

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV MIKROELEKTRONIKY

Ing. Jaromír Žák

**NÁVRH A OPTIMALIZACE SENZORICKÝCH SYSTÉMŮ
VYUŽÍVAJÍCÍCH MALOVÝKONOVÝCH
NAPÁJECÍCH GENERÁTORŮ**

**THE SENSOR SYSTEMS DESIGN AND OPTIMIZATION
FOR ENERGY HARVESTING APPLICATIONS**

**ZKRÁCENÁ VERZE DISERTAČNÍ PRÁCE
ABRIDGED DOCTORAL THESIS**

Obor:	Mikroelektronika a technologie
Školitel:	Doc. Ing. Jaromír Hubálek, Ph.D.
Rok obhajoby:	2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ
V BRNĚ



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH **ústav**
TECHNOLOGIÍ **mikroelektroniky**

NÁVRH A OPTIMALIZACE SENZORICKÝCH SYSTÉMŮ VYUŽÍVAJÍCÍCH MALOVÝKONOVÝCH NAPÁJECÍCH GENERÁTORŮ

THE SENSOR SYSTEMS DESIGN AND OPTIMIZATION
FOR ENERGY HARVESTING APPLICATIONS

ZKRÁCENÁ VERZE DISERTAČNÍ PRÁCE

ABRIDGED DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. JAROMÍR ŽÁK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Doc. Ing. JAROMÍR HUBÁLEK, Ph.D.

BRNO 2015

KLÍČOVÁ SLOVA

Senzorický systém, nositelná elektronika, řízení spotřeby, uchování energie, superkondenzátor, Charge Push-Through technika, energy harvesting, SPICE, kochleární implantát.

KEYWORDS

Sensor system; wearable electronics; power management; energy storage; supercapacitor; Charge Push-Through technique; energy harvesting; SPICE; cochlear implant.

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav mikroelektroniky, Technická 3058/10, 616 00 Brno

OBSAH

1 ÚVOD.....	4
2 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY.....	4
2.1 KONVENČNÍ SENZORICKÉ SYSTÉMY	4
2.2 METODY OPTIMALIZACE SPOTŘEBY OBECNÉHO SYSTÉMU	5
2.3 Energy harvesting jako možnost napájení systémů s extrémně nízkou spotřebou	6
2.4 Prostředky pro dlouhodobé uchování energie.....	7
2.5 Senzorické systémy vhodné pro napájení pomocí technik energy harvesting.....	7
3 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE.....	8
4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	8
4.1 Robustní systémy	9
4.2 Plně implantovatelné miniaturní systémy	12
4.2.1 Generátor využívající kinetickou energii	12
4.2.2 Termoelektrický generátor.....	14
4.2.3 Obvod pro řízení napájení	17
4.2.4 Akumulační prvek - EDLC superkondenzátor	17
4.2.5 Banka akustických snímačů MEMS	19
4.2.6 Charge Push-Through technika pro minimalizaci ztrát	20
4.2.7 Transkonduktanční zesilovač s usměrněným výstupem	20
4.2.8 Řídicí komparátor a výstupní bufer	21
4.3 Komplexní simulační model v prostředí SPICE	23
5 ZÁVĚR.....	25
6 POUŽITÁ LITERATURA.....	27

1 ÚVOD

Díky rapidnímu rozvoji senzorických systémů, které se stávají plně autonomními, je stále více aktuální téma řízení spotřeby elektrické energie a rozvoj možných způsobů jejího získávání. Toto téma lze řešit směrem vývoje zdrojů elektrické energie s malými rozměry a dlouhou životností, zvyšováním kapacity akumulátorů nebo průběžného získávání energie z externích zdrojů. To vše při zmenšování rozměrů zdrojů. Stále více se ukazuje, že v případě extrémně nízkopříkonových systémů je třeba všechny tyto způsoby skloubit dohromady.

Disertační práce se zabývá touto komplexní optimalizací spotřeby systému včetně získávání energie z externích zdrojů pomocí tzv. „energy harvesting“ [1] technik. Toto téma však nelze řešit zcela obecně, vzhledem k značně rozdílným přístupům a požadavkům kladeným na odlišné druhy systémů. Proto je práce zaměřena především na miniaturní senzorické systémy, ve kterých lze maximálně využít potenciál nízkopříkonových generátorů pro zajištění energetické nezávislosti celého systému.

2 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY

V dnešním světě hrají senzorické systémy jako takové nemalou roli a lze je najít na každém kroku. Plní úlohu prvního článku řetězce přenosu informací z okolního prostředí. Neustále se navyšující množství získávaných dat nelze manuálně odečítat, a právě proto jsou senzorické systémy a senzorové sítě aktuálním a v současné době velmi často diskutovaným tématem, jak je vidět z výsledků provedené rešerše uvedené v následujících podkapitolách.

2.1 KONVENČNÍ SENZORICKÉ SYSTÉMY

Současné senzorické systémy slouží pro převod jak elektrických, tak především neelektrických veličin na veličinu elektrickou, resp. na data, která jsou dále zpracovávána a sdílena, často v globálním měřítku. Všudypřítomné bezdrátové sítě dnes nabízí velkou volnost a variabilitu. Bezdrátové senzory a senzorové sítě jsou tak stále častěji implementovány do nejrůznějších oblastí. Nezávisle na místě použití a cílové skupině vykazují senzorické systémy některé specifické rysy, odlišující je od ostatních elektronických systémů:

- **nezávislé měření** různých druhů veličin,
- komunikace senzorů **v síti**,
- **automatická činnost** senzorů bez administrace uživatelem,
- vysoké **nároky na dlouhou životnost** bez zásahu obsluhy,
- **malé rozměry** a snadná instalace,
- odolnost, biokompatibilita nebo případné jiné specifické požadavky.

V souvislosti s výše uvedenými parametry lze pozorovat několik vývojových trendů v oblasti senzorických systémů:

- neustálá **miniaturizace** rozměrů,
- **nízkopříkonový design** a extrémní snižování spotřeby měřicích systémů,
- vývoj nových obvodových principů pro **řízení spotřeby**,
- výzkum **alternativních zdrojů** energie (tzv. „Energy Harvesting“ [1]),
- vývoj nových druhů **zásobníků energie** (chemických a elektrických).

2.2 METODY OPTIMALIZACE SPOTŘEBY OBECNÉHO SYSTÉMU

Spotřebu jako takovou lze rozdělit na několik druhů [2]. Z nich vyplývají i oblasti, ve kterých lze danou spotřebu co nejlépe optimalizovat. Jedná o spotřebu:

- **užitečnou**, konající požadovanou činnost (nelze minimalizovat),
- **statickou**, tvořenou klidovými proudy (minimalizace v průběhu návrhu),
- **dynamickou**, závislou na aktuálních okolnostech, vnitřních i vnějších podnětech a používaných kmitočtech (minimalizace dynamicky, za provozu).

V **průběhu návrhu** lze spotřebu optimalizovat zvýšenou integrací, návrhem vhodné topologie obvodů a nastavení pracovního bodu, zjednodušováním složitosti zapojení a používáním speciálních (nízkoztrátových) materiálů. **Dynamicky** je spotřeba řízena především pomocí aktivního přerozdělování a omezování hodinových signálů [3], odpojováním dílčích obvodů v době nečinnosti a speciálními režimy spánku. U senzorických systémů, které měří v krátkých časových úsecích po dlouhých intervalech, je často vhodné používat vyšší kmitočty, které ovšem umožní zpracovat dané měření rychleji a tím paradoxně průměrnou spotřebu snížit.

