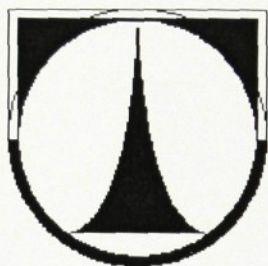


Technická univerzita v Liberci

FAKULTA MECHATRONIKY A MEZIOBOROVÝCH INŽENÝRSKÝCH STUDIÍ



Diplomová práce

**Ultrazvuková sonda rozmítaná
aktuátorem**

Liberec 2002

Milan Francůz

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

FAKULTA MECHATRONIKY A MEZIOBOROVÝCH INŽENÝRSKÝCH STUDIÍ

Studijní program: 2612T-Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: Mechatronika

Ultrazvuková sonda rozmítaná aktuátorem

(Intracardiac Ultrasound Catheter Using a Micromachine (MEMS) Actuator)

Milan Francůz

Vedoucí diplomové práce: Prof. Ing. Jaroslav Nosek, CSc.

Technická univerzita v Liberci

Rozsah práce a příloh

Počet stran: 42

Počet obrázků: 31

Počet vzorců: 20

Datum: 23.5 2002

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta mechatroniky a mezioborových inženýrských studií

Katedra elektrotechniky a elektromechanických systémů

Školní rok: 2001/2002

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

pro: **Milana Francůze**
studijní program: 2612T – Elektrotechnika a informatika
obor: Mechatronika

Vedoucí katedry Vám ve smyslu zákona o vysokých školách č.111/1998 Sb. určuje tuto diplomovou práci:

Název tématu: **Ultrazvuková sonda rozmítaná aktuátorem**

Zásady pro vypracování:

1. Seznamte se soudobým řešením piezoelektrických katetrů.
2. Navrhněte piezoelektrický měnič s pracovním kmitočtem 5 MHz a 20 MHz.
3. Navrhněte aktuátor pro rozmítání vyzářeného svazku kmitočtem 50 Hz.
4. Navrhněte uspořádání systému s rozmítáním vyzářeného svazku.
5. Prostudujte možnosti scanování v tekutém prostředí.

1/20/02 M

KEL/ME
420.

Rozsah grafických prací: dle potřeby dokumentace

Rozsah průvodní zprávy: cca 40 až 50 stran

Seznam odborné literatury:

- [1]] Zara, J.M. et al: Intracardiac Ultrasound Catheter Using a Micromachine (MEMS) Actuator. Proc. 1999 IEEE Ultrasonics Symposium, October 17-20, 1999, Caesars Tahoe, Nevada, USA
- [2] IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. Vol.48,2 (2001) ISSN 0885-3010
- [3] V.Petržílka, J.B.Slavík, I.Šolc, O.Taraba, J.Tichý, J.Zelenka: Piezoelektrina a její technické použití. Nakl. ČSAV, Praha 1960.
- [4] J.Zelenka: Piezoelektrické rezonátory a jejich použití. Academia, Praha 1983.
- [5] J.Nosek: Nelineární jevy křemenných piezoelektrických rezonátorů. Vyjde na přelomu 2001/2002.
- [6] K. Uchino: Ferroelectric Devices. Marcel Dekker, Inc. New York, Basel 2000, ISBN: 0-8247-8133-3.
- [7] Web stránky významných výrobců piezoelektrických prvků.

Vedoucí diplomové práce: Prof. Ing. Jaroslav Nosek, CSc.

Konzultant: Mgr. Jiří Erhart, PhD.

Zadání diplomové práce: 25. 10. 2001

Termín odevzdání diplomové práce: 24. 5. 2002



[Signature]

.....
Vedoucí katedry

[Signature]

.....
Děkan

V Liberci dne 25.10.2001

Anotace

Tato diplomová práce se zabývá ultrazvukovou sondou (katetrem), která by se pravděpodobně mohla používat v lékařství k diagnostice a možnému odstraňování nánosů bez použití rentgenu. V dnešní době se používají katetry pro nalezení zúžení, kterými dochází k vstříknutí rentgen kontrastní látky. Pro odstranění se používá nejrozšířenější klasická balónková metoda.

Byl proveden teoretický popis měničů a aktuátorů s následným výpočtem tloušťky materiálů pro 5-20Mhz rezonátory a 50Hz aktuátor (bimorfni tyčinka).

Dalším bodem byl návrh uspořádání měnič/aktuátor s jeho realizací. V poslední části bylo provedeno měření rezonátorů (impedanční analyzátor) a bimorfni tyčinky (zrcátková metoda).

Annotation

This diploma thesis deals with ultrasound catheter, that should be used for medicine to diagnostics and possible ablation of the stenoses without using radiography. Today the catheters are used for locating or ablation of stenoses, which are visible after injection of radiography-contrast medium into the bloodstream. To remove the contraction are used classic balloon catheters.

There was made a theoretical description of resonators and performed subsequent calculation of material thickness for 5-20MHz resonators and 50Hz actuator (bimorph stick).

In the next step was designed resonator/actuator adjustment and realization. There was performed some measurement with created resonator (impedance analyser) and bimorph (mirror method).

Poděkování:

Na tomto místě bych chtěl poděkovat Prof. Ing. Jaroslavu Noskovi CSc. a Doc Ing. Jiřímu Erhartovi, PhD. za odborné vedení, pomoc při zpracování diplomové práce, za cenné rady a poskytnuté informace.

Prohlášení:

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 o právu autorském, zejména paragraf 60 (školní dílo).

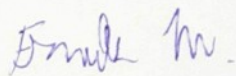
Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé DP a prohlašuji, že **souhlasím** s případným užitím mé diplomové práce (prodej, zapůjčení apod.).

Jsem si vědom toho, že užít své diplomové práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše).

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce.

V Liberci dne 24.5.2001

Milan Francůz



Obsah

Seznam použitých symbolů.....	6
1. Úvod.....	7
2. Katetrizace a její použití v lékařství.....	8
2.1. Katetry.....	8
2.2. Metody katetrizace.....	8
2.2.1. Angiografie.....	8
2.2.2. Angioplastika.....	9
2.3. Pokročilý nitrosrdeční katetr.....	12
2.4. Ultrazvuk a jeho účinky.....	15
2.4.1. Biologické účinky.....	16
3. Ultrazvuková sonda řízená aktuátorem.....	17
3.1. Materiály měničů a aktuátorů.....	17
3.1.1. PZT keramika.....	17
3.1.2. Monokrystalické materiály.....	18
3.2 Návrh rezonátorů.....	19
3.2.1 Rezonátor.....	19
3.2.2 Výpočet 5 a 20 MHz rezonátoru.....	20
3.3 Návrh aktuátoru.....	21
3.3.1 Bimorfnní tyčinka.....	21
3.3.2 Výpočet 50 Hz aktuátoru.....	24
4 Uspořádání měnič/aktuátor.....	25
4.1 Vlastní uspořádání.....	25
4.2 Realizace měnič/aktuátor.....	26
4.2.1 Výpočty.....	26
4.2.2 Realizace.....	28
5 Měření částí sondy.....	31
5.1 Měření bimorfnní tyčinky (aktuátoru).....	31
5.2 Měření rezonátoru.....	33
6 Závěr.....	40
7 Seznam použité literatury.....	42

Seznam použitých symbolů :

t	tloušťka piezoelektrického rezonátoru a aktuátoru	[m]
$c_{\lambda\mu}$	elastický modul	[Pa]
$d_{i\lambda}$	piezoelektrické koeficienty	[m/V]
f_r	rezonanční kmitočet	[Hz]
x_l, x	bezrozměrný koeficient, tloušťka útlumové vrstvy	[-]
n	řád kmitů	[-]
L	volná délka bimorfu	[m]
L_c	celková délka bimorfu	[m]
m	hmotnost	[kg]
$s_{\lambda\mu}$	elastický koeficient	[1/Pa]
V	objem	[m ³]
w	šířka bimorfu	[m]
h	výchylka bimorfu	[m]
φ	úhel	[°]
ρ	hustota materiálu	[kg/m ³]
Y_{33}	Youngův modul pružnosti	[Pa]
c	rychlost šíření elastických vln	[m/s]
$z_{l,2}$	impedance prostředí	[kg/m ² s]
K	modul objemové pružnosti	[Pa]
G	modul pružnosti ve smyku	[Pa]
λ	vlnová délka	[m]
μ	Poissonovo číslo	[-]
F_e	elektrostatická síla	[N]
U	napájecí napětí	[V]
ε	permitivita	[]
A	plocha	[m ²]
α	lineární koeficient útlumu	[dB]
S_λ	složky tenzoru deformace	[]
E_i	elektrické pole	[V/m]
Θ	objemový poměr	[%]

1 Úvod

Tato diplomová práce se zabývá studiem použití moderních diagnostických a odstraňujících nitrosrdečních ultrazvukových katetrů, které v blízké době budou patřit mezi nejpoužívanější druhy katetrů. Výhoda těchto ultrazvukových katetrů spočívá v jejich velmi malých rozměrech, možnosti nalezení a následného odstranění zúžení, která jsou způsobená především kalcifikovanými nebo tukovými nánosy v cévách. Také by se mohly používat k opravě zúžení, která nejsou způsobena nánosy, za pomoci stentů uchycených na katetru.

Další a velmi zásadní výhodou je značné omezení použití rentgenových paprsků, které se u dnešních metod používají. Zatím největší nevýhodou je jejich velmi vysoká cena, která by se měla postupně snižovat, a velmi miniaturní rozměry.

Hlavní přínos této práce spočívá v seznámení se s konvenčním katetrem a jeho budoucím použitím v lékařství, jeho modelovém sestrojení a odzkoušení v tekutém prostředí. Otázkou zůstává, jestli bude nutné na diagnostické metody zúžení potřeba použít rentgenkontrastní látku nebo jestli bude stačit zavedení samotného ultrazvukového katetru. Tato práce byla zadána z důvodu aktuálnosti a velké zajímavosti tohoto tématu, které nevzniklo na základě lékařského požadavku.

2. Katetry a jejich použití v lékařství

2.1 Teorie katetrů

Katetry slouží k diagnostice a odstraňování zúžení (stenóza) v cévách (tepny, žíly) způsobených např. kalcifikovanými nánosy.

Katetry neboli cévky mohou být podle definice děleny na:

- 1) Močové - které se zavádí do močového měchýře při nemožnosti spontánního močení a zachování tvorby moči.
- 2) Srdeční – používají se k srdeční katetrizaci (cévkování), která umožňuje podrobné vyšetření krevního oběhu a činnosti srdce. Zavádí se některou velkou cévou (na stehně, v podpaží) a za rentgenologické kontroly se dostaneme až do srdce.

Diagnostika (angiografie) se provádí za pomoci rentgenologické kontroly vstřikováním kontrastní látky – patří sem vyšetření tepen (arteriografie), vyšetření žil (flebografie) a vyšetření mízních cév (lymfografie). Odstraňování zúžení patří do rekonstrukce cév (angioplastika).

2.2 Metody katetrizace

2.2.1 Angiografie

Vnější průměr katetrů se uvádí ve French (1 French = 0.33 mm) a vnitřní průměr v palcích (inch). Jsou vyrobené z různých materiálů jako je polyethylen, polyuretan, teflon, nylon a další. K zavádění se používají vodiče, které jsou různé délky (60, 80, 120, 145-400 cm), průměrů (0.010 do 0.052 inch), tuhosti, povrchové úpravy (ocelové, teflonové) a další. Obrácený konec katétru je vždy zúžený a přizpůsoben na daný vodič. Prochází přes zaváděcí pouzdro (Sheath), které slouží k vytvoření pevného kanálu. Ten tvoří přístup do cévního řečiště, kde při opakované manipulaci nedojde k poškození stěny cévy. Skládá se ze statické chlopně a kónického dilatátoru. Pomocí diagnostických katetrů se registrují tlaky, odebírají krevní vzorky a měří se průtoky krve, a také se provádí angiografie vstřikem kontrastní látky za rentgenologické kontroly. Jako kontrastní látka se používá např. jód. K tomu se používají tzv. angiografické katetry, které se dělí na:

- 1) katetry na přehlednou angiografii – určené pro velká množství kontrastní látky (rovné, se svinutým koncem).

2) katetry pro selektivní (výběrovou) angiografii – pro malé množství kontrastní látky.

3) katetry ke speciálním účelům – např. koaxiální mikrokatetry pro katetrizaci (cévkování) mozkových tepen.

2.2.2 Angioplastika

V dnešní době můžeme rozdělit intervenční metody na dvě skupiny, které se dále dělí podle provedení zákroku:

A) Metody remodelující (roztažení):

1) klasická balónková (PTCA, POBA – prostá balónková angioplastika)

2) stenty

B) Metody odstraňující:

1) aterektomie rotační

a) dopředná (rotablátor)

b) směrová (DCA)

c) zpětná

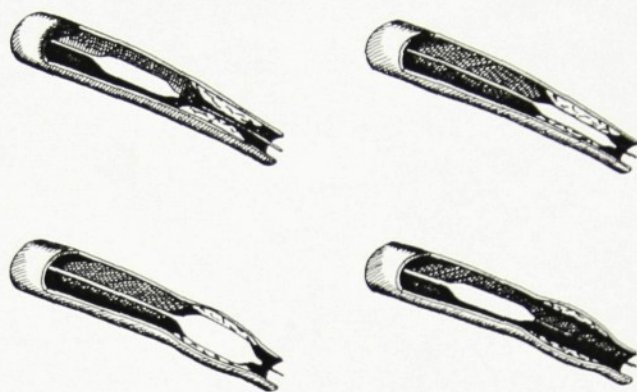
2) aterektomie extrakční

3) laserové metody

4) jiné – ultrazvuková metoda

Ad A1) Balónkové katetry:

Balónkové dilatační katetry slouží k rozšíření cévních abnormálních zúžení (stenóz) a k rozšíření nevaskulárních struktur (obr 2.1). Vždy se jedná o dvou luminné cévky skládající se z centrálního lumenu (který je shodný s diagnostickými katetry) a dalšího lumenu, kterým se přivádění plyn (insuflace) a nebo odvádí (desuflace) z balónku. U nás jsou nejvíce zastoupené balónky nepoddajné – nafouknou se na svojí danou hodnotu a poddajné – zvyšováním tlaku ještě zvětší svůj původní objem. Bez protržení jsou schopné snést tlaky kolem 30 atmosfér. Oba tyto katetry patří mezi tzv. Grüntzigovy balónkové dilatační katetry (nazvané podle jejich autora).



