudů, stejně tak jako snížit výstupní impedanci a přiblížit jí tak impedanci napájeného zařízení. Protože jsou komplexní pohyby uvnitř lidského těla často složeny z vícero frekvencí, možností je využití řady piezoelektrických elementů o různých rezonančních frekvencích tak, aby bylo pokryté širší spektrum [13].

Pro konkrétní aplikaci je také možné optimalizovat proměnné prvky v řídicím obvodu. Hodnoty kapacit vstupního a výstupního kapacitoru lze optimalizovat a jejich velikosti mají vliv na chování v harvestoru v různých situacích, což bylo ostatně částečně demonstrováno i

v této práci. Použití superkondenzátoru by jistě velice rozšířilo pole možných aplikací energy harvesting systému.

# Kapitola 4

## Závěr

Dnes již standardní bateriové napájení je v některých konkrétních aplikacích nevhodné pro svou potřebu více či méně častých výměn baterie. Lékařská zařízení implantovaná do lidského těla vyžadují k uskutečnění takové výměny chirurgický zákrok, který je kromě své finanční náročnosti především zásadním ohrožením zdraví pacienta.

Energy harvesting představuje alternativu k dnes již standardnímu bateriovému řešení napájení drobných elektronických zařízení. V rámci této práce byl nejprve popsán celý koncept sběru energie z okolí zařízení a její přeměny na energii elektrickou na základě různých principů. Následně byl představen fenomén piezoelektrického jevu, jeho základní fyzikální podstata a veličiny, které nám umožňují klasifikovat piezoelektrické materiály. Bylo uvedeno několik skupin takových materiálů společně jejich charakteristikami, výhodami a nevýhodami.

V následující části byly popsány základní součásti piezoelektrického energy harvesting systému a základní obvody k efektivnímu získávání energie z piezoelementu. Ke konci teoretické části práce byly uvedeny některé možnosti aplikací pro napájení zařízení Internetu věcí, stejně tak jako možný přístup k energy harvesting jako bezemisnímu zdroji energie. Byly také popsány dva různé experimenty provedené *in vivo* zkoumající možnosti využití mechanické energie srdečního svalu k napájení kardiostimulátoru.

V praktické části práce jsem nejprve navrhnul celkovou koncepci řešení modelu piezoelektrického zdroje napájení a zvolil vhodné součástky z dostupných variant. Jako piezoelektrický element jsem zvolil unimorfnní nosník z piezokeramiky PZT od společnosti Mide. Energy management jsem vyřešil použitím obvodu LTC3588-1 od společnosti Linear Technology, který je specializovaný pro použití s piezoelektrickými měniči. Pro usazení integrovaného obvodu jsem navrhl desku plošného spoje a osadil ji všemi doporučenými součástkami. Jako externí úložiště energie jsem zvolil tantalový kondenzátor.

K ověření funkčnosti celého systému a k proměření jeho elektrických charakteristik jsem použil generátor signálu, který budí vibrátor s připevněným piezoelektrickým nosníkem. K modelování zátěží o různých hodnotách odporu jsem využil odporovou dekádu. Osciloskopen jsem zaznamenával všechna důležitá napětí, a to jak jejich časové průběhy, tak jejich efektivní hodnoty. Naměřené hodnoty napětí jsem využil k dopočtení elektrického proudu a výkonu a vyhodnotil jsem vlivy parametrů obvodu a budicího signálu na výkon celého systému.

Nejvyšší dosažený výkon 1,9 mW je dostačující k napájení běžných lékařských přístrojů implantovaných do lidského těla. Tvrdý piezoelement z toxického olovnatého materiálu o rezonanční frekvenci 176 Hz, který jsem použil k sestavení tohoto modelu, je ovšem nepoužitelný v prostředí lidského těla. Tuto limitaci by mohlo řešit použití měkkého biokompatibilního materiálu o nízké rezonanční frekvenci.