Pro řízení spotřeby celých elektronických systémů jsou vyráběny externí obvody [4][5] navržené tak, aby jejich vlastní spotřeba byla zanedbatelná a byly schopné řídit kromě spínání periférií i spínání samotného řídicího mikrokontroléru. Často bývají takové obvody doplněny o datovou komunikaci schopnou probouzet mikrokontrolér z hlubokého režimu spánku nebo synchronizovat s ním připojování periferních podsystémů. Složitější varianty těchto obvodů pak mohou být schopny i úprav velikostí napájecího napětí, impedančního přizpůsobení apod. V současnosti existuje na trhu celá řada těchto obvodů. Jejich použití je výhodné z hlediska velkého množství implementovaných funkcí a výrobcem optimalizované spotřeby v rámci jediného integrovaného obvodu. Jednou z těchto funkcí je i schopnost využít pro napájení systému malovýkonových napájecích generátorů známých pod označením „Energy Harvesting“.

2.3 ENERGY HARVESTING JAKO MOŽNOST NAPÁJENÍ SYSTÉMŮ S EXTRÉMNĚ NÍZKOU SPOTŘEBOU

„Energy Harvesting“ (EH), v překladu doslova „sklizení energie“, je jednou ze dvou technik pro zpracování energie z okolního prostředí. Druhou je pak méně známý „Energy Scavenging“. Zatímco EH využívá energii získanou ze známého zdroje, která má definované parametry, „Energy Scavenging“ čerpá energii náhodně generovanou okolím, kdy není znám její původ nebo vlastnosti, ale pracuje se s určitou pravděpodobností jejího výskytu. Ve své podstatě je tak EH cílen na míru hostitelskému zdroji, čímž lze docílit podstatně vyšších čerpaných výkonů.

Tab. 1: Souhrn maximálních dosažitelných výkonů a účinností EH generátorů

Energie	Druh EH generátoru	P_{MAX}, η	
		Pasivní	Aktivní
Elektromagnetické pole	NFC	-	83,8 % ^[6]
	RFID	-	95 %
	Rectenna	40 % ^[7] , pro $f < 1\text{GHz}$ 90 % ^[8]	
Světelné záření	Monokrystalické Si panely	30 ÷ 37 % ^[10]	
	Polykrystalické Si panely	20 % ^[9]	
	Amorfni Si panely	15 ÷ 18 % ^[10]	
Proudění vzduchu	Turbíny	72 % (100 μW)	1 mW ^[11]
Kinetická energie	Piezogenerátory	50 μW ^[12]	> 0.1 mW ^[12]
	Elektromagnetické gen.	200 μW ^[13]	> 100 mW
	Elektrostatické gen.	50 μW ^[14]	> 100 μW
Teplotní gradient	Termoelektrické gen.	10 ÷ 100 $\mu\text{W} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ ^[15]	
Chemická energie	Biočlánky	5 ÷ 20 $\mu\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}$ ^[16]	

EH generátory lze kategorizovat především podle druhu čerpané energie. Základní charakterizaci a maximální možné čerpané výkony, resp. účinnosti převodu energie, jsou uvedeny v tab. 1. Nejideálnější řešení problému napájení pomocí EH je využití kombinovaných zdrojů, a sice typu s malým v čase stabilním výkonem (např. termoelektrické generátory, biočlánky, turbíny apod.) a typu s nestabilním, avšak řádově větším výstupním výkonem (solární panely, generátory z kinetické energie apod.).

Vzhledem k malým a nestálým výkonům EH generátorů není možné energii přímo využívat, ale musí být dlouhodobě střežena a následně jednorázově využita. K jejímu uchování v čase střežení slouží množství typů nejrozličnějších akumulacních prvků [17].

2.4 PROSTŘEDKY PRO DLOUHODOBÉ UCHOVÁNÍ ENERGIE

Mezi prvky určené k uchování elektrického náboje dodaného EH generátory patří zejména **akumulátory** (chemické uložení náboje, velké kapacity a rychlé samovybíjení, viz [18]), **solid-state baterie** (podskupina akumulátorů, příliš malá kapacita a omezený počet nabíjecích cyklů, viz [19]), **kondenzátory** (elektrické uložení náboje, nižší kapacity, lineární charakteristiky, viz [20]) a **speciální prvky** (např. palivové články [21]). Pro napájení prvků bezdrátových senzorických sítí jsou pro jejich vlastnosti nejvhodnějším akumulacním prvkem kondenzátory, konkrétně superkondenzátory typu EDLC [22]. Jejich výhodou je poměrně velká kapacita (v porovnání s ostatními kondenzátory), nízké samovybíjení, neomezený počet nabíjecích cyklů a žádné speciální nároky na průběh nabíjení.

2.5 SENZORICKÉ SYSTÉMY VHODNÉ PRO NAPÁJENÍ POMOCÍ TECHNIK ENERGY HARVESTINGU

EH může být ve specifických případech ideálním řešením napájení senzorických systémů. Nelze ho však aplikovat ve všech případech. Aby byl výhodnějším řešením, než jsou klasické formy napájení, musí cílové systémy vykazovat určitou kombinaci klíčových vlastností:

- extrémně **nízká spotřeba**,
- **krátká jednorázová měření** s dlouhou dobou nečinnosti,
- přístup k vhodně využitelnému **zdroji energie**,
- **špatná dostupnost** nebo neproveditelnost servisního zásahu.

Jednou z vhodných oblastí použitelnosti a především výhodnosti použití EH technik pro napájení senzorických systémů jsou medicínské systémy. Ty je možné rozlišit do dvou základních kategorií, a sice na robustní systémy (např. rozsáhlé systémy pro personální medicínu umístěné na těle pacienta, viz [23]) a miniaturizované systémy (např. implantáty vykonávající jedinou jednoduchou činnost). V prvním případě je kladen důraz především na minimalizaci spotřeby z důvodu prodloužení životnosti, ale vzhledem k jednoduché přístupnosti systémů není nutné používat EH. Ve druhém případě je již přístup k implantovanému systému značně obtížný, a proto je vytvoření naprosto soběstačného systému (např. s využitím EH) téměř nutností.

Extrémní snížení spotřeby vyžadované pro aplikaci EH není možné realizovat klasickými metodami (obecně), ale je třeba je řešit v přímé návaznosti na cílovou aplikaci. Pro tento účel byl (na základě výsledku rešerše) k řešení v rámci práce vybrán perspektivní systém pro detekci dehydratace organismu a aktivity sportovců (robustní systém) a plně implantovatelný kochleární implantát. Pro jeho napájení pak byla zvolena kombinace termoelektrického generátoru (vyrovnaný typ) a generátoru z kinetické energie (výkonný typ).

3 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

Po důkladném nastudování stavu techniky v oblasti návrhu a optimalizace napájení senzorických systémů a alternativních malovýkonových generátorů bylo potvrzeno, že se jedná o aktuální, vysoce perspektivní a hojně publikovanou oblast. Z provedené rešerše dále vyplynulo, že některé z technik jako např. „Energy harvesting“ [1] jsou ideální volbou pro napájení specifických senzorických systémů.

Cílovou oblastí s největším potenciálem pro využití malovýkonových generátorů jsou (pro jejich specifické vlastnosti) bezúdržbové elektronické systémy a senzorické sítě, zejména v medicínské technice. Množství typů malovýkonových generátorů je v oblastech senzorických systémů již úspěšně využíváno, avšak některé specifické problémy s jejich aplikací jsou stále nedořešeny a vyžadují více pozornosti, stejně tak jako obecné zvyšování efektivity napájení senzorických systémů.