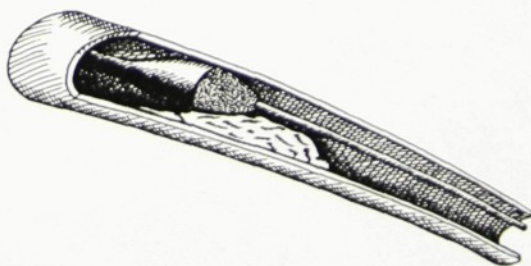
Obr 2.1 Schéma balónkové angioplastiky. Převzaté z [10].

Ad A2) Stenty:

Stenty, neboli vnitřní protézy, jsou určeny k přemostění abnormálního zúžení. Vyrobené jsou z plastu, kovu nebo kombinací materiálů. Plastové (teflon, nylon, polyuretan) slouží především u zúžení žlučových cest, jícnu a dalších. Kovový stent (většinou chirurgická ocel) pro cévní (vaskulární) účely je kovová výztuž, která má za úkol udržet dilatovanou cévu v průchozím stavu, kde po určité době zaroste. Dělí se na expandibilní – rozvinutí se provádí pomocí balónkového katetru a samoexpandibilní – sám se uvolní spouštěcím mechanismem z katetru. Nevýhodou stentů je jejich velmi vysoká cena, která brání jejich většímu použití.

Ad B1a) Dopředná aterektomie (rotablátor):

Základem mechanismu rotačního dopředného odstraňování je vysokofrekvenční rotace katetru (150-300 tis. otáček za minutu) s hrotem pokrytým diamantovou drtí (obr 2.2). Ta způsobuje odstraňování pevných částí cévy, hlavně u kalcifikovaných cév menších průměrů. Obroušená hmota je mikroskopické velikosti a prochází dále do oběhu kapilárami (vlásečnice – průměr 5-20 μm).



Obr 2.2 Schéma dopředné aterektomie – rotablátor. Převzaté z [10].

Ad B1b) Směrová aterektomie (DCA – directional coronary atherectomy):

Slouží k odstranění tuhých hmot uložených v cévě. Používá se tam kde nevyhovují balónkové katetry. Pro velké množství kalcifikovaných nánosů je tato metoda nevhodná. V dnešní době je předmětem výzkumu aterektomie s následným uložením stentů.

Ad B1c) Zpětná aterektomie:

Tento typ odstranění není zatím zhodnocen a zatím probíhají pouze studie (obr 2.3).



Obr 2.3 Schéma zpětné aterektomie. Převzaté z [10].

Ad B2) Extrakční aterektomie:

Tato metoda byla vyvinuta k odstranění křehkých tkání a byla používána u starých žilních štěpů. V České republice zatím nejsou s touto metodou zkušenosti.

Ad B3) Laserová metoda:

Založena na přenosu energie laseru flexibilním fiberoptickým vláknem. Dochází k rozrušování tuhé tkáně vaporizací a šokovou vlnou. Dnes se již laserová metoda tolik nepoužívá jako dříve, z důvodu velmi vysoké ceny přístroje.

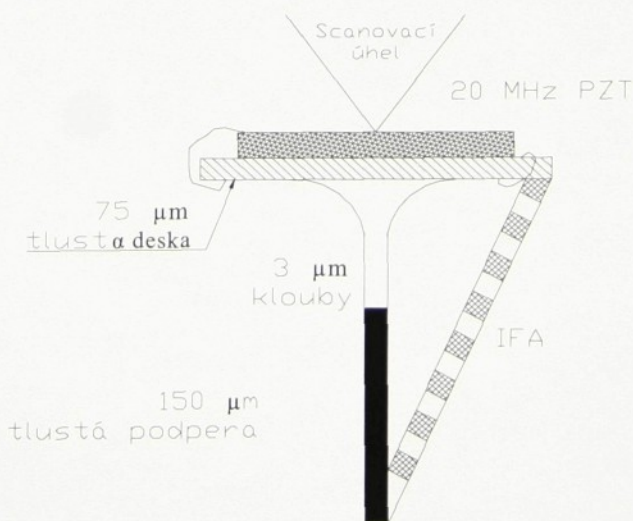
Ad B4) Jiné metody – Ultrazvuková aterektomie:

Tato metoda je předmětem mé diplomové práce. Je založena na vysílání ultrazvukových vln, které slouží k nalezení zúžení v cévě za pomoci odrazů (ech) a následnému rozrušování ucpaných nebo částečně ucpaných cév např. kalcifikovanými nánosy (zvrápenatění).

2.3 Pokročilý nitrosrdeční ultrazvukový katetr

Popis katetru vychází z článku pojednávajícího o návrhu a realizaci nitrosrdečního katetru [1], který by se měl používat v lékařství ke zjištění překážek či usazenin v lidském těle. V současné době se provádějí studie na zvířatech. Obrázek 2.4 znázorňuje schéma nitrosrdeční ultrazvukové sondy skládající se ze spojení měnič/aktuátor (IFA). 20 MHz měnič PZT 5A velikosti $1,75 \times 1,75$ mm je přilepen na pístu, který má velikost polyamidové destičky 2×2 mm a tloušťky $75 \mu\text{m}$.

Rezonátor (měnič) zde slouží ke změně elektrických kmitů na ultrazvukové vlnění a naopak za pomoci piezoelektrického jevu. Popisovaný katetr využívá přímého i nepřímého piezoelektrického jevu. Na rezonátor je umístěna $25 \mu\text{m}$ tlustá akustická přizpůsobovací "matching" vrstva. Vysílání ultrazvuku a přijímání odrazů (ech) se provádí jedním rezonátorem, který musí být z jedné strany velmi dobře mechanicky a elektricky zatlumen. Vysílání akustického vlnění probíhá jen jedním směrem. Rezonátor je spojen se dvěma zlatem potaženými polyamidovými filmy o tloušťce $3 \mu\text{m}$, které pak složí jako dva klouby. K nim je pomocí epoxidové vrstvy připojena $150 \mu\text{m}$ tlustá polyamidová podpěra potažená zlatem. Dvě $4 \mu\text{m}$ stříbrné pásy a stříbrný epoxid slouží k elektrickému propojení mezi rezonátorem a pístem. Aby mohlo docházet k vychylování musí být mezi podpěru a polyamidovou destičku přilepeno IFA (Integrated Force Array - integrované sílové pole). Kompletní spojení měnič/aktuátor je umístěno do trubky, která je naplněna nízkoviskózní elektricky izolující kapalinou. Tato kapalina je nehořlavá s dielektrickou pevností 28 kV/m [14].



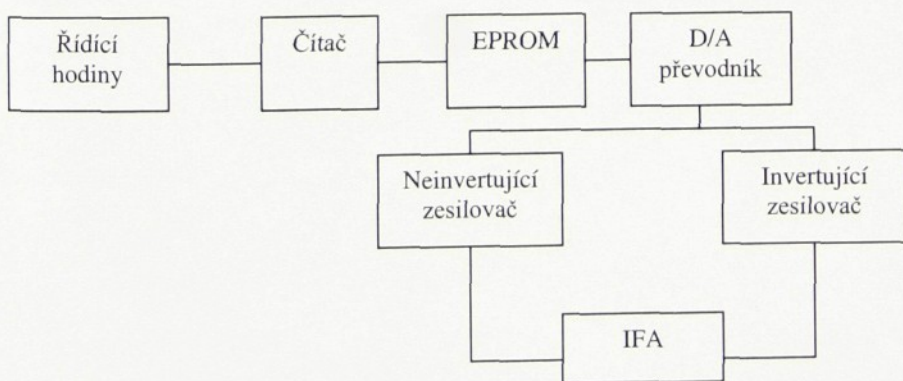
Obr 2.4 Schéma ultrazvukového katetru.

IFA se skládá ze sítě stovek tisíců pokovených polyamidových plátek – deformovatelných mikrokapacitorů, které se při přivedení elektrického pole smršťují. Tím dojde ke kontrakci v délkové dimenzi. Celá struktura je 3 mm široká a 1 cm dlouhá s aktivní délkou 0.8 mm. Každá jednotlivá kapacitní buňka je 30 μm široká, 2.2 μm tlustá, se vzduchovou mezerou 1.7 μm . Síla kontrakcí je dána elektrostatickou silou F_e , která bere v úvahu dvě dielektrická média mezi elektrodami (polyamid a HFE-7100). Vypočítá se ze vztahu

$$F_e = \frac{\varepsilon \times A \times V^2}{4.4 \times L^2} , \quad (2.1)$$

kde ε je dielektrická konstanta materiálu mezi deskami (HFE7100, $7,39 \cdot \varepsilon_0$), A je plocha desky, V je napětí aplikované na desky a L je deskové rozdělení.

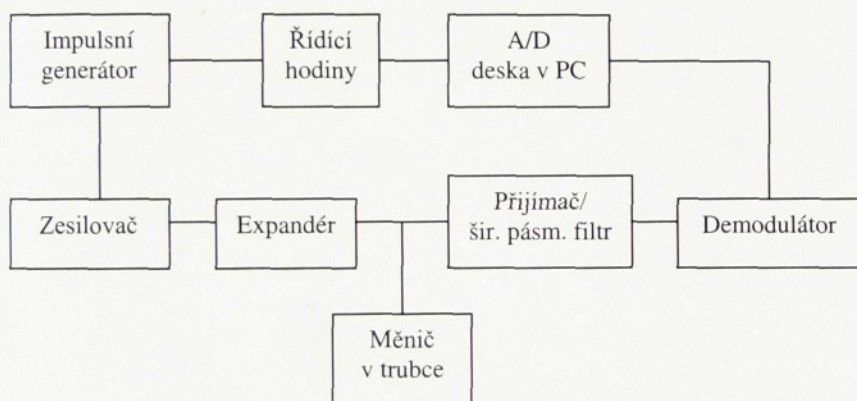
IFA může pracovat na frekvencích až 2 kHz při napětí $\pm 65\text{V}$. Pro vlastní experiment byly tyto hodnoty sníženy na 10-60 Hz a $\pm 55\text{V}$. Řídící elektronika byla navržena tak, aby dodávala rozdílné řídicí napětí pro IFA a spouštění zobrazování ultrazvukového měniče. Blokové schéma řídicího systému IFA je prezentováno na obr 2.5 . Systém obsahuje generátor hodinového signálu, sedmibitový inkrementální čítač a paměť EPROM s tabulkou 128 napětíových hodnot, jejíž adresaci provádí čítač. Napětíové hodnoty z výstupu paměti se převádějí digitálně/analogovým převodníkem (DAC) na analogové. Výsledkem je trojúhelníkové výstupní napětí, které se zesiluje pomocí dvou zesilovačů (neinvertujících a invertujících). Oba výstupní průběhy jsou tak proti sobě posunuty přesně o 180° . Vzniké rozdílové napětí je použito pro napájení IFA.



Obr 2.5 Řízení IFA (Integrated Force Array).

Ke grafické interpretaci získaných ultrazvukových dat se používá digitální zobrazovací systém (obr 2.6). Hodinový signál se používá pro spouštění impulsního generátoru a spouštění vlastního sběru dat. Během jednoho cyklu roztažení a smrštění IFA vyšle rezonátoru 64 pulsů tak, aby vznikl obraz složený ze 64 řádků. Tato data se pak zpracovávají v PC. Programovatelný funkční generátor spolu se zesilovačem generují napěťový puls pro měnič. Expandér na výstupu zesilovače eliminuje tyto pulsy v přijímacím režimu. K řízení měniče a přenosu odrazů na přijímací stranu obvodu je použit tzv. T-článek. Přijaté odrazy se zesilují, filtrují, provede se obálková detekce a takto upravený signál se pomocí A/D převodníku (vzorkovací frekvence 100MHz) zpracovává v PC.

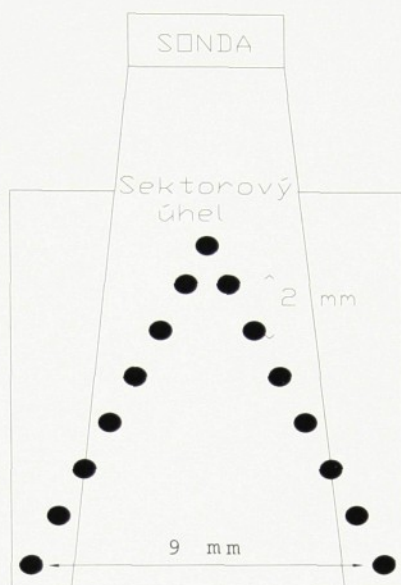
Software pro grafickou interpretaci přijatých ozvěn je napsán v prostředí LabVIEW.



Obr 2.6 Digitální zobrazovací systém.

Navržený systém byl odzkoušen pro zobrazení modelu (fantomu) složeného ze skupiny drátů uspořádaných do tvaru V. Fantom (obr 2.7) je pomůcka užívaná k testování a kalibrování ultrazvukových přístrojů, která obsahuje stejné spektrum hustot jako tělesná tkáň. Skládá se z vláken (drátů) se známými odrazy ve známých vzdálenostech. Vzdálenost mezi dráty byla 2 mm v podélném směru, příčný přírůstek byl 0,5 mm. V nejširším místě měl model rozměr 9 mm.

Dosažená velikost vychylovacího úhlu se pohybuje přibližně okolo $\pm 5^\circ$. Jeho zvětšení je možné dvěma způsoby. První spočívá ve zvýšení tloušťky buněk ze kterých se skládá IFA, což umožní vyvodit větší sílu a tím také větší výchylku. Druhý způsob představuje návrh a výroba nových více flexibilních čepů.