# Bibliografie

- [1] Pieter De Mil et al. „Design and Implementation of a Generic Energy-Harvesting Framework Applied to the Evaluation of a Large-Scale Electronic Shelf-Labeling Wireless Sensor Network“. *EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking* 2010.1 (2010). ISSN: 1687-1499. DOI: 10.1155/2010/343690. URL: <https://jwcn-urasipjournals.springeropen.com/articles/10.1155/2010/343690> (cit. 27.04.2022).
- [2] Songmoung Nundrakwang, Phonexai Yingyong a Don Isarakorn. „Energy Harvesting for Self-Powered Systems“. *2020 6th International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST)* (2020), s. 1–4. DOI: 10.1109/ICEAST50382.2020.9165350. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9165350/> (cit. 27.04.2022).
- [3] M. Kroener. „Energy harvesting technologies. Energy sources, generators and management for wireless autonomous applications“. (2012), s. 1–4. DOI: 10.1109/SSD.2012.6198111. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6198111/> (cit. 27.04.2022).
- [4] Young-Ku Jin et al. „Piezoelectric materials for high performance energy harvesting devices“. *2016 Pan Pacific Microelectronics Symposium (Pan Pacific)* (2016), s. 1–4. DOI: 10.1109/PanPacific.2016.7428420. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7428420/> (cit. 25.04.2022).
- [5] Corina Covaci a Aurel Gontean. „Piezoelectric Energy Harvesting Solutions. A Review“. *Sensors* 20.12 (2020). ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s20123512. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/12/3512> (cit. 02.05.2022).
- [6] Jiří Erhart. *Třípól: Piezoelektrina a další elektromechanické jevy 1*. URL: <https://www.3pol.cz/cz/rubriky/astroonomie/40-piezoelektrina-a-dalsi-elektromechanicke-jevy-i>. (accessed: 2.1.2021).
- [7] „Tired Tires: Technology“. <https://dev.nsta.org/evwebs/2014102/news/default.html> (). (Cit. 04.12.2020). (accessed: 04.12.2020).

- [8] prof. Ing. Miroslav Husák CSc. „Autonomní mikronapájecí zdroje s piezoelektrickým principem I. a II.“ *Odborný časopis pro vývoj a výrobu v oboru elektroniky* (2013), s. 1–13.
- [9] Alice Daniels, Meiling Zhu a Ashutosh Tiwari. „Evaluation of piezoelectric material properties for a higher power output from energy harvesters with insight into material selection using a coupled piezoelectric-circuit-finite element method“. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 60.12 (2013), s. 2626–2633. ISSN: 0885-3010. DOI: 10.1109/TUFFC.2013.2861. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6666083/> (cit. 27.04.2022).
- [10] Leilei Li et al. „Recent progress on piezoelectric energy harvesting. structures and materials“. *Advanced Composites and Hybrid Materials* 1.3 (2018), s. 478–505. ISSN: 2522-0128. DOI: 10.1007/s42114-018-0046-1. URL: <http://link.springer.com/10.1007/s42114-018-0046-1> (cit. 27.04.2022).
- [11] Isaku Kanno. „Piezoelectric MEMS for energy harvesting“. *Journal of Physics: Conference Series* 660 (2015). ISSN: 1742-6588. DOI: 10.1088/1742-6596/660/1/012001. URL: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/660/1/012001> (cit. 27.04.2022).
- [12] Bilel Maamer et al. „A review on design improvements and techniques for mechanical energy harvesting using piezoelectric and electromagnetic schemes“. *Energy Conversion and Management* 199 (2019). ISSN: 01968904. DOI: 10.1016/j.enconman.2019.111973. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0196890419309793> (cit. 02.05.2022).
- [13] Huidong Li, Chuan Tian a Z. Daniel Deng. „Energy harvesting from low frequency applications using piezoelectric materials“. *Applied Physics Reviews* 1.4 (2014). ISSN: 1931-9401. DOI: 10.1063/1.4900845. URL: <http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.4900845> (cit. 02.05.2022).

- [14] Zhengbao Yang et al. „High-Performance Piezoelectric Energy Harvesters and Their Applications“. *Joule* 2.4 (2018), s. 642–697. ISSN: 25424351. DOI: 10.1016/j.joule.2018.03.011. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2542435118301260> (cit. 02.05.2022).
- [15] Yutaka Sugawara et al. „Metal-Ceramic Composite Actuators“. *Journal of the American Ceramic Society* 75.4 (1992), s. 996–998. ISSN: 0002-7820. DOI: 10.1111/j.1151-2916.1992.tb04172.x. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1151-2916.1992.tb04172.x> (cit. 27.04.2022).
- [16] Zhong Lin Wang a Jinhui Song. „Piezoelectric Nanogenerators Based on Zinc Oxide Nanowire Arrays“. *Science* 312.5771 (2006), s. 242–246. ISSN: 0036-8075. DOI: 10.1126/science.1124005. URL: <https://www.science.org/doi/10.1126/science.1124005> (cit. 27.04.2022).
- [17] Taeho Oh et al. „Powering wearable sensors with a low-power CMOS piezoelectric energy harvesting circuit“. *2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* (2017), s. 308–313. DOI: 10.1109/MeMeA.2017.7985894. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7985894/> (cit. 27.04.2022).
- [18] Jinhao Qiu et al. „Comparison between four piezoelectric energy harvesting circuits“. *Frontiers of Mechanical Engineering in China* 4.2 (2009), s. 153–159. ISSN: 1673-3479. DOI: 10.1007/s11465-009-0031-z. URL: <http://link.springer.com/10.1007/s11465-009-0031-z> (cit. 27.04.2022).
- [19] S. Gareh et al. „Evaluation of piezoelectric energy harvester outcomes in road traffic applications“. *4th IET Clean Energy and Technology Conference (CEAT 2016)* (2016), 12 (5 .)–12 (5 .) DOI: 10.1049/cp.2016.1269. URL: <https://digital-library.theiet.org/content/conferences/10.1049/cp.2016.1269> (cit. 25.04.2022).
- [20] Mahyar Shirvanimoghaddam et al. „Towards a Green and Self-Powered Internet of Things Using Piezoelectric Energy Harvesting“. *IEEE Access* 7 (2019), s. 94533–94556.