Experimentální část práce proto byla zaměřena na řešení těchto konkrétních cílů:

- **optimalizace spotřeby robustních senzorických systémů** (návrh systému včetně komunikační sítě a protokolu, fyzické vytvoření a ověření systému a optimalizace jeho napájení)
- **optimalizace spotřeby miniaturizovaného systému s využitím EH** (návrh a simulace plně implantovatelné umělé kochley, analýza a optimalizace spotřeby systému),
- **vytvoření modelu systému s EH generátory v prostředí SPICE** (vytvoření SPICE modelů vybraných EH generátorů, existujícího obvodu řízení spotřeby a spotřebiče – umělé kochley, analýza a simulace modelu).

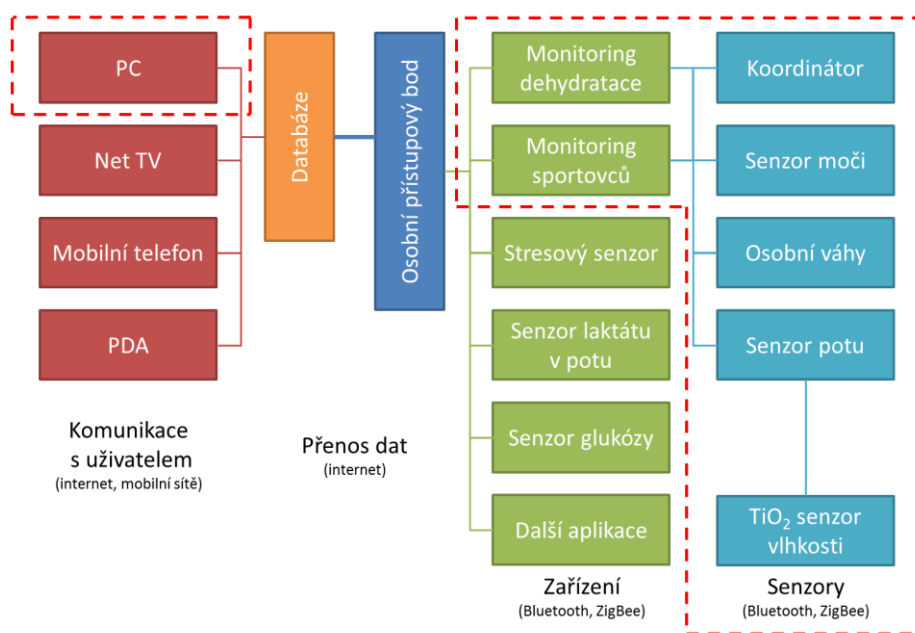
4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V rámci experimentální části byly postupně řešeny výše definované dílčí cíle. Robustní systém byl vyvíjen především z hlediska možných metod optimalizace, které byly následně v maximální míře rozvinuty a aplikovány na miniaturizovaný systém s podstatně vyššími nároky na sníženou spotřebu. Tento systém byl optimalizován zejména za pomoci simulačních obvodů vytvořených v návaznosti na poslední cíl práce. Takto komplexní model popisující celý systém od EH zdroje po spotřebič zatím nebyl v dostupné literatuře nalezen.

Konečným výstupem podtrhujícím hlavní přínos disertační práce bylo ověření teoreticky rozpracovaných úkolů v podobě realizace robustního medicínského systému v praxi. Všechny výstupy vědecké práce i praktické implementace nově nabytých poznatků byly popsány v kapitole věnované experimentální části práce a v rámci vědeckých článků publikovaných během studia.

4.1 ROBUSTNÍ SYSTÉMY

Univerzální robustní systém pro personální medicínu aplikovaný na problém detekce dehydratace a aktivity byl řešen v rámci evropského projektu MAS, do kterého bylo zapojeno mnoho českých i zahraničních partnerů z průmyslu i výzkumných institucí [24]. Úkolem systému je monitorovat kritické medicínské parametry a sdílet je s lékařem online. Systém je navržen jako neinvazivní, nositele neobtěžující zařízení pro detekci dehydratace (především u dlouhodobě nemocných osob nebo seniorů) a zjišťování stavu vodního metabolismu aktivních sportovců. Jeho kompletní struktura je zobrazena na obr. 1, přičemž dílčí bloky vytvářené samostatně v rámci disertační práce jsou v obrázku zvýrazněny červeně.

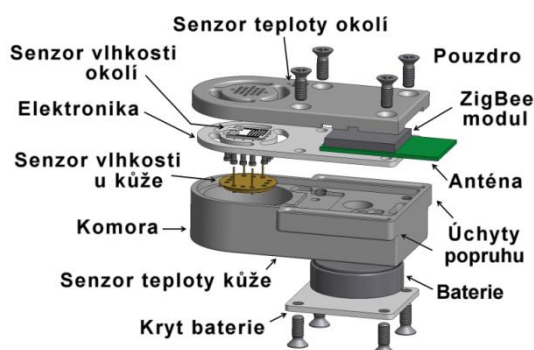


Obr. 1: *Nositelný systém pro monitoring dehydratace v reálném čase vyvíjený v evropském projektu MAS se zvýrazněnými bloky vytvářenými přímo v rámci disertační práce [24]*

Během práce na robustním systému byla postupně vytvořena všechna dílčí zařízení popsaná výše. Byl vyvinut **koordinátor** [25] osobní medicínské ZigBee PRO sítě s optimalizovaným softwarovým vybavením pro její administraci a krátkodobé uchování měřených dat s minimální spotřebou energie, **program v počítači** [26] pro komunikaci s koordinátorem a celou sítí i jednotlivé měřicí moduly. Díky modulům disponuje systém možností detekovat **množství odpařené vody pocením** v reálném čase [25], **množství draslíku v moči** [27] jako přímý ukazatel dehydratace a **osobní váhy** jako doplňkový senzor hmotnosti nositele pro přesnější vyhodnocení dat získaných z ostatních modulů.

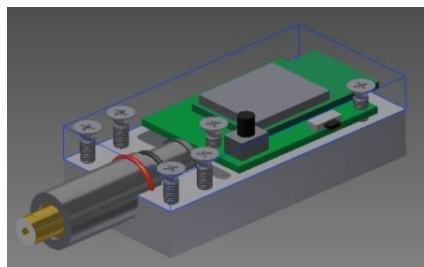
Síť modulů umístěných na těle je hvězdicové topologie a měřicí moduly mohou pracovat jako moduly **osobní** (na těle, vázané na pacienta), **externí** (mimo tělo, měřící v jeden čas jednoho pacienta) a **sdílené** (měřící hodnoty společné pro více osob najednou, např. stav okolního prostředí). Tato topologie umožnila efektivní sběr a sdílení dat mezi databází a lékařem/pacientem.

Údaje jsou přenášeny v síti jako snadno čitelná ASCII data. Důraz byl také kladen na zajištění bezpečnosti přenosu a ochranu citlivých medicínských dat měřené osoby (šifrovaný bezdrátový přenos, hardwarová ochrana proti připojení neznámého zařízení do sítě a jeho „odposlouchávání“).



