

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



Bakalářská práce

Testování piezoelektrických modulů pro napájení
biomedicínských aplikací

Autor: Anna Budková

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

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Praha, 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Budková** Jméno: **Anna** Osobní číslo: **486991**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Testování piezoelektrických modulů pro napájení biomedicínských aplikací

Název bakalářské práce anglicky:

Testing of piezoelectric modules for power supply of biomedical applications

Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte rešerši současného stavu poznatků o piezoelektrických modulech vhodných pro realizaci generátorů elektrické energie pro biomedicínské aplikace.
2. Vybírejte dostupné piezoelektrické moduly vhodné pro realizaci jednoduchého napájecího zdroje (piezoelektrického generátoru), proveďte testování zvolených modulů z hlediska generované energie, k testování zvolte vhodný mechanismus mechanické deformace, např. využitím vibrací nebo pohyb lidského těla
3. Vyhodnoťte dosažené elektrické parametry (výstupní napětí, výstupní proud, výstupní výkon v závislosti na zatěžovacím odporu a frekvenci mechanického buzení), navrhnete možná využití v biomedicínských aplikacích.

Seznam doporučené literatury:

1. Husák, M., Piezoelektrické mikro- a nanogenerátory, DPS, 1-2/2014, str. 2, ISSN 1805-5044
2. S. Kumari, S. S. Sahu, B. Gupta, and S. Kumar Mishra, "Energy harvesting via human body activities," in Smart Biosensors in Medical Care, Elsevier, 2020, pp. 87–106."
3. D. Fang, J. Wang, and W. Chen, Analysis of piezoelectric structures and devices. DE GRUYTER, 2013.
4. M. Safaei, H. A. Sodano, and S. R. Anton, "A review of energy harvesting using piezoelectric materials: State-of-the-art a decade later (2008-2018)," Smart Mater. Struct., vol. 28, no. 11, p. 113001, Nov. 2019, doi: 10.1088/1361-665X/ab36e4.
5. N. Sezer and M. Koç, "A comprehensive review on the state-of-the-art of piezoelectric energy harvesting," Nano Energy, vol. 80, p. 105567, Feb. 2021, doi: 10.1016/j.nanoen.2020.105567.

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

Studentka bere na vědomí, že je povinna 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 studentky

Čestné prohlášení

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

V Praze dne 19.05.2022

.....

Anna Budková

Poděkování

Srdečně děkuji vedoucímu práce panu prof. Ing. Miroslavu Husákovi, CSc. za odborné vedení, vstřícnost a cenné připomínky. Dále děkuji panu Ing. Alexandru Laposovi, Ph.D. za čas, velkou trpělivost a ochotu při konzultacích návrhu sestavení měřicího pracoviště.

ABSTRAKT

Práce se zabývá piezoelektrickými generátory energie s důrazem na jejich využití v medicíně. Komerčně dostupné piezoelektrické moduly jsou testovány jako jednoduché napájecí zdroje využívající mechanické deformace z vibrací.

V teoretické části je popsán význam energy harvesting v dnešní době, zejména s využitím piezoelektrického jevu, který je detailně objasněn. Dále jsou vysvětleny významné fyzikální pojmy spojené s piezoelektrickým jevem. Také jsou uvedeny základní druhy piezoelektrických materiálů, které se využívají a aplikace piezoelektrických generátorů v posledních letech v medicíně.

V experimentální části je popsána vybraná řada komerčně dostupných piezoelektrických modulů. Experimentální část se zabývá návrhem a sestavením měřicího pracoviště pro testování piezogenerátorů s vetknutým nosníkem. Elektrické veličiny získané měřením piezonosníku jsou výstupní napětí (naprázdno a s odporovou zátěží) v závislosti na frekvenci, amplitudě a hmotnosti zátěží. Změřené elektrické veličiny jsou společně s vypočteným výstupním proudem a výkonem vykresleny pomocí rozhraní MATLAB. Na závěr jsou shrnuty dosažené výsledky.

KLÍČOVÁ SLOVA

Energy harvesting, piezoelektrický jev, vetknutý nosník

ABSTRACT

Bachelor thesis focuses on piezoelectric energy generators with emphasis on their use in medicine. Commercially available piezoelectric modules are tested as simple power supplies using mechanical deformation vibration.

The theoretical part describes the importance of energy harvesting at the present time, especially using the piezoelectric effect, which is explained in detail. Furthermore, important physical concepts associated with the piezoelectric effect are explained. There are also presented the basic types of piezoelectric materials and applications of piezoelectric generators in recent years in medicine.

The experimental part describes a selected series of commercially available piezoelectric modules. The experimental part focuses on the design and assembly of a measuring station for testing piezo generators with an embedded beam. The electrical quantities obtained by measuring the piezo bearing are the output voltages (no-load and with a resistive load) depending on the frequency, amplitude, and weight of the load. Measured quantities, calculated output current and power are plotted by MATLAB interface. The acquired results are summarized at the end.

KEY WORDS

Energy harvesting, piezoelectric effect, embedded beam

OBSAH

1.	Úvod.....	1
2.	Teoretická část	2
2.1	Energy harvesting	2
2.1.1	Získatelná energie z lidského těla	2
2.2	Piezoelektrický jev	4
2.2.1	Historie.....	4
2.2.2	Princip	5
2.2.3	Vlastnosti	6
2.3	Základní pojmy	6
2.3.1	Mechanické namáhání.....	6
2.3.2	Polarizace piezoelektrického materiálu.....	7
2.3.3	Curieova teplota	7
2.3.4	Konstitutivní rovnice.....	8
2.3.5	Piezokonstanty	9
2.3.6	Heckmannův diagram	10
2.4	Piezoelektrické materiály	11
2.5	Piezoelektrické aplikace generátorů v biomedicíně.....	13
2.5.1	Kardiostimulátor a implantované kardiovertrové defibrilátory.....	14
2.5.2	Ortopedické implantáty	14
2.5.3	Kochleární implantáty	14
2.5.4	Piezoelektrická náplast pro rychlé hojení.....	15
2.6	Piezoelektrický nosník	15
2.6.1	Mechanické parametry nosníku	16
2.6.2	Ekvivalentní obvod	16
2.6.3	Rezonanční frekvence	17
2.6.4	Optimální zatěžovací odpor generátoru	17
3.	Experimentální část.....	18
3.1	Vybraná piezoelektrická řada nosníků	18
3.2	Návrh vlastního měřicího pracoviště	18
3.2.1	Budicí generátor a vibrační stůl.....	19
3.2.2	Optický snímač – confocalDT 2451 se sondou IFS2401-1.....	20
3.2.3	Osciloskop.....	21

3.2.4	Hmotnostní zátěž.....	22
3.2.5	Odporová dekáda.....	22
3.3	Sestavení měřicího pracoviště.....	22
3.3.1	Přípevnění piezoelektrického generátoru.....	23
3.4	Metody měření.....	25
3.4.1	Základní měření – napětí naprázdno.....	25
3.4.2	Měření s hmotnostní zátěží – napětí naprázdno.....	25
3.4.3	Měření s odporovou zátěží – napětí na zátěži.....	25
3.5	Vyhodnocení měření.....	26
3.5.1	Měření napětí – naprázdno.....	26
3.5.2	Měření napětí – na zátěži.....	29
3.6	Diskuse.....	31
4.	Závěr.....	32
5.	Seznam použité literatury.....	34
Přílohy		
A.	Naměřené hodnoty – základní měření.....	37
B.	Naměřené hodnoty – hmotnostní zátěž.....	37
C.	Naměřené hodnoty – na zátěži.....	39
D.	Vykreslení naměřených hodnot – naprázdno.....	41
E.	Vykreslení naměřených a dopočítaných hodnot – na zátěži.....	53

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Veličina
T	(°C)	teplota
T _c	(°C)	Curieova teplota
q	(C)	elektrický náboj
d	(C.m ⁻¹ nebo N.m ⁻¹)	piezoelektrická nábojová konstanta
g	(V.m.N ⁻¹)	piezoelektrická napěťová konstanta
k	(-)	elektromechanický vazebný faktor
C	(F)	kapacita
L	(H)	indukce
U	(V)	napětí
I	(A)	proud
R	(Ω)	odpor
P	(W)	výkon

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
MEMS	Mikro Elektro Mechanický Systém
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
RNA	Ribonukleová kyselina
PZT	Piezoelektrická keramika
PVDF	Polyvinylfluorid

Seznam použitých obrázků

Obrázek 1 Obvod pro sběr energie z lidského těla. Převzato z [1].	3
Obrázek 2 Zapojení pro důkaz přímého piezoelektrického jevu. Převzato z [3].	5
Obrázek 3 Zapojení pro důkaz nepřímého piezoelektrického jevu. Převzato z [3].	5
Obrázek 4 Struktura piezoelektrického materiálu. Překresleno z [5].	6
Obrázek 5 Vennův diagram – rozdělení dielektrických materiálů. Převzato z [6].	6
Obrázek 6 Schéma vzniku elektrických dipólů. Překresleno z [8].	7
Obrázek 7 Změna mřížkové struktury Ba ₀ Ti v závislosti na teplotě Curie. Překresleno z [9].	8
Obrázek 8 Konvence značení os. Překresleno z [11].	8
Obrázek 9 Heckmannův diagram. Upraveno z [14].	11
Obrázek 10 Feroelektrická keramika před polarizací, během a po ní. Převzato z [16].	12
Obrázek 11 Struktura přírodního křemene – v klidu, tahu, při stlačení. Překresleno z [18].	12
Obrázek 12 Porovnání hojení tkáně s piezoelektrickou náplastí. Převzato z [27].	15
Obrázek 13 Typy konstrukce nosníku. Překresleno z [10].	16
Obrázek 14 Ekvivalentní obvod piezoelektrického zdroje [28].	17
Obrázek 15 Blokové schéma návrhu měřicího pracoviště.	19
Obrázek 16 PA5100 Vibrační stůl – pohled shora a pohled ze strany.	19
Obrázek 17 Budicí generátor – pohled zepředu.	20
Obrázek 18 Zapojení pro změření výchylky piezonosníku pomocí optického snímače – confocalDT 2451 s IFS2401-1.	21
Obrázek 19 Hmotnostní zátěž na volný konec nosníku.	22
Obrázek 20 Sestavené pracoviště při zapojení odporové dekády.	23
Obrázek 21 3D model držáku pro přichycení piezogenerátoru jako vetknutého nosníku.	24
Obrázek 22 Vytištěný přípravek pro uchycení piezomodulu na hrot vibračního stolku – pohled ze strany.	24
Obrázek 23 Uchycení piezomodulu s hmotnostním zatížením na vibrační hrot – pohled shora a ze strany.	24

Seznam použitých tabulek

Tabulka 1 Získatelný výkon z lidského těla při běžné fyzické zátěži. Upraveno z [1].	2
Tabulka 2 Výkon a pasivní práce lidského těla v různých částech. Upraveno z [2].	3
Tabulka 3 Porovnání druhů EH. Upraveno z [1].	4
Tabulka 4 Přehled biomedicínských aplikací a jejich požadavků na napájení. Převzato z [24].	14
Tabulka 5 Parametry S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB. Upraveno z [29, 30].	18
Tabulka 6 Naměřená výchylka vibračního stolku v závislosti na rozsvícených LED-diodách a frekvenci.	21
Tabulka 7 Maximální naměřené napětí piezoelektrickými generátory.	26
Tabulka 8 Naměřené rezonanční frekvence pro piezoelektrické moduly.	26
Tabulka 9 Maximální získaný výkon a jemu odpovídající proud při na odporové zátěži modulů S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB.	29

Seznam grafů

Graf 1 Závislost napětí na frekvenci pro S128-H5FR-1107YB při změně amplitudy.	27
Graf 2 Závislost napětí na frekvenci pro S233-H5FR-1107XB při rozdílných hmotnostních zatíženích a amplitudě 1.	28
Graf 3 Závislost napětí na frekvenci pro S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB při hmotnostním zatížení 1,5g a amplitudě 3.	28
Graf 4 Závislost piezoelektrických modulů na odporové zátěži.	30
Graf 5 Závislost výkonu pro S233-H5FR-1107YB při odporové zátěži a rozdílné hmotnostní zátěži.	30

1. Úvod

V dnešní době jsou trendem bezdrátově napájená zařízení, především kvůli jejich mobilitě. V různých odvětvích je snaha vyvarovat se trvalému napájení ze sítě, zejména u aplikací, které téměř nepřetržitě odebírají energii z napájecího zdroje. Se snahou moderního světa co nejvíce přístroje zmenšovat vzniká potřeba miniaturizace jejich napájecích zdrojů a zároveň prodloužení doby jejich funkčnosti (což jsou protichůdné požadavky).

Ačkoliv pokrok v technologii baterií vedl k podstatnému snížení jejich nadměrných velikostí a zvýšení kapacit, provozní životnost baterií zůstává stále omezená. Proto jsou ve zdravotnictví stále nezbytné lékařské zákroky k nahrazení baterií, kterým končí životnost. Každý chirurgický zákrok je finančně nákladný a nese s sebou jisté riziko zdravotních komplikací, a proto je ve vývoji kladen velký důraz na prodloužení životnosti baterií a hledání alternativních zdrojů energie z okolí tzv. energy harvesting.

Při aplikacích v lékařství využíváme jako zdroj energie jak fyziologické činnosti lidského těla (srdeční rytmus, průtok krve, teplota, dech, ...), tak jeho aktivní činnosti (chůze, běh, žvýkání, ...). U lékařských zařízení pracujících na piezoelektrickém principu je důležité vždy pracovat s materiálem, který je netoxický a biokompatibilní nebo daný materiál dokonale uzavřít do biokompatibilního obalu.

2. Teoretická část

2.1 Energy harvesting

Energy harvesting, do češtiny překládán jako sklizeň/sběr energie, je obecné označení pro technologie, které získávají energii z okolí pro přenosná elektronická zařízení. Podstatou je převod „relativně nevyčerpatelné“ a snadno přístupné energie na elektrickou např. ze solární, kinetické, termální, větrné, chemické, biologické energie... K přeměně dostupné energie na energii elektrickou můžeme využít různých jevů např. termoelektrického, fotoelektrického, piezoelektrického, Nutná výměna baterií v různých odvětvích představuje finančně nákladný a do značné míry i rizikový úkon. Energy harvesting generátory jsou jednou z možností, jak se vyhnout omezené životnosti zdroje energie nebo ji alespoň výrazně prodloužit. Velkou výhodou energy harvesting je jeho šetrnost k životnímu prostředí, i proto v posledním desetiletí nabývá na velké popularitě [1].

2.1.1 Získatelná energie z lidského těla

V medicíně při výměně baterií nedochází jen k finančně drahým zákrokům, ale i k riziku zdravotních komplikací u pacienta. Z tohoto důvodu má alternativní zdroj energie, který by eliminoval výměny zdrojů, velkou budoucnost.

Získávat energii můžeme z různých částí lidského těla s využitím vhodných „sběračů“ energie. V lékařství můžeme využít jak fyziologické činnosti lidského těla – srdeční rytmus, průtok krve, teplota těla, dech, tak jeho aktivní činnosti – chůze, běh, žvýkání, pohyby rukou, pohyby prstů – psaní na klávesnici, Tabulka 1 prezentuje získatelný výkon vygenerovaný různými částmi lidského těla při běžné fyzické zátěži [1].

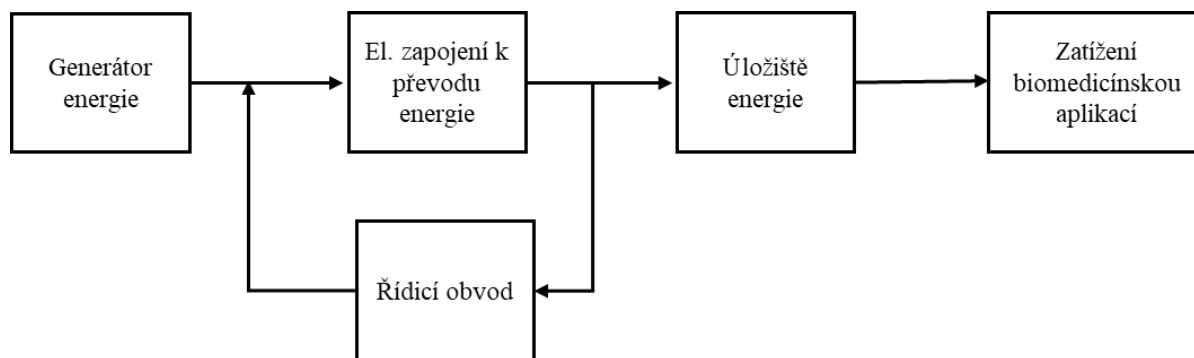
Tabulka 1 Získatelný výkon z lidského těla při běžné fyzické zátěži. Upraveno z [1].

odebíraná energie	získatelný výkon (W)
tělesné teplo	2,4–4,8
výdech	0,40
krevní tlak	0,37
dýchací pás	0,33
pohyb prstů	0,33

Tabulka 2 Výkon a pasivní práce lidského těla v různých částech. Upraveno z [2].

místo odebírané energie	získatelný výkon (W)	pasivní práce (%)
úder paty	2–20	50
kotník	66,8	28
koleno	36,4	92
kyčel	38	19
loket	2,1	37
rameno	2,2	61

Chování aktivní činnosti člověka je náhodné povahy, proto je velmi důležité navrhnout dobrý a efektivní obvod pro sběr energie. Získávání energie musí být s vysokou účinností a výstupní napětí odpovídat požadavkům [1].



Obrázek 1 Obvod pro sběr energie z lidského těla. Převzato z [1].

Nejvýznamnější zdroje energie lidského těla můžeme rozdělit na 3 hlavní druhy energie – mechanická, tepelná a chemická. Dále je můžeme dělit podle využívaného jevu. Tabulka 3 porovnává výhody a nevýhody vybraných jevů pro sběr energie.

Tabulka 3 Porovnání druhů EH. Upraveno z [1].

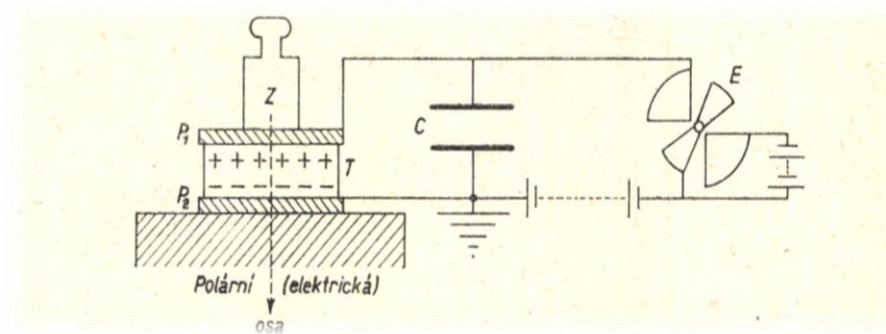
druhy energie	využívaný jev	princip jevu	výhody	nevýhody
mechanická	elektromagnetický jev	relativní pohyb mezi cívkou	relativně dlouhá životnost a robustnost	nižší napětí a nízká účinnost obtížná integrace do MEMS
	elektrostatický jev	změna vzdálenosti elektrod v kondenzátoru	není třeba SMART materiálů vysoce vhodné do MEMS struktur	vyžaduje externí zdroj napětí nízký generovaný výkon
	piezoelektrický jev	generování náboje na povrchu piezoelektrickém materiálu	vysoké výstupní napětí kompatibilní s MEMS	vysoká impedance pro aktivaci depolarizace
Tepelná	termoelektrický jev	potenciální pokles teploty mezi dvěma kovy/polokovy	nízké náklady na výrobu dlouhá životnost	nižší účinnost
Chemická	enzymatický jev	štěpení vysokoenergetických kapaliny nebo tělních tekutiny – krev, pot, slzy, ...	biokompatibilní	nižší účinnost krátká životnost

2.2 Piezoelektrický jev

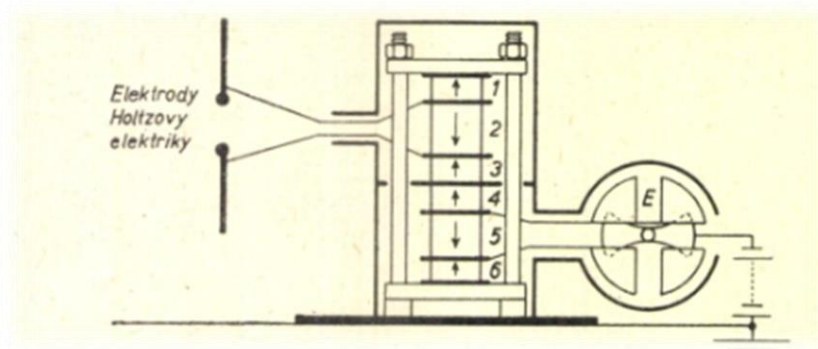
2.2.1 Historie

Piezoelektrický jev byl dokázán roku 1880 bratry Pierre a Jacques Curie. Jeho podstatou je vlastnost piezoelektrických materiálů, kdy při mechanickém namáhání dochází k elektrické polarizaci – generuje se elektrický náboj. Přímý piezoelektrický jev dokázali na krystalu turmalínu, který stlačovali závažím. Vzniklý náboj na plochách krystalu byl snímán dvěma elektrodami, pomocí voltmetru změřili vzniklé napětí na elektrodách. Inverzní (nepřímý) piezoelektrický jev je opačný jev, při němž dochází ke geometrické změně piezoelektrického materiálu v důsledku působení elektrického pole, v kterém se materiál nachází. Bratři Curie dokázali inverzní jev s využitím lisu, v kterém je umístěno 6 piezoelektrických skupin. Při přivedení napětí na druhou skupinu materiálu na obrázku 3,

dochází k tvarové deformaci této skupiny, na obrázku vyznačeno zvětšení objemu. Způsobenou deformací materiálu dokázali pomocí přímého jevu, kdy tvarová změna 2. skupiny mechanicky namáhá skupinu piezoelektrickou skupinu č. 5. Geometrická změna materiálu se projeví generováním náboje na elektrodách, který je změřen elektrometrem [3, 4].



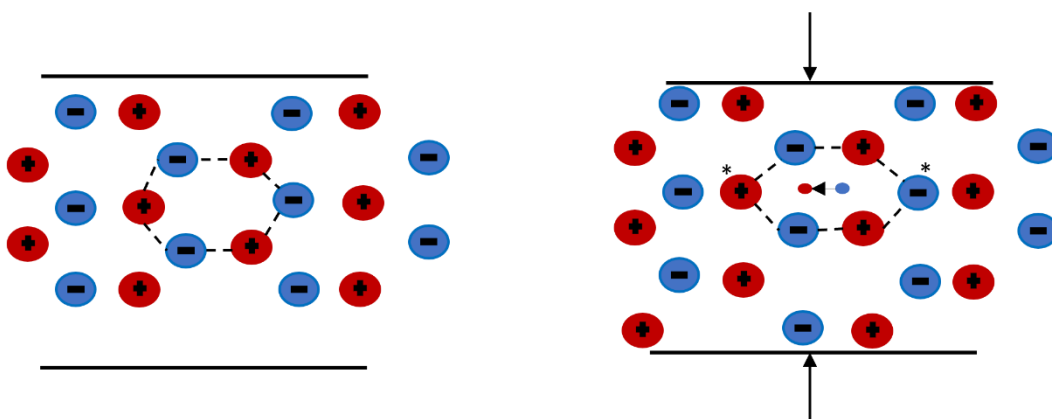
Obrázek 2 Zapojení pro důkaz přímého piezoelektrického jevu. Převzato z [3].



Obrázek 3 Zapojení pro důkaz nepřímého piezoelektrického jevu. Převzato z [3].