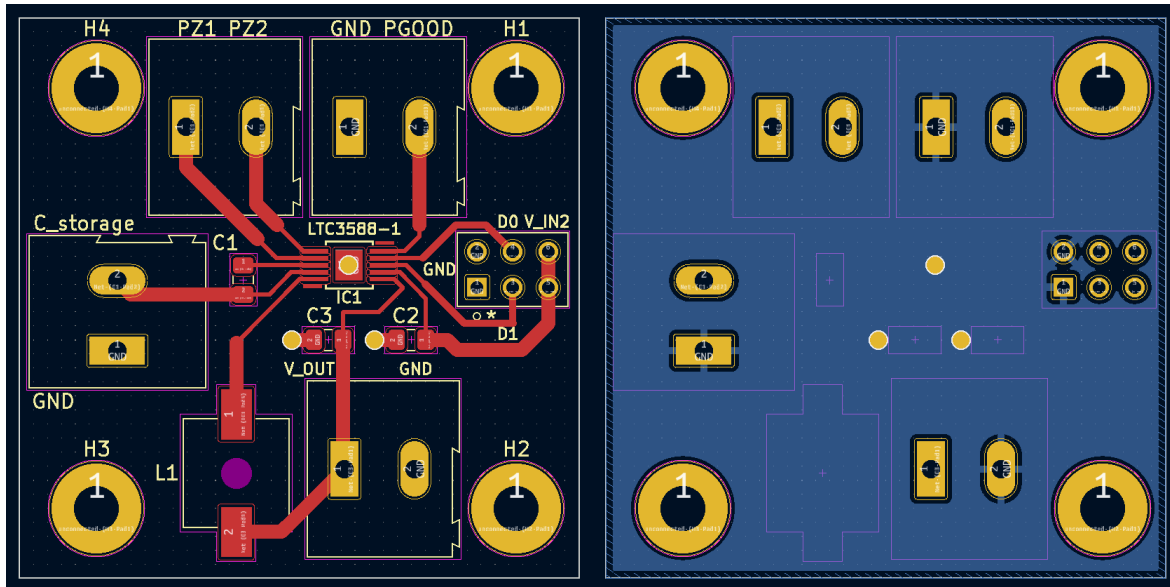
- ISSN: 2169-3536. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2928523. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8762143/> (cit. 27.04.2022).
- [21] prof. Ing. Miroslav Husák CSc. „Piezoelektrické mikro- a nanogenerátory“. *Odborný časopis pro vývoj a výrobu v oboru elektroniky* (2014), s. 1–7.
- [22] Sara Azimi et al. „Self-powered cardiac pacemaker by piezoelectric polymer nanogenerator implant“. *Nano Energy* 83 (2021). ISSN: 22112855. DOI: 10.1016/j.nanoen.2021.105781. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2211285521000392> (cit. 27.04.2022).
- [23] Lin Dong et al. „In vivo cardiac power generation enabled by an integrated helical piezoelectric pacemaker lead“. *Nano Energy* 66 (2019). ISSN: 22112855. DOI: 10.1016/j.nanoen.2019.104085. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S221128551930792X> (cit. 27.04.2022).
- [24] „LTC3588-1 - Nanopower Energy Harvesting Power Supply“. (), s. 1–20. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/35881fc.pdf> (cit. 27.04.2022).
- [25] Antonín Vojáček. *Netradiční napájecí zdroj - napájení zařízení z vibrací*. 2010. URL: <https://automatizace.hw.cz/netradicni-napajeni-zdroj-napajeni-zarizeni-z-vibraci> (cit. 15.05.2022).
- [26] *S128-H5FR-1107YB Piezoelectric Bending Transducer*. URL: <https://piezo.com/products/piezoelectric-bending-transducer-s128-h5fr-1107yb> (cit. 18.05.2022).
- [27] Zhengbao Yang et al. „High-Performance Piezoelectric Energy Harvesters and Their Applications“. *Joule* 2.4 (2018), s. 642–697. ISSN: 25424351. DOI: 10.1016/j.joule.2018.03.011. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2542435118301260> (cit. 14.05.2022).