Obr. 2: Struktura (vlevo) a pracovní umístění (vpravo) senzoru pro měření množství potu [25]

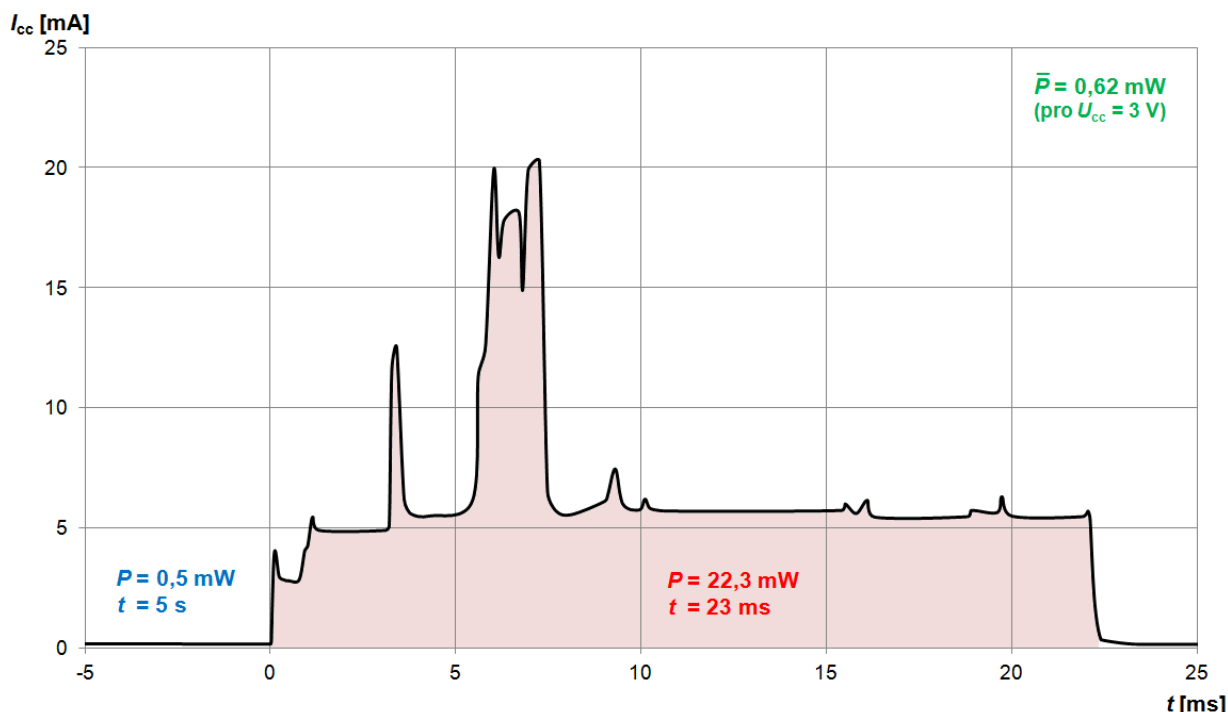
Senzor množství potu (viz obr. 3, [25]) je miniaturním senzorovým modulem schopným měřit vlhkost a teplotu v blízkosti kůže a v okolním prostředí. Díky tomu je schopen stanovit celkový výdej vody pocením. Mimo modul samotný byl vytvořen i senzor vlhkosti s TiO_2 nanostrukturovaným povrchem [28] pro rychlejší a přesnější měření vysokých vlhkostí v okolí kůže. Funkčnost senzoru byla ověřena na různých testovaných osobách (muži i ženy ve věku od 20 do 50 let) při různých aktivitách (práce v kanceláři, běžný pohyb venku, sportovní činnost apod.).



Obr. 3: Návrh (vlevo nahoře), konstrukce (vlevo dole) a použití (vpravo) senzorového modulu pro měření koncentrace draslíku v moči [27]

U vytvořeného senzoru draslíku v moči (viz obr. 3, [27]), pro detekci odchylky koncentrace od dlouhodobého průměru signalizující dehydrataci, byla provedena charakterizace vlivu změny složení moči na měřenou koncentraci draslíku. Byla potvrzena přesnost měření ve všech limitních stavech možných interferentů a na reálných vzorcích moči byla ověřena funkčnost a použitelnost modulu.

Třetím sensorovým modulem byly osobní váhy. Ty byly konstrukčně řešeny standardním uspořádáním, kdy nášlapná deska vah stojí na čtyřech opěrných bodech doplněných o tenzometry. Váhy mají zabudovanou automatickou kalibraci, možnost připojení do osobní sítě a jejich absolutní přesnost byla testovacími měřeními stanovena na 0,2 kg.



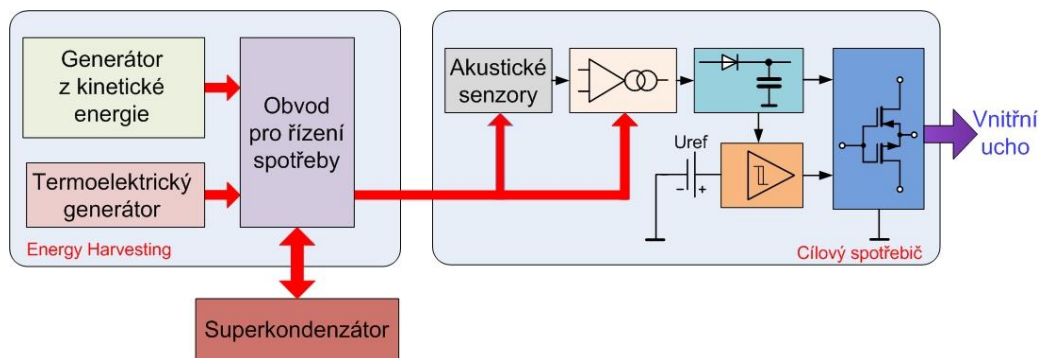
Obr. 4: Změřená spotřeba sensorových modulů v průběhu jednoho komunikačního cyklu [25]

Kompletní systém pro detekci dehydratace byl po dokončení výzkumné a návrhové části zrealizován a konkrétní vytvořené metody měření jednotlivých veličin a otestovány jak v laboratorních, tak v reálných podmínkách. Následovala optimalizace napájení jednotlivých modulů, především protokolu bezdrátové datové komunikace. Výsledná spotřeba byla snížena pod 620 μ W při napájecím napětí 3 V, což bylo ověřeno následným měřením (viz obr. 4). Takto snížená spotřeba umožnila všem modulům (kromě koordinátora, který je přístupný a jehož baterie lze snadno dobít) pracovat nepřetržitě po dobu delší než 0,5 roku. Externí moduly aktivované pouze na jednorázová měření mají dobu mezi servisními zásahy ještě podstatně delší (několik let, v závislosti na jejich provozu).

Funkčnost zmíněného robustního systému i kompatibilita s ostatními zařízeními vyrobenými externími partnery v rámci společného projektu MAS [24] byla ověřena v laboratorních podmínkách i v praxi. Tento systém neměl být nikdy napájen malovýkonovými zdroji, měl pouze prokázat limity snížení spotřeby takto robustního bezdrátového systému. Řešení a úspěšná obhajoba projektu MAS navíc chronologicky předcházela hlavní části této práce a poznatky nabitě v průběhu jeho řešení byly následně využity pro realizaci miniaturizovaného systému.

4.2 PLNĚ IMPLANTOVATELNÉ MINIATURNÍ SYSTÉMY

Jako vhodný miniaturní systém byl pro účely práce zvolen kochleární implantát [29]. Současné kochleární implantáty nejsou plně implantovatelné a nevyužívají technik EH pro jejich napájení. Pro simulaci a realizaci výše zmíněných bio-senzorických systémů byly vybrány celkem dva nejvýhodnější použitelné principy EH. Jako hlavní, časově stálý zdroj s malým výkonem byl vybrán termoelektrický generátor a jako nepravidelný, doplňkový zdroj s velkým, časově nestálým výkonem pak generátor mechanický, patřící do podskupiny využívající kinetické energie.