2.2.2 Princip

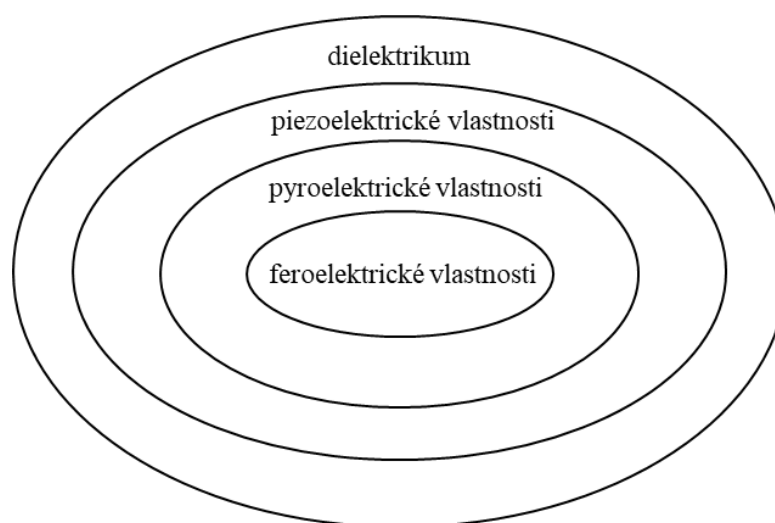
Generování náboje na povrchu nebo naopak deformaci materiálu při přivedení napětí na materiál, označujeme jako piezoelektrické vlastnosti materiálu. Piezoelektrické vlastnosti vykazují acentrické krystaly, krystaly bez středové symetrie. Proto při deformaci ve vertikálním směru mění vzdálenost kladného a záporného náboje (označené hvězdičkou (*) na obrázku 4.). Náboje se od sebe oddálí a jejich těžiště se již neshodují – vzniká elektrický dipól [3, 5].



Obrázek 4 Struktura piezoelektrického materiálu. Překresleno z [5].

2.2.3 Vlastnosti

Piezoelektrické látky mají široké spektrum vlastností, které jsou výhodné v elektrotechnice. Podle jednotlivých jevů můžeme materiály rozdělit do dalších skupin – naznačeno na obrázku 5. Každý pyroelektrický materiál, který generuje náboj při změně teploty materiálu, je materiálem piezoelektrickým. Každá feroelektrická látka je současně pyro- a piezoelektrickou látkou. U feroelektrických látek je v krystalové struktuře dipólový moment trvale a samovolně (nemusí být vyvolán deformací mřížky) [6].



Obrázek 5 Vennův diagram – rozdělení dielektrických materiálů. Převzato z [6].

2.3 Základní pojmy

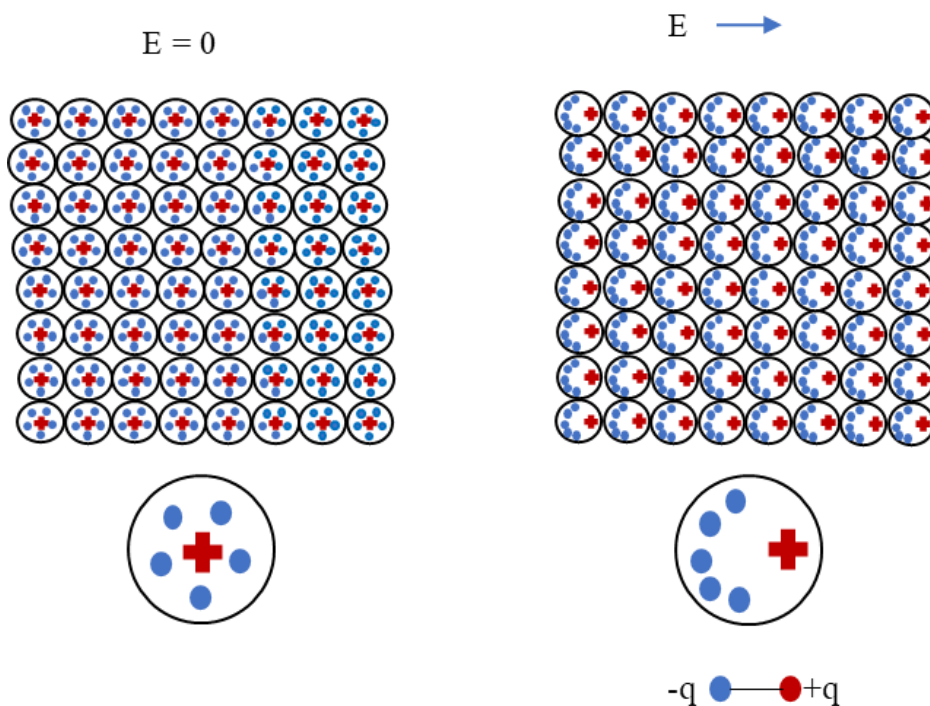
2.3.1 Mechanické namáhání

U piezoelektrického materiálu předpokládáme strukturu, která je spojitě rozložená a poddajná. Při tahu, tlaku, ohýbání, kroucení dochází k deformaci, a tedy ke generování náboje. Piezoelektrický materiál označujeme jako těleso pružné, po účinku vnějších sil se látka vrátí do původního stavu.

„Nutno poznamenat, že reálná tělesa se do původního stavu nevrací, a tudíž u nich pozorujeme tzv. zbytkovou deformaci. Tedy těleso bez zbytkové deformace je tělesem dokonale pružným. Opakem dokonale pružných těles jsou tělesa (dokonale) plastická, tj. tělesa, která zůstávají ve výsledném zdeformovaném stavu i v případě, že vnější síly přestanou působit.“ [7]

2.3.2 Polarizace piezoelektrického materiálu

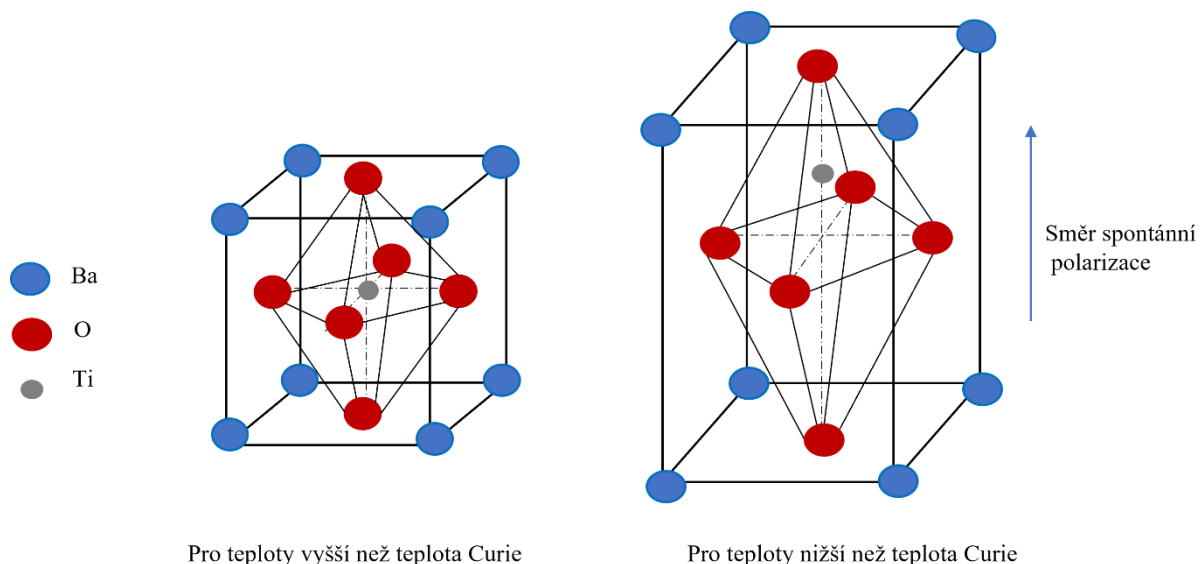
Piezoelektrický materiál se při mechanické deformaci zachová podobně jako dielektrikum. Při jeho mechanickém namáhání vznikají spontánně elektrické dipóly – dvojice stejně velkých, ale opačných bodových nábojů, které se nachází relativně blízko u sebe. Vznik elektrických dipólů je označován jako elektronová polarizace tělesa [7, 8].



Obrázek 6 Schéma vzniku elektrických dipólů. Překresleno z [8].

2.3.3 Curieova teplota

Velký význam u dielektrických materiálu má tzv. Curieova teplota (T_c), která značí teplotu, nad kterou daný materiál ztrácí své typické fero- a piezoelektrické vlastnosti. V piezoelektrických látkách nad T_c dochází k výrazné změně vnitřní struktury – deformuje se uspořádání atomů v krystalové mřížce. Ze zrn s mírně vychýleným středovým iontem vznikají symetrická zrna, v kterých nedochází k tvorbě elektrických dipólů a spontánní polarizaci materiálu viz obrázek 7 [6].

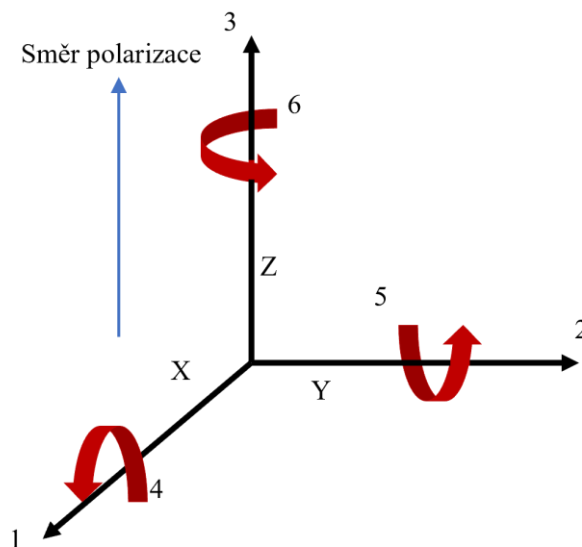


Obrázek 7 Změna mřížkové struktury Ba_0Ti v závislosti na teplotě Curie. Překresleno z [9].

2.3.4 Konstitutivní rovnice

Základní vztahy mezi mechanickým namáháním materiálu a vygenerovaným elektrickým polem závisí na piezoelektrických vlastnostech materiálu, geometrii a směru elektrického buzení. Vlastnosti piezomateriálu popisuje systém rovnic – konstitutivních vztahů [10].

Při popisu materiálu určíme směry pomocí tří os, označených 1, 2 a 3, zobrazených na obrázku 8. Osa 3 může být označována jako „polární“, protože je rovnoběžná se směrem polarizace. Piezoelektrický materiál, u kterého předpokládáme rozdílné mechanické a elektrické vlastnosti ve třech osách, označujeme za ortotropní [10].



Obrázek 8 Konvence značení os. Překresleno z [11].

První konstitutivní rovnice piezoelektrických vlastností dává do vztahu tenzor deformace S (z anglického strain), tenzor mechanické napětí v materiálu T (z anglického stress), piezoelektrické konstanty s_{ij} , které vyjadřují elastickou poddajnost materiálu za neměnné elektrické intenzity E . V modelování piezoelektrického materiálu je třeba počítat s elektrickou indukcí D , respektive piezoelektrickými koeficienty d_{ij} [10, 12].

$$S = sT + dE \quad (1.1.)$$

Druhá konstitutivní rovnice popisuje závislost D elektrické indukce s permitivitou ε s elektrickou indukcí E .

$$D = dT + \varepsilon E \quad (1.2.)$$

Maticově zapsaný systém rovnic za předpokladu, že materiál je ortotropní:

$$\begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} & 0 & 0 & 0 \\ s_{21} & s_{22} & s_{23} & 0 & 0 & 0 \\ s_{31} & s_{32} & s_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & s_{66} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & s_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{33} \\ 0 & 0 & s_{33} \\ 0 & d_{24} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \quad (1.3.)$$

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_{13} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{23} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \quad (1.4.)$$

2.3.5 Piezokonstanty

Piezoelektrické konstanty jsou konstanty, které představují velikost piezoelektrického jevu spolu s vazebným faktorem. Mezi důležité parametry u piezoelektrických materiálů řadíme piezoelektrickou nábojovou konstantu d a piezoelektrickou napěťovou konstantu g . Další veličina, která popisuje piezoelektrický materiál, je elektromechanický vazebný faktor k .

Piezoelektrická nábojová konstanta d_{ij}

Piezoelektrická nábojová konstanta udává velikost vygenerovaného náboje na jednotkovou plochu vzhledem k působícímu mechanickému namáhání na jednotkové ploše ($C \cdot N^{-1}$). Při nepřímém jevu je konstanta d_{ij} ($m \cdot V^{-1}$) rovna vzniklé mechanické deformaci jednotkové plochy při přivedeném napětí (na jednotkovou plochu). Proto je konstanta d_{ij} důležitá při výběru vhodného materiálu pro aplikace závislé na mechanickém namáhání (akční členy) [10–13].

$$d = \frac{\text{hustota vygenerovaného náboje}}{\text{mechanické namáhání}} = \frac{\text{mechanická defromace}}{\text{přivedené napětí}} \quad (1.5.)$$

První dolní index konstanty d označuje směr polarizace generované v materiálu pro nulovou elektrickou intenzitu pole materiálu, nebo v inverzním jevu označuje směr aplikované intenzity pole. Směr působícího napětí značí druhý index, respektive indukované deformace [11].

Pro přímý piezoelektrický jev d_{15} udává velikost vygenerovaného náboje ve směru 1 (kolmo na polární osu) na jednotku mechanického namáhání aplikovaného kolem osy 2.

U inverzního piezoelektrického jevu konstanta d_{31} popisuje velikost indukované napětí ve směru 1 na jednotku elektrického pole přivedeného ve směru 1.

Piezoelektrická napěťová konstanta g_{ij}

Piezoelektrická napěťová konstanta ($V.m.N^{-1}$) udává velikost elektrického pole generovaného piezoelektrickým materiálem na jednotku aplikovaného mechanického napětí nebo u nepřímého piezoelektrickému jevu popisuje velikost mechanického napětí, kterému je piezoelektrický materiál vystaven na jednotku aplikovaného elektrického posuvu [10–13].

$$g = \frac{\text{generované elektrické pole}}{\text{mechanické napětí}} = \frac{\text{mechanická defromace}}{\text{přivedené napětí}} \quad (1.6.)$$

U napěťové konstanty g_{ij} rozumíme indexům stejně jako u piezoelektrické nábojové konstantě d_{ij} .

Vysoké konstanty g_{ij} upřednostňují velké výstupní napětí a jsou vyhledávané pro senzory.

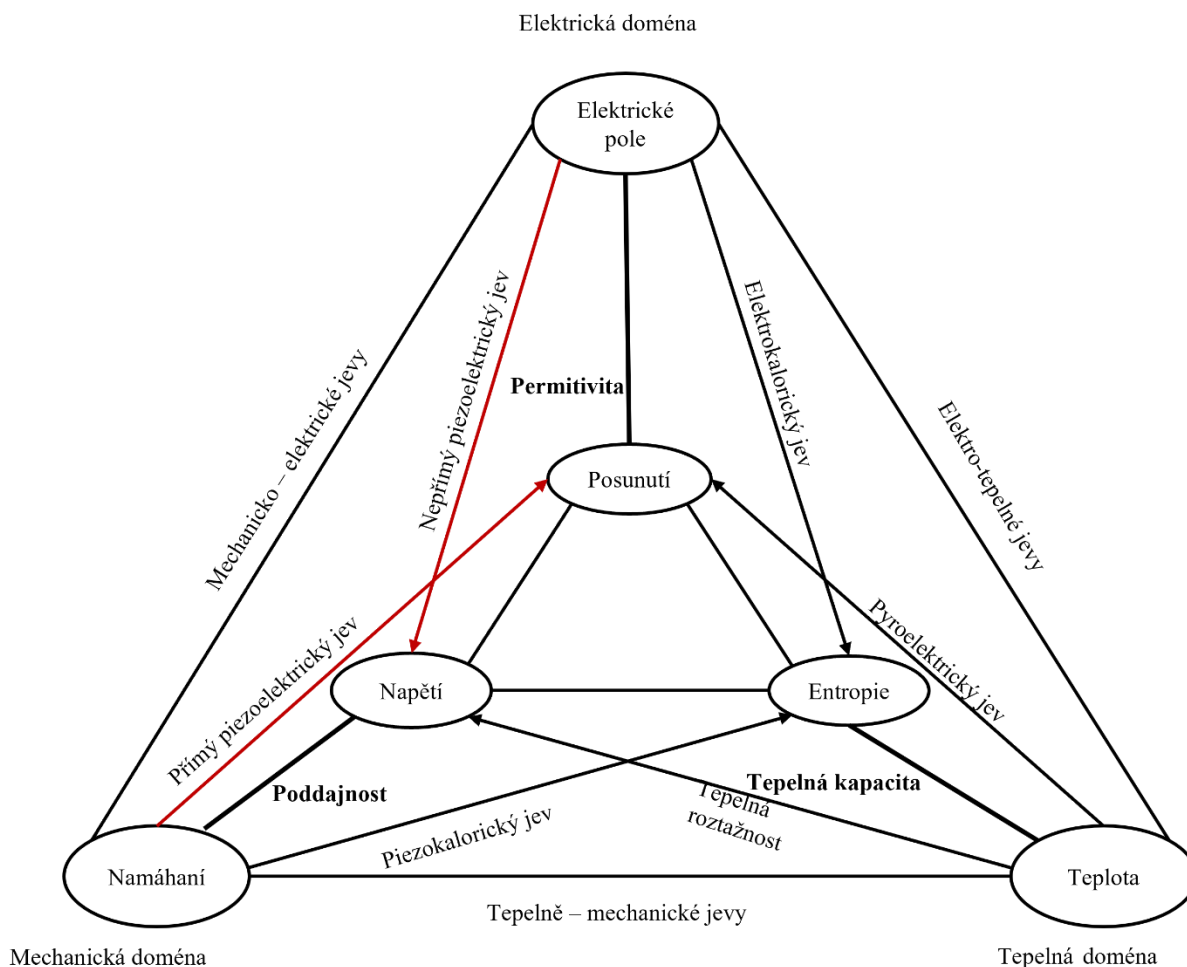
Elektromechanický vazebný faktor k

Elektromechanický vazební faktor k je faktor představující elektrickou a mechanickou převodní kapacitu. Je definován jako druhá odmocnina poměru „vzniklé mechanické energie“ a „dané elektrické energie“ nebo „dané mechanické energie“ a „vzniklé elektrické energie“.

$$k = \sqrt{\frac{\text{vzniklá mechanická energie}}{\text{daná elektrická energie}}} = \sqrt{\frac{\text{daná mechanická energie}}{\text{vzniklá elektrická energie}}} \quad (1.7.)$$

2.3.6 Heckmannův diagram

Heckmannův diagram na obrázku 9 se skládá ze dvou trojúhelníků – z vnějšího a vnitřního, které popisují souvislosti krystalů. Vnější trojúhelník zobrazuje vztahy mezi 3 doménami – termální, elektrickou a mechanickou. Vnitřní trojúhelník dává do vztahu 3 rozměrné proměnné – namáhání, posunutí a entropii. Dále pojmenovává jevy mezi vnitřním a vnějším trojúhelníkem [14].

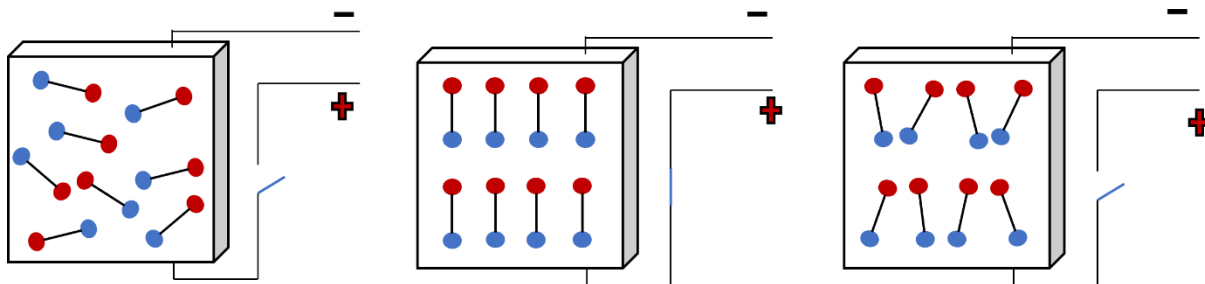


Obrázek 9 Heckmannův diagram. Upraveno z [14].

2.4 Piezoelektrické materiály

Abychom materiál označili jako piezoelektrický, musí mít specifickou strukturu – nesymetrické uspořádání prvků. Přírodní materiály mají piezoelektrický jev relativně malý, proto se začaly vyrábět materiály, které po úpravě mají relativně velký piezoelektrický efekt.

Pro umocnění vlastností piezoelektrického jevu je třeba u některých materiálů náhodná acentrická zrna v krystalové struktuře uspořádat – pólovat. Pólování se provádí vložením do elektrického pole, ve kterém je zvýšená teplota a následně je struktura ochlazována. Výsledkem je materiál s trvalými piezoelektrickými vlastnostmi – elektrické přeorientování a vyrovnání elektrických dipólů [9, 15].

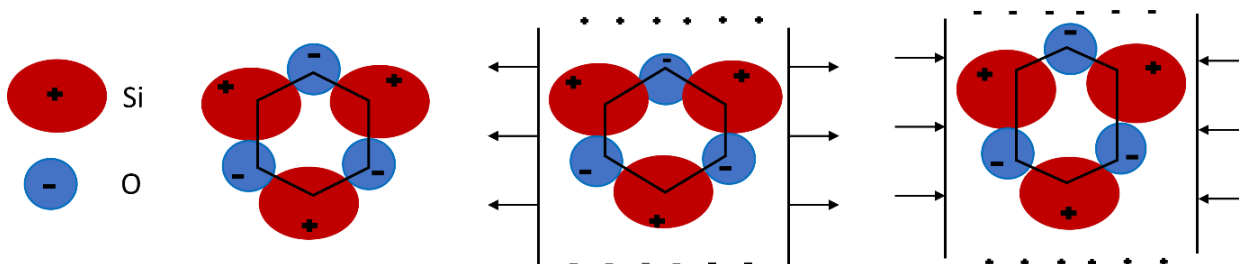


Obrázek 10 Feroelektrická keramika před polarizací, během a po ní. Převzato z [16].

Monokrystalické struktury

Přírodní monokrystalické materiály s již vystavěnou sítí dipólových momentů jsou křemen, turmalín a Seignettova sůl. Za normálních podmínek je materiál elektricky neutrální, při jeho mechanickém namáhání dochází k posunu iontů v materiálu, k vytvoření elektrického dipólu.

Jednou z nejznámějších přírodních látek je křemen (SiO_2 oxid křemičitý), kde nositel kladného náboje (ionty křemíku) se střídá s nositeli záporného náboje (ionty kyslíku). Tím je vytvořena nesymetrická struktura. Při jeho mechanickém stlačení jako na obrázku 11. dochází k posunutí kationtů k sobě, a tedy odpuzení aniontů [3, 17].



Obrázek 11 Struktura přírodního křemene – v klidu, tahu, při stlačení. Překresleno z [18].

Mezi výrobní monokrystalické struktury řadíme pevný roztok niobát-olova-olova titaničitanu olovnatého (PMN – PT), který je jedním z široce používaných piezoelektrických materiálů. Jeho vynikající deformace při teplotě okolí, ale i při kryogenních teplotách, slibuje převrat v lékařských aplikacích [19].

Keramické piezoelektrické materiály

Piezoelektrickou keramiku (PZT) titančitan zirkoničito-olovnatý $\text{Pb}[\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x}]\text{O}_3$ ($0 \leq x \leq 1$) řadíme také mezi strukturu perovskitů. Perovskit je skupina materiálů se strukturou ABO_3 , kde A je iont většího kovu a B menšího kovu. Mezi zástupce perovskitů patří titaničitan Kalcia CaTiO_3 , titaničitan Baria BaTiO_3 , titaničitan Olova BaPbO_3 [9].

Polymerové piezoelektrické materiály

Polymery jsou na bázi polyvinylfluoridu (PVDF) a jejich hlavní výhodou je tvarovatelnost. Při výrobě dochází opět k polarizaci jako u PZT. Polymerní materiály mají oproti keramice malé akustické impedance a velkou pružnost. Proto se využívají v průmyslových a lékařských aplikacích především jako membrána pro velmi citlivé snímače [20].

Kompozitní piezoelektrické materiály

Kompozit je materiál tvořen ze dvou nebo více odlišných struktur, díky tomu získá vlastnosti, které nemá ani jedna z jeho samostatných struktur. Kompozitní piezoelektrické materiály jsou často složeny z piezoelektrické keramiky a polymerového piezoelektrického materiálu. V odborném článku [21] jsou uvedeny různé typy piezoelektrických kompozitních struktur [21].

Biologické materiály

Fukada a Yasuda prokázali v letech 1967 piezoelektrické vlastnosti kosti – konkrétně v suché kosti. V dalších biologických tkáních, které mají polymerovou strukturu, byly popsány piezoelektrické vlastnosti např. u kolagenu, DNA, RNA [22].