- [28] Geon-Tae Hwang et al. „Self-Powered Cardiac Pacemaker Enabled by Flexible Single Crystalline PMN-PT Piezoelectric Energy Harvester“. *Advanced Materials* 26.28 (2014), s. 4880–4887. ISSN: 09359648. DOI: 10.1002/adma.201400562. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/adma.201400562> (cit. 14.05.2022).



# Příloha B

Návrh přední a zadní strany desky plošného spoje v programu KiCad



# Příloha C

## Naměřené napětí

Tabulka C.1: Závislost napětí  $U_{\text{OUT}}$  na zátěži pro nastavení  $U_{\text{OUT}} = 3,6$  V.

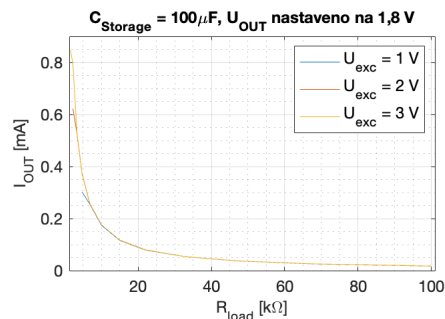
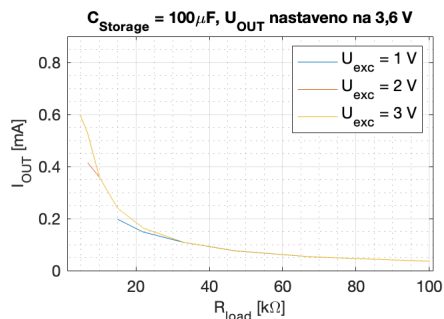
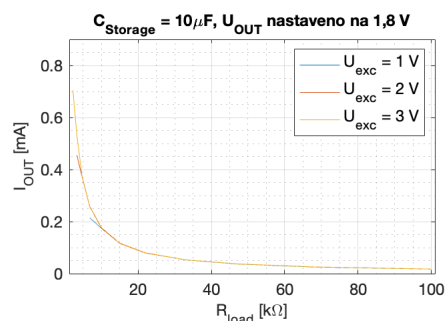
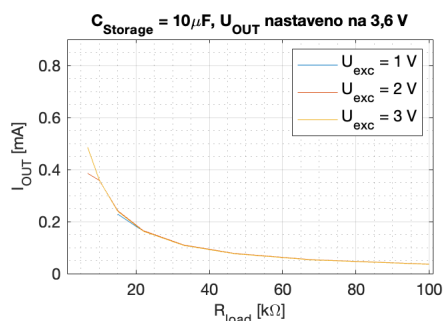
$U_{\text{exc}}$ [V]	1	1	2	2	3	3
$C_{\text{Storage}}$ [ $\mu\text{F}$ ]	10	100	10	100	10	100
$R_{\text{load}}$ [ $\text{k}\Omega$ ]	$U_{\text{OUT}}$ [V]					
4,7	–	–	–	–	–	<b>2,82</b>
6,8	–	–	<b>2,62</b>	<b>2,28</b>	3,30	3,59
10	–	–	3,58	3,59	3,59	3,58
15	3,43	<b>2,95</b>	3,62	3,60	3,57	3,59
22	3,58	<b>3,26</b>	3,63	3,61	3,58	3,61
33	3,59	3,58	3,63	3,61	3,58	3,60
47	3,59	3,58	3,61	3,59	3,60	3,58
68	3,58	3,57	3,63	3,58	3,58	3,59
100	3,58	3,59	3,62	3,59	3,57	3,59

Tabulka C.2: Závislost napětí  $U_{OUT}$  na zátěži pro nastavení  $U_{OUT} = 1,8$  V.