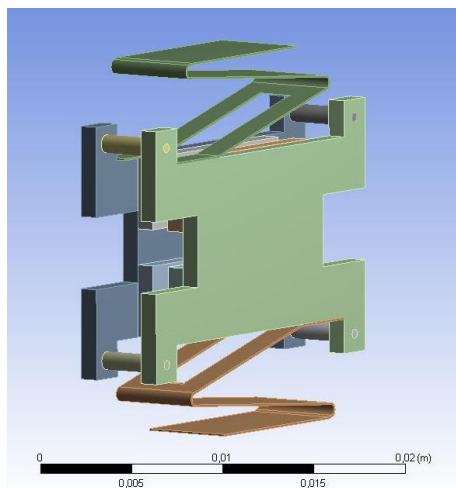


Obr. 5: Struktura nově vytvořeného plně implantovatelného systému - umělé kochleý [30]

Nový koncept umělé kochleý (viz obr. 5) může být díky hlavnímu přínosu v podobě aplikace EH převeden na systém s naprosto nezávislým napájením. Tím lze zvýšit i životní standard pacienta, který nebude mít na vnějším uchu umístěnou žádnou externí elektroniku, ale vše bude spojeno do jednoho kompaktního implantovaného zařízení. Elektroniku o maximálních rozměrech $(25 \times 20 \times 10)$ mm je možné umístit do dutiny v lebeční kosti nacházející se v těsné blízkosti vnějšího ucha. Aby ji bylo možné do této podoby miniaturizovat, byla místo klasického mikrofону s obvody pro dekompozici signálu vytvořena nově vyvinutá banka frekvenčně selektivních MEMS akustických senzorů a byly použity další nově vyvinuté obvodové principy použité v průběhu vývoje systému. Pro kompletní optimalizaci napájení byl vytvořen komplexní model systému a všech jeho subbloků (od generátorů až po implantovanou elektrodu) v prostředí SPICE.

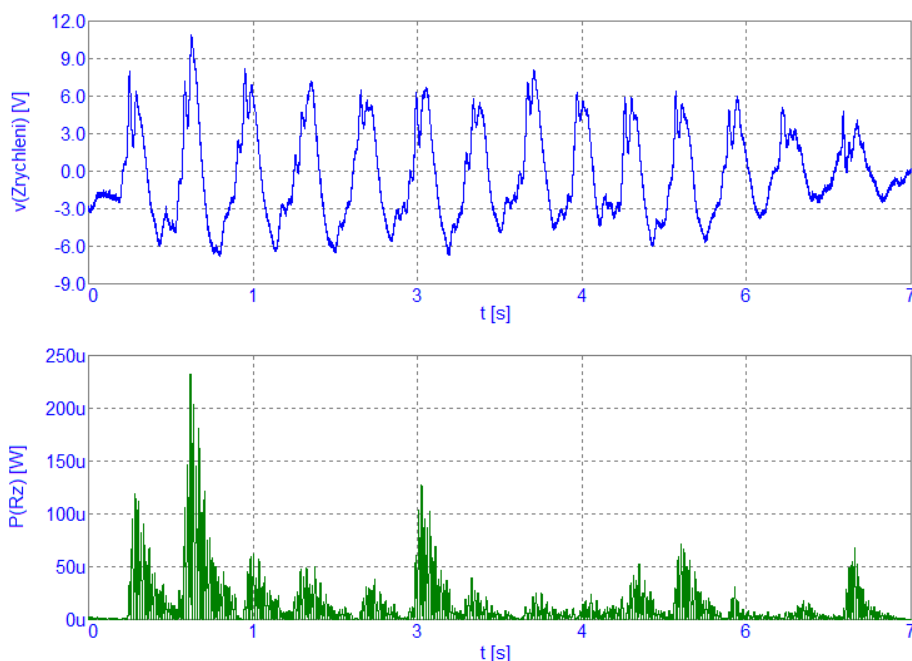
4.2.1 Generátor využívající kinetickou energii

Vzhledem k předpokládanému umístění v oblasti lidské hlavy je nejvýraznějším zrychlením působícím na generátor zrychlení ve vertikální ose způsobené pohybem hlavy, na kterou je přenášen pohyb celého těla. Pohyb při chůzi (majoritní typ pohybu) vykazuje i specifické vlastnosti zrychlení. Jde o harmonický pohyb s periodou kmitání v rozmezí od 1 Hz do 15 Hz [32], v závislosti na charakteru chůze a parametrech pohybující se osoby. Pro účel získávání energie z pohybu hlavy při chůzi byl s ohledem na velikost prostoru pro umístění generátoru a jeho účinnost zvolen elektromagnetický generátor (cívka v magnetickém poli pohybujícího se permanentního magnetu uchyceného v pružném závěsu).



Obr. 6: Návrh generátoru ($20 \times 20 \times 5$) mm u využívajícího kinetickou energii [31]

Ve spolupráci s ústavem mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT byl vytvořen mechanický návrh generátoru (viz obr. 6), následně v rámci práce převedený do náhradního elektrického modelu. Předkládaný simulační model popisuje mechanické vlastnosti generátoru, indukci na cívce a přítomné jevy mechanického a elektrického tlumení pohybu. Jako vstupní veličina simulace byly použity reálné průběhy zrychlení naměřené na hlavě během různých činností (viz tab. 2). Parametry generátoru byly optimalizovány na charakter těchto experimentálně zjištěných průběhů zrychlení.



Obr. 7: Výsledky simulace výkonu kinetického generátoru (dole) na základě zrychlení při pohybu hlavy při chůzi (nahore)

Výsledky simulace potvrdily správnost náhradního modelu v prostředí SPICE (shodovaly se s výsledky mechanických simulací provedených v prostředí Matlab). Zároveň byly ze získaných dat (viz obr. 7) stanoveny předpokládané výkony, které je generátor schopný při různých činnostech dodat při optimální zátěži (viz tab. 2).

Tab. 2: Průměrný výkon generovaný kinetickým EH generátorem při různých činnostech [31]

Druh činnosti	P _{PRŮM} [μW]
Rychlá chůze	51,63
Chůze	26,97
Chůze do schodů	12,20
Práce v laboratoři	3,43
Řízení auta	0,22

4.2.2 Termoelektrický generátor

Termoelektrický generátor (TEG) je teplotně řízeným napěťovým zdrojem s teplotně závislým vnitřním elektrickým odporem. Řízený napěťový zdroj reprezentuje Seebeckův jev, který je dominantním jevem TEGů. Dále se v něm uplatňují parazitní jevy, jako je např. Peltierův jev, Thomsonův jev a závislost vnitřního odporu na teplotě. Všechny zmíněné jevy byly popsány nově navrženým teplotně-elektrickým modelem TEGu v prostředí SPICE. Vnitřní elektrický odpor je navržen jako sériová kombinace odporu polovodičového materiálu uvnitř TEGu a k němu připojených kovových kontaktů a vodivých cest, čímž model respektuje reálnou strukturu TEGu.