2.5 Piezoelektrické aplikace generátorů v biomedicině

Jako generátor elektrické energie se piezoelektrický jev využívá například hojně v automobilovém průmyslu. Přesně načasované a odměřené vstřiky paliva během spalovacího procesu zajišťují právě piezoelektrické ovladače ventilů.

V medicíně jsou piezoelektrické snímače často používané v ultrazvukových zařízeních. Jak k diagnostice pacienta, tak k terapii – například vyslání soustředěných ultrazvukových vln k rozbití ledvinových kamenů nebo zničení maligní tkáně.

Přestože je piezoelektrický jev známý déle než jedno století, jeho využití jako generátoru mezi medicínskými aplikacemi získává na popularitě až v posledních desítkách let. Přední univerzity zkoumají a vyvíjí materiály vhodné pro generátory v živých organismech. Implantovaná elektronická zařízení jsou pro některé z nás nezbytnou součástí běžného života. Některé přístroje doslova zachraňují životy – kardiostimulátory, kardioverter-defibrilátory a jiné přístroje značně zlepšují kvalitu života, např. kochleární implantáty, systémy pro obnovení pohybu v horních končetinách nebo inzulinové pumpy. Aplikace dokáží snímat informace, ukládat výsledky a neinvazivně je sdělit ošetřujícímu chirurgovi nebo terapeutovi [23].

V tabulce 4 je základní přehled lékařských aplikací a jejich požadavků na napájení.

Tabulka 4 Přehled biomedicínských aplikací a jejich požadavků na napájení. Převzato z [24]

biomedicínské aplikace	požadavky na napájení (μW)
kardiostimulátor	5–10
kochleární implantát	100–2 000
dávkořač léku	400
stimulátor sítnice	250 000

V této kapitole je uvedeno několik významných objevů v posledním desetiletí, které využívají piezoelektrický jev jako zdroj energie.

2.5.1 Kardiostimulátor a implantované kardiovertrové defibrilátory

Nejvýznamnější vibrace uvnitř oblasti hrudníku jsou způsobeny srdečním rytmem a dechem. Zařizení pro dobíjení energeticky účinných kardiostimulátorů vibracemi můžeme rozdělit podle metod získání vibrací. Jedno z možných získání energie je z expanzí tepny, která je obalena piezoelektrickým materiálem. Druhá možnost je využít expanzí hrudního koše při dýchání. Potřebná energie pro správný běh kardiostimulátorů se v posledních letech výrazně snížila. Jednou z hlavních výhod při (částečném) nahrazení baterie piezoelektrickým zdrojem je zmenšení zabudovaného kardiostimulátoru. Nyní baterie u kardiostimulátorů tvoří 50% velikosti [23].

2.5.2 Ortopedické implantáty

Rutinní použití senzorů a mikroprocesorů zabudovaných v ortopedických implantátech pro diagnostiku a monitorování pacienta bylo omezeno nedostatkem dlouhodobého samostatného zdroje energie. Zabudováním PZT materiálů do ortopedických implantátů lze malé množství mechanické energie, generované při běžné fyzické aktivitě přeměnit na užitečnou elektrickou energii [25].

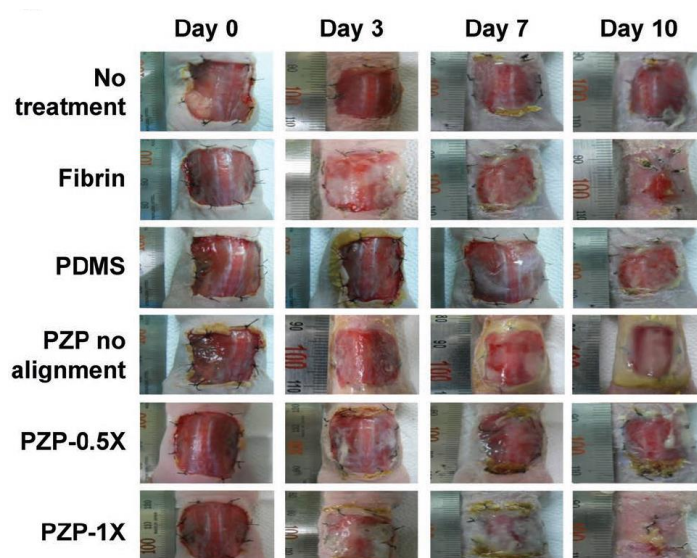
2.5.3 Kochleární implantáty

Kochlea je struktura vnitřního ucha, která zajišťuje přeměnu přicházející mechanické energie na elektrické signály pro nervová vlákna. Při postižení sluchu pacienta může být kochleární implantát jedno z řešení, jak pomoci pacientovi zlepšit sluch. Implantát obsahuje dvě hlavní části – převodník a elektrody. Převodník funguje jako frekvenční detektor a současně jako generátor elektrických impulsů. Elektrody stimulují sluchové nervy uvnitř hlemýždě. Vibrace jsou způsobeny změnou akustického tlaku na membráně bubínku lidského ucha. Dále jsou vibrace zesíleny kostmi a piezoelektrickým principem převáděny na elektrické impulsy, které stimulují sluchové nervy. Významnou výhodou tohoto implantátu je absence zvláštní elektronické jednotky ke stimulaci [26].

2.5.4 Piezoelektrická náplast pro rychlé hojení

K pokroku ve zdravotnictví došlo i při léčbě ran. Byla vyvinuta dermální náplast na bázi piezoelektrického nanomateriálu ZnO. Při její aplikaci na poraněnou kůži se při mechanickém namáhání začne generovat náboj, čím se zde vytváří rozdíl potenciálů, který pozitivně ovlivňuje chování (především zvýšení aktivity) kožních buněk. Výsledkem je urychlení hojení biologických tkání [27].

Kladné vlastnosti piezoelektrické náplasti byly prokázány na regeneraci kůži myši. Na jejich otevřené rány na zádech byly aplikovány různé druhy náplastí – bez piezoelektrického materiálu, s různou hustotou piezoelektrického materiálu. Na obrázku 12 je porovnání zacelení tkáně na zádech myši, z kterého plyne, že náplast s piezoelektrickým materiálem příznivě působí na obnovu kůže [27].

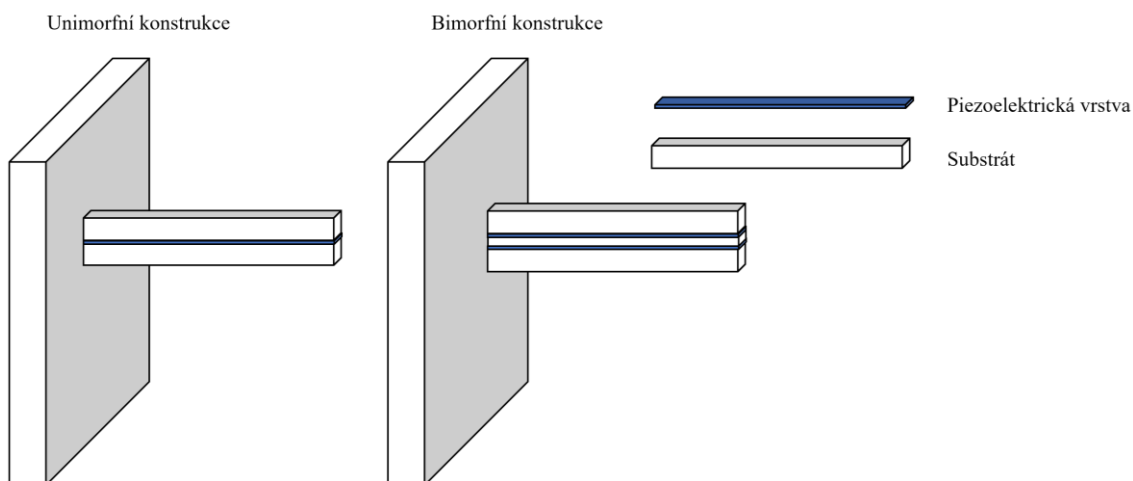


Obrázek 12 Porovnání hojení tkáně s piezoelektrickou náplastí. Převzato z [27].

2.6 Piezoelektrický nosník

Jednou z komerčně dostupných realizací napájecího zdroje při vibracích je piezoelektrický nosník. Jednostranně vetknutý nosník je ukotvený na jednom konci a volný na druhém konci. U piezoelektrického nosníku je základem vrstva substrátu, na kterou je dále nanesen piezoelektrický materiál. Nosníkovou kostru s jednou vrstvou piezoelektrického materiálu nazýváme unimorfni konstrukce. Nanesením piezoelektrického materiálu z obou stran substrátu vytvoříme konstrukci označovanou bimorfni. Přidání dalších vrstev na nosník zformuje polymorfni konstrukci.

Při přivedení napětí na bimorfni piezoelektrický nosník dochází k smrštění jedné vrstvy materiálu, zatímco druhá vrstva expanduje. Výsledkem těchto změn je průhyb nosníku na volném konci. Obdobně při mechanickém namáhání nosníku dochází ke generování náboje na povrchu piezoelektrických vrstev [10].



Obrázek 13 Typy konstrukce nosníku. Překresleno z [10].

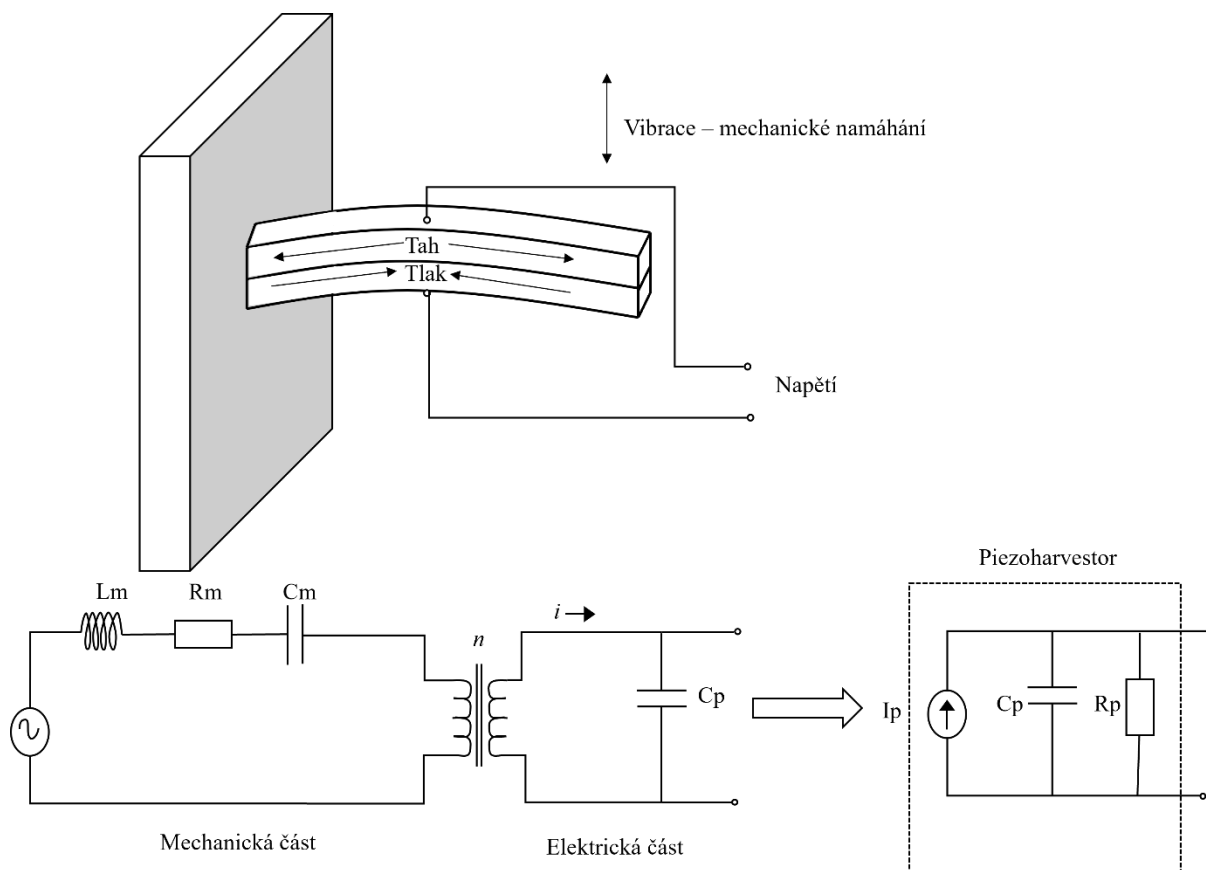
2.6.1 Mechanické parametry nosníku

U nosníku předpokládáme, jeho výšku h minimálně 10x menší než jeho délka l . Při takto splněném předpokladu počítáme s takzvaným prostým ohybem nosníku. Šířka b označuje délku nanesené vrstvy. Pro zlepšení funkčnosti generátoru je často přidána hmotnostní zátěž na jeho volný konec.

2.6.2 Ekvivalentní obvod

Piezoelektrický zdroj můžeme při popisu rozdělit na mechanickou a elektrickou část. Mechanická část modelu je materiál, na který působí mechanické namáhání – vibrace. Tato část je simulována pružinovým systémem na první části obrázku 14. Jednotlivé pružiny představují vlastnosti materiálu – C_m mechanickou tuhost, R_m mechanické ztráty a L_m mechanickou hmotnost. Mechanická část je spojena s elektrickou částí modelu pomocí transformátoru, který mění mechanické namáhání na elektrické napětí (proud). Vygenerované napětí lze vypočítat z náboje dodaného piezozářizním podle vztahu 1.8., kde C_p reprezentuje paralelní kapacitu piezoelektrického materiálu [28].

$$U = \frac{Q}{C_p} \quad (1.8.)$$



Obrázek 14 Ekvivalentní obvod piezoelektrického zdroje [28]

2.6.3 Rezonanční frekvence

Rezonanční frekvenci obvodu určíme jako frekvenci, pro kterou platí: vrcholová hodnota amplitudy při vynucené vibraci je maximální. Přesněji piezoelektrický generátor při rezonanční frekvenci generuje maximální napětí, jedná se o nejučinnější přenos mechanické energie na elektrickou.

2.6.4 Optimální zatěžovací odpor generátoru

Piezoelektrický generátor není ideálním zdrojem napětí, ale jedná se o reálný zdroj napětí tedy zdroj napětí s vnitřním odporem. Při zvyšování odporového zatížení generátoru neplatí, že dodávaný výkon generátoru se bude stále zvyšovat. Z tohoto důvodu je důležité stanovit vhodnou velikost zatěžovacího odporu, pro který generátor dodá maximální výkon. Výkon bude maximální, pokud vlastní odpor generátoru bude odpovídat zatěžovacímu odporu.

3. Experimentální část

3.1 Vybraná piezoelektrická řada nosníků

Jedním z cílů této práce bylo vybrat komerčně dostupné piezoelektrické moduly. Zvolené moduly jsou od stejného výrobce Mide. Generátory obsahují piezoelektrickou keramikou PZT 5H. První model S128-H5FR-1107YB - single layer je unimorfni konstrukce, tedy s jednou vrstvou piezoelektrické keramiky. Druhým vzorkem je bimorfni konstrukce S233-H5FR-1107XB – double layer, se 2 vrstvami piezoelektrické keramiky 5H.

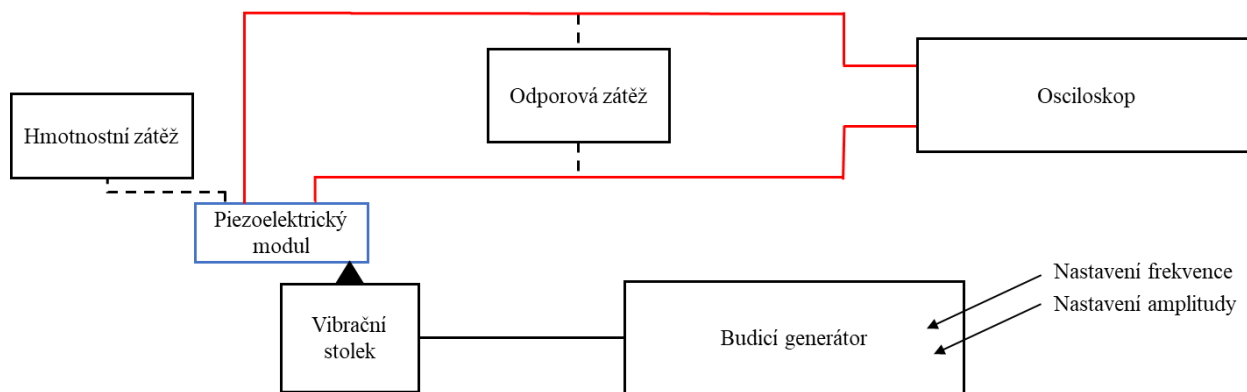
Níže tabulka 5. porovnává parametry modulu dostupné z jejich katalogových listů.

Tabulka 5 Parametry S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB. Upraveno z [29, 30]

název nosníku		S128-H5FR-1107YB	S233-H5FR-1107XB
výrobce		Mide	Mide
typ nosníku		unimorf	bimorf
materiál piezovrstvy		PZT 5H	PZT 5H
rozměry piezovrstvy (mm)	délka	27,8	27,8
	šířka	18,0	18,0
	tloušťka	0,19	0,19
hmotnost nosníku (g)		9,770	11,688
hmotnostní zátěž (g)		2	2
rezonanční frekvence (Hz)		384	443
Kapacita (nF)		40	95
cena k 28.02.2022 na farnel.cz		3 513 Kč	7 026 Kč

3.2 Návrh vlastního měřicího pracoviště

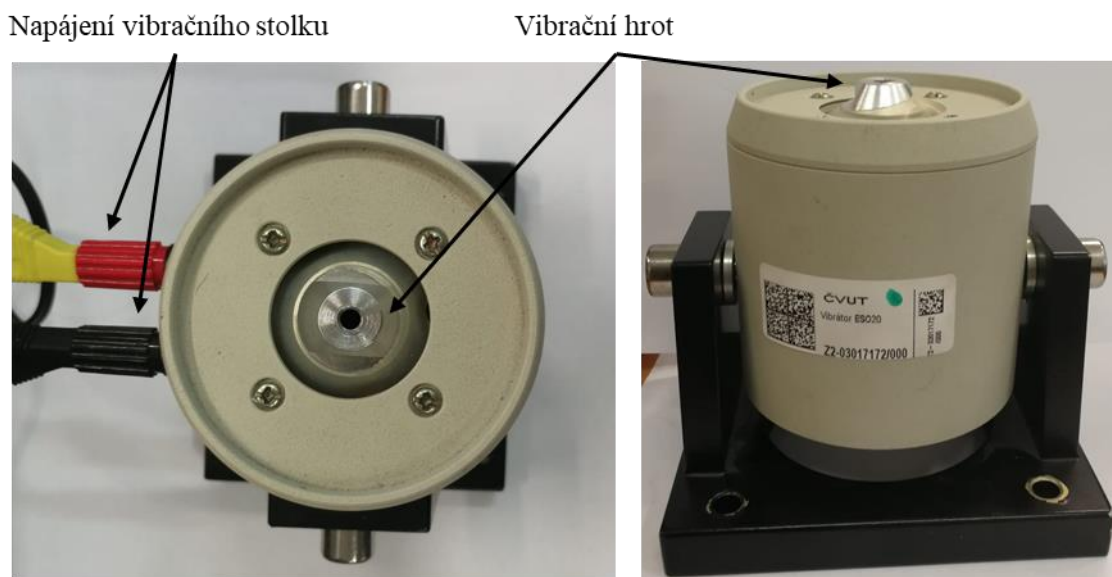
Měřicí pracoviště pro zjištění reálných parametrů piezoelektrických nosníků se skládá z budicího generátoru s vibračním stolem, optického snímače vzdálenosti, osciloskopu, hmotnostních zátěží a odporové dekády. Návrh blokového schématu měřicího pracoviště je zobrazen na obrázku 15.



Obrázek 15 Blokové schéma návrhu měřicího pracoviště.

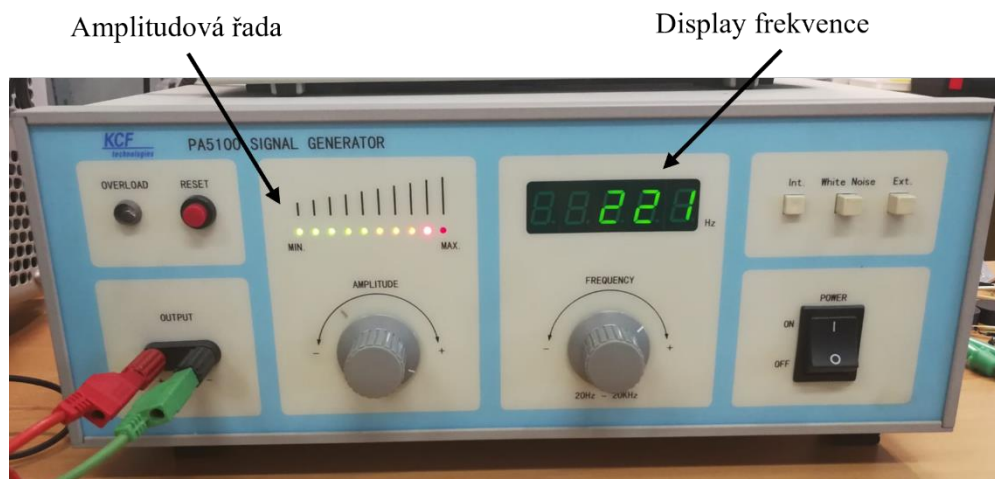
3.2.1 Budicí generátor a vibrační stolek

Základem měřicího pracoviště je generátor mechanického namáhání. V měření se využívá budicí generátor PA5100 Signal generator od KCF Technologies. Generátor vytváří signál střídavého napětí, přesněji harmonického sinu, který je připojen k vibračnímu stolku ESO20, na kterém se pohybuje vertikálně hrot (detailněji na obrázku 16.).



Obrázek 16 PA5100 Vibrační stolek – pohled shora a pohled ze strany.

Uživatel pomocí otočných tlačítek na signálovém generátoru mění frekvenci a amplitudu výchylky hrotu na vibračním zařízení. Frekvence, s kterou kmitá vibrační stolek, je přímo ukázána na zabudovaném display generátoru. U amplitudy výchylky se uživateli rozsvítí pouze daný počet LED-diod (1. – 10., kdy při rozsvícení 10. diody se generátor vypne, aby nedošlo k jeho poškození). Prvních 5 LED-diod svítí zeleně, šestá a sedmá oranžově a devátá, desátá dioda červeně - viz. obrázek 17.

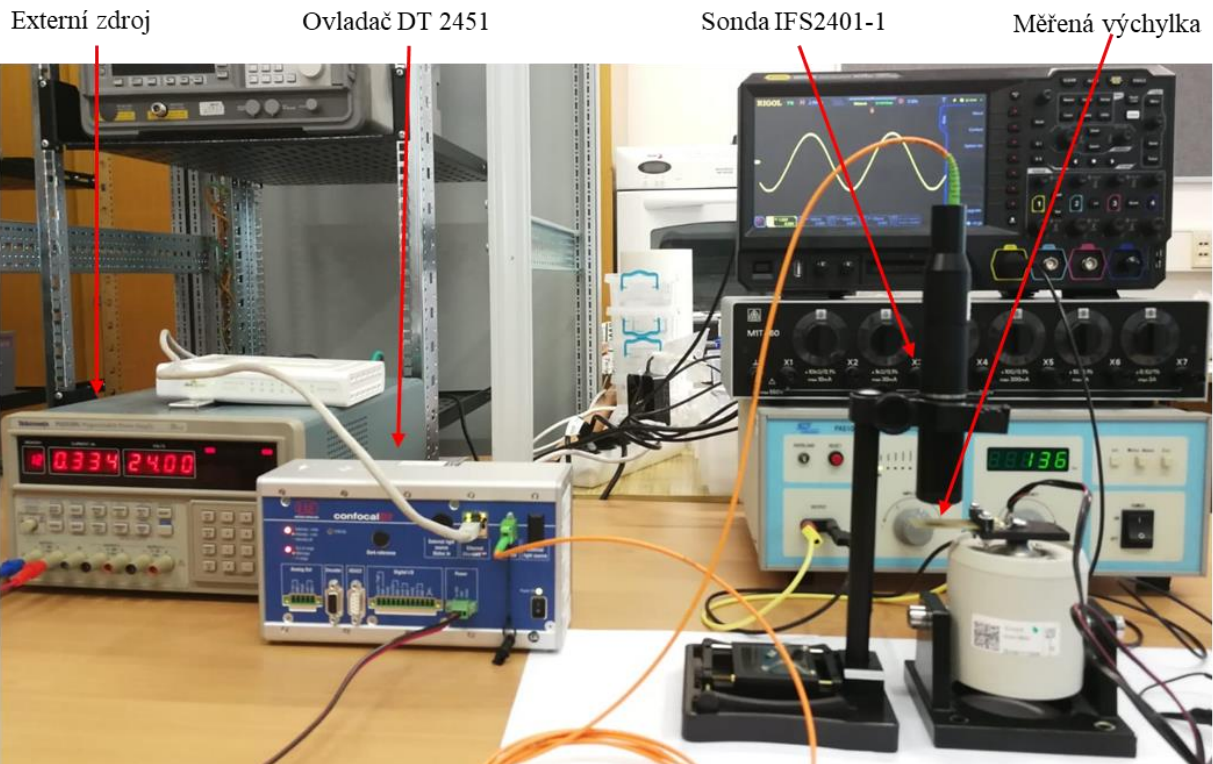


Obrázek 17 Budicí generátor – pohled zepředu.