Obr 2.7 Drátový fantom.

2.4 Ultrazvuk a jeho účinky

Ultrazvuk je vysokofrekvenční akustické vlnění o frekvencích vyšších než 20kHz, které lidské ucho neslyší. Ultrazvuk se šíří v prostředí vlněním, které se dělí podle směru kmitání částic v prostředí na podélné (longitudinální – pohyb částic se děje ve směru šíření) a příčné (transversální – kmitání částic je kolmé na směr šíření vlnění). Rychlost šíření neboli fázová rychlost je dána velikostí času potřebného k přenosu kmitavého pohybu z jedné částice na druhou. Ta je charakteristická pro každé pružné prostředí. V tekutém prostředí, analogicky i v měkkých tkáních, se ultrazvuk šíří podélnými vlnami. Například v kostech je šíření mnohem složitější, k podélným vlnám připadají vlny příčné a povrchové. Rychlost šíření ultrazvuku c je závislá na modulu objemové pružnosti K a hustotě prostředí ρ (2.2).

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad / \text{ m.s}^{-1} / \quad (2.2)$$

Při průchodu ultrazvuku pružným prostředím se jeho intenzita snižuje, dochází k útlumu. Jestliže je tloušťka útlumové vrstvy x , je intenzita I_x je v daném místě oproti výchozí dána vztahem (2.3).

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (2.3)$$

kde α je lineární koeficient útlumu, který se uvádí v dB.

Útlum se skládá ze dvou složek, absorpce a rozptylu. Při absorpci v homogenním prostředí dochází ke snížení intenzity změnou akustické energie ultrazvukové vlny, která se přemění v teplo. Při rozptylu dochází k útlumu intenzity ultrazvukové vlny odrazem, ohybem a lomem vlnění na nehomogenních prostředích.

Rychlost šíření vlnění je nezávislá na ultrazvukové frekvenci. Na rozdíl od útlumu, který je na frekvenci závislý a se zvyšující se frekvencí roste. Čím vyšší frekvence, tím bude rozlišovací schopnost větší.

Akustické vlastnosti prostředí nám také udává ultrazvukový vlnový odpor neboli akustická impedance z . Pro rovinnou ultrazvukovou vlnu platí

$$z = \rho \cdot c \quad / \text{ kg/m}^2\text{s} / \quad (2.4)$$

Rozdíly akustických impedancí v tekutinách nebo v tkáních ovlivňují velikost odrazů a lomů ultrazvukových vln na rozhraních prostředí. Další nutnou věcí je akustické přizpůsobení (kapitola 4.2).

2.4.1 Biologické účinky ultrazvuku

Biologické účinky označují silové působení ultrazvukového pole na biologický systém (nehomogenní). Účinky ultrazvuku dělíme na primární – způsobené mechanickým působením ultrazvuku a sekundární – jiný druh energie v němž se mechanická energie transformovala [8].

Prvním jevem, který při použití může nastat, je jev tepelný. Dochází k němu vlivem přeměny akustické energie způsobené absorpcí. Zvýšení teploty může vést např. v krvi k jejímu vysušení a následnému ucpání cévy. Teplo v biologickém prostředí vzniká dvěma způsoby: vnitřním třením a relaxačními procesy. V homogenním prostředí převládá tření, v nehomogenním relaxační děje. Tepelná složka je v poslední době zkoumána vzhledem k bezpečnosti.

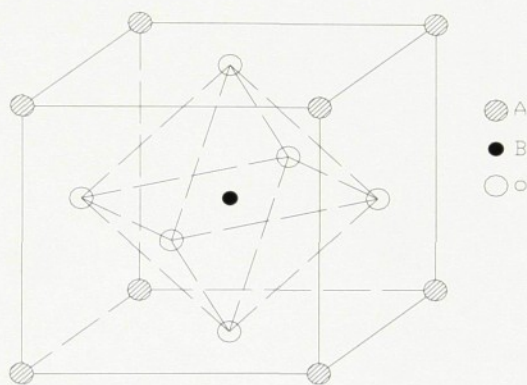
Druhým jevem je kavitace, neboli porušení kontinuity tekutého prostředí při podtlaku ultrazvukové vlny, kdy se tvoří bublinky různých průměrů. Pro vznik kavitačních bublin je zapotřebí podtlak z čehož vyplývá, že kavitace je jev prahový. Ten je snižován přítomností plynných mikrobublin.

3 Ultrazvuková sonda řízená aktuátorem

3.1 Materiály měničů a aktuátorů

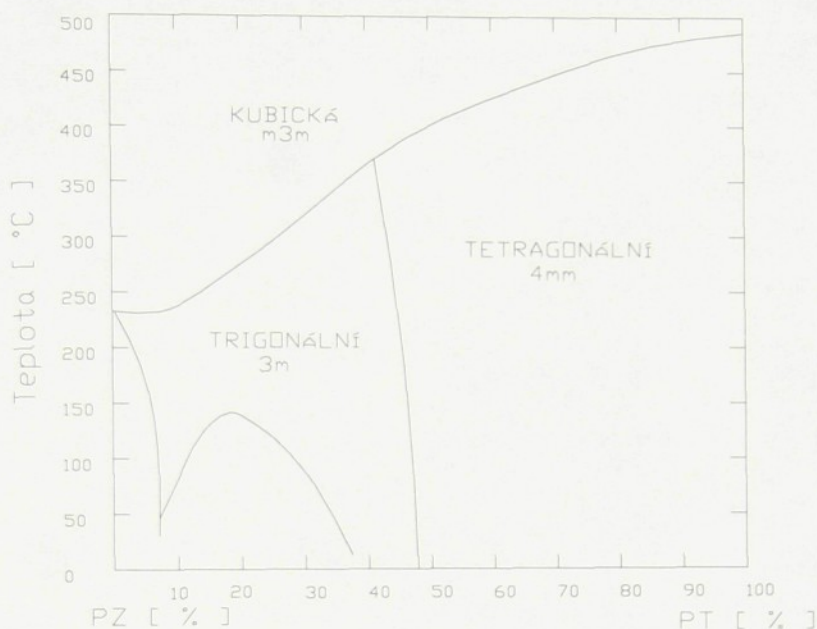
3.1.1 PZT keramika

Patří mezi materiály, které jsou na bázi tuhých roztoků oxidů PbZrO_3 (PZ) a PbTiO_3 (PT) [12,17,18,19]. Jsou označovány jako PZT keramika – $\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$. Čistý PZ a PT jsou ferroelektrické, kde prvně jmenovaný má trigonální symetrii (třída $3m$) a druhý tetragonální symetrii ($4mm$). Obě látky procházejí fázovým přechodem z paraelektrické kubické fáze ($m3m$) a mají perovskitovou strukturu (obr 3.1).



Obr 3.1 Krystalová struktura perovskitů

Stavový diagram pro PZT (obr 3.2) ukazuje, že v koncentraci 48-52% se nachází morfotropní fázová hranice (MPB) pro široké spektrum technicky použitelných teplot. Díky tomu se není nutné obávat fázových přechodů měnících symetrii materiálu a vlastností. Pro vyšší teploty (Curierova teplota) dochází k fázovému přechodu PZT keramiky do paraelektrické fáze, což omezuje použití keramiky při vyšších teplotách. PZT keramika je polykrystalický materiál s velikostí zrn několika μm . Za pomoci mechanického působení (piezoelektrický jev) a elektrického pole lze měnit doménovou strukturu materiálu. Doména v materiálu znamená prostorové ohraničení oblastí s různými materiálovými vlastnostmi. Jednotlivá zrna jsou piezoelektrická, ale u PZT keramiky se nejprve musí provést polarizace za účelem získání piezoelektrických vlastností. Ty získáme tzv. srovnáním směrů spontánních polarizací v zrnech do jednoho směru. Směry spontánní polarizace jsou pevně dány krystalografickou orientací zrn.



Obr 3.2 Fázový diagram systému PZT.

Polarizace je založena na přivedení elektrického pole, kde se vyberou směry spontánní polarizace. Je snaha, aby směry svíraly co nejmenší úhel se směrem polarizace. Velikost používaného elektrického pole je kolem 2-4 kV/mm. Následkem přepolarizování domén vzniká hystereze, kde její plocha reprezentuje množství tepla, které je uvolněno ve vzorku při jednom průchodu hysterezní smyčkou. Materiály, které mají menší dielektrické ztráty ($\text{tg}\delta$) mají užší hysterezní smyčku a používají se k přenášení vyšších energií.

Polarizace se provádí přiložením elektrického pole o intenzitě okolo 2-4 kV/mm na elektrody keramického měniče. Vlivem působícího elektrického pole dojde k vyrovnání směrů polarizací jednotlivých domén do směru vnějšího pole. V důsledku nestejného směru polarizace v jednotlivých doménách vykazuje závislost deformace S_λ měniče na vnějším elektrickém poli E_i hysterezi. Také se dá charakterizovat jako množství tepla, které se uvolní ve vzorku průchodem hysterezní smyčkou. Materiály, které mají menší dielektrické ztráty ($\text{tg}\delta$) mají užší hysterezní smyčku a používají se k přenášení vyšších výkonů.

3.1.2 Monokrystalické materiály

V porovnání s polykrystalickými materiály nejsou materiálové vlastnosti omezeny mikrostrukturou nebo velikostí jednotlivých zrn [3,4]. Mají velmi dobré mechanické a piezoelektrické vlastnosti s poměrně malou teplotní závislostí a dlouhodobou stabilitou kmitočtu. Výhodné jsou i volby druhů řezů, které umožňují získání minimální hystereze,

maximální deformace na odezvu elektrického pole. Pro použití ve funkci aktuátorů jsou tyto materiály nevhodné, např. oproti PZT mají slabší piezoelektrické vlastnosti.

Hlavním a nejznámějším představitelem monokrystalů je křemen, který má chemické složení SiO_2 (kysličník křemičitý). Vyskytuje se v několika modifikacích z nichž lze pro piezoelektrické účely použít modifikaci α a její hustota je $\rho = 2649 \text{ kg/m}^3$. A není feroelektrický. Má velmi vysoký činitel jakosti Q a malou závislost frekvence na teplotě. Nejvíce se používá ve velmi přesných oscilátorech.

Mezi další používané materiály patří turmalín (křemičitan), lithium niobát LiNbO_3 , lithium tantalát LiTaO_3 a další.

V dnešní době se rozšiřuje používání spojení relaxor-PT, kde relaxory jsou krystaly tuhých roztoků $\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ – PZN a $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ – PMN s PbTiO_3 – PT [2,13]. Čisté PMN a PZN jsou feroelektrické a mají za pokojové teploty perovskitovou strukturu (3m). PT je tetragonální (4mm) s feroelektrickou perovskitovou strukturou. Při Curiově teplotě T_c přecházejí do paraelektrické kubické fáze (m3m). Mezi trigonální a tetragonální fází mají morfotropní fázovou hranici, která je u PMN-PT 33-35% PT a PZN-PT 8-10% PT.

3.2 Návrh rezonátorů

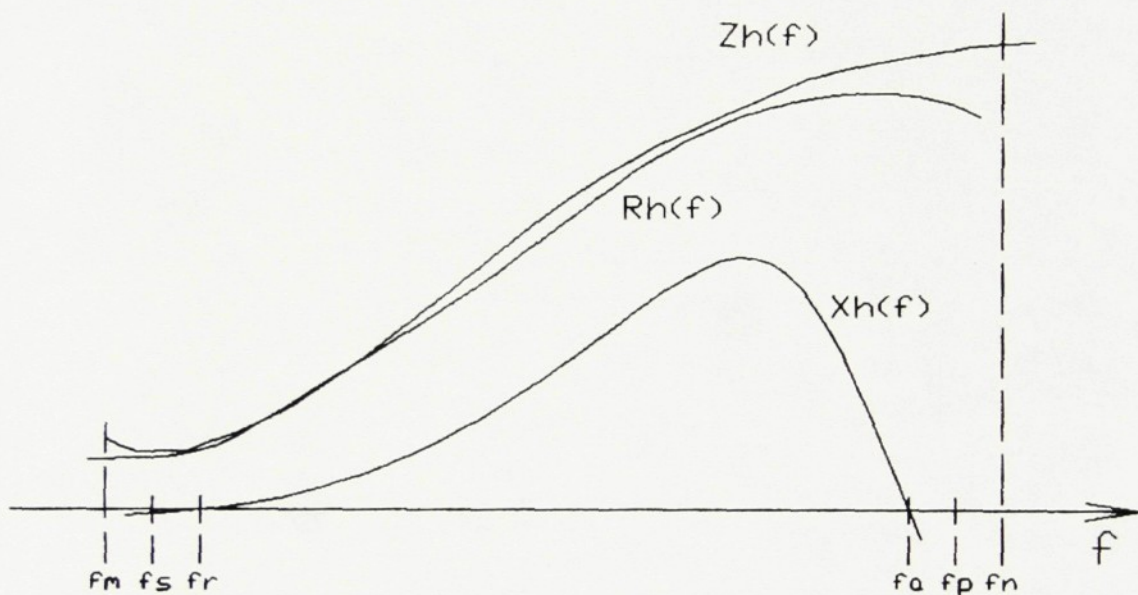
3.2.1 Rezonátory

Rezonátor je destička nebo tyčinka vybroušená z piezoelektrické látky, která je opatřena dvěma nebo více elektrodami a kmitající v rytmu harmonického napětí připojeného na elektrody v blízkosti své rezonance [3,4]. Rezonátory tvaru destičky mohou kmitat různými druhy kmitů. Plošně podélné – k deformaci dochází ve směru plošného rozměru destičky (mezi ně patří kmity pravoúhlých a kruhových destiček). Tloušťkově podélné (tloušťkové) – kmity u nichž dochází k posunutí ve směru tloušťky destičky (to platí pro směr elastického posunutí a šíření elastických vln). Jejich frekvence není dána ohraničením destičky [4]. Za rezonanční kmitočet rezonátoru můžeme považovat frekvenci f_m , která odpovídá minimální impedanci rezonátoru, při níž bude nejvyšší napětí. Nebo frekvence f_r , která odpovídá nulové reaktanci rezonátoru při níž je fázový posun roven nule obr 3.3. Pro rezonanční frekvenci tloušťkových kmitů uvádím vzorec pro křemennou (3.1) a keramickou destičku (3.2).

$$f_r = \frac{n}{2 \times t} \times \sqrt{\frac{c_{11}}{\rho}} \quad (3.1)$$

$$f_r = \frac{x_1}{\pi \times t} \times \sqrt{\frac{c^{(3)}}{\rho}} \quad (3.2)$$

kde n je řád harmonické, t je tloušťka rezonátoru, ρ hustota, c příslušné elastické moduly, x_1 bezrozměrný modul.