$U_{exc}$ [V]	1	1	2	2	3	3
$C_{Storage}$ [ $\mu$ F]	10	100	10	100	10	100
$R_{load}$ [k $\Omega$ ]	$U_{OUT}$ [V]					
1,5	–	–	–	–	–	<b>1,27</b>
2,2	–	–	–	<b>1,37</b>	<b>1,55</b>	1,75
3,3	–	–	<b>1,50</b>	1,75	1,73	1,75
4,7	–	<b>1,42</b>	1,73	1,75	1,74	1,75
6,8	<b>1,46</b>	1,74	1,74	1,75	1,74	1,75
10	1,74	1,74	1,74	1,75	1,74	1,76
15	1,75	1,74	1,74	1,75	1,76	1,75
22	1,74	1,74	1,74	1,75	1,75	1,76
33	1,74	1,73	1,75	1,75	1,74	1,75
47	1,73	1,73	1,75	1,76	1,74	1,75
68	1,74	1,74	1,74	1,76	1,75	1,75
100	1,74	1,74	1,74	1,75	1,74	1,76

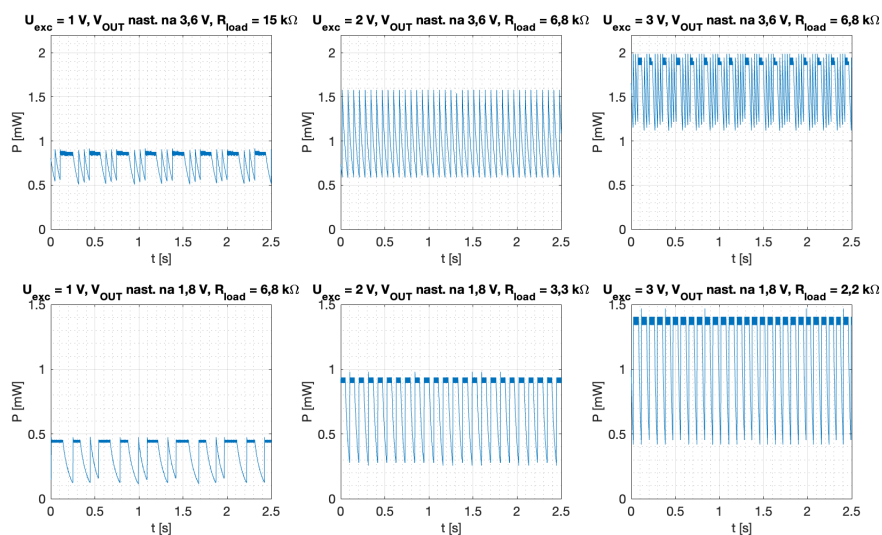
## Příloha D

Závislost proudu  $I_{OUT}$  na zátěži pro čtyři různé konfigurace obvodu a tři různé hodnoty  $U_{exc}$  budicího signálu.



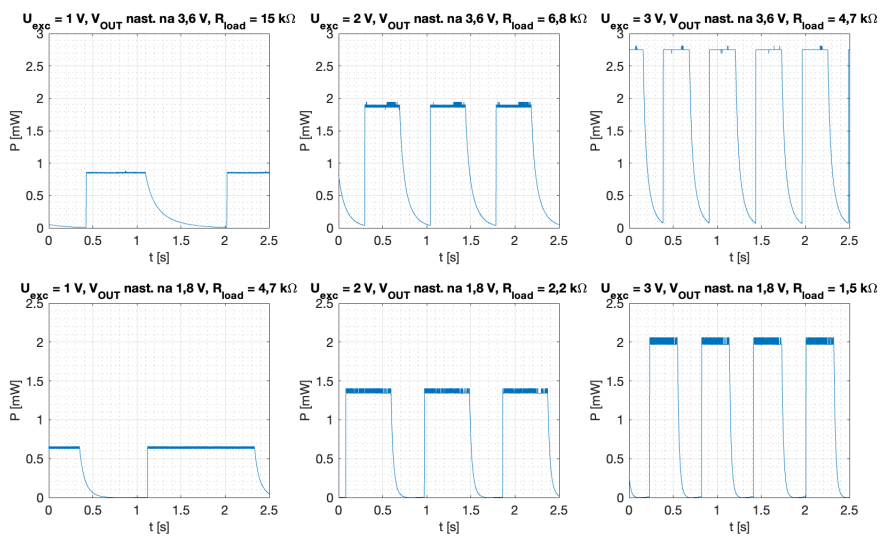
# Příloha E

## Časové průběhy výkonu $P_{OUT}$ .



Obrázek E.1:  $C_{Storage} = 10\ \mu\text{F}$ .





Obrázek E.2:  $C_{Storage} = 100\ \mu\text{F}$ .