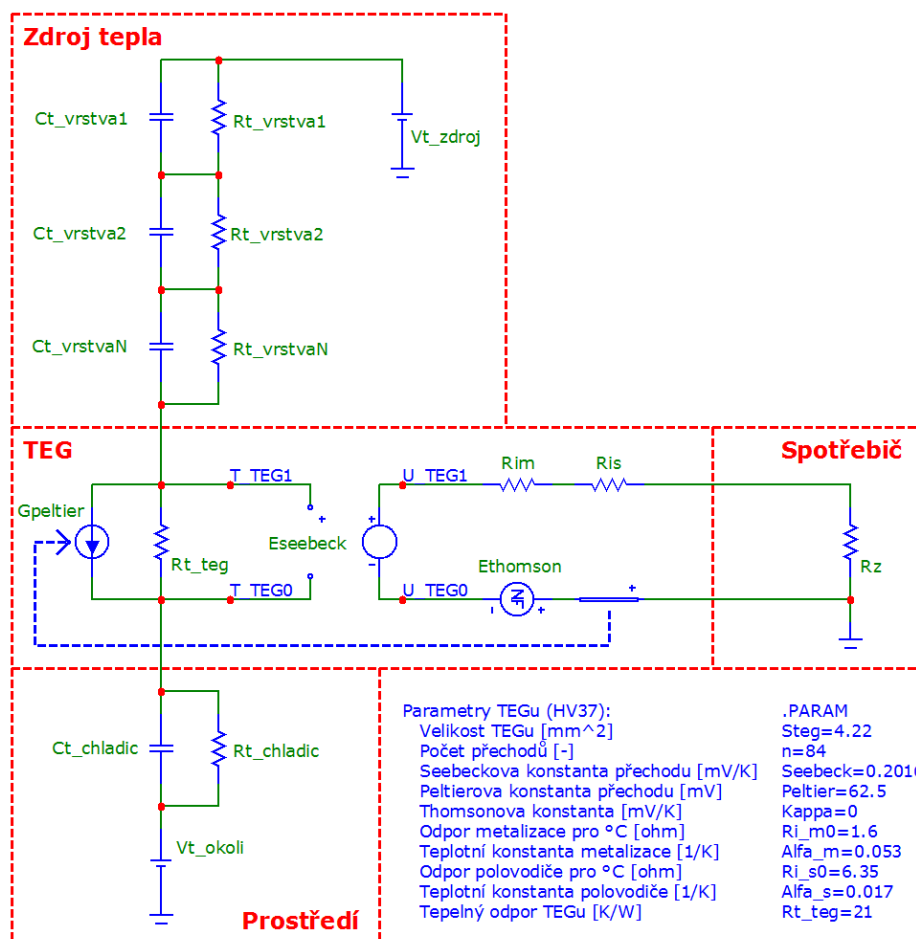
$$\lambda = \frac{Q_T}{t} \cdot \frac{1}{T} \cdot \frac{d}{S} \xrightarrow{Q_T \rightarrow Q_E, T \rightarrow U} \lambda = \frac{Q_E}{t} \cdot \frac{1}{U} \cdot \frac{d}{S} = \frac{I}{U} \cdot \frac{d}{S} = \frac{1}{R} \cdot \frac{d}{S} \quad (1)$$

$$C_T = \frac{Q_T}{T} = C_V \cdot S \cdot d \xrightarrow{Q_T \rightarrow Q_E, T \rightarrow U} C_V \cdot S \cdot d = \frac{Q_E}{U} = C_E \quad (2)$$

V rámci modelu byl simulován i tepelný obvod generátoru. Ten využívá substituce tepelných veličin za elektrické (viz rovnice 1 a 2). Na základě této náhrady je možné kompletní tepelné i elektrické poměry generátoru simulovat v jednotném simulačním prostředí. Navíc lze do modelu zahrnout i tepelné veličiny okolního prostředí (tepelný odpor, kapacita a teplota) převedené na veličiny elektrické (elektrický odpor, kapacita a napětí). Pomocí zmíněných závislostí byly stanoveny náhradní prvky simulačního modelu pro lidskou tkáň (viz tab. 3).

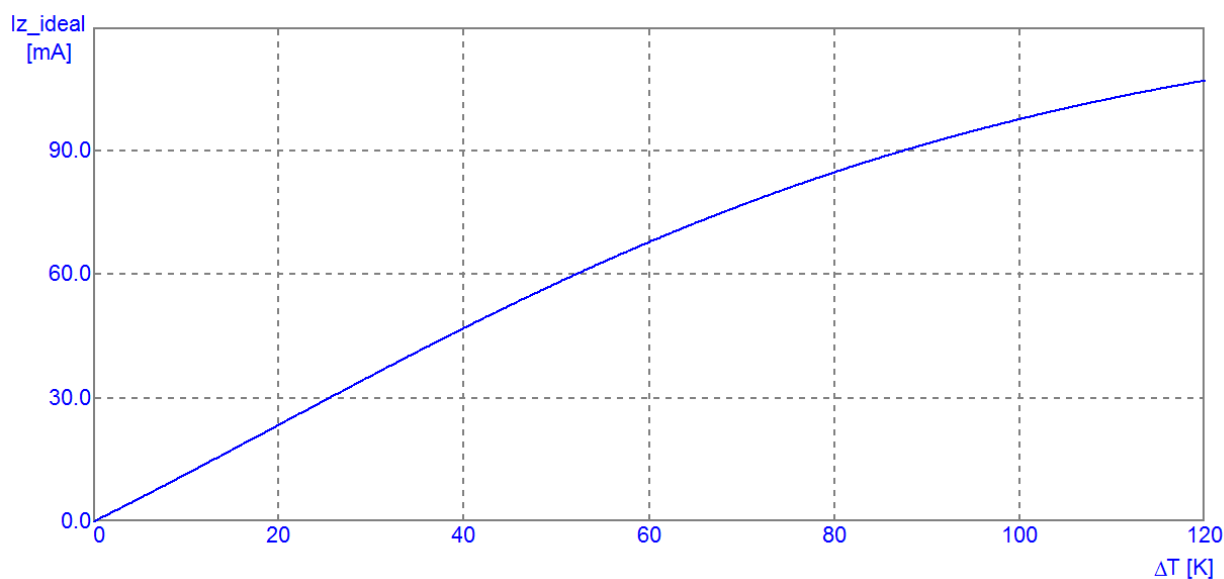
Tab. 3: Náhradní teplotní parametry lidských tkání vypočtené pro dané umístění TEGu [30]

Vrstva	R [Ω]	C [F]
1. Epidermis	564	9,1
2. Dermis	894	38,5
3. Hypodermis	5810	250,3
4. Kostní tkáň	2220	33,3



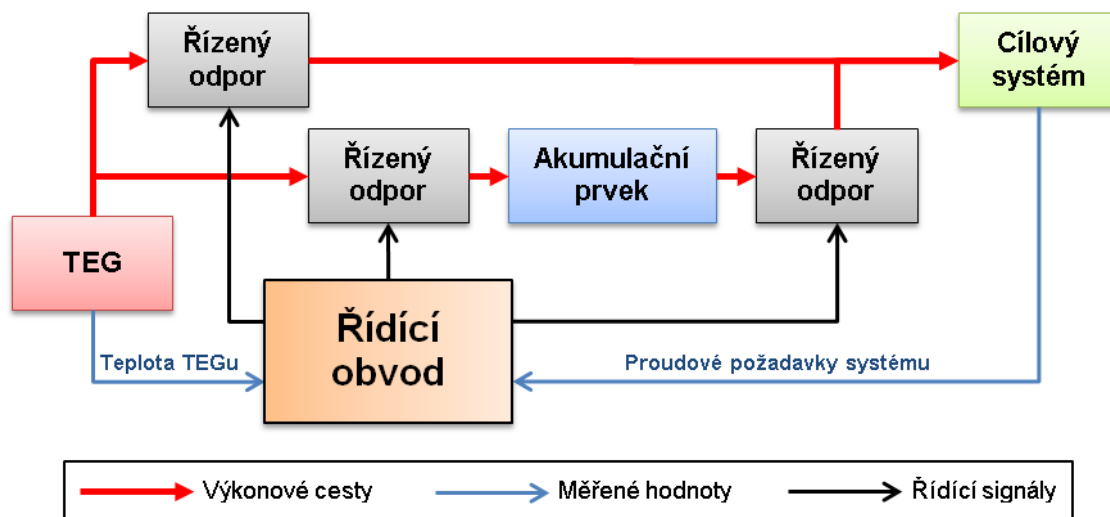
Obr. 8: Kompletní navržený teplotně-elektrický simulační model TEGu v prostředí SPICE

Výsledný komplexní simulační model (viz obr. 8) plně popisuje chování TEGu při různých tepelných podmínkách. Na základě simulací byla stanovena velikost ideálního odebíraného proudu (pro maximalizaci dodaného výkonu) v závislosti na velikosti teplotního gradientu na TEGu (viz obr. 9).