Obr. 3.3 Kmitočtová závislost absolutní hodnoty, jejich složek v okolí n -té harmonické s vyznačením charakteristických kmitočtů.

Popis jednotlivých frekvencí:

f_m - kmitočet odpovídající minimální absolutní hodnotě impedance.

f_n - kmitočet odpovídající maximální absolutní hodnotě impedance.

f_r - rezonanční kmitočet odpovídající nulové hodnotě imaginární části impedance.

f_a - antirezonanční kmitočet odpovídající nulové hodnotě imaginární části impedance.

Sériový rezonanční kmitočet leží mezi f_m a f_r . Paralelní rezonanční kmitočet f_p se nachází mezi f_n a f_a . Čím je větší činitel jakosti Q , tím dochází ke zmenšování vzdálenosti mezi f_m a f_r i f_n a f_a . pokud je činitel jakosti nekonečně velký, dojde ke splnutí těchto frekvencí s f_s a f_p .

3.2.2 Výpočet 5 a 20MHz rezonátorů

a) Výpočet křemenného rezonátoru:

Ze vzorce (3.1) vyjádřím tloušťku rezonátoru

$$t_{5MHz} = \frac{n}{2 \times f_r} \sqrt{\frac{c_{11}}{\rho}} = \frac{1}{2 \times 5 \times 10^6} \sqrt{\frac{86.74 \times 10^9}{2649}} = \underline{572 \mu m}$$

$$t_{20MHz} = \frac{n}{2 \times f_r} \sqrt{\frac{c_{11}}{\rho}} = \frac{1}{2 \times 20 \times 10^6} \sqrt{\frac{86.74 \times 10^9}{2649}} = \underline{143.1 \mu m}$$

$$\rho = 2649 \text{ kg/m}^3$$

$$c_{11} = 86.74 \times 10^9 \text{ N/m}^2$$

n – číslo harmonické

b) Výpočet piezokeramického rezonátoru:

Vyjádřím ze vzorce (3.2) neznámou tloušťku

$$t_{5MHz} = \frac{x_1}{\pi \times f_r} \sqrt{\frac{c^{(3)}}{\rho}} = \frac{1.5393572}{\pi \times 5 \times 10^6} \sqrt{\frac{12.5 \times 10^{10}}{7313}} = \underline{405.2 \mu m}$$

$$t_{20MHz} = \frac{x_1}{\pi \times f_r} \sqrt{\frac{c^{(3)}}{\rho}} = \frac{1.5393572}{\pi \times 20 \times 10^6} \sqrt{\frac{12.5 \times 10^{10}}{7313}} = \underline{101.3 \mu m}$$

$$\rho = 7313 \text{ kg/m}^3$$

$$c^{(3)} = 12.5 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$$

$$x_1 = 1.5393572$$

Velikost všech rezonátorů volím 4x4 mm s tloušťkovými kmity (ve směru tloušťky rezonátoru).

3.3 Teoretický návrh aktuátoru

3.3.1 Aktuátor

Axiální a příčné aktuátory pracují v d_{31} nebo d_{33} modu níže než je rezonanční frekvence.

d_{31} – směr výchylky je kolmý na na elektrické pole, d_{33} – směr výchylky je rovnoběžný

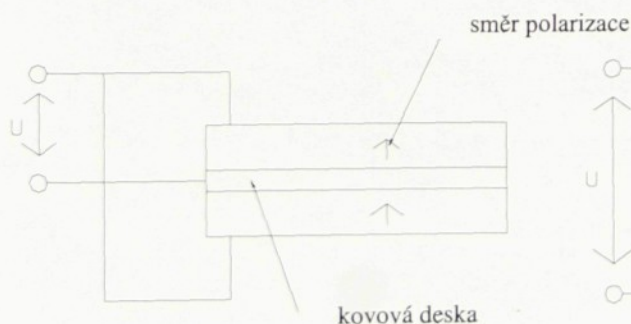
s působícím elektrickým polem [6,18,19]. První index popisuje elektrické účinky (v jaké ose jsou nanesené elektrody) a druhý popisuje působící sílu nebo piezoelektrické napětí, které působí ve směru dané osy. Přenášejí elektrickou energii na relativně malé výchylky maximálně 0.2 mm a síly vyšší než 200 N. Mezi aktuátory patří bimorfní tyčinka, která pracuje v modu d_{31} . Skládá se ze dvou piezokeramických destiček PZT dané polarizace, které jsou k sobě přilepeny epoxidem. Chceme-li zvýšit spolehlivost a účinnost, můžeme mezi destičky PZT vložit kovovou destičku na kterou se připojí střední vývod.

Pokud necháme destičky zvlášť a aplikujeme na ně elektrické napětí, tak dojde k prodloužení jedné nebo zkrácení druhé. Po slepení destiček vyvolá napětí vznik elektrického pole , které vytvoří elastické napětí pomocí piezoelektrického nepřímého jevu. Toto elastické napětí vyvolá ohyb bimorfu a výsledný ohyb bude v rovině určené tloušťkou a délkou (obr 3.6). Používají se např. u pevných disků k nastavení hlav, tiskáren, piezo motorků, mikro pump (dávkování léků) a mnoha dalších aplikací. Nevýhoda spočívá v aplikaci velkých napětí, pro získání mm výchylek.

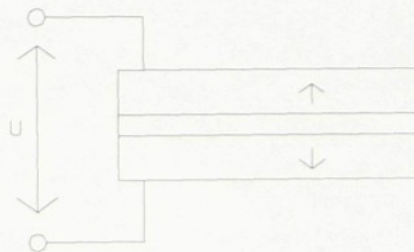
Bimorfy můžeme rozdělit podle zapojení vývodů :

a) Paralelní (obr. 3.4)

b) Sériový (obr. 3.5)



Obr.3.4 Paralelní bimorf



Obr.3.5 Sériový bimorf

Výchylka h pro paralelní bimorf :

$$h = \frac{3}{4} \times d_{31} \times \left(\frac{l}{t}\right)^2 \times U \quad [\text{m}] \quad (3.3)$$

Výchylka h pro seriový bimorf :

$$h = \frac{3}{2} \times d_{31} \times \left(\frac{l}{t}\right)^2 \times U \quad [\text{m}] \quad (3.4)$$

V (3.3) se používá celá tloušťka $h/2$, (3.4) h . Výpočet rezonanční frekvence je pro obě zapojení shodný:

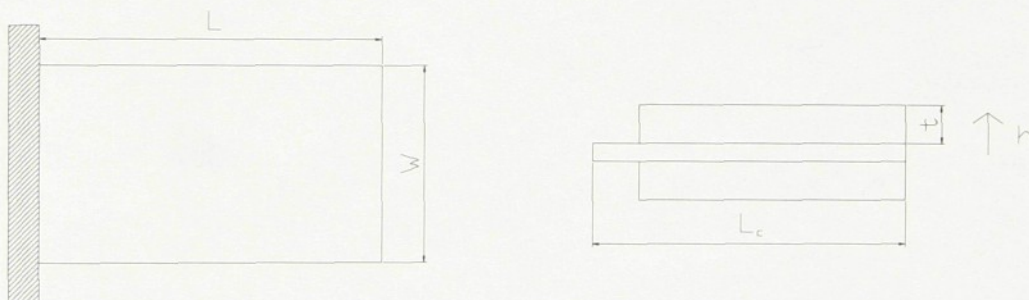
$$f = 0.161 \times \left(\frac{t}{l^2}\right) \times \frac{1}{\sqrt{(\rho \times s_{11}^E)}} \quad (3.5)$$

Použité koeficienty:

d_{31} – piezoelektrická konstanta.

ρ – hustota PZT materiálu.

s_{11}^E – elastický koeficient naměřený při konstantním elektrickém poli.



Obr 3.6 Rozměry bimorfu.

L – volná délka bimorfu

W – šířka bimorfu

L_c – celková délka

h – výchylka

t – celková tloušťka

3.3.2 Výpočet 50Hz aktuátoru

Pro ideový návrh jsem použil paralelní zapojení a vycházel jsem ze zadané rezonanční frekvence 50Hz. Za materiál jsem si zvolil keramiku APC 850 od výrobce APC piezoceramics [19].

Ze vzorce (3.5) jsem vyjádřil volnou délku:

$$L = \sqrt{\frac{0.161 \times t}{f \times \sqrt{\rho \times s_{11}^E}}} = \sqrt{\frac{(0.161 \times 500 \times 10^{-6})}{50 \times \sqrt{(7700 \times 15 \times 10^{-12})}}} = \underline{68.5 \text{ mm}}$$

$t_c \dots$ zvolená celková tloušťka [500 μm]

$f \dots$ zadaná frekvence [50 Hz]

$s_{11}^E \dots$ elastický koeficient naměřený při konst. el. poli [15.3 $\times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{N}$]

$\rho \dots$ hustota PZT materiálu [7700 kg/m^3]

Výpočet statické výchylky z (3.3) :

$$h = \frac{3}{4} \times 175 \times 10^{-12} \times \left(\frac{68.5 \times 10^{-3}}{250 \times 10^{-6}} \right)^2 \times 20 = \underline{197.1 \mu\text{m}}$$

kde

$U \dots$ napájecí napětí [20 V]

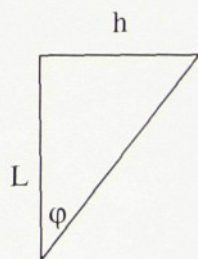
$d_{31} \dots$ piezoelektrická konstanta [-175 $\times 10^{-12} \text{ m}/\text{V}$]

$\rho \dots$ hustota PZT materiálu [7700 kg/m^3]

$s_{11}^E \dots$ elastický koeficient naměřený při konst. el. poli [15.3 $\times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{N}$]

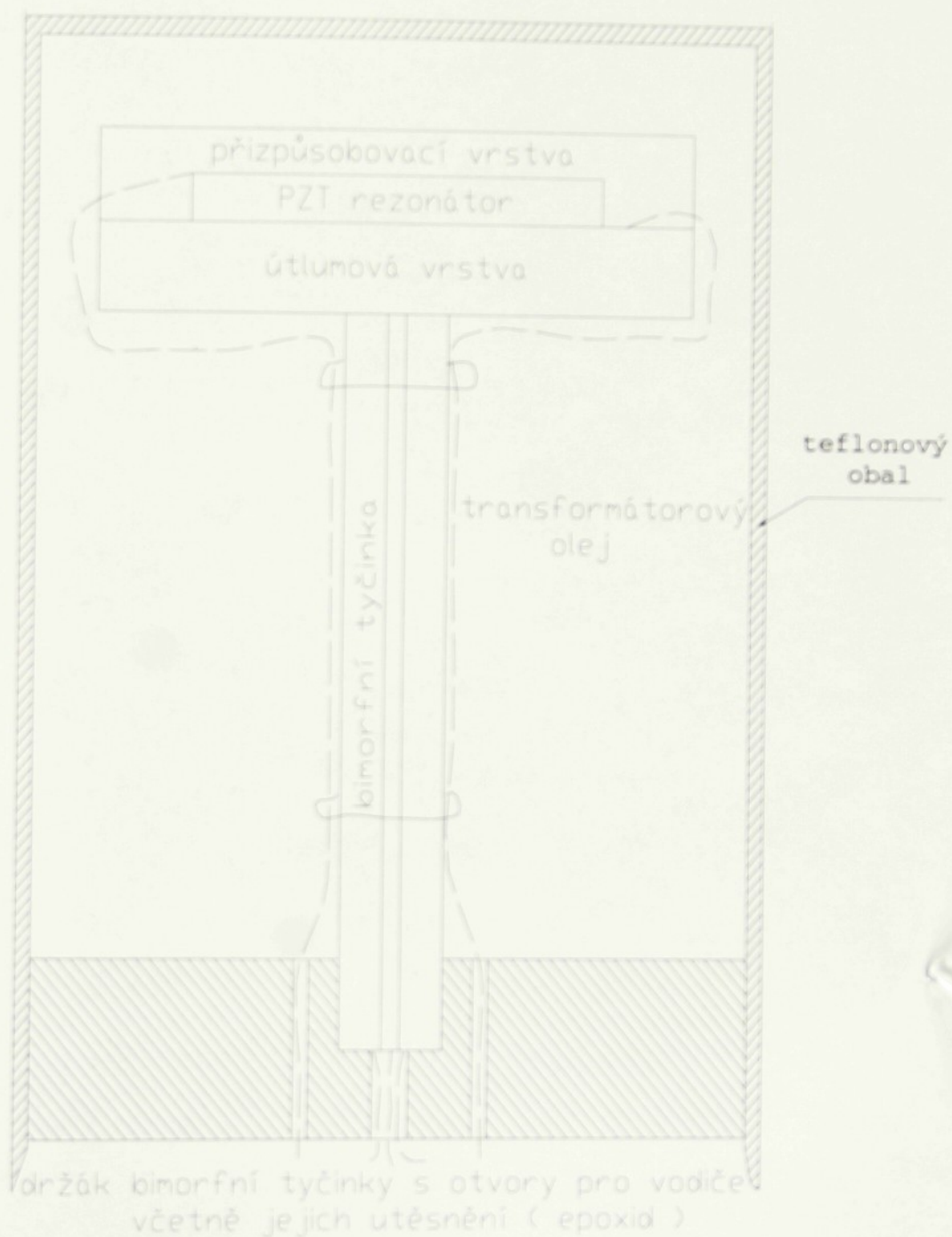
Výpočet úhlu φ při vychýlení :

$$\varphi = \arctg \frac{h}{L} = \arctg \frac{197.1 \times 10^{-6}}{68.6 \times 10^{-3}} = \underline{0.165^\circ} \text{ (v jednom směru)}$$



4 Uspořádání měnič/aktuátor

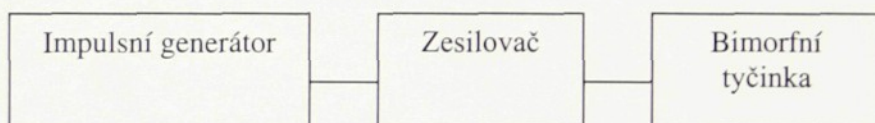
4.1 Vlastní uspořádání



Obr 4.1 Uspořádání navrženého katetru.