3.2.2 Optický snímač – confocalDT 2451 se sondou IFS2401-1

Pro stanovení přesné výchylky vibrací nosníku je použit snímač na optickém principu – sonda IFS2401-1 snímá vzdálenost do 1 mm i pro vysoké kmitočty 2000 Hz s externím ovladačem confocalDT 2451 od skupiny Micro Epsilon.

Externí zdroj (PS2520G od firmy Tektronix) světla napájí senzor IFS2401-1 přes ovladač DT 2451. Sonda IFS2401-1 promítá polychromatické světlo (bílé světlo) na cílový měřený povrch. Čočky senzoru jsou navrženy tak, aby využívaly řízenou chromatickou aberaci k zaostření každé vlnové délky světla na konkrétní vzdálenost. Světlo odražené od cílového povrchu prochází konfokální aperturou do spektrometru, který detekuje a zpracovává spektrální změny. Získaná data jsou přenesena do ovladače. Data ze spektrální analýzy světla se v ovladači použijí k výpočtu vzdáleností a zobrazí v uživatelsky přístupném rozhraní. Zapojení pro měření výchylky nosníku je na obrázku 18 [31, 32].



Obrázek 18 Zapojení pro změření výchylky piezonosníku pomocí optického snímače –confocalDT 2451 s IFS2401-1.

Naměřené hodnoty výchylky jsou uvedeny v tabulce 6:

Tabulka 6 Naměřená výchylka vibračního stolku v závislosti na rozsvícených LED-diodách a frekvenci.

amplituda generátoru (pořadí poslední rozsvícené LED)	naměřená výchylka (mm)									
	16 (Hz)	25 (Hz)	50 (Hz)	80 (Hz)	100 (Hz)	125 (Hz)	180 (Hz)	225 (Hz)	300 (Hz)	500 (Hz)
1.	0,388	0,394	X	0,130	0,070	0,046	0,017	0,016	0,010	0,003
2.	0,681	0,689	X	0,210	0,141	0,063	0,042	0,034	0,012	0,004
3.	0,936	0,998	X	0,323	0,181	0,099	0,046	0,038	0,016	0,005
4.	X	X	X	0,458	0,239	0,150	0,059	0,046	0,017	0,006

X vibrační stolek začal narážet do konstrukce, proto bylo měření přerušeno

3.2.3 Osciloskop

Snímané napětí z elektrod piezomodulu je přivedeno na 4 kanálový digitální osciloskop RIGOL - MS05204. Vzorkovací frekvence používaného osciloskopu je 200 MHz, pro měření piezoelektrických generátoru je splněn vzorkovací teorém a nedochází k aliasingu. Osciloskop disponuje automatickým měřením parametrů průběhů signálu, jejich statistikou a analýzou výsledků měření. Elektrické napětí vygenerované piezonosníkem je z osciloskopu vyčteno jako veličina U_{RMS}

(voltage root-mean-square) - skutečná efektivní hodnota napětí celého průběhu. Obecný vzorec pro výpočet:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2}{n}}, \quad (2.1.)$$

kde x_i značí výsledek měření i -tého bodu, n je počet měřených bodů.

3.2.4 Hmotnostní zátěž

Na zatížení volného konce nosníku jsou použity kovové matky a šroubky (obrázek 19.) z řady M2. Jejich hmotnost byla změřena na kontrolních vahách KERN Kb 240 – 3N s rozsahem měření do 241 g a dílkem 0,001 g. Zvolená hmotnostní zátěž má výhodu, že lze jednoduše připevnit na vybrané nosníky (na jejich volném konci je předvrtaný otvor).



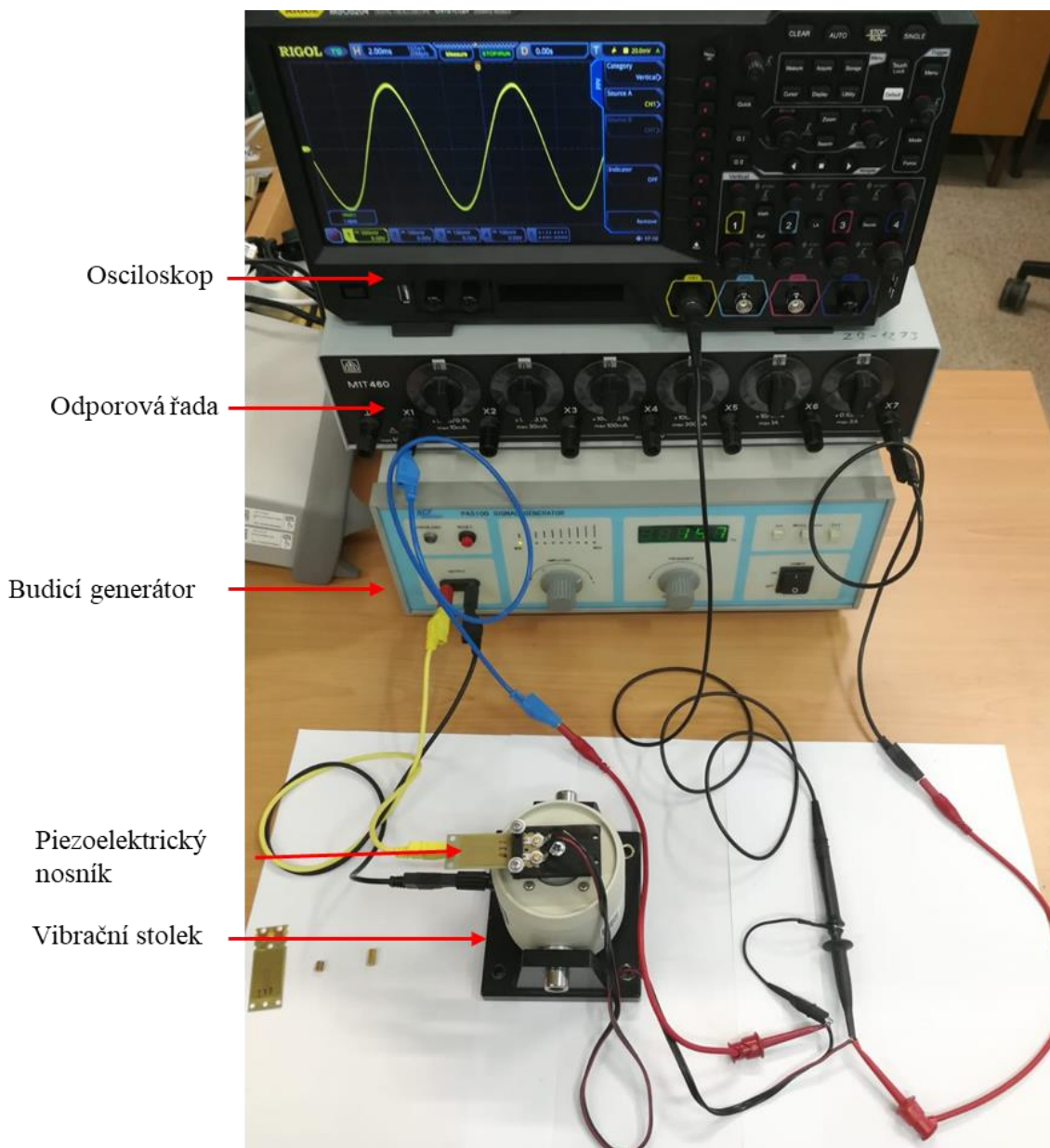
Obrázek 19 Hmotnostní zátěž na volný konec nosníku.

3.2.5 Odporová dekáda

Používaná odporová dekáda je od firmy Micronix s.r.o. typ M1T460. Nastavení odporových hodnot je přes 6 dekád – 10krát 0,10 Ω až 10krát 10 k Ω .

3.3 Sestavení měřicího pracoviště

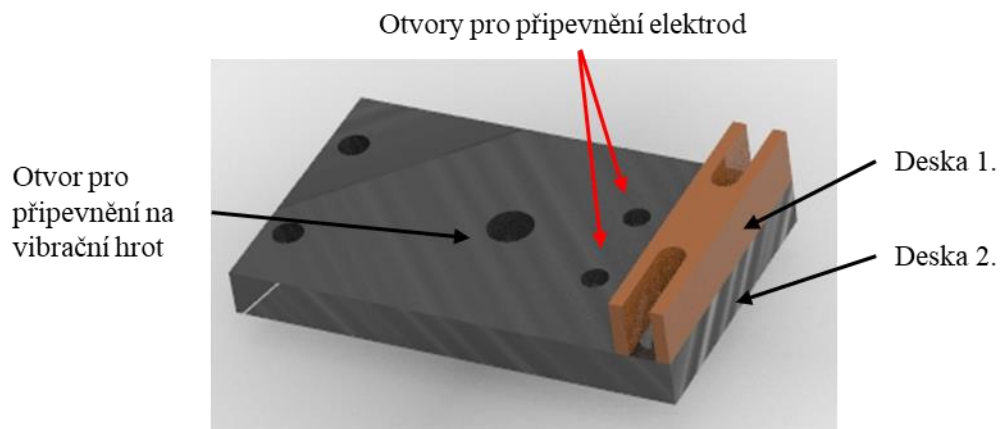
Pracoviště pro měření nosníku je umístěno na pevném stole, aby nedocházelo k přenosu případných vibrací od vibračního stolku. Budicí signál generátoru je přiveden do vibračního stolku, na kterém je umístěn piezoelektrický nosník. Vygenerované napětí je přivedeno na kanál osciloskopu a následně zobrazeno. Uspořádání je zobrazeno na obrázku 20.



Obrázek 20 Sestavené pracoviště při zapojení odporové dekády

3.3.1 Připevnění piezoelektrického generátoru

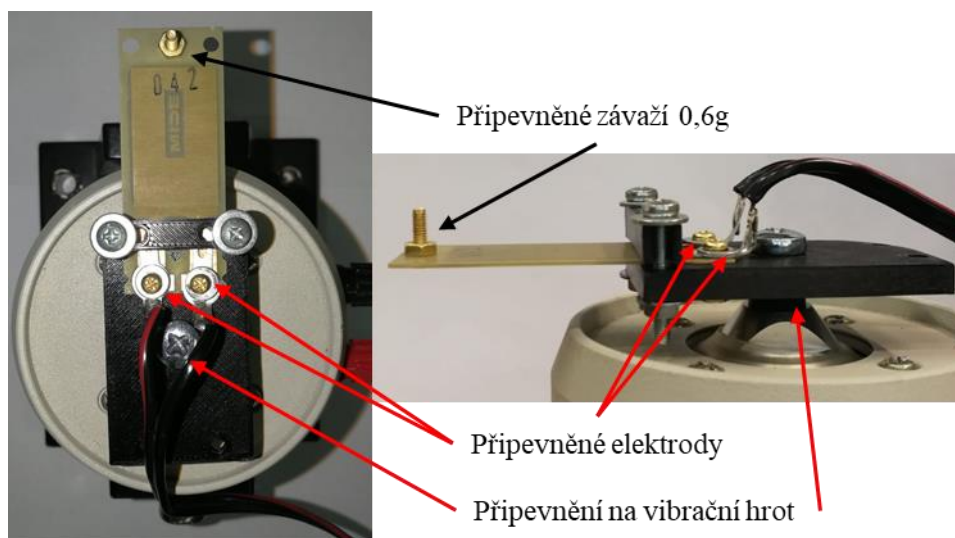
Upevnění piezomodulu na vibrační stolek jako jednostranně vetknutého nosníku řeší držák vytištěný na 3D tiskárně (jeho model na obrázku 21.) Část modulu, v které není piezoelektrická vrstva, se vloží mezi dvě desky. Spodní deska obsahuje otvory, které umožňují snadné a spolehlivé připojení elektrod k piezomodulu. Takto je docíleno kontaktu elektrod s piezoelektrickým generátorem po celou dobu vibrací. Uprostřed vytištěného přípravku je šroub pro upevnění na používaný vibrační stolek. Samotný vytištěný modul je popsán na obrázku 22. Upevnění piezoelektrického modulu a jeho připevnění k vibračnímu stolku je zobrazeno na obrázku 23.



Obrázek 21 3D model držáku pro přichycení piezogenerátoru jako vetknutého nosníku.



Obrázek 22 Vytištěný přípravek pro uchycení piezomodulu na hrot vibračního stolku – pohled ze strany.



Obrázek 23 Uchycení piezomodulu s hmotnostním zatížením na vibrační hrot – pohled shora a ze strany.

3.4 Metody měření

3.4.1 Základní měření – napětí naprázdno

Pro 2 vybrané nosníky bylo provedeno měření vygenerovaného napětí z vibrací při základním zapojení – bez odporové a bez hmotnostní zátěže. Naměřené hodnoty efektivního napětí jsou zaznamenány v příloze A. Základní měření bylo provedeno pro každou amplitudu z prvních 4 zelených LED diod. Základní řada měřených frekvencí byla zvolena následovně: 16 Hz, 25 Hz, 50 Hz, 80 Hz, 100 Hz, 125 Hz, 180 Hz, 225 Hz, 300 Hz, 400 Hz, 500 Hz. Pro přesnější určení rezonanční frekvence byla měřená řada rozšířena o frekvence: 170 Hz, 175 Hz, 180 Hz, 190 Hz, 195 Hz, 200 Hz.

3.4.2 Měření s hmotnostní zátěží – napětí naprázdno

Při měření vygenerovaného napětí byly jednotlivé nosníky zatíženy hmotnostní zátěží na jeho volném konci. Zvolená řada zátěže je: 0,6 g, 1,0 g, 1,5 g. Měření napětí vygenerovaného hmotnostně zatíženými piezonosíky probíhalo stejnou metodou jako měření bez hmotnostní zátěže. Základní měřená řada frekvencí se vždy rozšířila pro přesnější určení rezonanční frekvence pro dané zapojení. Například pro S128-H5FR-1107YB při zátěži 0,6 g bylo měření provedeno i pro frekvence: 110 Hz, 115 Hz, 120 Hz, 130 Hz, 135 Hz, 150 Hz, 145 Hz, 150 Hz. Všechny naměřené hodnoty pro piezonosíky při hmotnostním zatížení jsou uvedeny v příloze B.

3.4.3 Měření s odporovou zátěží – napětí na zátěži

Piezoelektrický generátor byl postupně zatěžován odpory z řady E3 1 k Ω , 2,2 k Ω , 4,7 k Ω , 10 k Ω , 22 k Ω , 47 k Ω , 100 k Ω . Každé měření pro určitou frekvenci bylo rozšířeno o naměřené hodnoty pro odpory 60 k Ω , 70 k Ω , 80 k Ω . Například pro S233-H5FR-1107XB při rezonanční frekvenci 185 Hz měření bylo realizováno i pro 11 k Ω , 12 k Ω , 13 k Ω , 15 k Ω , 17 k Ω , 19 k Ω , 21 k Ω a 30 k Ω pro přesnější určení chování napětí na zátěži. Změřené efektivní napětí na odporové zátěži je zaznamenáno v příloze C. Uveden v příloze C je elektrický proud, který prochází obvodem podle Ohmova zákona:

$$I_{ef} = \frac{U_{ef}}{R} \quad (2.2.)$$

Protože napětí a proud jsou na odporu ve fázi, není zde žádný fázový posun. Pro výkon platí:

$$P = I_{ef} * U_{ef} = \frac{U_{ef}^2}{R} \quad (2.3.)$$

Vypočtený výkon z je uveden v tabulce naměřených hodnot v příloze C.

3.5 Vyhodnocení měření

3.5.1 Měření napětí – naprázdno

Maximální naměřené napětí nosníkem S128-H5FR-107YB bylo 26,9 V při hmotnostní zátěži 1,0 g a amplitudě 4. Modul S233-H5FR-107XB vygeneroval maximální napětí (33,6 V) při maximální používané hmotnostní zátěži 1,5 g a amplitudě 4. Bimorfnní nosník při rezonanční frekvenci generoval napětí vyšší než unimorfnní nosník. Tabulka 7 zobrazuje maximální naměřené napětí na piezoelektrických modulech v závislosti na jejich hmotnostním zatížení a amplitudě výchylek.

Tabulka 7 Maximální naměřené napětí piezoelektrickými generátory.

		maximální napětí (V)							
		S128-H5FR-1107YB				S233-H5FR-1107XB			
		bez zátěže	zátěž 0,6 g	zátěž 1,0 g	zátěž 1,5 g	bez zátěže	zátěž 0,6 g	zátěž 1,0 g	zátěž 1,5 g
amplituda 1		2,9	6,4	8,0	8,9	5,8	10,2	10,8	14,4
amplituda 2		6,1	15,0	10,8	19,9	8,4	13,5	15,4	20,9
amplituda 3		8,9	17,4	15,2	21,3	11,3	20,6	18,6	29,8
amplituda 4		9,2	21,3	26,9	20,1	13,3	25,5	27,8	33,6

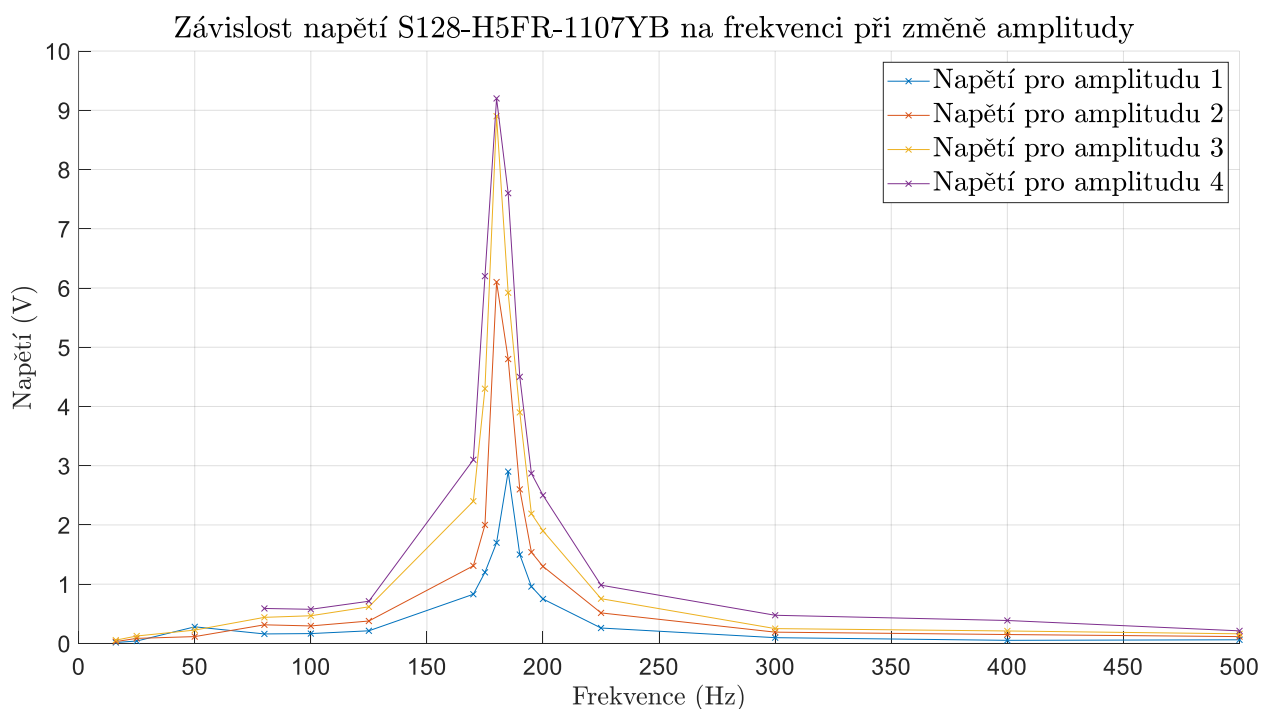
Rezonanční frekvence (při které je maximální výstupní napětí) je závislá na hmotnosti zátěže volného konce nosníku. Například pro S128-H5FR-1107YB při hmotnostní zátěži 1,0 g a amplitudě 4 je rezonanční frekvence 100 Hz. Pro stejnou amplitudu, ale hmotnostní zátěž 1,5 g je rezonanční frekvence 90 Hz. Tabulka 8 ukazuje závislost velikosti rezonančních frekvencí.

Tabulka 8 Naměřené rezonanční frekvence pro piezoelektrické moduly.

		rezonanční frekvence (Hz)							
		S128-H5FR-1107YB				S233-H5FR-1107XB			
		bez zátěže	zátěž 0,6 g	zátěž 1,0 g	zátěž 1,5 g	bez zátěže	zátěž 0,6 g	zátěž 1,0 g	zátěž 1,5 g
amplituda 1		185	125	105	90	190	140	120	105
amplituda 2		180	120	105	90	190	140	120	100
amplituda 3		180	120	100	90	185	135	120	100
amplituda 4		180	120	100	90	185	135	115	100

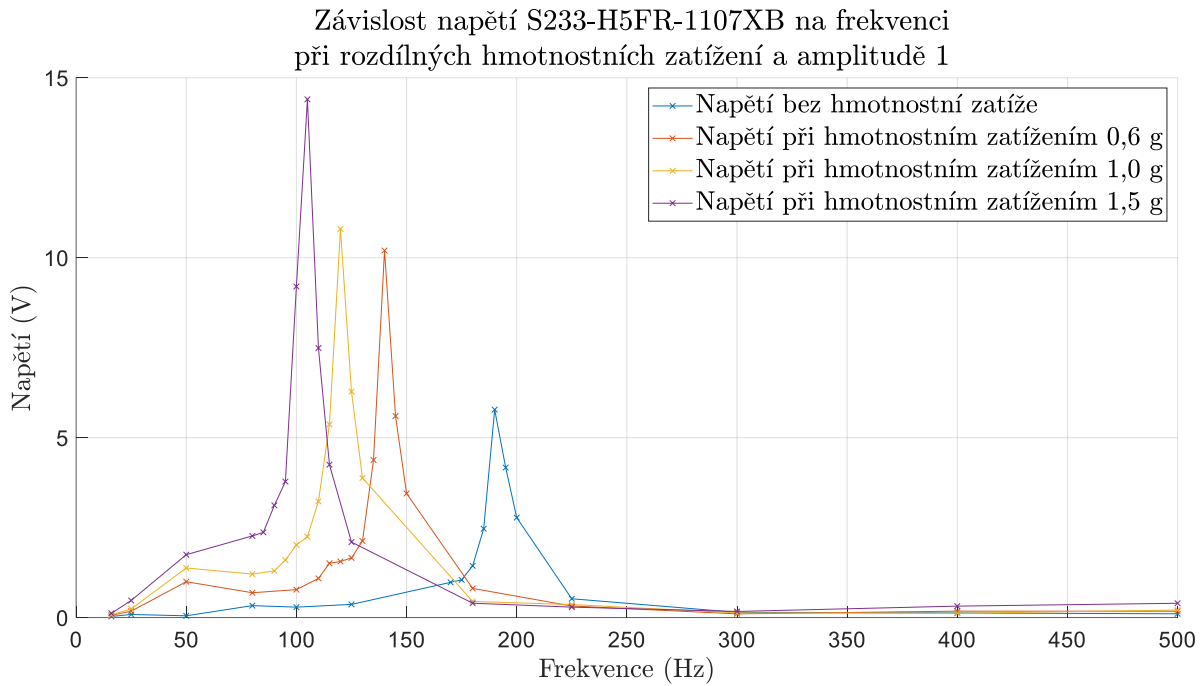
Pro větší názornost byly naměřené výsledky vykresleny v prostředí MATLAB. Všechna porovnání naměřených výsledků při základním měření a měření s hmotnostním zatížením jsou zobrazena v příloze D. Pro stručnost jsou ve vyhodnocení uvedeny jen 3 grafy, které podtrhují charakter piezoelektrických generátorů na bázi vetknutého nosníku.