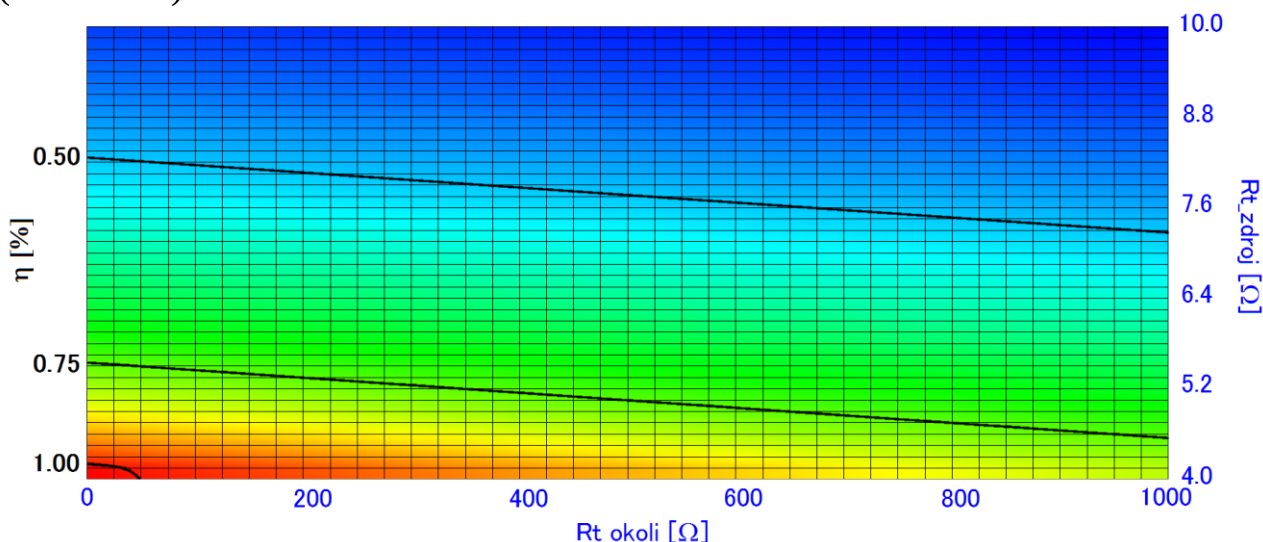
Obr. 9: Simulovaná závislost ideálního odebíraného proudu na rozdílové teplotě TEGu

Pro případ známé teploty TEGu a aktuálních proudových požadavků zátěže byl navržen koncept adaptivních obvodů pro maximalizaci čerpaného výkonu (rozdílovým proudem mezi ideálním a reálným zatěžovacím proudem je nabíjen nebo vybíjen akumulací prvek, viz obr. 10). Tím lze dosáhnout ustálení čerpaného proudu na ideální hodnotě pro získání maximálního výkonu z TEGu.



Obr. 10: Navržený koncept adaptivních obvodů pro optimalizaci výkonu odebíraného z TEGu

V návaznosti na teplotní simulaci byla analyzována závislost účinnosti TEGu na rozložení teplot mezi tepelný odpor prostředí a tepelný odpor samotného TEGu. Charakteristiky byly zkoumány z časového hlediska po přiložení TEGu na lidskou pokožku a z hlediska velikosti tepelných odporů okolního prostředí a lidské tkáně (viz obr. 11).

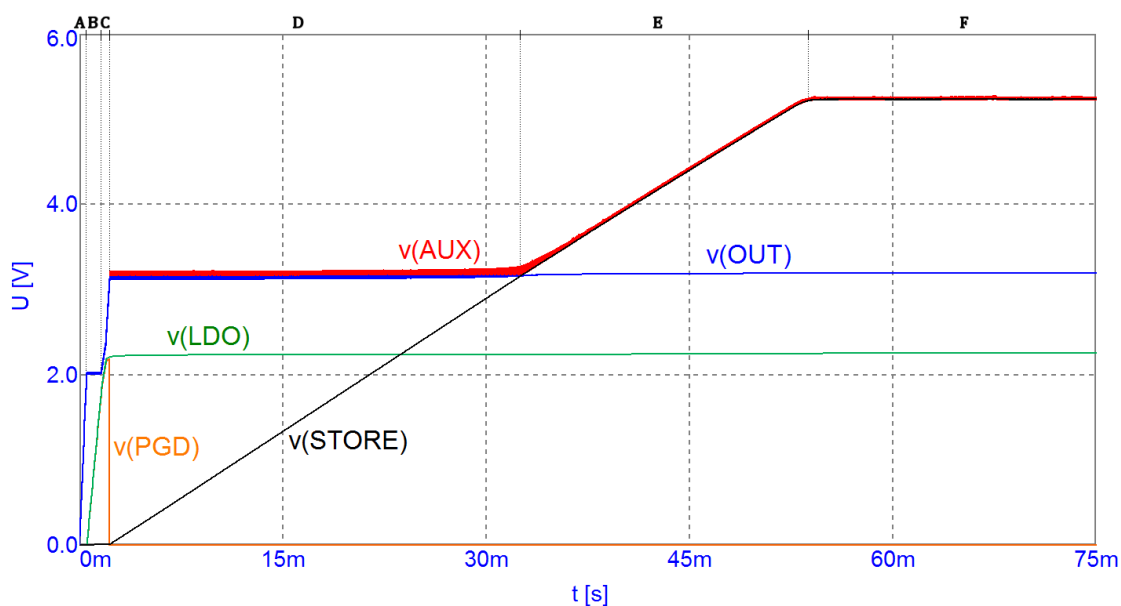


Obr. 11: Závislost účinnosti simulovaného TEGu na velikosti tepelného odporu okolí a tkáně, mezi které je TEG vložen (vztaženo k maximálnímu výkonu bez poklesu teploty)

Zjištěný pokles účinnosti byl značný (až na jednotky procent původního výkonu), čemuž musel být uzpůsoben i navazující návrh obvodů spotřebiče, resp. obvodů pro řízení napájení a obvodů umělé kochley samotné.