Celkové uspořádání se skládá z útlumové (batching layer) vrstvy, na kterou je přilepen epoxidem 1200 (s tvrdidlem B11) 5 nebo 20 MHz rezonátor [15, 16]. Na něm je umístěna akustická přizpůsobovací (matching layer) vrstva. K útlumové vrstvě je přilepena epoxidem bimorfni tyčinka sloužící k vytváření skenovacího úhlu. Konec bimorfu je uchycen v kovovém držáku, který má v sobě tři otvory pro napájecí elektrody. Tyto otvory jsou utěsněné epoxidem. Prostor mezi držákem a obalem (teflon) sondy je vyplněn transformátorovým olejem s nízkou viskozitou, který zvyšuje elektrickou pevnost v oblasti elektrod a umožňuje snadný přenos akustické energie.

Protože sonda nebyla dokončena, tak byl pouze proveden návrh možného řídicího systému sondy. Pro řízení měniče se bude používat systém, který bude shodný s pokrokovým řídicím systémem (obr 2.6). Sonda bude ponořena v transformátorovém oleji bez vlastního obalu pro vlastní pokus funkce. Na řízení bimorfni tyčinky se použije schema na obr 4.2.



Obr. 4.2 Řídicí schéma bimorfni tyčinky.

4.2 Realizace měnič/aktuátor

4.2.1 Výpočty k vlastní realizaci

Měření rozměrů piezokeramické tyčinky PKM-10. Z naměřených hodnot se počítá objem a hustota materiálu:

$$V = s * d * t = 5 * 10^{-3} \times 24,2 * 10^{-3} \times 825 * 10^{-6} = 99,825 * 10^{-9} \text{ m}^3 \quad (4.1)$$

$$\rho = \frac{m}{V} = \frac{730 * 10^{-6}}{99,825 * 10^{-9}} = 7313 \text{ kg/m}^3 \quad (4.2)$$

kde m je hmotnost tyčinky, V je vypočtený objem, ρ hustota keramiky PKM-10.

Výpočet elastického modulu $c^{(3)}$ a tloušťky 5 MHz a 20 MHz rezonátorů:

Ze vzorce (3.2) byl vyjádřen elastický modul $c^{(3)}$:

$$c^{(3)} = \frac{(\pi \times f_1 \times t)^2}{x_1^2} = \frac{(\pi \times 2,455 * 10^6 \times 825 * 10^{-6})^2}{1,5393572^2} = 12,5 * 10^{10} \text{ kg/ms}^2 \quad (4.3)$$

kde f_1 je změřená 1 harmonická tyčinky, x_1 bezrozměrný koeficient

Vyjádření tloušťky z (3.2):

$$t_{5MHz} = \frac{x_1}{\pi \times f_{R1}} \times \sqrt{\frac{c^{(3)}}{\rho}} = \frac{1,5393572}{\pi \times 5 \times 10^6} \times \sqrt{\frac{12,5 \times 10^{10}}{7313}} = 405,2 \text{ } \mu\text{m} \quad (4.4)$$

$$t_{20MHz} = \frac{x_1}{\pi \times f_{R2}} \times \sqrt{\frac{c^{(3)}}{\rho}} = \frac{1,5393572}{\pi \times 20 \times 10^6} \times \sqrt{\frac{12,5 \times 10^{10}}{7313}} = 101,5 \text{ } \mu\text{m} \quad (4.5)$$

Tloušťka piezokeramických rezonátorů byla na 5 MHz 405,2 μm a 20 MHz 101,3 μm .

Akustické impedance je odpor, který klade tekutina nebo tkáň pohybu částic, způsobený zvukovým vlněním. Je rovna součinu hustoty prostředí a rychlosti ultrazvukové vlny v tomto prostředí.

Akustická impedance keramiky (APC 850):

$$z_k = \rho \times c = \rho \times \sqrt{\frac{Y_{33}}{\rho}} = 7600 \times \sqrt{\frac{7,6 \times 10^{10}}{7600}} = 24,5 \text{ MPa.s/m} \quad (4.6)$$

Akustická impedance transform. oleje:

$$z_{io} = \rho \times c = 880 \times 1250 = 1,1 \text{ MPa.s/m} \quad (4.7)$$

Celková impedance dvou prostředí:

$$z_c = \sqrt{z_k \times z_{io}} = \sqrt{24,5 \times 10^6 \times 1,1 \times 10^6} = 5,2 \times 10^6 \text{ Mpa.s/m} \quad (4.8)$$

Výpočet vrstvy epoxid, keramika [15,16]. Modul pružnosti ve smyku G a modul objemové pružnosti K .

APC 850:

$$G_2 = \frac{Y_{33}}{2 \times (\mu + 1)} = \frac{5,4 \times 10^{10}}{2 \times (0,3 + 1)} = 2,08 \times 10^{10} \text{ Pa} \quad (4.9)$$

$$K_2 = \frac{Y_{33}}{3 \times (1 - 2\mu)} = \frac{5,4 \times 10^{10}}{3 \times (1 - 0,6)} = 4,5 \times 10^{10} \text{ Pa} \quad (4.10)$$

Epoxid ChS 1200:

$$G_I = \frac{Y_{33}}{2 \times (\mu + 1)} = \frac{0,25 \cdot 10^{10}}{2 \times (0,3 + 1)} = 961,5 \cdot 10^6 \text{ Pa} \quad (4.11)$$

$$K_I = \frac{Y_{33}}{3 \times (1 - 2\mu)} = \frac{0,25 \cdot 10^{10}}{3 \times (1 - 0,6)} = 2,1 \cdot 10^{10} \text{ Pa} \quad (4.12)$$

Pro dvousložkový kompozit byl použit vztah [15,16], který umožnil výpočet celkového objemového modulu K a modulu pružnosti ve smyku G :

$$K = \frac{(4 \times G_1 + 3 \times K_2) \times K_1 - 4 \times \Theta \times (K_1 - K_2) \times G_1}{4 \times G_1 + 3 \times K_2 + 3 \times \Theta \times (K_1 - K_2)} = 2,975 \cdot 10^9 \text{ Pa} \quad (4.13)$$

$$G = \frac{(9 \times K_1 + 8 \times G_1) \times G_1 + 6 \times (K_1 + 2 \times G_1) \times G_2 - \Theta \times (9 \times K_1 + 8 \times G_1) \times (G_1 - G_2)}{(9 \times K_1 + 8 \times G_1) \times G_1 + 6 \times (K_1 + 2 \times G_1) \times G_2 + 6 \times \Theta \times ((K_1 + 2 \times G_1) \times (G_1 - G_2))} \times G_1$$

$$G = 2,263 \cdot 10^9 \text{ Pa} \quad (4.14)$$

Pro výpočet byl zadán objemový podíl $\Theta = 40\%$ keramického prášku, který je obsažen v celém objemu kompozitu. Nejprve byla vypočtena hustota ρ_k pro obě složky (epoxid + keramika) [16]:

$$\rho_k = V_1 \times \rho_1 + V_2 \times \rho_2 = 0,6 \times 1200 + 0,4 \times 7700 = 3800 \text{ kg/m}^3 \quad (4.15)$$

Výsledná hustota kompozitní akustické vrstvy byla $\rho_k = 3800 \text{ kg/m}^3$. Tato hustota se použila na výpočet rychlosti šíření podélných vln C_l [16]:

$$C_l = \sqrt{\frac{K + \frac{4}{3} \times G}{\rho_k}} = \sqrt{\frac{2,975 \cdot 10^9 + \frac{4}{3} \times 2,263 \cdot 10^9}{3800}} = 1255,8 \text{ m/s} \quad (4.16)$$

Rychlost byla použita na výpočet tloušťky přizpůsobovací vrstvy pro 5 MHz a 20MHz rezonátory:

$$t_{5\text{MHz}} = \frac{\lambda}{4} = \frac{C_l}{4 \times f_{5\text{MHz}}} = \frac{1255,8}{4 \times 5 \cdot 10^6} = 62,8 \text{ } \mu\text{m} \quad (4.17)$$

$$t_{20\text{MHz}} = \frac{\lambda}{4} = \frac{C_l}{4 \times f_{20\text{MHz}}} = \frac{1255,8}{4 \times 20 \cdot 10^6} = 15,8 \text{ } \mu\text{m} \quad (4.18)$$

Z výpočtu je patrné (4.17,4.18), že tloušťka přizpůsobovací vrstvy pro 5 MHz je 62,8 μm a pro 20MHz je 15,8 μm . $\frac{\lambda}{4}$ je zde použito, aby nedocházelo ke vzniku uzlů kmitu. Při tomto poměru je maximální amplituda (neboli kmitna) pro šířící se vlnu a při tomto poměru dojde k maximálnímu přenosu energie do daného prostředí.

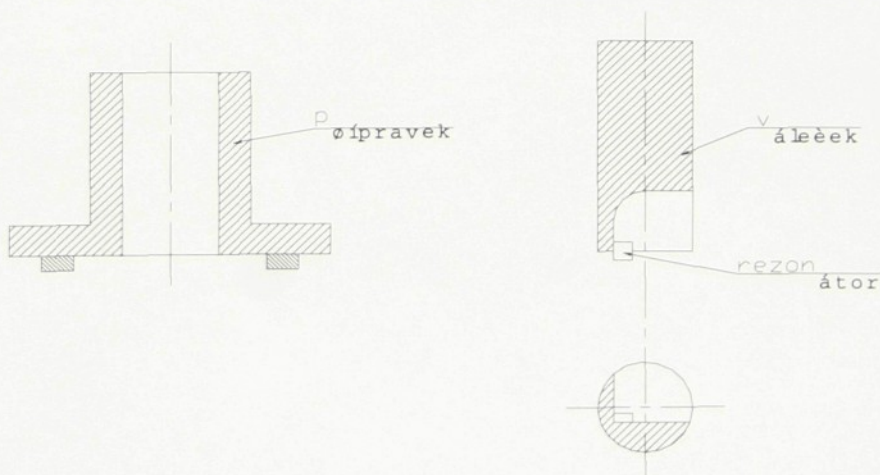
Nebylo možné realizovat ve školních podmínkách takto tenké vrstvy, proto se zvolila shodná celková tloušťka pro oba druhy rezonátorů 2,5mm. To také pravděpodobně bylo hlavním problémem při měřeních na impedanční analyzátoru, kdy všechny průběhy byly velmi zatlumené.

Pro útlumovou vrstvu (backing layer) platí, že její hmotnost musí být několika násobně větší. Ta zajišťuje vyzařování signálu (ultrazvuku) od této vrstvy.

4.2.2 Popis výroby 5 a 20 MHz rezonátorů

Nejprve byli změřeny rozměry piezokeramické tyčinky PKM-10. Z těchto rozměrů se vypočítala hustota materiálu (4.1) s objemem (4.2). Provedl se výpočet koeficientů c_3 (4.3) a požadované tloušťky materiálů (4.4, 4.5). Nařezalo se osm destiček o velikosti 4x4 mm, čtyři pro každou frekvenci.

Každá destička byla opracována zvlášť. Destičky byly upevněny voskem na přípravek tvaru válečku (obr 4.2). Broušení hran se provádělo na rotační brusce s brusnou pastou.



Obr.4.2 Váleček s přípravkem.

Před broušením další hrany se váleček pokládá na vaříč a nechal se roztéct vosk. Po otočení rezonátoru byla obroušena následující hrana. Tento postup se prováděl pro všechny ostatní vzorky. Po obroušení všech hran na 4x4 mm byly jednotlivé vzorky nalepeny na opačnou stranu válečku. Jako první se brousily rezonátory o frekvenci 5 MHz s tloušťkou 405 μm .

K měření tloušťky rezonátoru se vzorkem bylo použito posuvné měřítko. Pro konečné určení tloušťky se použil mikrometr.

Pro 20 MHz rezonátory o tloušťce 101 μm , se broušení provedlo na polovinu původní tloušťky. Rezonátory pak byly přilepeny lepidlem na sklíčko, po zaschnutí lepidla se sklíčko přilepilo voskem na váleček. Protože došlo k ubroušení rezonátoru, musel se zde popsany postup znova provádět, ale už s jiným typem piezokeramického materiálu (APC 850).

Rezonátory byly očištěny od vosku a jiných nečistot v technickém benzínu a ultrazvukové čističce. Na spodní a vrchní stranu byla nanесena stříbrná vodící vrstva a přilepeny elektrody. Změřily se piezoelektrické vlastnosti destiček u kterých mohlo dojít ke změně parametrů vlivem působení teploty. Měření na d_{33} -metru ukázalo, že rezonátory není nutné polarizovat. V opačném případě by bylo nutné použít stejnosměrné polarizační elektrické pole (vyjádřené napětím) o intenzitě 2kV/mm pro 5 MHz (800V) a pro 20 Mhz (200V).