Závislost napětí na frekvenci na S128-H5FR-1107YB pro různé amplitudy ukazuje graf 1. Napětí se zvyšuje s velikostí výchylky.



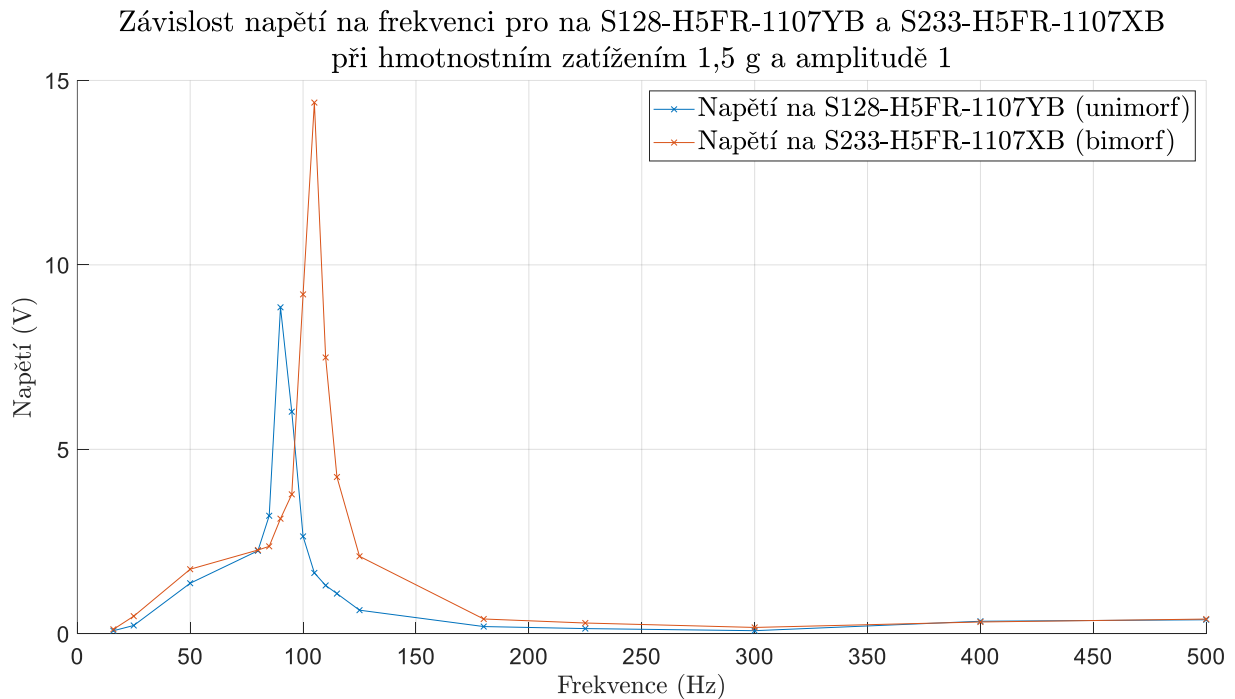
Graf 1 Závislost napětí na frekvenci pro S128-H5FR-1107YB při změně amplitudy.

Na grafu 2 je zobrazena závislost napětí na frekvenci pro S233-H5FR-1107XB při rozdílných hmotnostních zatíženích a amplitudě 1. Rezonanční frekvence se snižuje se zvyšující hmotnostní zátěží. Vygenerované napětí se zvyšující hmotnostní zátěží se zvyšuje.



Graf 2 Závislost napětí na frekvenci pro S233-H5FR-1107XB při rozdílných hmotnostních zatíženích a amplitudě 1.

Porovnání piezoelektrických modulu S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB při hmotnostním zatížením 1,5g a amplitudě 3 je zobrazeno na Grafu 3. Velikost napětí na S233-H5FR-1107XB je větší než na S128-H5FR-1107YB.



Graf 3 Závislost napětí na frekvenci pro S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB při hmotnostním zatížení 1,5g a amplitudě 3.

3.5.2 Měření napětí – na zátěži

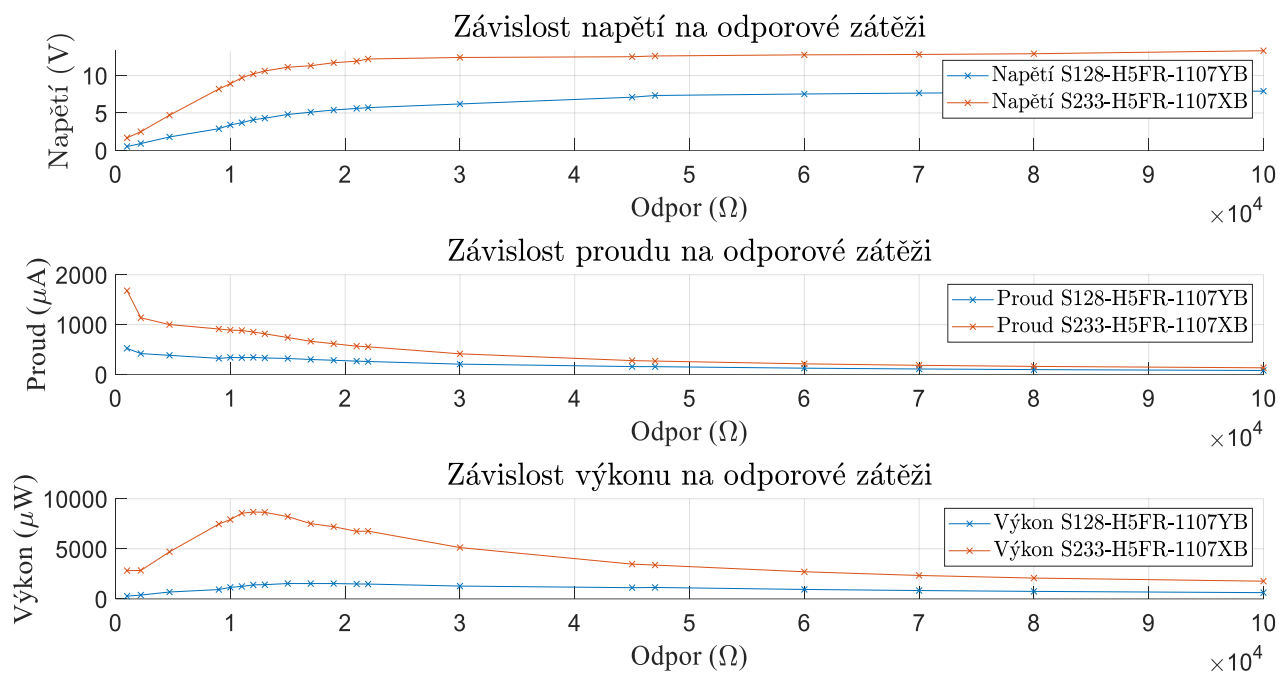
V další části měření bylo cílem zjistit získatelný výkon z piezoelektrického obvodu. Tabulka 9 uvádí maximální výkon získatelný při rezonančních frekvencích daného zapojení. Největší výkon byl naměřen při maximální hmotnostní zátěži na S233-H5FR-1107XB. Při odporové zátěži 10 k Ω a procházejícím proudem 1760 μ A byl výkon 30976 μ W. Modul S128-H5FR-1107YB při stejné hmotnostní zátěži dodával výkon 4508 μ W.

Tabulka 9 Maximální získaný výkon a jemu odpovídající proud při na odporové zátěži modulů S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB.

	S128-H5FR-1107YB				S233-H5FR-1107XB			
	bez zátěže	zátěž 0,6 g	zátěž 1,0 g	zátěž 1,5 g	bez zátěže	zátěž 0,6 g	zátěž 1,0 g	zátěž 1,5 g
frekvence (Hz)	180	120	100	90	185	135	115	100
odpor (k Ω)	15	30	24	47	12	15	14	10
proud (μ A)	320	373	496	313	850	1327	1436	1760
výkon (μ W)	1536	4181	5900	4508	8670	26401	28858	30976

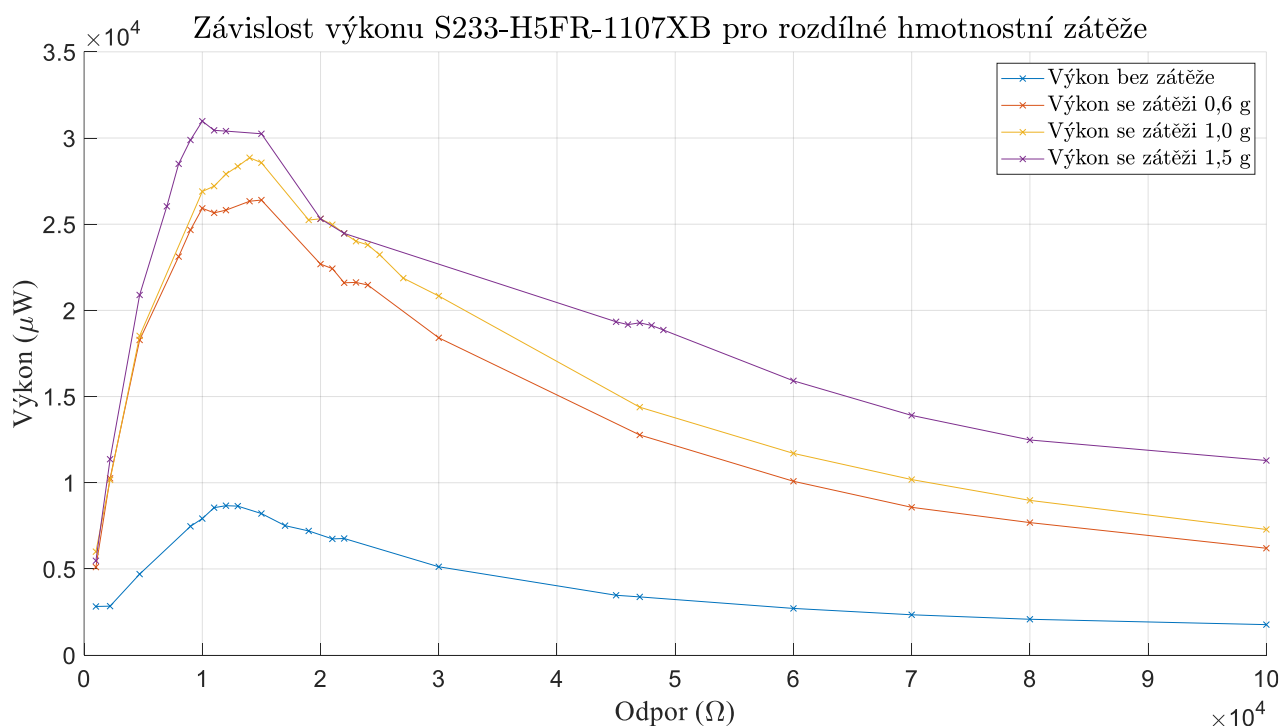
Naměřené výsledky při odporové zátěži byly vykresleny v prostředí MATLAB. Všechny porovnání naměřených výsledků jsou zobrazena v příloze E. Pro stručnost je opět ve vyhodnocení uvedena jen část z těchto grafů.

Graf 4 prezentuje chování piezosenzorů S128-H5FR-1107YB a S233-H5FR-1107XB v závislosti na velikosti odporové zátěže.



Graf 4 Závislost piezoelektrických modulů na odporové zátěži.

Závislost výkonu na S233-H5FR-1107YB při odporové zátěži v porovnání s rozdílným hmotnostním zatížením volného konce nosníku je zobrazeno na Grafu 5.



Graf 5 Závislost výkonu pro S233-H5FR-1107YB při odporové zátěži a rozdílné hmotnostní zátěži.

3.6 Diskuse

Měření napětí vygenerované piezoelektrickým nosníkem podléhá vlivům okolí. Piezomodul je velmi citlivý na vibrace okolí, proto je třeba při měření minimalizovat přenos vibrací z prostředí – proudění vzduchu, teplotu, tlak... V navržené konstrukci jednostranného vetknutého nosníku také závisí na síle (přitažení), které upíná pevný konec nosníku.

Změřené rezonanční frekvence pro vybrané moduly dosahují vysokých hodnot, které na lidském těle při fyziologickém pohybu nenajdeme. Rezonanční frekvence se snižovala při vyšším zatížení volného konce nosníku a s vyšším počtem piezoelektrických vrstev. Ukázala se přímá souvislost – počtu piezoelektrických vrstev a velikosti výstupního napětí. Potvrdila se spojitost, kdy s větším zatížením volného konce nosníku se rezonanční frekvence piezogenerátoru snižovala. Proto navrhuji, aby dalším krokem při realizaci piezoelektrického generátoru bylo vyrobení vlastního piezoelektrického modulu s menšími rozměry. Navrhuji vlastní piezomodul vyrobit jako vícevrstvou strukturu s piezovrstvami, která by měla volný konec hmotnostně zatížen. Nezbytným krokem při realizaci piezoelektrického nosníku jako zdroje elektrického napětí je vyřešení úložiště vygenerované energie.

Testované piezoelektrické moduly nejsou vhodné do implantovaných zařízení, zejména kvůli jejich velikosti. Jejich uplatnění v biomedicině by mohlo být pro terapeutické a rehabilitační přístroje. Například jejich aplikace by byla vhodná do francouzských holí, kdy při chůzi dochází ke kvaziperiodickým nárazům (opírání se rukama). Nebo přímo aplikací do podrážky bot, kde by při každém kroku docházelo k tvrdému nárazu – mechanické deformaci. Piezoelektrické nosníky by mohly sloužit též jako zdroj pro dávkovače léku. Například inzulinovou pumpu musí pacient nosit na sobě, nejčastěji upevněnou v oblasti pasu. Zde by se opět využívalo vibrací z chůze. Další možnou aplikací v biomedicině může být napájení přístrojů monitorujících fyziologické funkce člověka. Například v již komerčně dostupném produktu k monitorování dechu pro novorozence se využívá piezoelektrického jevu.

4. Závěr

Hlavními cíli této bakalářské práce bylo vybrat a otestovat komerčně dostupné moduly piezoelektrických generátorů. Samotné experimentální části předcházela teoretická rešerše stavu poznatků o piezoelektrických modulech jako zdrojích elektrické energie pro biomedicínské aplikace.

Měřicí pracoviště je sestavené pro testování piezoelektrických jednostranných vetknutých nosníků. Vybrané piezoelektrické moduly jsou unimorfní S128-H5FR-1107YB a bimorfní S233-H5FR-1107XB moduly od výrobce Mide. Navržený přípravek pro upevnění konce modulu je vyhotoven 3D tiskárnou. Do vytisknutého přípravku je připevněn jedním koncem piezoelektrický modul. Takto vytvořené uspořádání piezomodulu se chová jako jednostranně vetknutý nosník. Při testování modulů jako generátorů piezoelektrického napájení je využíváno vibrací. Vibrace (mechanické namáhání) jsou docíleny pomocí vibračního stolku. Na hrotu vibračního stolku je připevněn přípravek, v němž je na jedné straně uchycen piezoelektrický modul. Vibrační stůl je napájen externím budicím generátorem – uživatel na budicím generátoru může měnit frekvenci a amplitudu vibrací.

Při metodě měření napětí naprázdno se na piezoelektrický modul připevní elektrody, kterými je snímáno napětí, vygenerované piezoelektrickým nosníkem. Protože zdroj budicího napájení má sinusový průběh, pohybuje se vibrační hrot se stálou amplitudou a frekvencí a jeho a zobrazené výstupní napětí na osciloskopu má harmonický ustálený průběh. Zaznamenávaná veličina je U_{RMS} – skutečná efektivní hodnota napětí celého průběhu. Měření bylo provedeno pro oba vybrané nosníky a pro 4 rozdílné amplitudy vibračního hrotu. Dále bylo měření zopakováno pro různé hmotnostní zátěže volného konce piezonosníku. Z naměřených hodnot byly určeny rezonanční frekvence, při kterých nosník vygeneroval maximální výstupní napětí.

Druhou metodou testování piezoelektrického modulu jako zdroje elektrického napětí bylo měření napětí na odporové zátěži. Odporová zátěž byla reprezentována odporovou dekádou připojenou ke zdroji. Výstupní napětí pro daný zatěžovací odpor bylo přivedeno na osciloskop. V tomto zapojení byly testovány oba nosníky při jejich rezonančních frekvencích a hmotnostním zatížením jako u metody naprázdno. Ze změřeného výstupního napětí byl ohmovým zákonem dopočten protékající výstupní proud a následně výstupní výkon. Naměřené a dopočítané hodnoty oběma metodami byly vykresleny v prostředí MATLAB.

Maximální naměřené výstupní napětí naprázdno (26,9 V) modulem S128-H5FR-1107YB bylo naměřeno při hmotnostní zátěži 1,0 g a amplitudě 4. Rezonanční frekvence tohoto zapojení byla 100 Hz. Piezoelektrický generátor S233-H5FR-1107XB nabyl maxima výstupního napětí pro hmotnostní zátěž 1,5 g a amplitudu 4. Jeho rezonanční frekvence byla 100 Hz, při které vygeneroval 33,6 V. Pro jednotlivé nosníky platí: při vyšším hmotnostním zatížením piezonosník generuje větší napětí a rezonanční frekvence je nižší. Potvrdil se předpoklad, že s vyšší amplitudou generuje větší napětí

naprázdno. Bimorfní S233-H5FR-1107XB nosník vygeneroval větší napětí než unimorfní S128-H5FR-1107YB nosník. Maximální dopočítaný výkon ze všech měření byl naměřen při maximální hmotnostní zátěži na S233-H5FR-1107XB. Při odporové zátěži 10 k Ω a procházejícím proudem 1760 μ A byl výkon 30976 μ W. Modul S128-H5FR-1107YB dodával maximální výkon 5900 μ W pro hmotnostní zatížení 1,5 g a odporovou zátěž 24 k Ω .

Možné využití piezomodulů v biomedicínských aplikacích je rozebráno především v kapitole Diskuse. Jejich využití je například pro zdroje dávkovače léků. Jak bylo uvedeno v teoretické části, aktivní činnost člověka je náhodné povahy, proto je velmi důležité navrhnout optimální obvod pro sběr energie.

5. Seznam použité literatury

- [1] CHAKI, Jyotismita, Nilanjan DEY and Debashis DE. *Smart biosensors in medical care*. no date. ISBN 9780128207819.
- [2] RIEMER, Raziell and Amir SHAPIRO. Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions [online]. 2011 [accessed. 2022-04-14]. Available at: doi:10.1186/1743-0003-8-22
- [3] PETRŽÍLKA, Václav and J. B. SLAVÍK. *Piezoelétrina a její použití v technické praxi*. 1: ed. Praha: JČMAF, 1940.
- [4] BEEBY, S. P., M. J. TUDOR and N. M. WHITE. Energy harvesting vibration sources for microsystems applications. *Measurement Science and Technology* [online]. 2006, **17**(12). ISSN 13616501. Available at: doi:10.1088/0957-0233/17/12/R01
- [5] *What is Piezoelectricity? / OnScale* [online]. [accessed. 2021-11-21]. Available at: <https://onscale.com/piezoelectricity/what-is-piezoelectricity/>
- [6] WHATMORE, Roger. Ferroelectric materials. In: *Springer Handbooks* [online]. B.m.: Springer, 2017, p. 1. ISSN 25228706. Available at: doi:10.1007/978-3-319-48933-9_26
- [7] DOC. DR. ING. MICHAL BEDNAŘÍK. *Fyzika 1 pro Kybernetiku a robotiku*.
- [8] DOC. ING. VÍTĚZSLAV PANKRÁC, CSc. *Pomocné texty k přednáškám z teorie elektromagnetického pole*. 2015.
- [9] PINTO, Richard, KR RASHMI, A JAYARAMA, N NAVIN BAPPALIGE and R PINTO. *A Review on Vibration Based Piezoelectric Energy Harvesters* [online]. 2017. Available at: <https://www.researchgate.net/publication/339052286>
- [10] CARTER, Rob and Richard KENSLEY. Introduction to Piezoelectric Transducers. *piezo.com*.
- [11] *Piezoelectric Charge Constants* [online]. [accessed. 2021-10-31]. Available at: <https://www.americanpiezo.com/knowledge-center/piezo-theory/piezoelectric-constants.html>
- [12] *IEEE Standard on Piezoelectricity Standards Committee of the IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Society IEEE Standards Board American National Standards Institute* [online]. 1987. Available at: doi:10.1109/IEEESTD.1988.79638
- [13] *Piezoelectric characteristics / Fuji Ceramics Corporation* [online]. [accessed. 2021-11-21]. Available at: http://www.fujicera.co.jp/en/product/property_about/
- [14] XIE, Mengying, Daniel ZABEK, Chris BOWEN, al -, Santeri KAUPINMÄKI, Ben COX, Simon ARRIDGE, Christian BAKER, David SINDEN and Bajram ZEQRIRI. Pyroelectric ultrasound sensor model: directional response You may also like Pyroelectric detection of ferroelectric polarization in magnetic thin films Ryota Takahashi and Mikk Lippmaa-Wind-driven pyroelectric energy harvesting device Pyroelectric ultrasound sensor model:

- directional response. *Measurement Science and Technology Meas. Sci. Technol* [online]. 2021, **32**, 35106–35120 [accessed. 2022-02-02]. Available at: doi:10.1088/1361-6501/abc866
- [15] ÖLSTANDSSENSOR MIT PIEZOKERAMIK, Elektronischer. *Immer aktiv: Keramik in der Piezotechnik A Powerful Presence-Ceramics in Piezo Applications*.
- [16] *Základy piezokeramické technologie* [online]. [accessed. 2021-10-31]. Available at: <https://www.ceramtec.cz/ceramic-materials/piezo-ceramics/basics/>
- [17] *Přehled minerálů a hornin | E-learning Katedry biologie PdF MU* [online]. [accessed. 2021-10-31]. Available at: https://is.muni.cz/elportal/estud/pedf/js07/mineraly/materialy/mineraly/oxidy_kremen.html
- [18] *Piezoelectric effect in quartz* [online]. [accessed. 2021-10-31]. Available at: <https://dev.nsta.org/evwebs/2014102/news/default.html>
- [19] *PMN-PT - Single Crystal* [online]. [accessed. 2021-10-31]. Available at: <http://www.trstechnologies.com/Materials/High-Performance-PMN-PT-Piezoelectric-Single-Crystal>
- [20] STUART FOSTER, F, Kasia A HARASIEWICZ and Michael D SHERAR. *A History of Medical and Biological Imaging with Polyvinylidene Fluoride (PVDF) Transducers*. 2000.
- [21] SAFARI, Ahmad, Victor F JANAS and Amit BANDYOPADHYAY. *Development of Fine-Scale Piezoelectric Composites for Transducers*.
- [22] FUKADA, Eiichi. *Special Issue Papers History and Recent Progress in Piezoelectric Polymers*. 2000.
- [23] KARAMI, M. Amin and Daniel J. INMAN. Powering pacemakers from heartbeat vibrations using linear and nonlinear energy harvesters. *Applied Physics Letters* [online]. 2012, **100**(4). ISSN 00036951. Available at: doi:10.1063/1.3679102
- [24] YANG, Zhengbao, Shengxi ZHOU, Jean ZU and Daniel INMAN. High-Performance Piezoelectric Energy Harvesters and Their Applications. *Joule* [online]. 2018, **2**(4), 642–697 [accessed. 2022-04-14]. ISSN 25424351. Available at: doi:10.1016/J.JOULE.2018.03.011
- [25] PLATT, Stephen R., Shane FARRITOR, Kevin GARVIN and Hani HAIDER. The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopedic implants. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* [online]. 2005, **10**(4), 455–461. ISSN 10834435. Available at: doi:10.1109/TMECH.2005.852482
- [26] (12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT) Title: AN ENERGY HARVESTING COCHLEAR IMPLANT Background of Invention.
- [27] BHANG, Suk Ho, Woo Soon JANG, Jin HAN, Jeong Kee YOON, Wan Geun LA, Eungkyu LEE, Youn Sang KIM, Jung Youn SHIN, Tae Jin LEE, Hong Koo BAIK and Byung Soo KIM. Zinc Oxide Nanorod-Based Piezoelectric Dermal Patch for Wound Healing. *Advanced Functional Materials* [online]. 2017, **27**(1). ISSN 16163028. Available at: doi:10.1002/adfm.201603497

- [28] RAMADASS, Yogesh K and Anantha P CHANDRAKASAN. An Efficient Piezoelectric Energy Harvesting Interface Circuit Using a Bias-Flip Rectifier and Shared Inductor. *IEEE JOURNAL OF SOLID-STATE CIRCUITS* [online]. 2010, **45**(1), 189 [accessed. 2022-02-17]. Available at: doi:10.1109/JSSC.2009.2034442
- [29] *Piezoelectric Bending Transducer (S233-H5FR-1107XB) | PIEZO.COM* [online]. [accessed. 2022-02-17]. Available at: <https://piezo.com/products/piezoelectric-bending-transducer-s233-h5fr-1107xb>
- [30] *Piezoelectric Bending Transducer (S128-H5FR-1107YB) | PIEZO.COM* [online]. [accessed. 2022-02-17]. Available at: <https://piezo.com/products/piezoelectric-bending-transducer-s128-h5fr-1107yb>
- [31] MICRO-EPSILON. Confocal chromatic distance and thickness measurement [online]. no date [accessed. 2022-05-09]. Available at: www.micro-epsilon.com/confocalDT
- [32] optoNCDT 2400/2401 Confocal displacement sensors,. *Micro Epsilon*. no date.

Přílohy

A. Naměřené hodnoty – základní měření

frekvence (Hz)	S128-H5FR-1107YB				S233-H5FR-1107XB			
	Naměřené napětí (V) při amplitudě 1	Naměřené napětí (V) při amplitudě 2	Naměřené napětí (V) při amplitudě 3	Naměřené napětí (V) při amplitudě 4	Naměřené napětí (V) při amplitudě 1	Naměřené napětí (V) při amplitudě 2	Naměřené napětí (V) při amplitudě 3	Naměřené napětí (V) při amplitudě 4
16	0,02	0,03	0,06	x	0,03	0,06	0,10	x
25	0,04	0,09	0,13	x	0,09	0,15	0,24	x
50	0,28	0,12	0,23	x	0,05	0,33	0,54	x
80	0,16	0,31	0,44	0,59	0,33	0,55	0,73	1,0
100	0,17	0,30	0,47	0,58	0,29	0,53	0,77	1,0
125	0,21	0,38	0,62	0,71	0,37	0,64	0,91	1,2
170	0,83	1,3	2,4	3,1	1,0	1,7	2,5	3,4
175	1,2	2,0	4,3	6,2	1,1	2,1	3,2	4,6
180	1,7	6,1	8,9	9,2	1,4	2,7	4,2	7,2
185	2,9	4,8	5,9	7,6	2,5	5,5	11,3	13,3
190	1,5	2,6	3,9	4,5	5,8	8,4	10,3	11,9
195	1,0	1,5	2,2	2,9	4,2	5,9	7,3	8,6
200	0,75	1,3	1,9	2,5	2,8	4,2	5,4	6,4
225	0,26	0,52	0,76	1,0	0,53	1,0	1,5	2,0
300	0,10	0,19	0,25	0,48	0,15	0,25	0,49	0,60
400	0,05	0,15	0,21	0,39	0,13	0,21	0,41	0,50
500	0,06	0,12	0,16	0,21	0,11	0,19	0,28	0,36

x

maximální hodnota (rezonanční frekvenci)

B. Naměřené hodnoty – hmotnostní zátěž

hmotnostní zátěž (g)	frekvence (Hz)	S128-H5FR-1107YB				S233-H5FR-1107XB			
		naměřené napětí (V) při amplitudě 1	naměřené napětí (V) při amplitudě 2	naměřené napětí (V) při amplitudě 3	naměřené napětí (V) při amplitudě 4	naměřené napětí (V) při amplitudě 1	naměřené napětí (V) při amplitudě 2	naměřené napětí (V) při amplitudě 3	naměřené napětí (V) při amplitudě 4
0,6	16	0,04	0,75	0,12	x	0,06	0,11	0,19	x
0,6	25	0,14	0,27	0,37	x	0,18	0,35	0,52	x
0,6	50	0,65	0,36	0,76	x	1,0	1,1	1,3	x
0,6	80	0,51	0,86	1,2	1,7	0,69	1,2	1,7	2,3
0,6	100	0,79	1,3	1,9	2,5	0,78	1,5	2,1	2,8
0,6	110	1,0	1,9	3,0	3,9	1,1	2,0	2,7	3,5
0,6	115	1,8	4,4	5,2	8,0	1,5	2,4	3,7	4,3
0,6	120	4,6	15,0	17,4	21,3	1,6	2,8	4,0	5,7
0,6	125	6,4	9,4	10,8	13,7	1,7	2,9	4,5	6,4
0,6	130	2,9	4,5	6,0	7,5	2,1	4,3	8,0	11,5
0,6	135	1,6	2,8	4,0	4,7	4,4	10,2	20,6	25,5

0,6	140	1,1	1,9	2,8	3,6	10,2	13,5	15,9	18,6
0,6	145	0,81	1,4	2,1	2,6	5,6	8,5	11,1	13,4
0,6	150	0,79	1,3	1,9	2,2	3,5	4,9	6,7	8,4
0,6	180	0,25	0,46	0,68	0,89	0,81	1,2	1,8	2,3
0,6	225	0,13	0,28	0,40	0,51	0,32	0,59	0,89	1,17
0,6	300	0,11	0,16	0,27	0,39	0,11	0,21	0,34	0,45
0,6	400	0,09	0,15	0,22	0,34	0,18	0,25	0,33	0,04
0,6	500	0,09	0,15	0,23	0,30	0,18	0,24	0,34	0,61
1	16	0,05	0,11	0,17	x	0,08	0,17	0,27	x
1	25	0,18	0,34	0,47	x	0,24	0,46	0,72	x
1	50	0,90	0,67	1,1	x	1,4	1,5	1,7	x
1	80	0,91	1,6	2,4	3,2	1,2	2,0	2,8	3,6
1	90	1,6	3,1	4,3	5,3	1,3	2,2	3,2	4,6
1	95	2,2	3,7	6,3	8,6	1,6	2,5	3,9	5,3
1	100	3,2	7,5	15,2	26,9	2,0	3,6	5,0	6,6
1	105	8,0	10,8	13,8	15,9	2,3	3,6	5,5	7,6
1	110	3,5	5,7	7,7	10,2	3,2	5,4	8,4	11,9
1	115	1,9	3,5	4,8	6,5	5,4	14,3	13,7	27,8
1	120	1,3	2,3	3,2	4,1	10,8	15,4	18,6	20,9
1	125	0,99	1,7	2,5	3,3	6,3	9,7	12,3	14,9
1	130	0,97	1,6	2,3	2,8	3,9	6,2	8,5	10,6
1	180	0,18	0,35	0,54	0,72	0,45	0,83	1,2	1,7
1	225	0,14	0,27	0,38	0,51	0,36	0,52	0,77	1,0
1	300	0,91	0,14	0,24	0,34	0,13	0,24	0,38	0,49
1	400	0,91	0,13	0,23	0,32	0,12	0,34	0,23	0,45
1	500	0,90	0,20	0,28	0,36	0,21	0,39	0,54	0,73
1,5	16	0,08	0,14	0,21	x	0,12	0,20	0,36	x
1,5	25	0,23	0,42	0,75	x	0,48	0,77	1,1	x
1,5	50	1,4	1,3	2,7	x	1,8	1,3	2,3	x
1,5	80	2,3	3,6	5,6	7,9	2,3	3,7	4,9	6,5
1,5	85	3,2	7,3	10,7	19,8	2,4	3,5	5,2	7,3
1,5	90	8,9	19,9	21,3	20,1	3,1	4,7	6,9	9,3
1,5	95	6,0	9,2	11,9	13,9	3,8	6,4	10,1	14,2
1,5	100	2,6	4,8	6,3	8,2	9,2	20,9	29,8	33,6
1,5	105	1,7	3,0	4,0	5,6	14,4	19,1	22,9	26,4
1,5	110	1,3	2,3	3,5	4,3	7,5	11,0	14,1	16,9
1,5	115	1,1	2,0	2,8	3,7	4,3	7,0	9,5	12,2
1,5	125	0,64	1,0	1,6	2,1	2,1	4,0	5,5	6,4
1,5	180	0,20	0,33	0,49	0,66	0,40	0,72	1,1	1,5
1,5	225	0,14	0,26	0,38	0,50	0,29	0,49	0,72	0,93
1,5	300	0,08	0,16	0,27	0,25	0,17	0,29	0,42	0,58
1,5	400	0,34	0,14	0,30	0,51	0,32	0,32	0,85	0,92
1,5	500	0,38	0,75	1,10	1,50	0,40	0,81	1,21	1,55

x Vibrační stůlek narážel do konstrukce – měření nebylo provedeno
 Maximální hodnota (odpovídá rezonanční frekvenci)

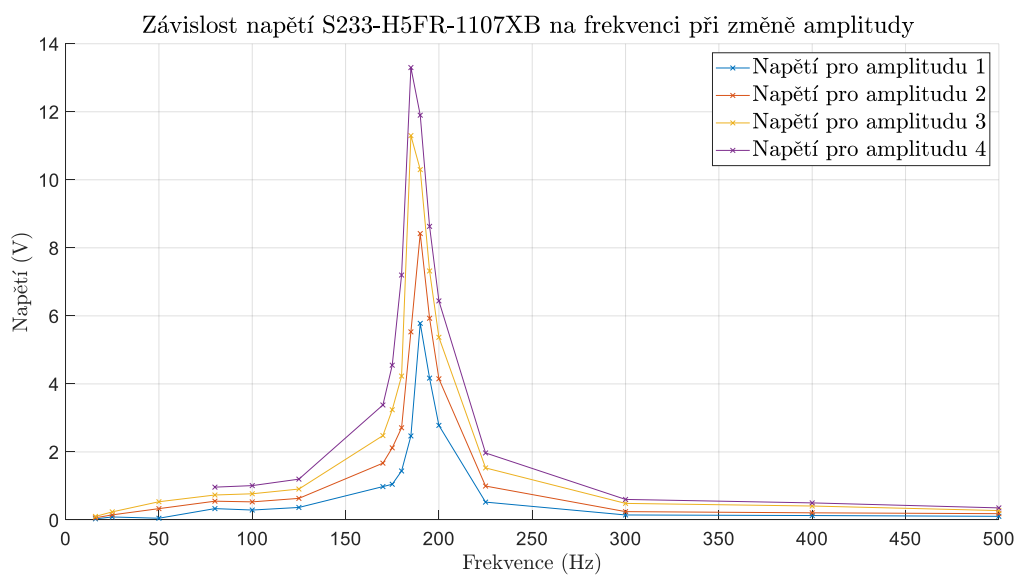
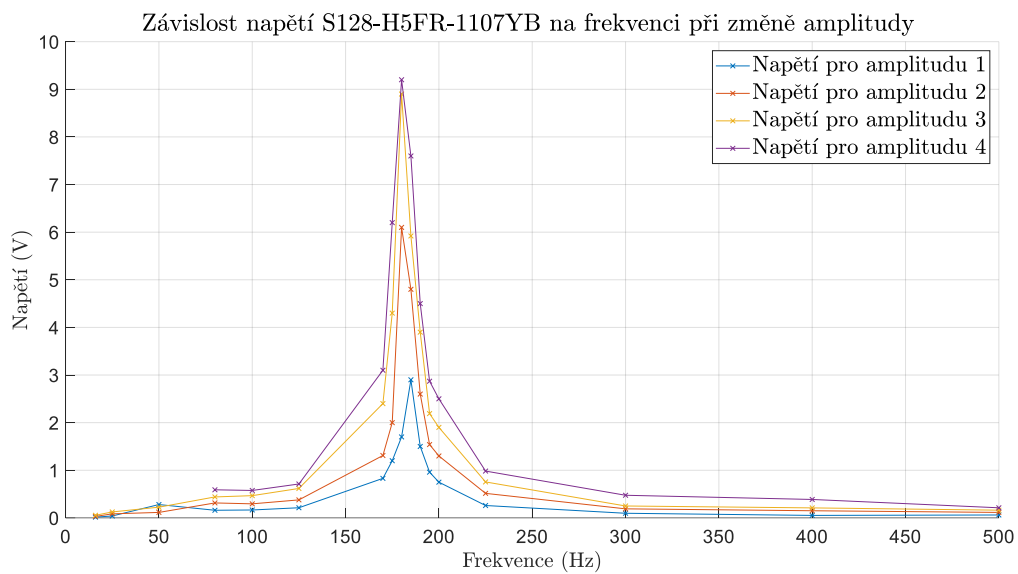
C. Naměřené hodnoty – na zátěži

		S128-H5FR-1107YB			S233-H5FR-1107XB		
hmotnostní zátěž (g)	odpor (Ω)	naměřené napětí (V)	vypočítaný proud (μA)	vypočítaný výkon (μW)	naměřené napětí (V)	vypočítaný proud (μA)	vypočítaný výkon (μW)
0	1000	0,524	524	275	1,68	1680	2822
0	2200	0,92	418	385	2,5	1136	2841
0	4700	1,8	383	689	4,7	1000	4700
0	9000	2,9	322	934	8,2	911	7471
0	10000	3,4	340	1156	8,9	890	7921
0	11000	3,7	336	1245	9,7	882	8554
0	12000	4,1	342	1401	10,2	850	8670
0	13000	4,3	331	1422	10,6	815	8643
0	15000	4,8	320	1536	11,1	740	8214
0	17000	5,1	300	1530	11,3	665	7511
0	19000	5,4	284	1535	11,7	616	7205
0	21000	5,6	267	1493	11,9	567	6743
0	22000	5,71	260	1482	12,2	555	6765
0	30000	6,2	207	1281	12,4	413	5125
0	45000	7,1	158	1120	12,5	278	3472
0	47000	7,33	156	1143	12,6	268	3378
0	60000	7,53	126	945	12,75	213	2709
0	70000	7,65	109	836	12,8	183	2341
0	80000	7,75	97	751	12,9	161	2080
0	100000	7,91	79	626	13,3	133	1769
0,6	1000	0,672	672	452	2,26	2260	5108
0,6	2200	1,29	586	756	4,75	2159	10256
0,6	4700	2,64	562	1483	9,27	1972	18284
0,6	8000	4,5	563	2531	13,6	1700	23120
0,6	9000	4,9	544	2668	14,9	1656	24668
0,6	10000	5,21	521	2714	16,1	1610	25921
0,6	11000	5,7	518	2954	16,8	1527	25658
0,6	12000	5,9	492	2901	17,6	1467	25813
0,6	14000	6,3	450	2835	19,2	1371	26331
0,6	15000	6,7	447	2993	19,9	1327	26401
0,6	20000	8,7	435	3785	21,3	1065	22685
0,6	21000	9	429	3857	21,7	1033	22423
0,6	22000	9,45	430	4059	21,8	991	21602
0,6	23000	9,7	422	4091	22,3	970	21621
0,6	24000	9,9	413	4084	22,7	946	21470
0,6	30000	11,2	373	4181	23,5	783	18408
0,6	47000	13,2	281	3707	24,5	521	12771
0,6	60000	15,1	252	3800	24,6	410	10086
0,6	70000	16,2	231	3749	24,5	350	8575
0,6	80000	17,1	214	3655	24,8	310	7688
0,6	100000	17,6	176	3098	24,9	249	6200
1	1000	0,75	750	563	2,45	2450	6003
1	2200	1,48	673	996	4,73	2150	10170
1	4700	3,05	649	1979	9,33	1985	18521
1	10000	6,08	608	3697	16,4	1640	26896
1	11000	6,5	591	3841	17,3	1573	27208
1	12000	6,8	567	3853	18,3	1525	27908
1	13000	7,2	554	3988	19,2	1477	28357

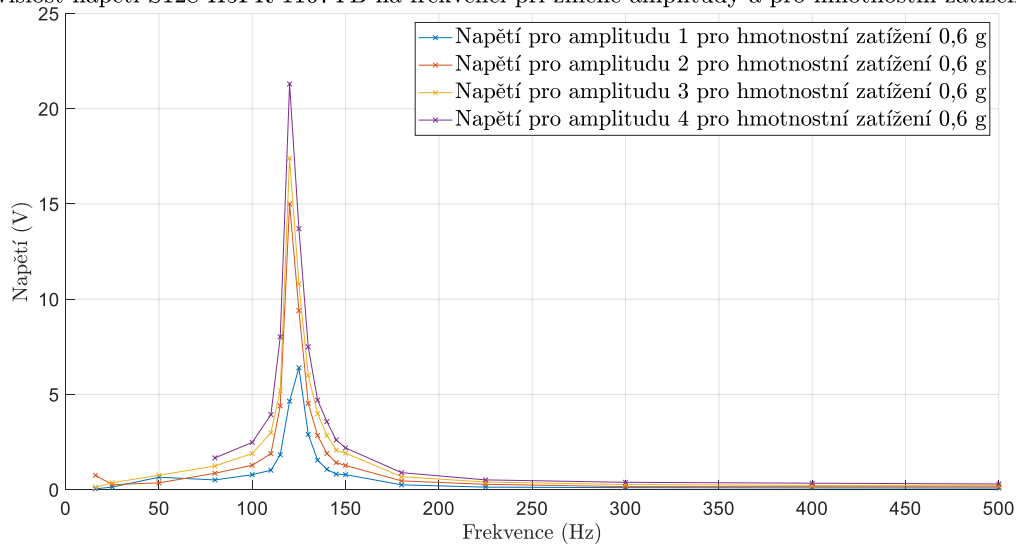
1	14000	7,5	536	4018	20,1	1436	28858
1	15000	7,8	520	4056	20,7	1380	28566
1	19000	9,1	479	4358	21,9	1153	25243
1	20000	9,4	470	4418	22,5	1125	25313
1	21000	9,9	471	4667	22,9	1090	24972
1	22000	11,2	509	5702	23,2	1055	24465
1	23000	11,5	500	5750	23,5	1022	24011
1	24000	11,9	496	5900	23,9	996	23800
1	25000	12,1	484	5856	24,1	964	23232
1	27000	12,6	467	5880	24,3	900	21870
1	30000	13,2	440	5808	25	833	20833
1	47000	16,4	349	5723	26	553	14383
1	60000	17,5	292	5104	26,5	442	11704
1	70000	18,2	260	4732	26,7	381	10184
1	80000	18,5	231	4278	26,8	335	8978
1	100000	19,3	193	3725	27	270	7290
1,5	1000	0,653	653	426	2,34	2340	5476
1,5	2200	1,24	564	699	5	2273	11364
1,5	4700	2,5	532	1330	9,91	2109	20895
1,5	7000	3,4	486	1651	13,5	1929	26036
1,5	8000	4,1	513	2101	15,1	1888	28501
1,5	9000	4,7	522	2454	16,4	1822	29884
1,5	10000	5,04	504	2540	17,6	1760	30976
1,5	11000	5,3	482	2554	18,3	1664	30445
1,5	12000	5,6	467	2613	19,1	1592	30401
1,5	15000	6,4	427	2731	21,3	1420	30246
1,5	20000	8,7	435	3785	22,5	1125	25313
1,5	22000	9,58	435	4172	23,2	1055	24465
1,5	45000	14,2	316	4481	29,5	656	19339
1,5	46000	14,4	313	4508	29,7	646	19176
1,5	47000	14,6	311	4535	30,1	640	19277
1,5	48000	14,7	306	4502	30,3	631	19127
1,5	49000	14,8	302	4470	30,4	620	18860
1,5	60000	16,1	268	4320	30,9	515	15914
1,5	70000	16,8	240	4032	31,2	446	13906
1,5	80000	17,4	218	3785	31,6	395	12482
1,5	100000	18,3	183	3349	33,6	336	11290

maximální výkon na S128-H5FR-1107YB a odpovídající proud, napětí, odpor
maximální výkon na S233-H5FR-1107YB a odpovídající proud, napětí, odpor

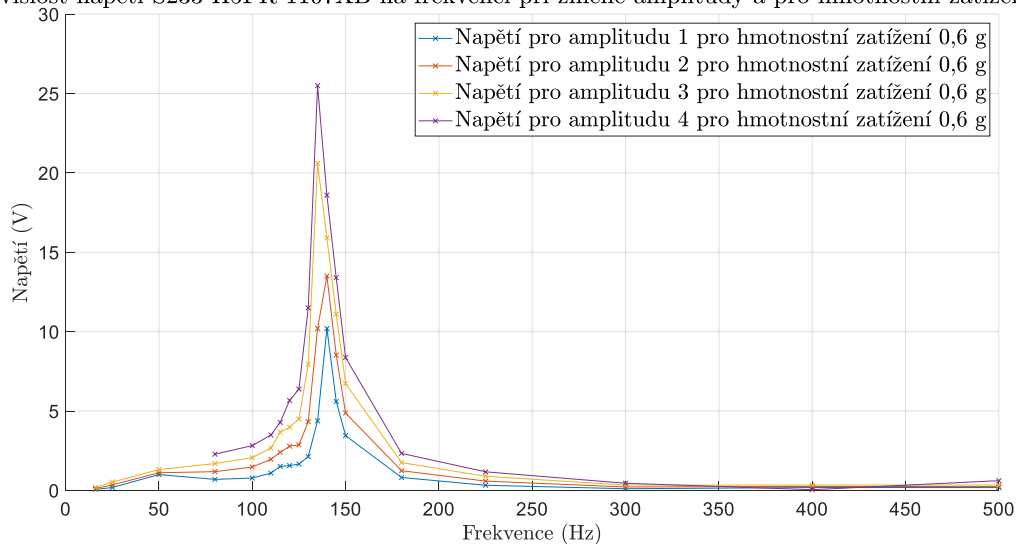
D. Vykreslení naměřených hodnot – naprázdno



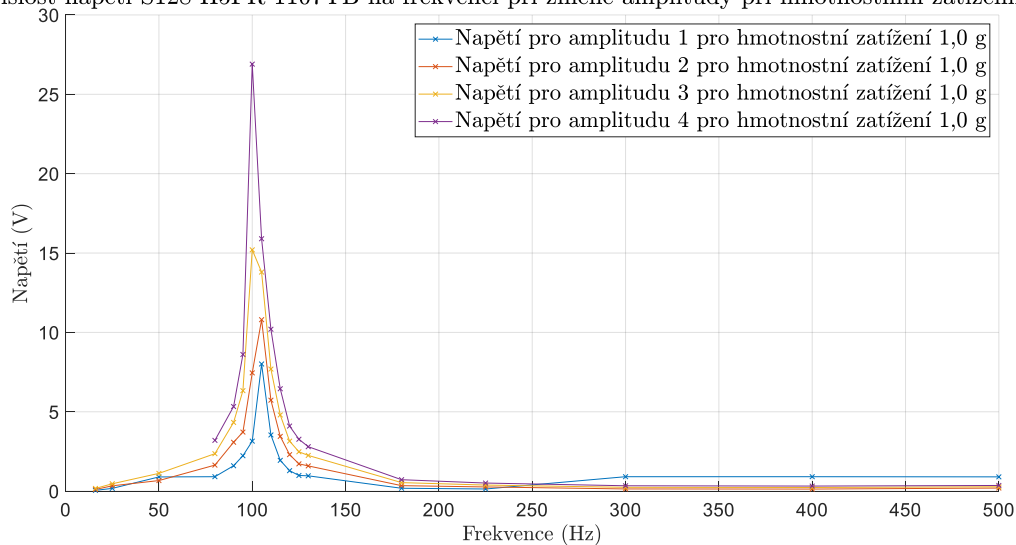
Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při změně amplitudy a pro hmotnostní zatížení 0,6 g