Dalším úkolem bylo vytvoření útlumové (batching layer) vrstvy přilepené na spodní stranu rezonátoru, která umožňuje vysílání signálů rezonátorem pouze jedním směrem a musí být důkladně mechanicky a elektricky zatlumená. Velikost a tloušťka této vrstvy byla zvolena, 7x7x2 mm z oceli 11 500. Osm destiček bylo očištěno v kyselině HNO_3 a následně v ultrazvukové čističce (v kádince s destilovanou vodou). Přilepení této vrstvy se provedlo epoxidem 1200 s tvrdidlem. Aby zůstalo mezi rezonátorem a útlumovou vrstvou vodivé spojení, nanесla se mezi ně vrstva stříbrné pasty. Také byly nanесeny elektrody na rezonátor a na útlumovou vrstvu. Po zaschnutí se změřila impedance mezi elektrodami pomocí multimetru (pro možnost zjištění zkratu), aby nedošlo při připojení budícího napětí ke zničení rezonátoru nebo měřícího přístroje. Pokud byla impedance nekonečná, nebyl vzorek nikde propojen stříbrnou vrstvou, jinak by se tato vrstva musela odstranit.

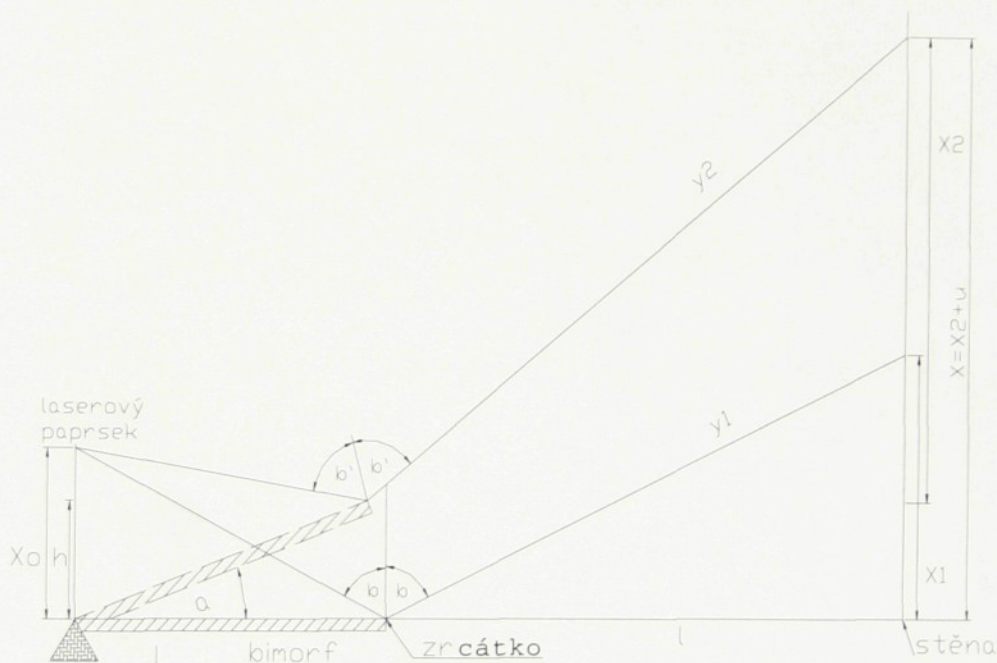
V dalším kroku útlumová destička byla obalena izolepou aby se umožnil vznik vrstvy akustického přizpůsobení (4.6, 4.7, 4.8). Pro zjištění její tloušťky se provedl výpočet ($4.9 \div 4.18$). Tato vrstva (kompozit) se skládá s epoxidu s tvrdidlem a keramickým práškem APC 850. Po vytvrdnutí se obrousila vrstva na celkových 2,5 mm (útlumová vrstva + tloušťka rezonátoru). Vypočtená tloušťka 60 μm nemohla být dodržena, protože tato vrstva je v porovnání s přívodními elektrodami mnohem tenčí. Po obroušení bylo zřetelné poničení akustických vrstev, způsobené špatným nanесením kompozitu (vznik děr a map). Kdyby se chtěla změřit funkčnost v tekutině, mohlo by dojít k poškození rezonátorů nebo přístrojů. Nebo by nedošlo ke změření potřebných dat. Proto muselo být upuštěno od dokončení sondy z důvodu nevhodnosti připravených vzorků pro experiment a také z časových důvodů.

5 Měření částí sondy

5.1 Měření aktuátoru (bimorf)

5.1.1 Měřicí metoda

Metoda spočívá v uchycení a následném nastavení laserového paprsku na zrcátko, připevněné na konci bimorfnní tyčinky (obr 5.1).



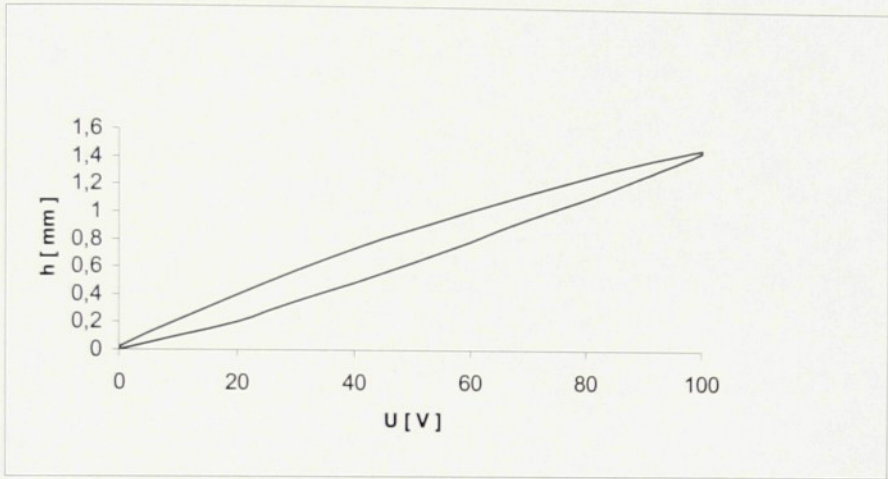
Obr 5.1 Měřicí metoda bimorfů.

$$\text{Výpočtový vzorec: } h = \frac{l^2 \times (x + x_0)^2 - (l - L)^2 \times x_0^2}{2x_0 \times [(l + L) + 2x \times (x + x_0)]} \quad (5.1)$$

Bimorf je uchycen v přípravku. Byla změřena jeho volná délka L , vzdálenost bimorfu od stěny l a výška bodu X_1 na stěně. Tento bod představuje nulovou výchylku při nulovém napájecím napětí a nulové frekvenci. Po přivedení napájecího napětí dojde k vychýlení o úhel α a změřil jsem výšku X_1 světelného bodu. Ze vzorce (5.1) se potom vypočítala výchylka v μm [14]. Úkolem bylo změřit výchylku a rezonanční frekvenci bimorfu označovaném jako "Vzorek č1". Parametry bimorfu: L -volná délka = 35mm, w -šířka = 3.4mm, t_c -tloušťka = 580 μm , t_d -tloušťka kovové destičky = 110 μm .

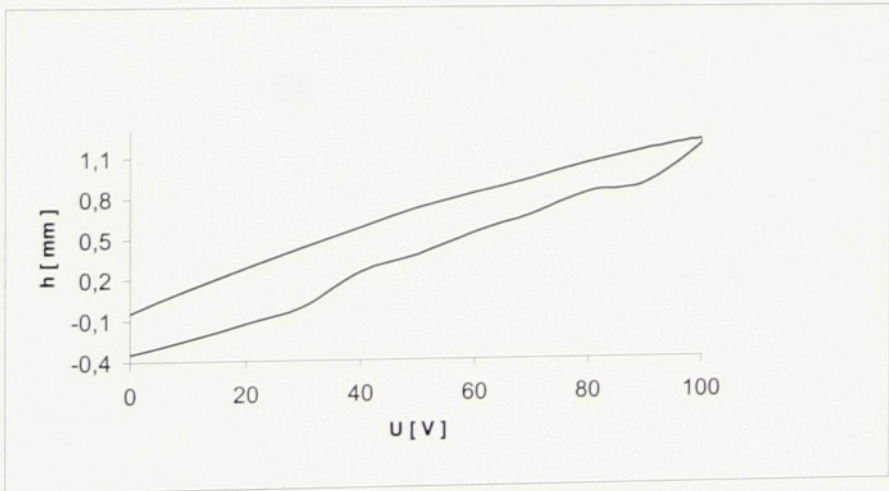
5.1.2 Charakteristiky

Napětí byla měněna v rozmezí 0-100V a 100-0V. Tím byla získána následující charakteristika pro nezatížený bimorf .



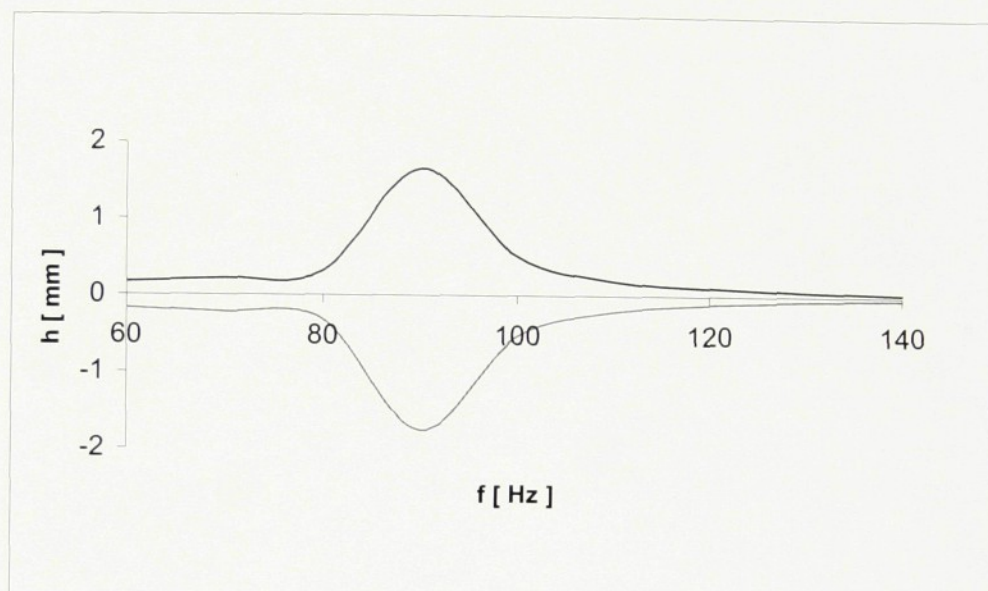
Obr. 5.2 Měření bez zatížení-zapojení nap.napětí (+-).

Z charakteristiky (obr.5.2) vyplývá, že při polaritě (+-) se bimorf ohýbá směrem vzhůru. Poté se bimorf zatěžoval závažím o hmotnosti 1g (obr 5.3). Největší výchylka byla pro nezatížený bimorf 1.81 mm a 1.53 mm při zatížení o velikosti 1g. Tato měření se prováděla pouze v jednom směru. Z charakteristik je patrné, že se zvětšujícím se závažím dochází k poklesu výchylky a posunutí počáteční nulové výchylky. Při měření výchylky s opačnou polaritou se výchylka zvětšuje. Také je patrná mírná hystereze, způsobená vlastnostmi piezokeramiky. V dnešní době je snaha vyvíjet materiály s minimální hysterezi (např. PZN-PT keramika).



Obr.5.3 Měření při zatížení 1g.

V další části měření jsem měřil rezonanční frekvenci. Bimorf byl napájen z funkčního generátoru EZFG- 8002, k zobrazení velikosti kmitů bylo použito laserové ukazovátka. Frekvence napájecího napětí se pohybovala v rozsahu 0 až 300 Hz. Rezonanční frekvence byla kolem 85 Hz a výchylka při ní byla maximální (obr.5.4). Při porovnání naměřených a vypočtených hodnot bylo zjištěno, že frekvence se liší přibližně o 7 Hz.



Obr.5.4 Měření rezonanční frekvence.

5.2 Měření rezonátorů

5.2.1 Měření

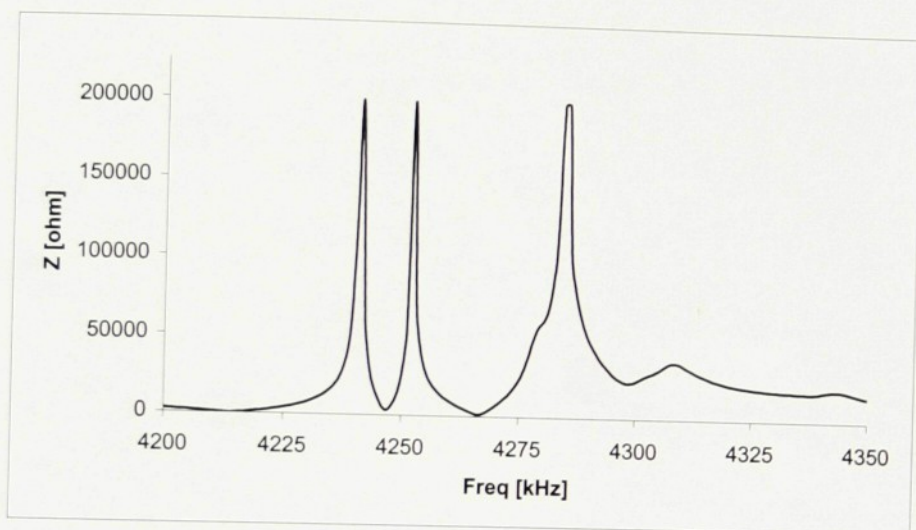
Účelem tohoto měření bylo zjištění frekvenčních parametrů piezoelektrických rezonátorů. Protože se nepodařilo opatřit křemenné rezonátory kmitající tloušťkovými kmity, bylo nutné použít rezonátory kmitající tloušťkově střižnými kmity. Celkem bylo změřeno 6 vzorků kmitajících tloušťkově střižnými kmity ($4xGaPo_4$ – galium ortofosfát, $2xSiO_2$ - křemen). K měření jsem použil impedanční analyzátor HP 4992A (5Hz-13 Mhz).

Při měření křemenných rezonátorů se nezdařilo navzdory opakovaným pokusům rezonanční frekvenci nalézt. Je pravděpodobné, že rezonanční kmitočet leží nad mezní frekvencí použitého analyzátoru.

V druhé části se měřily vzorky z $GaPo_4$. Ze závislosti impedance na frekvenci (obr 5.5) napájecího napětí byla určena přibližná hodnota rezonančního kmitočtu. Přesnou hodnotu lze spolehlivě zjistit měřením závislosti fáze na frekvenci budícího napětí, přičemž zkoumaný rozsah frekvencí je výrazně menší, určený z prvního měření. Za rezonanční frekvenci

považujeme takový kmitočet, kdy je fáze nulová (obr 5.6, 5.7). Rezonance jednotlivých vzorků se pohybovaly mezi 4201-4071 MHz, krok měření v okolí rezonančního kmitočtu byl v rozsahu 1 až 5 Hz. Všechna měření byla provedena při konstantním vstupním napětí 1V.

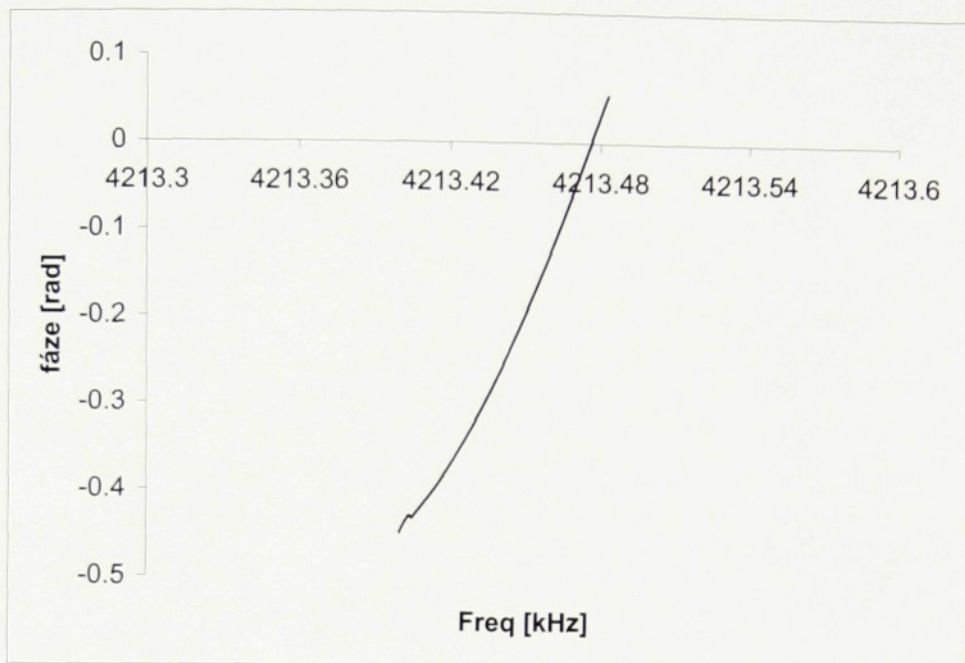
Další měření mělo zjistit stabilitu rezonanční frekvence v závislosti na velikosti budícího napětí. Jeho velikost se pohybovala v rozsahu od 0.2V do 1V. Odchyly od vztažné hodnoty rezonančního kmitočtu (při napětí 1V) se pohybovaly v jednotkách Hz.



Obr.5.5 Závislost impedance na kmitočtu.

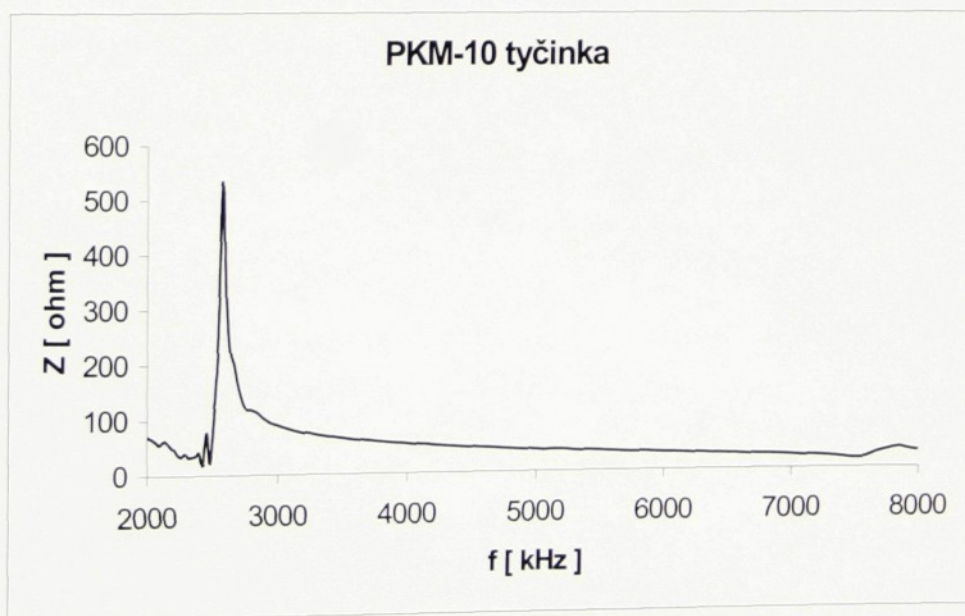


Obr.5.6 Závislost fáze na kmitočtu ($U=1V$).

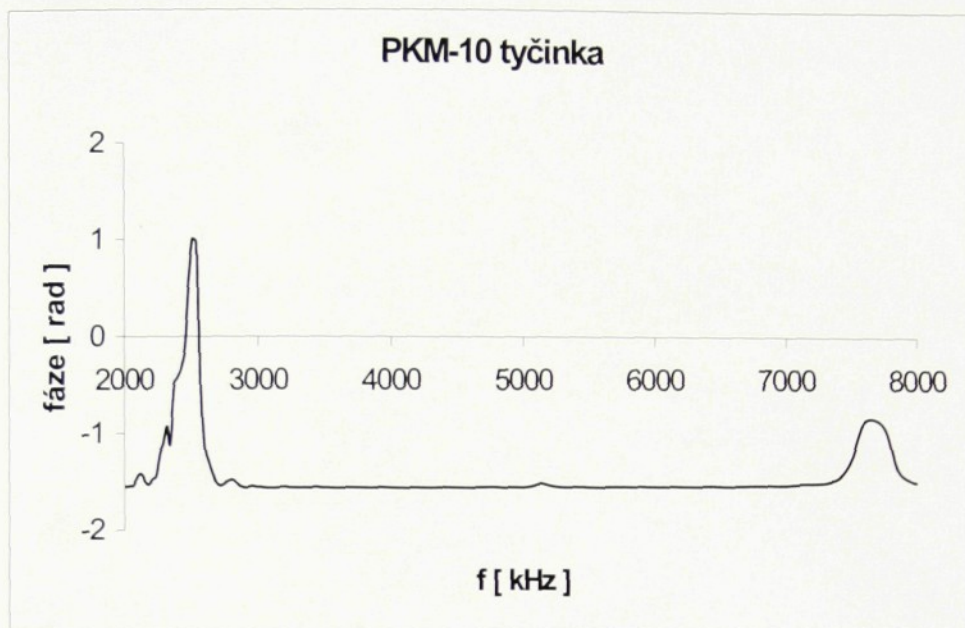


Obr.5.7 Rezonanční kmitočet Vzorku č.1 ($U=1V$).

Další část měření byla zaměřena na keramické rezonátory, které byly realizovány. Měření jsem prováděl na impedančním analyzátoru HP 4992a (5Hz-13MHz). Na obrázku 5.8 je vidět průběh první a druhé harmonické frekvence tyčinky z materiálu PKM-10. První harmonickou, jejíž velikost je 2.455MHz, a byla použita k výpočtu elastického modulu $c^{(3)}$ (4.3). Obr. 5.9 prezentuje závislost fáze na frekvenci a celé spektrum kmitů tyčinky. V první části dochází ke kmitům ve směru délky, v druhé části dominují kmity tloušťkové.

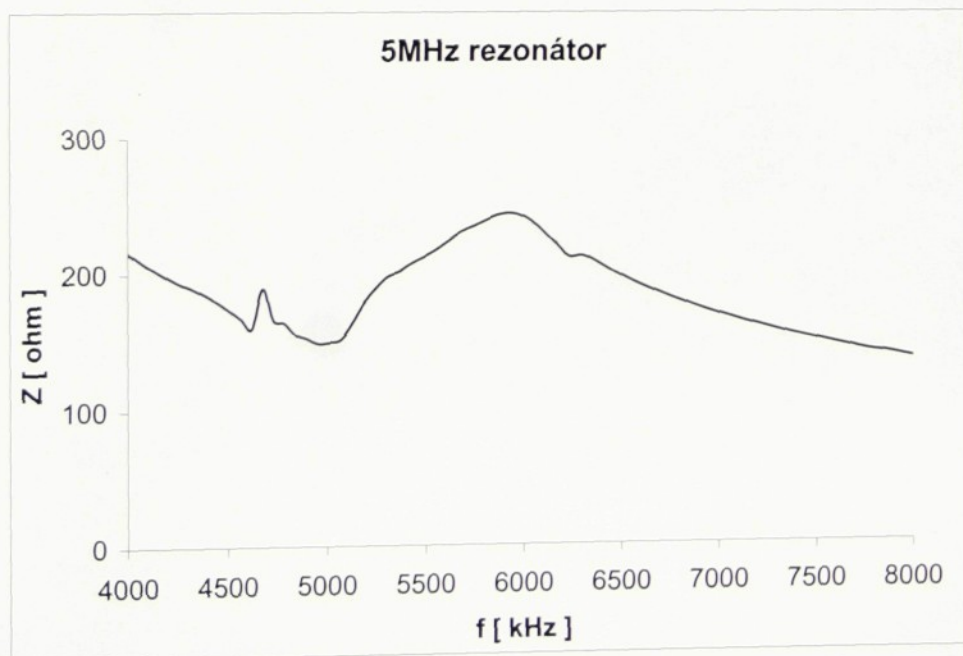


Obr 5.8 Průběh první a třetí harmonické tloušťkových kmitů.

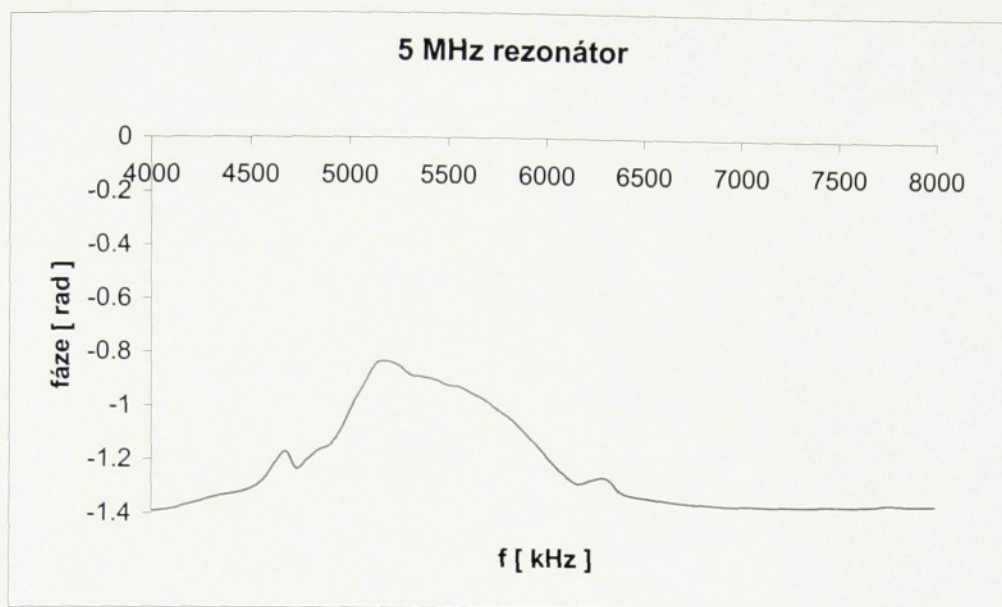


Obr.5.9 Závislost fáze na frekvenci.

Z charakteristik (5.10, 5.11) je patrná rezonanční frekvence vyrobeného 5 MHz keramického rezonátoru o tloušťce kolem 405 μm (3.2.2). Její velikost je kolem 5.15 MHz.

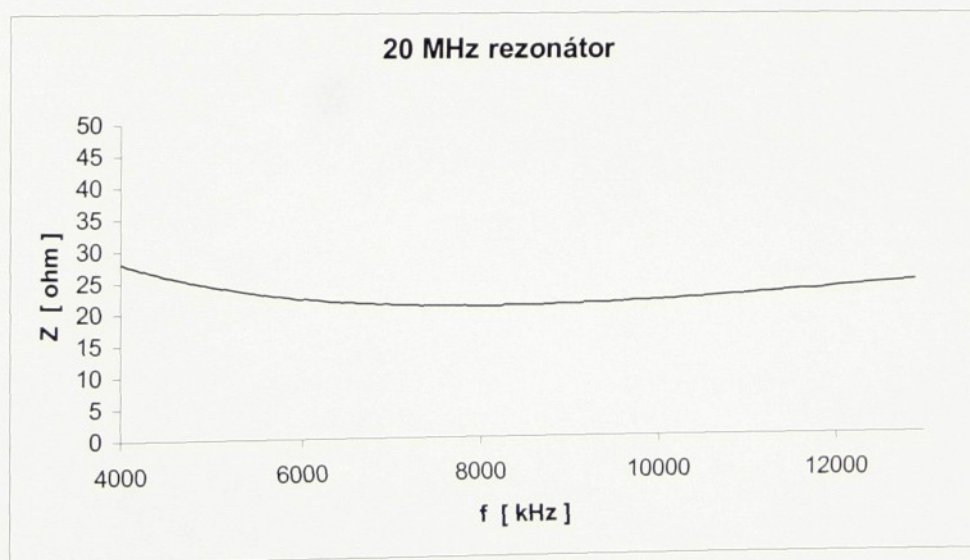


Obr 5.10 Rezonanční frekvence pro vyrobený 5 MHz rezonátor.