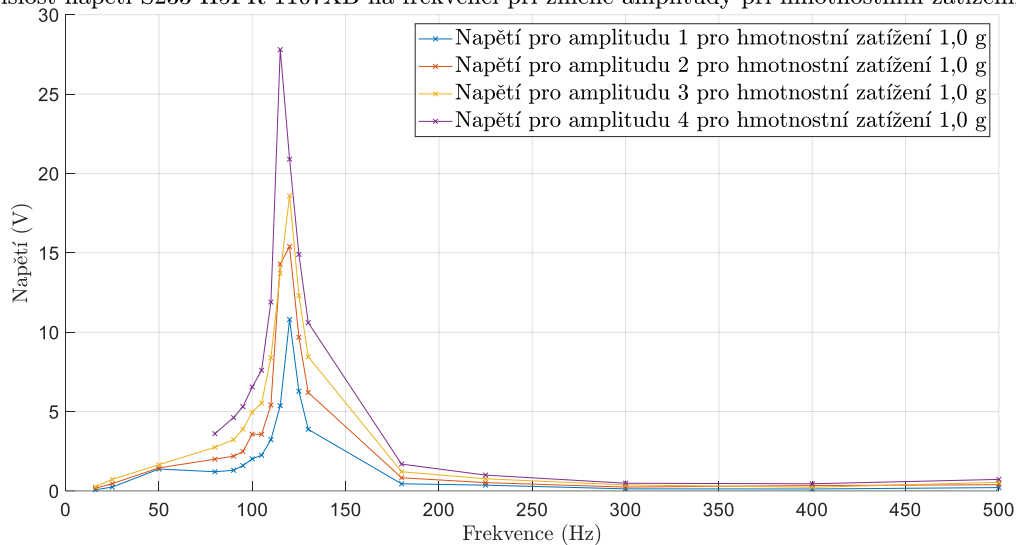
Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při změně amplitudy a pro hmotnostní zatížení 0,6 g



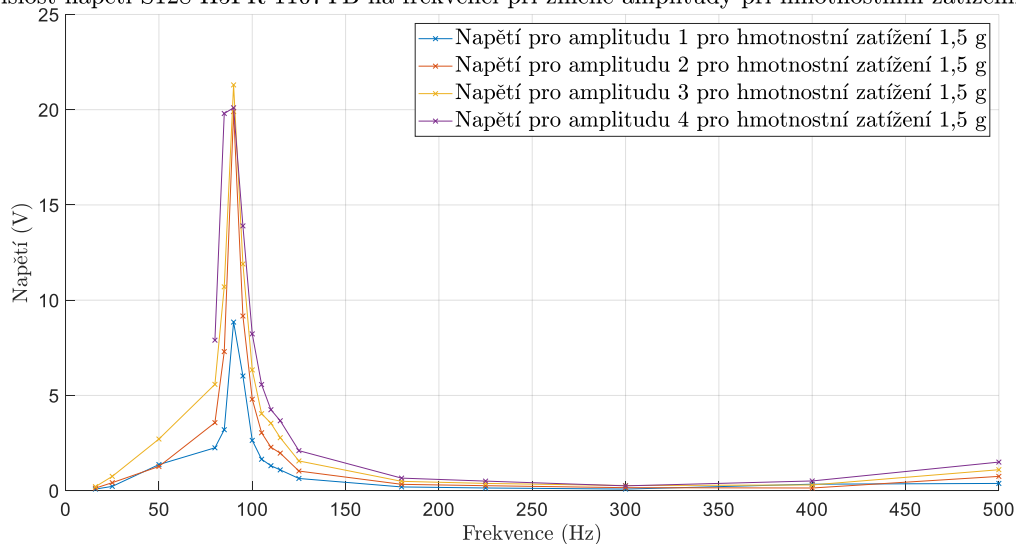
Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při změně amplitudy při hmotnostním zatížení 1,0 g



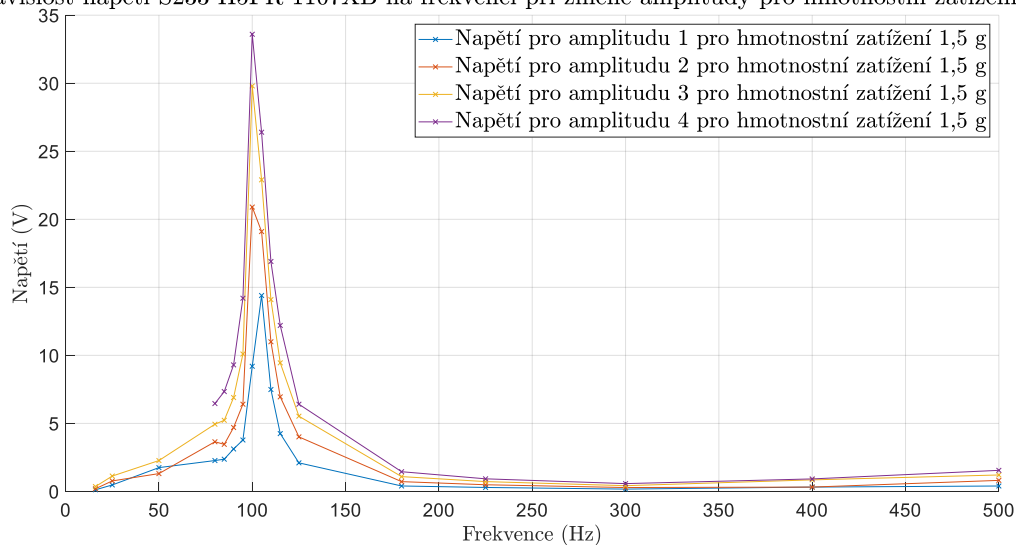
Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při změně amplitudy při hmotnostním zatížení 1,0 g



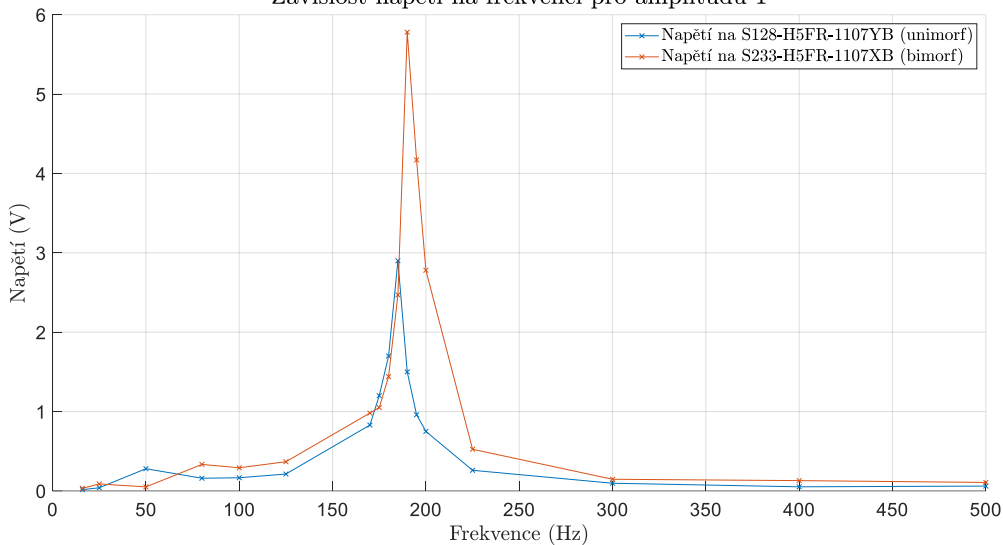
Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při změně amplitudy při hmotnostním zatížení 1,5 g



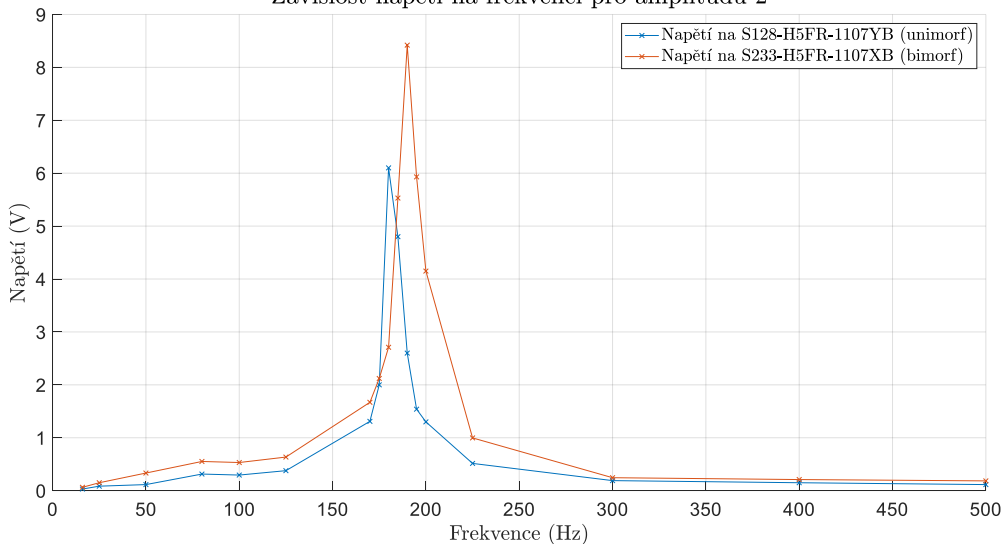
Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při změně amplitudy pro hmotnostní zatížení 1,5 g



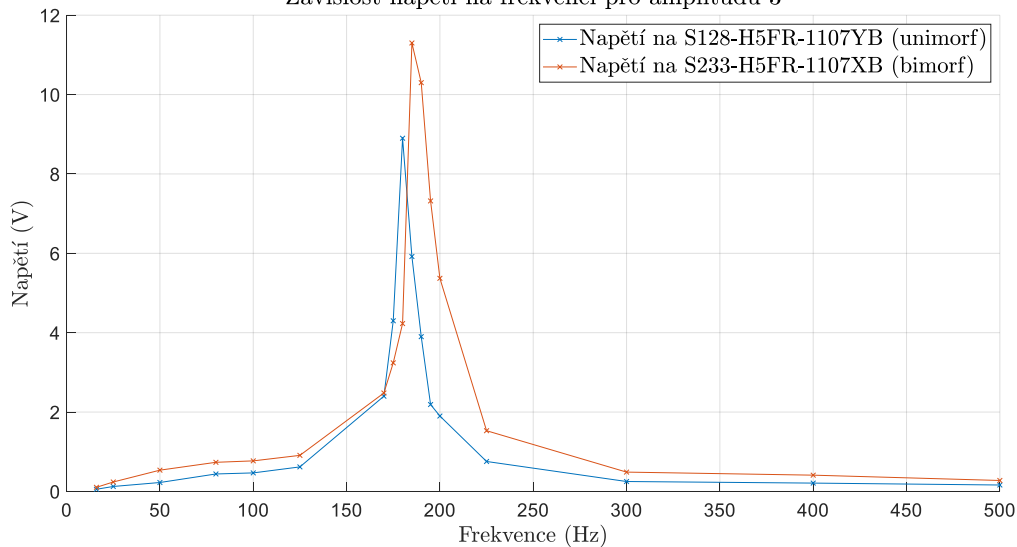
Závislost napětí na frekvenci pro amplitudu 1

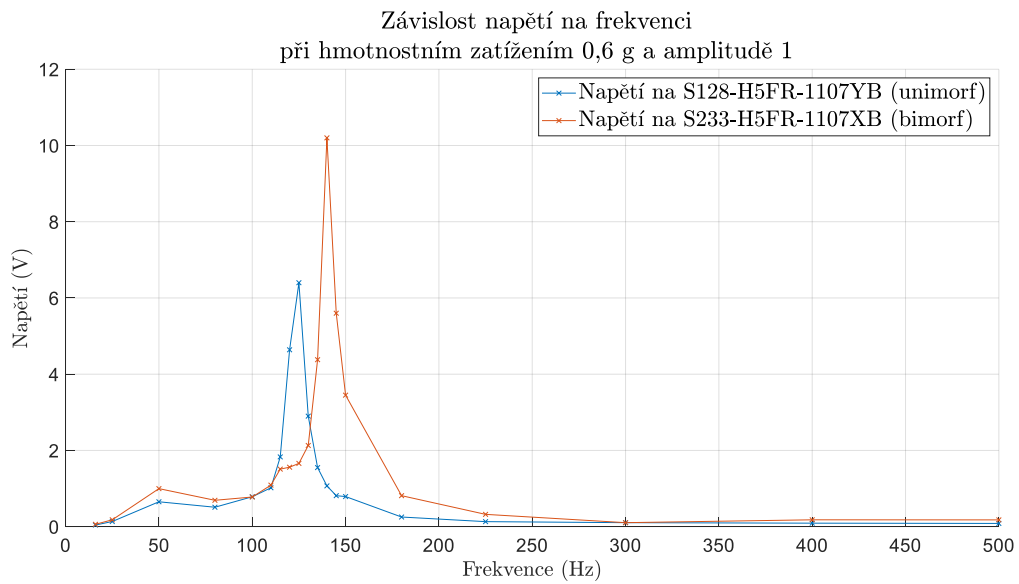
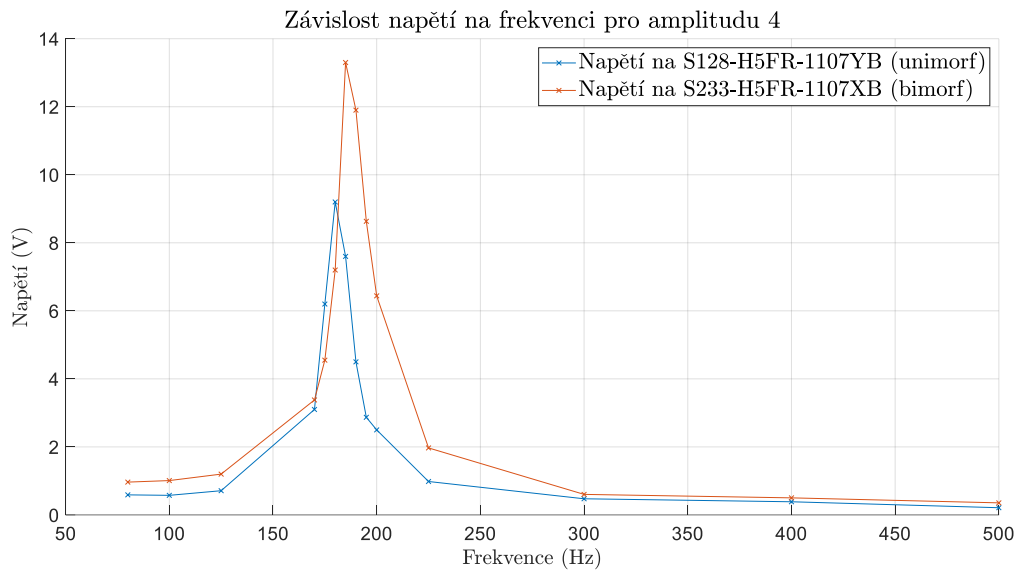


Závislost napětí na frekvenci pro amplitudu 2

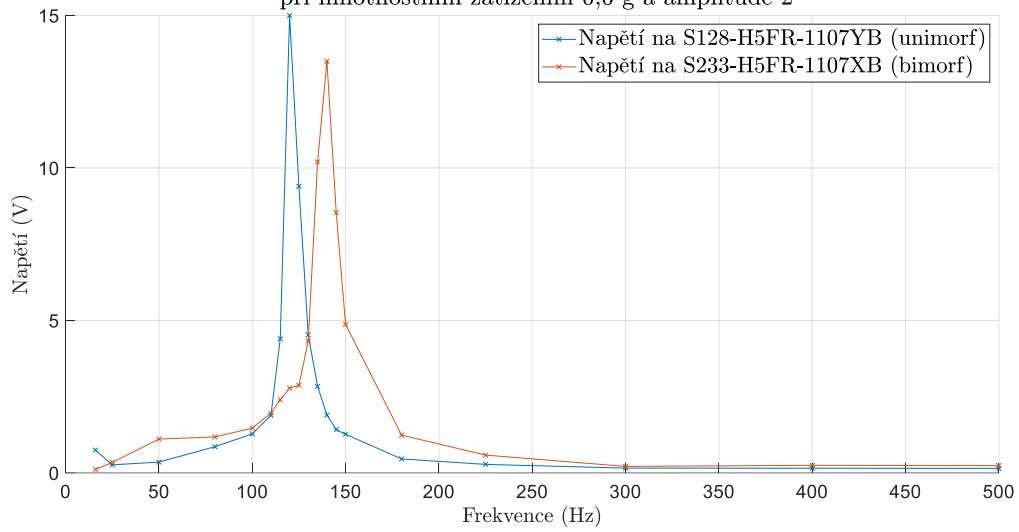


Závislost napětí na frekvenci pro amplitudu 3

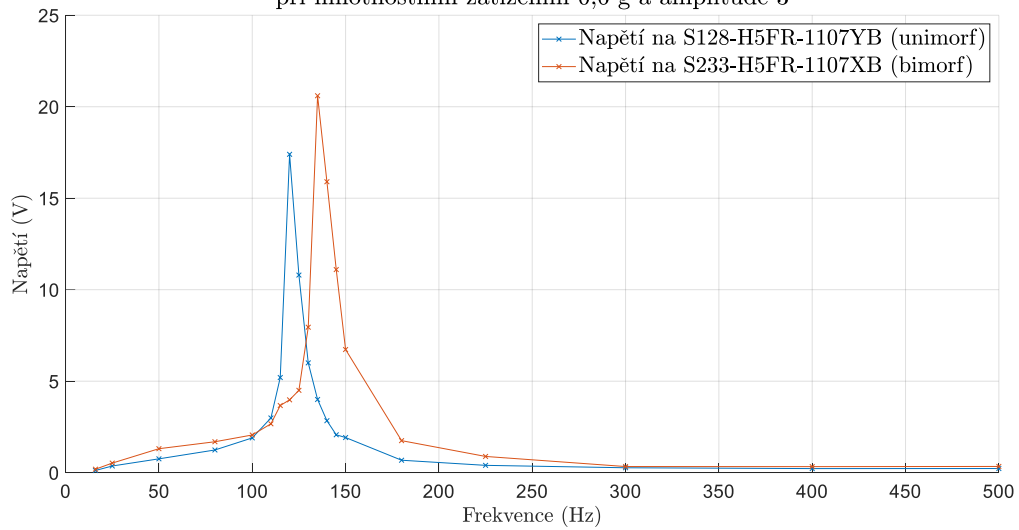




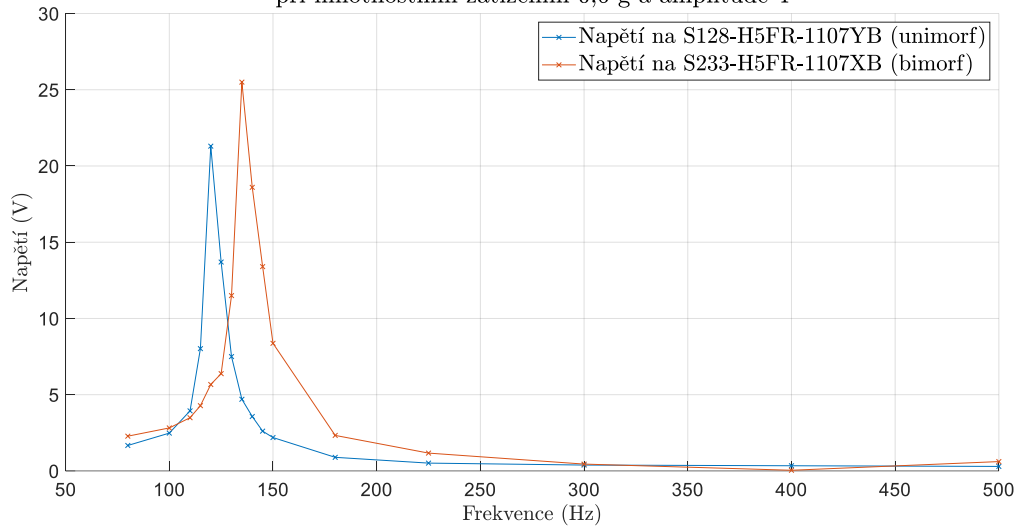
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 0,6 g a amplitudě 2



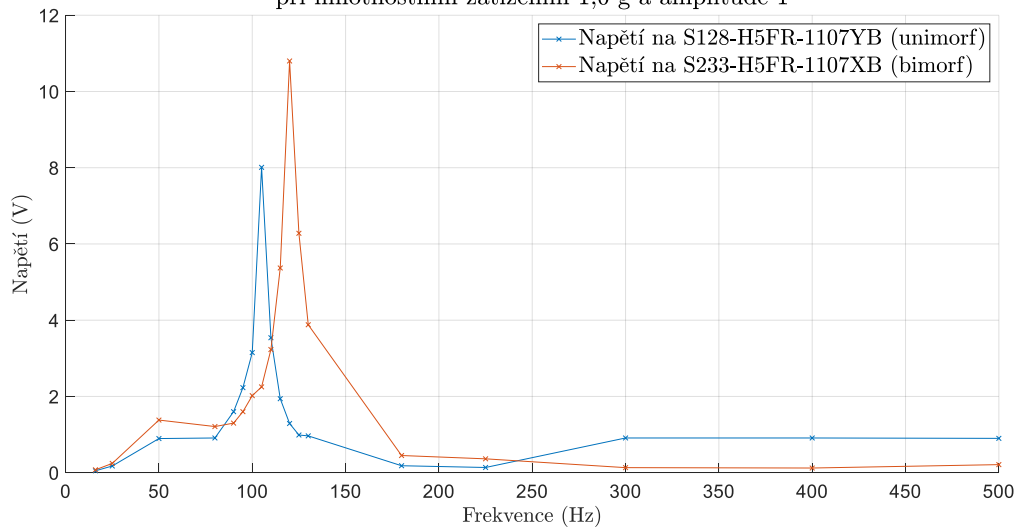
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 0,6 g a amplitudě 3



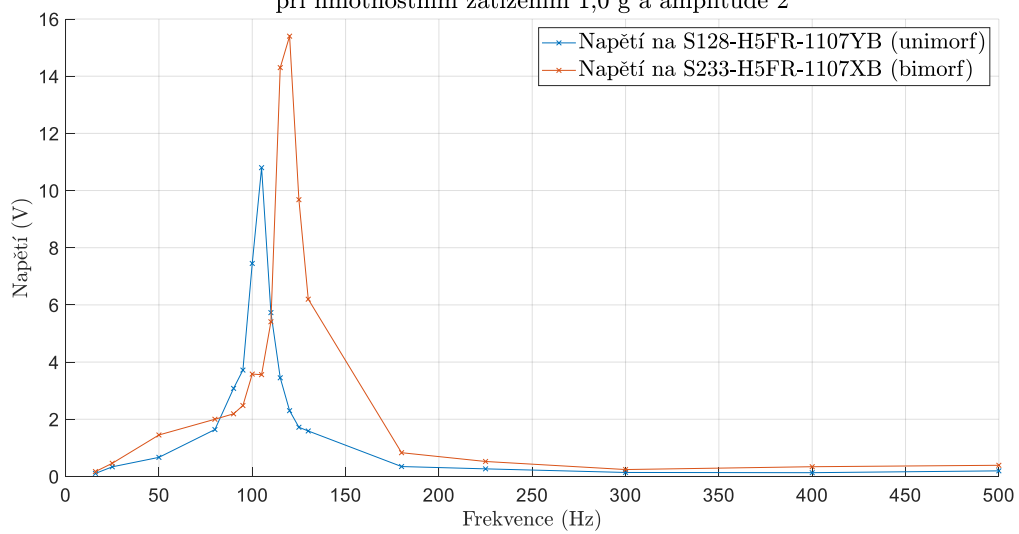
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 0,6 g a amplitudě 4



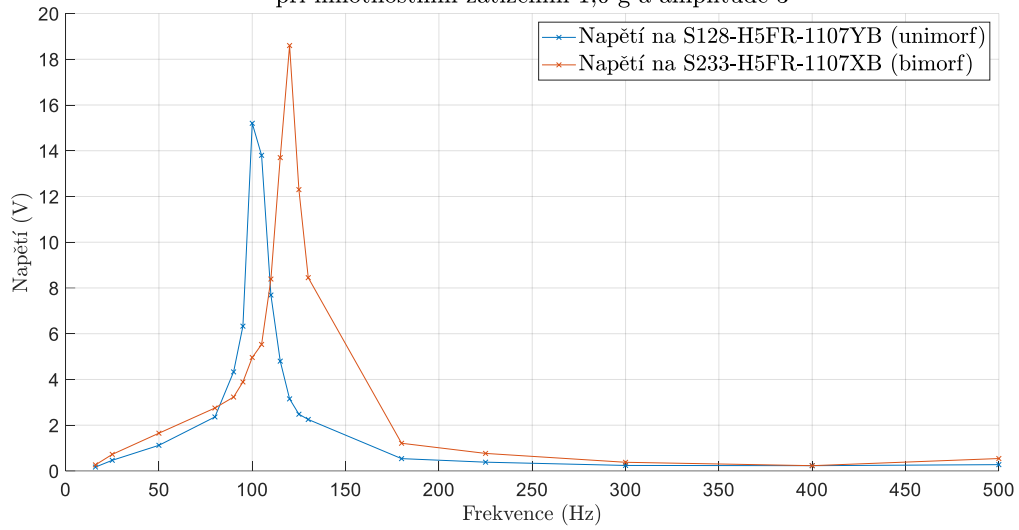
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,0 g a amplitudě 1



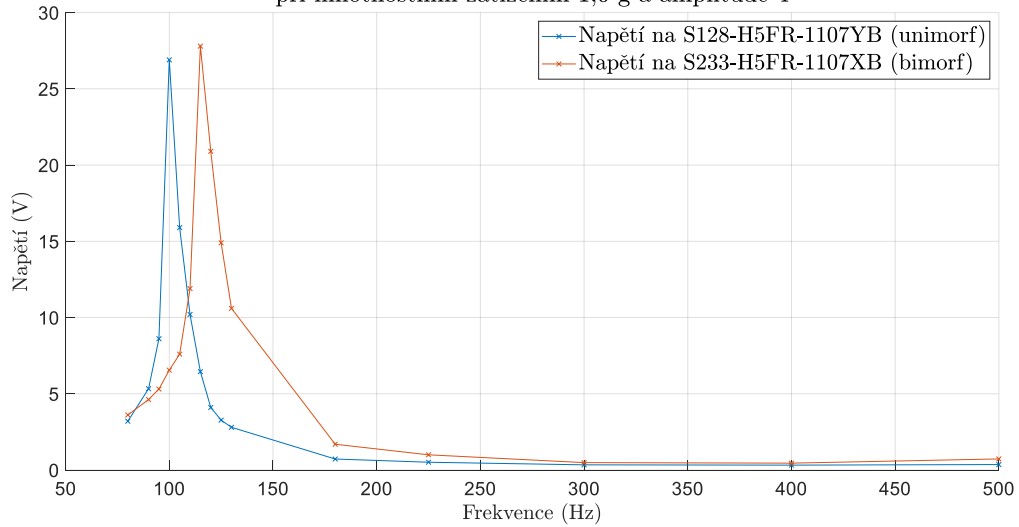
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,0 g a amplitudě 2



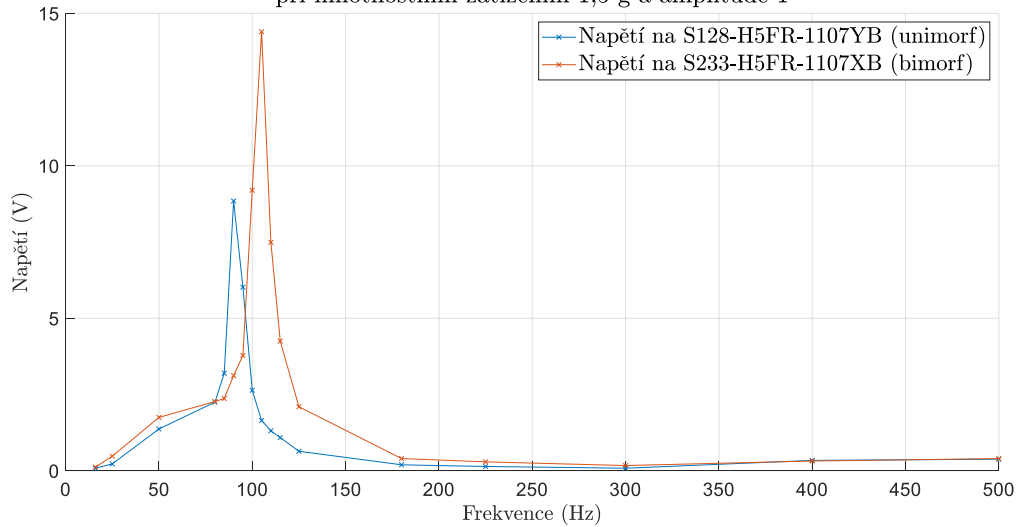
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,0 g a amplitudě 3



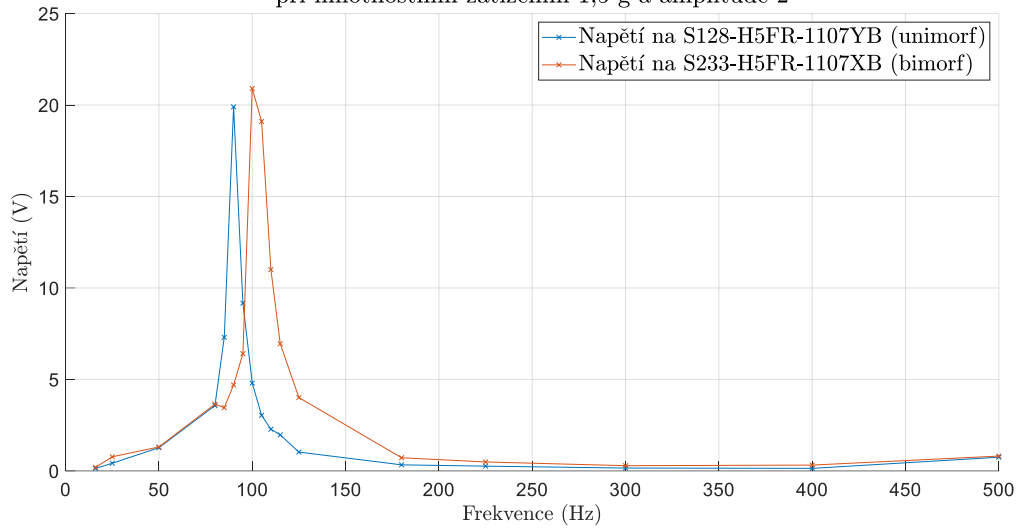
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,0 g a amplitudě 4



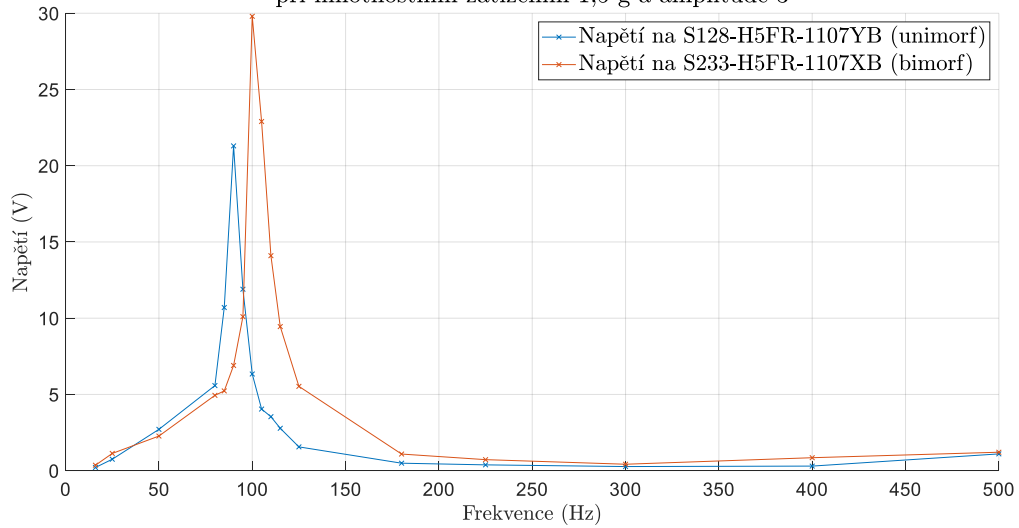
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,5 g a amplitudě 1



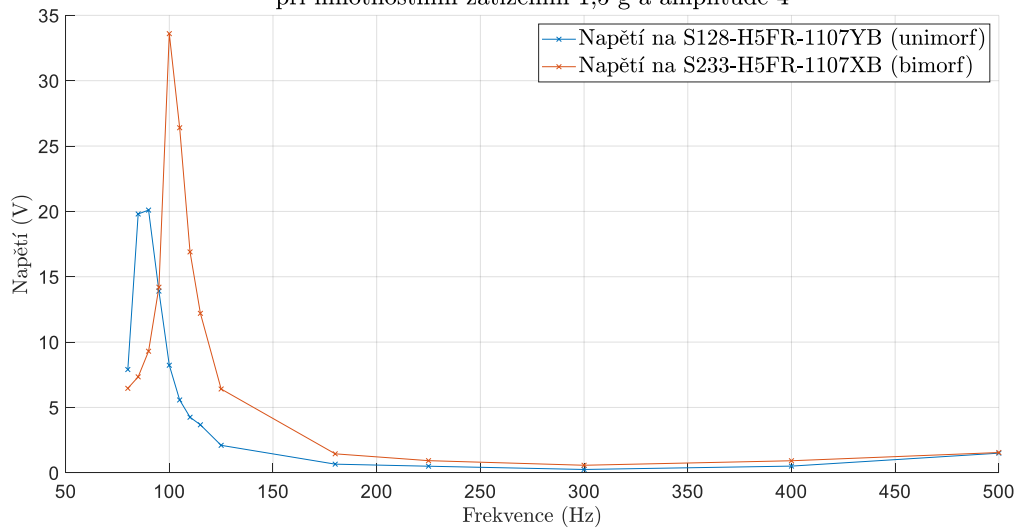
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,5 g a amplitudě 2



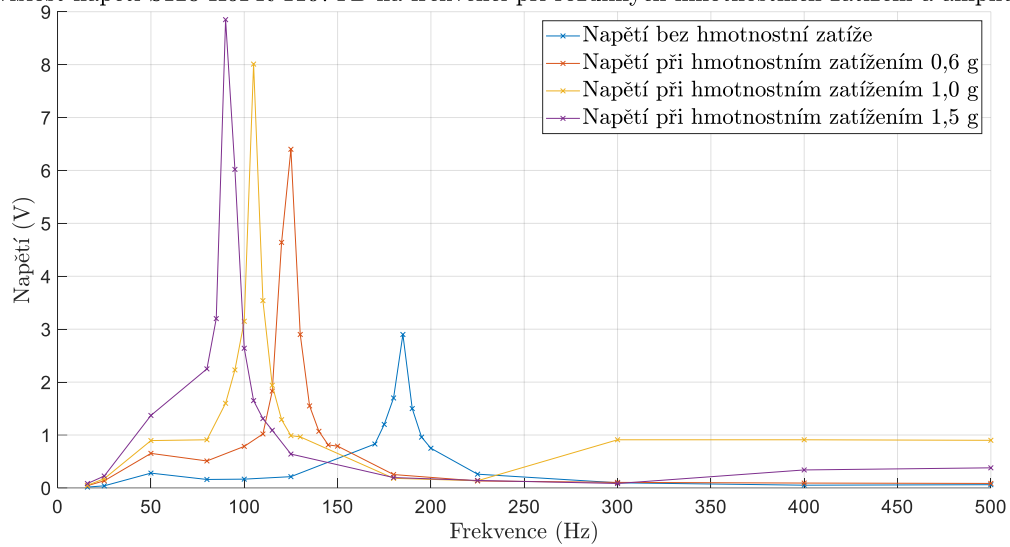
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,5 g a amplitudě 3



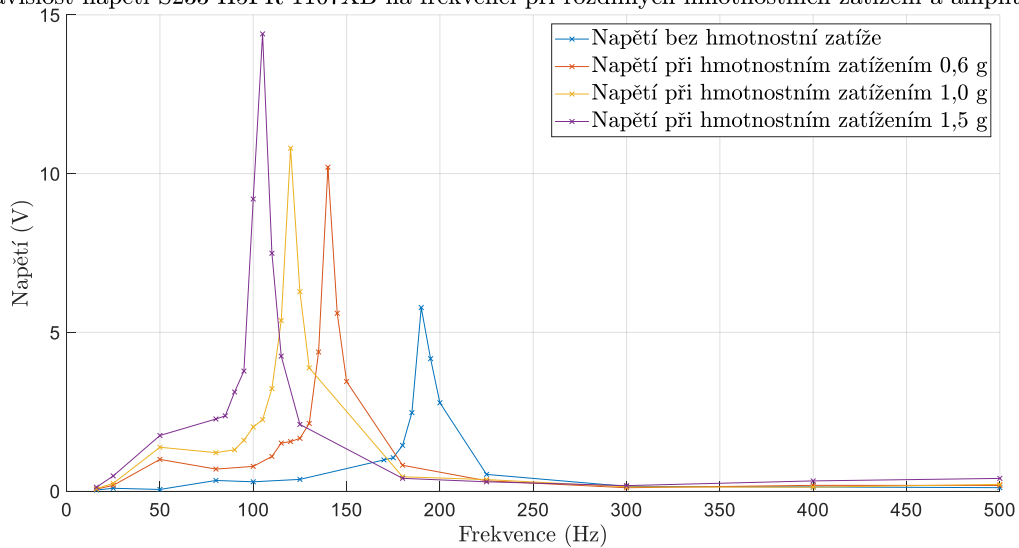
Závislost napětí na frekvenci
při hmotnostním zatížení 1,5 g a amplitudě 4



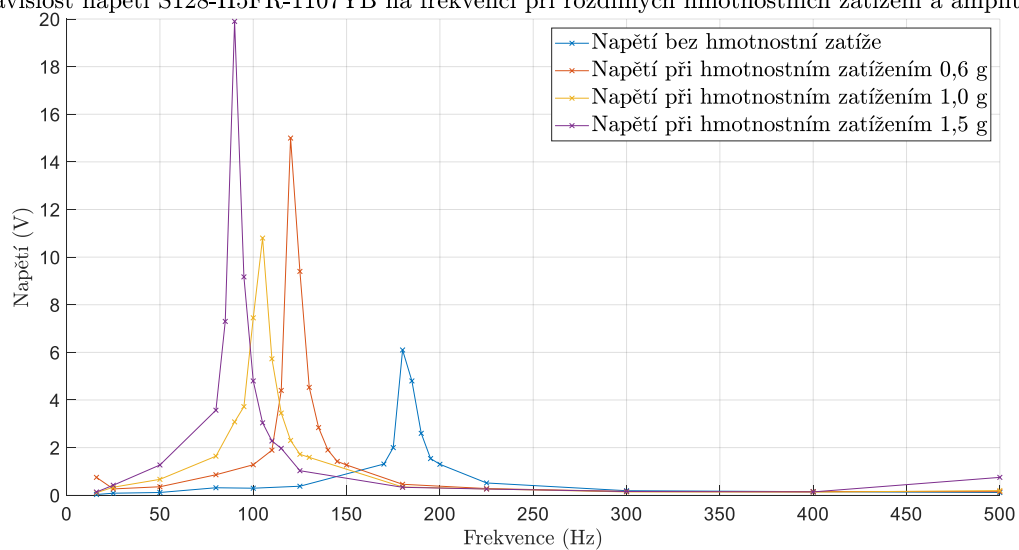
Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 1



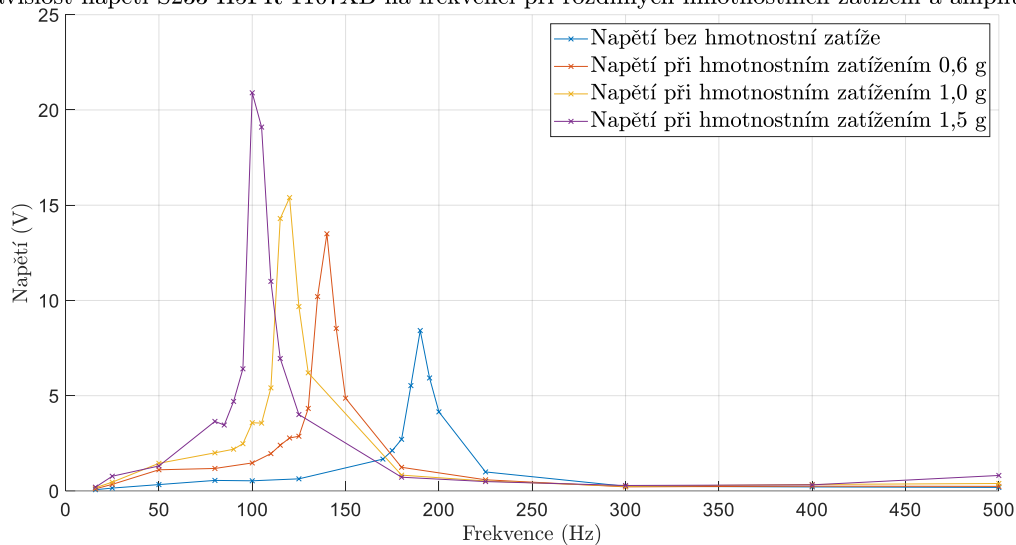
Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 1



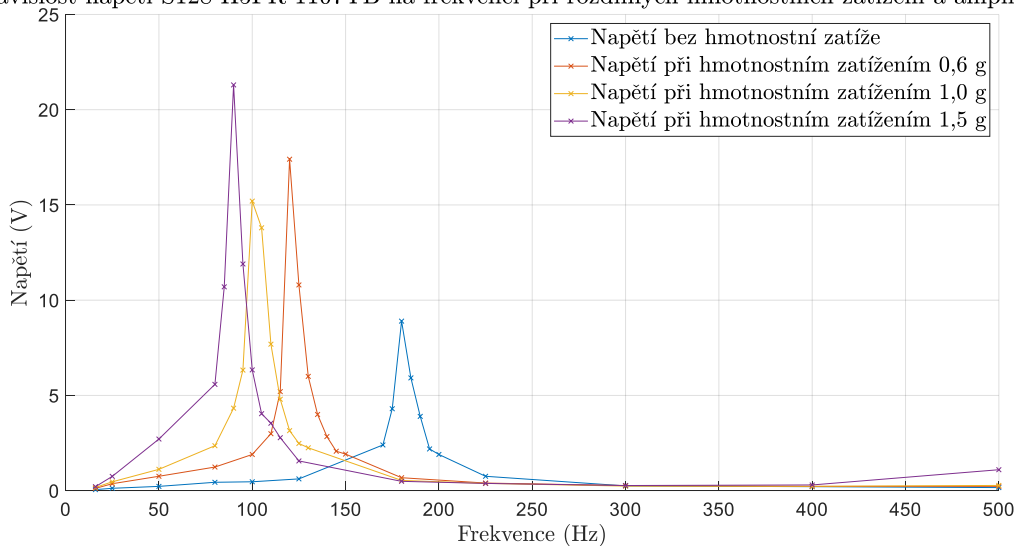
Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 2



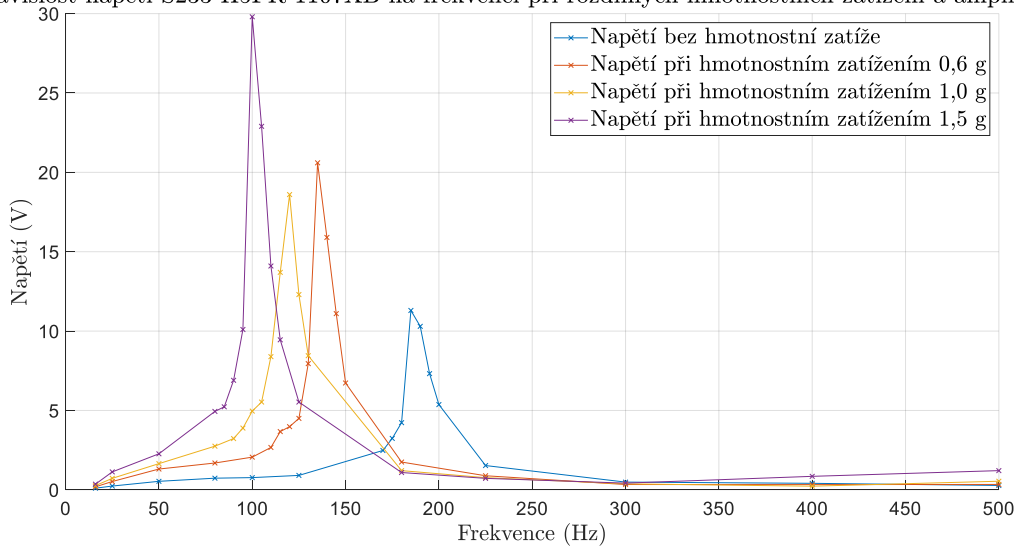
Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 2



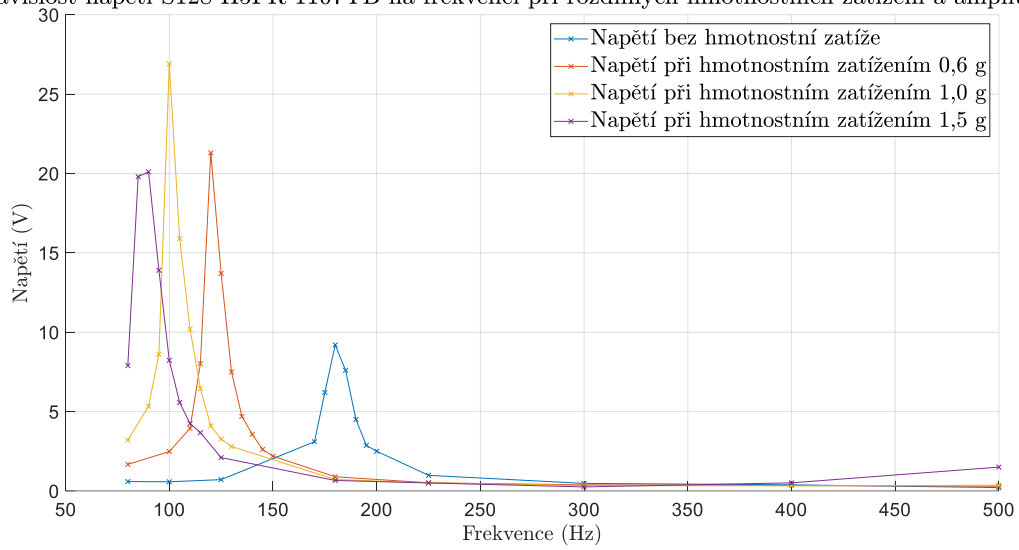
Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 3



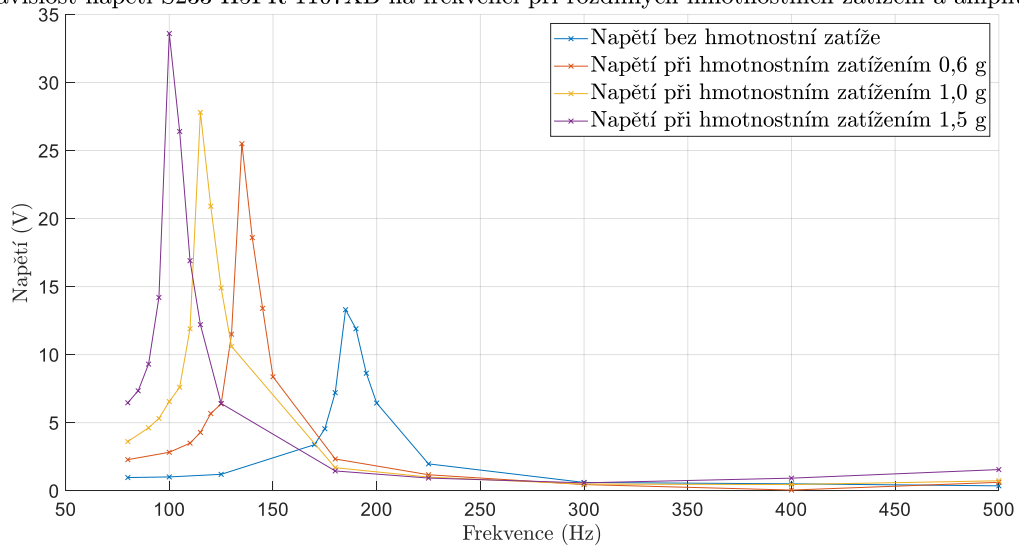
Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 3



Závislost napětí S128-H5FR-1107YB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 4



Závislost napětí S233-H5FR-1107XB na frekvenci při rozdílných hmotnostních zatížení a amplitudě 4



E. Vykreslení naměřených a dopočítaných hodnot – na zátěži