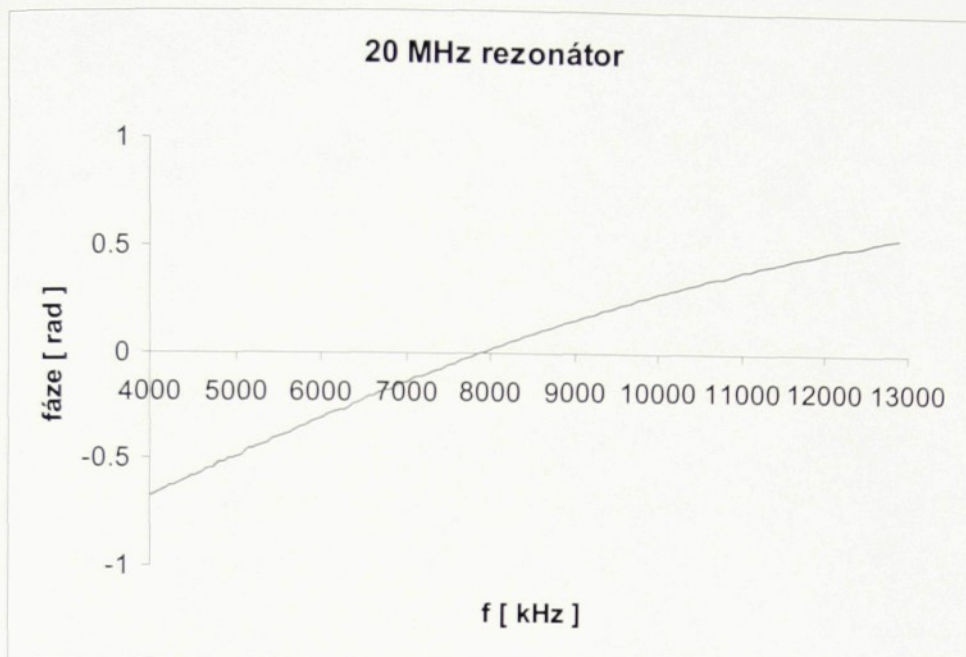


Obr.5.11 Závislost fáze na frekvenci.

Na průběhu závislosti impedance na frekvenci pro vyrobený 20 MHz rezonátor je patrné, že kolem 8 MHz impedance začíná narůstat (obr.5.12) a také je vidět průchod nulou (5.13). Správně by měla impedance stále klesat. Při měření rezonanční frekvence na impedance analyzátoru UTES 851, s větším frekvenčním rozsahem, se také nepodařilo nic důležitého naměřit. Růst impedance je pravděpodobně způsoben převládající impedancí přívodních vodičů nad impedancí rezonátoru. Pro její odstranění je nutné provést kompenzaci impedance nebo zkrátit vodiče (v tomto případě zkrácení nemělo téměř žádný efekt). Také je možné, že budící napětí bylo velmi malé (1V pro všechna měření).

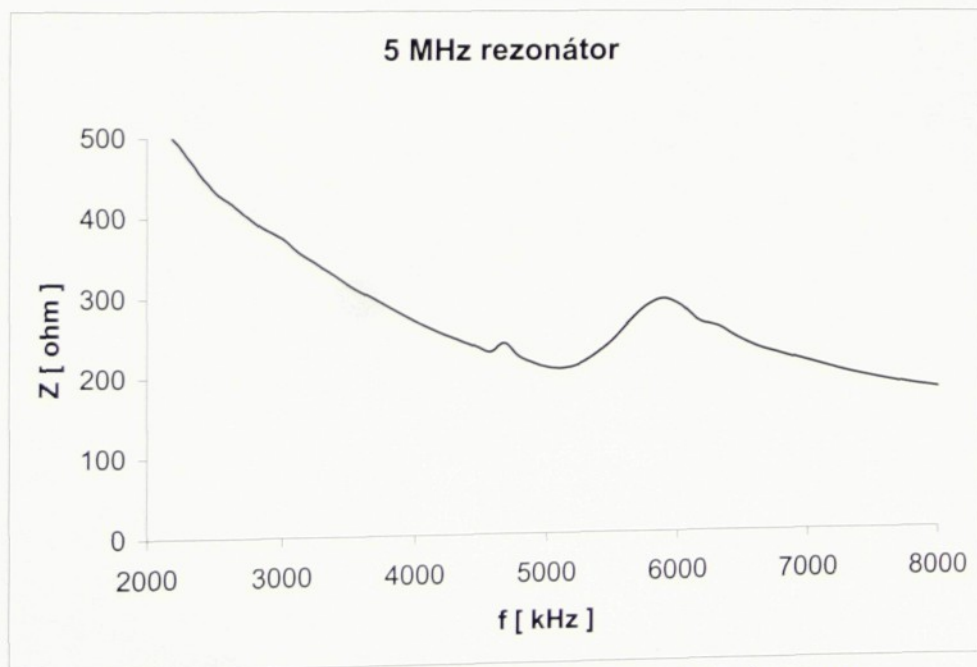


Obr.5.12 Průběh pro samotný 20Mhz rezonátor.

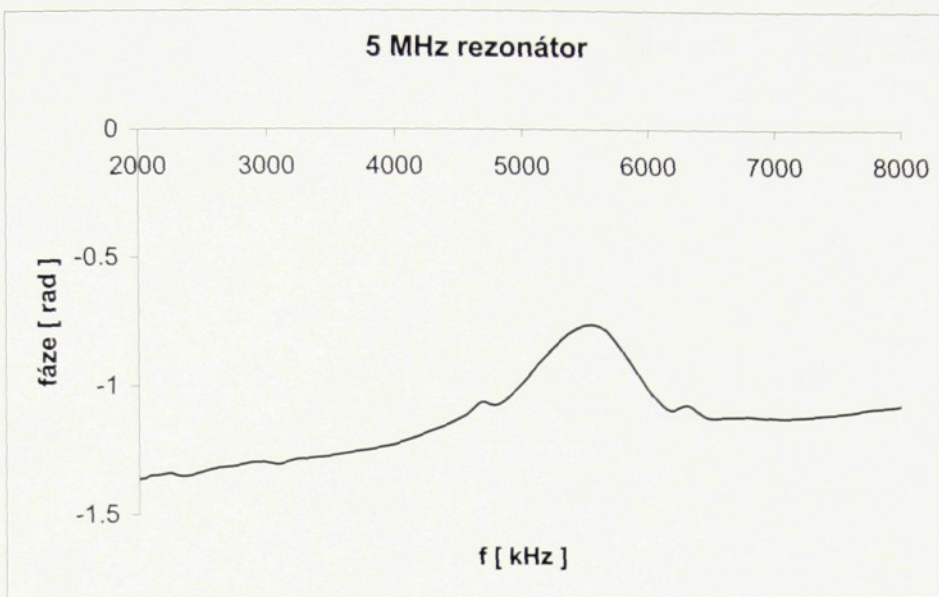


Obr. 5.13 Průběh fáze na frekvenci.

Měření rezonančního kmitočtu 5 MHz rezonátoru s realizovanou útlumovou a akustickou přizpůsobovací vrstvou (obr. 5.14, 5.15). Je patrné posunutí frekvence o 350kHz, které je způsobené větší tloušťkou akustické vrstvy (velké zatlumení).



Obr.5.14 Rezonátor s útlumovou a přizpůsobovací vrstvou.



Obr. 5.15 Závislost fáze na frekvenci.

Závěr

Tato diplomová práce se zabývá ultrazvukovou sondou (katetrem), která může nalézt uplatnění po dokončení vývoje v lékařské diagnostice. Ultrazvukový katetr je složen z 20 MHz PZT rezonátoru, který je přilepen epoxidem na destičku. Ta je pevně spojena s bimorfní tyčinkou, která slouží k vychylování rezonátoru a vytváření skenovacího úhlu. V dnešní době se používají katetry pro nalezení zúžení, kterými dochází k vstříknutí rentgen kontrastní látky. Pro odstranění se používá nejrozšířenější klasická balónková metoda.

Dále se práce zabývá vlastnostmi materiálů běžně používaných na měniče a aktuátory. Nejpoužívanějším materiálem pro aktuátory a měniče je PZT keramika, která je feroelektrická s velmi dobrými piezoelektrickými vlastnostmi. Byl proveden teoretický popis měničů a aktuátorů, s následným výpočtem tloušťky materiálů pro 5-20Mhz rezonátory a 50Hz aktuátor (bimorfní tyčinka).

Dalším bodem bylo teoretické vytvoření uspořádání měnič/aktuátor s následnou výrobou. Nejprve se začalo s výrobou 5 a 20 Mhz rezonátoru z PZT keramiky PKM-10. Velikost rezonátorů byla zvolil 4x4mm. Poté jsem vyrobil útlumovou desku 7x7mm z konstrukční oceli, s následným nalepením rezonátoru. Na rezonátor byla nanesena kompozitová přizpůsobovací vrstva (PZT prášek s epoxidem). Dalším krokem je přilepení bimorfní tyčinky k již realizovanému celku. Z důvodu, že se nepodařilo správně nanést přizpůsobovací kompozitní vrstvu, byl proto tento krok proveden pouze teoreticky.

V poslední části byla provedená měření rezonátorů a bimorfní tyčinky. Měření rezonanční frekvence rezonátorů byla provedena na impedančním analyzátoru při budícím napětí 1V. Měření bimorfní tyčinky bylo provedeno zrcátkovou metodou. Ta je založena na osvětlení zrcátka uchyceného na konci bimorfu, laserovým ukazovátkem. Při napájecím napětí dojde k ohnutí bimorfu a posunutí světelného bodu na stěně.

Result

This diploma thesis deals with ultrasound catheter, that should be used for medicine to diagnostics and ablation of the stenoses without using radiography. Ultrasound catheter compose of 20 MHz PTZ resonator attached to the table using epoxide glue. This table is mounted onto a bimorph, which is attached to the center of metallic table and ensured the deflection of resonator owing to a scan sector. Today the catheters are used for locating or ablation of stenoses, which are visible after injection of radiography-contrast medium into the bloodstream. To remove the contraction are used classic ballon catheters.

Next will discussed the features of common-used resonators and actuators materials and materials used for real model. The PZT ceramics, that is feroelectric and has suitable piezoelectric characteristics, belongs to most used materials. There was made a theoretical description of resonators and performed subsequent calculation of material thickness for 5-20MHz resonators and 50Hz actuators (bimorph stick).

In the next step was designed resonator/actuator adjustment and production. The 5 and 20 MHz resonator with size 5×5 mm is made of PZT ceramics PKM-10 and glued onto the matching layer (structural steel, 7×7 mm). The composite matching layer (PZT powder and epoxid) was laid on the resonator. The subsequent attaching of bimorph stick was not realized because of wrong laing of matching layer.

There was performed some measurement with created resonator and bimorph. The measurement of resonating frequency was made with an aid of impedance analyzer at excitation voltage 1V. The mirror method was used for bimorph measurement. The mirror attached at the end of bimorph is fired with laser beam. When the voltage is lead at bimorph, its deflection is manifested as a shift of light point at wall.

Seznam použité literatury:

- [1] J.M. ,Zara et all: Intracardiac Ultrasound Catheter Using a Micromachine (MEMS) Actuator. Proc. 1999 IEEE Ultrasonic Symposium, October 17-20, 1999, Caesars Tahoe, Nevada, USA
- [2] IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. Vol. 48,2 (2001) ISSN 0885-3010
- [3] V.Petržílka, J.B.Slavík, I.Šolc, O. Taraba, J. Tichý, J. Zelenka: Piezoelektrina a její technické použití. Nakl. ČSAV, Praha 1960.
- [4] J. Zelenka: Piezoelektrické rezonátory a jejich použití. Academia, Praha 1983.
- [5] J. Nosek: Nelineární jevy křemenných piezoelektrických rezonátorů. 2001/2002.
- [6] K. Uchino: Ferroelectric Devices, Marcel Dekker, Inc. New York, Basel 2000, ISBN: 0-8247-8133-3.
- [7] M. Vokurka, J. Hugo: Praktický slovník medicíny, Nakl. Maxdorf, Praha 1998.
- [8] I. Hrazdira a kolektiv: Úvod do ultrazvukové diagnostiky, Masarykova univerzita, Brno 1993, ISBN 80-210-0455-X.
- [9] J. Kvasnička, V. Skaunic, L. Vokrouhlický: Kardiologie, Univerzita Karlova, Praha 1995.
- [10] V. Rozsival: Intervenční katetrizace věnčitých tepen, Maxdorf Jessenius, 1999.
- [11] V. Válek a kolektiv: Moderní diagnostické metody – 4 díl, Instrumentárium k intervenčním výkonům, vydavatelství Idvpz, Brno, 2000.
- [12] J. Erhart: Piezoelektrické materiály 1 – PZT keramika, učební texty.
- [13] J. Erhart: Piezoelektrické materiály 2 – Krystaly PZN-PT a PMN-PT, učební texty.
- [14] J. Erhart: Bimorph – osobní materialy, 1999.
- [15] H. Wang: High Frequency Properties of Passive Materials for Ultrasonic Transducers, 2001 IEEE Ultrasonic Symposium.
- [16] T. Furukawa, K. Fujino, E. Fukada : Electromechanical Properties in the Composites of Epoxy Resin and PZT Ceramics, Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 15, No. 11, November, 1976.
- [17] Internetová adresa : www.trsceramics.com , 2002.
- [18] Internetová adresa : piezoceramics-philips.com , 2001-2002.
- [19] Internetová adresa : www.americanpiezo.com , 2002.