4.2.3 Obvod pro řízení napájení

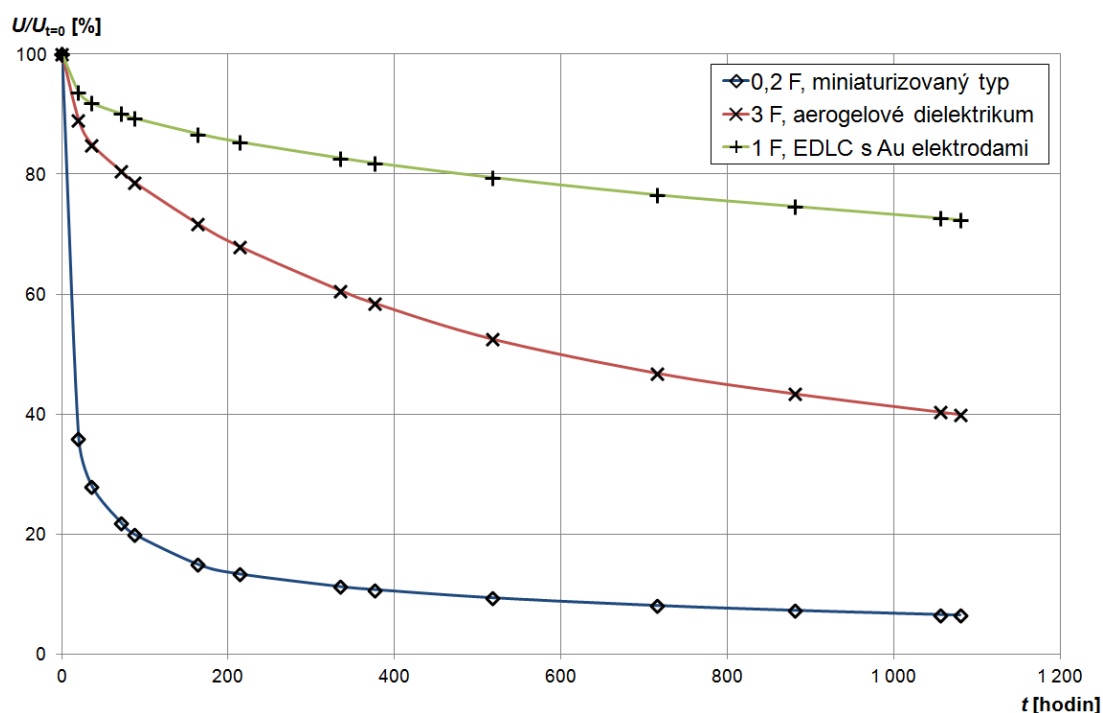
Obvod pro řízení napájení má za úkol propojit zpracovanou generátorovou část systému s částí zatěžovací. Vzhledem k existující součástkové základně obvodů, schopných využívat výstupní výkon z EH generátorů, nebylo mezi cíle této práce zahrnuto vytvoření nové topologie obvodu, ale pro zpracování komplexního simulačního modelu je nezbytné model tohoto obvodu vytvořit. Jako nejvhodnější varianta pro konečnou realizaci této aplikace byl na základě parametrů obvodu i systému vybrán obvod LTC3108 [33], pro který byl následně sestaven behaviorální model respektující jeho vnitřní strukturu. Funkčnost obvodu byla ověřena simulací v testovacím zapojení udávaném výrobcem (viz obr. 12).



Obr. 12: Náběh napětí na vytvořeném modelu obvodu LTC3108 po připojení na napěťový zdroj o napětí 1 V s vnitřním odporem srovnatelným s odporem TEGu

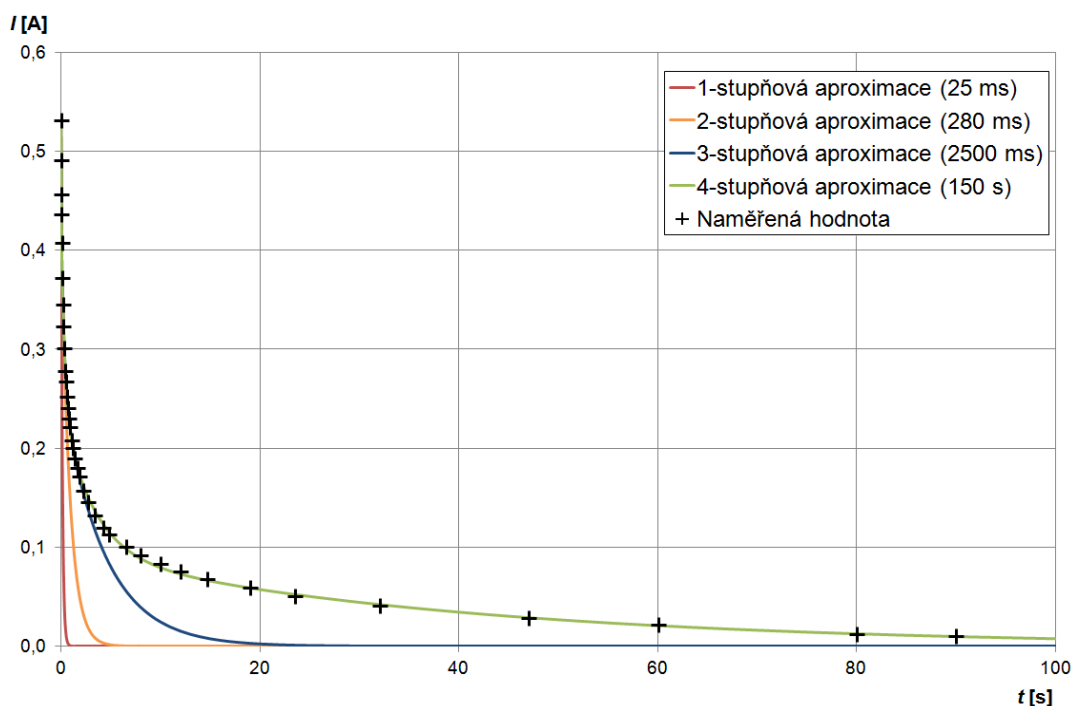
4.2.4 Akumulační prvek - EDLC superkondenzátor

Z existujících variant superkondenzátorů byly na základě jejich parametrů vybrány tři nejvhodnější typy pro použití v EH systémech. Tyto varianty byly testovány především z hlediska dlouhodobé stability uloženého náboje (viz obr. 13). Samovybíjení bylo měřeno bez zátěže po předchozím plném nabití všech superkondenzátorů na jejich nominální napětí. Dlouhodobá samovybíjecí charakteristika byla měřena každou hodinu, první hodinu každých 5 minut, později několikrát denně. Pro zajištění porovnatelnosti měření různých nabíjecích napětí byly hodnoty v grafu přepočítané na procentuální část počátečního napětí. Rychlé děje probíhající na kondenzátoru byly měřeny pomocí proudové odezvy na jednotkový napěťový skok. Superkondenzátory byly zároveň charakterizovány pomocí impedančního analyzátoru Agilent E4980A, avšak získané výsledky pro nízké frekvence nebyly dostatečně průkazné z důvodu příliš velkých kapacit měřených superkondenzátorů.



Obr. 13: Naměřené hodnoty samovybíjení vybraných typů superkondenzátorů [34]

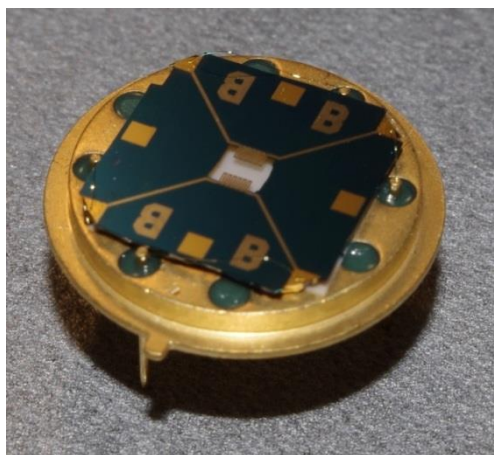
Z výsledků dlouhodobého testování byl jako ideální varianta pro použití vybrán typ EDLC [34], pro který byl vytvořen náhradní sério-paralelní elektrický obvod respektující jeho vnitřní strukturu. Pro obvod byl za pomoci Kirchhoffových rovnic analyticky odvozen jeho matematický popis, kterým byla následně aproximována data naměřená jako odezva na napěťový jednotkový skok. Pomocí náhradního obvodu o 4 stupních bylo možné popsat odezvu v délce 150 s (viz obr. 14, [34]).



Obr. 14: Srovnání reálně naměřených hodnot EDLC superkondenzátoru s několikastupňovou aproximací náhradním sério-paralelním RC modelem [34]

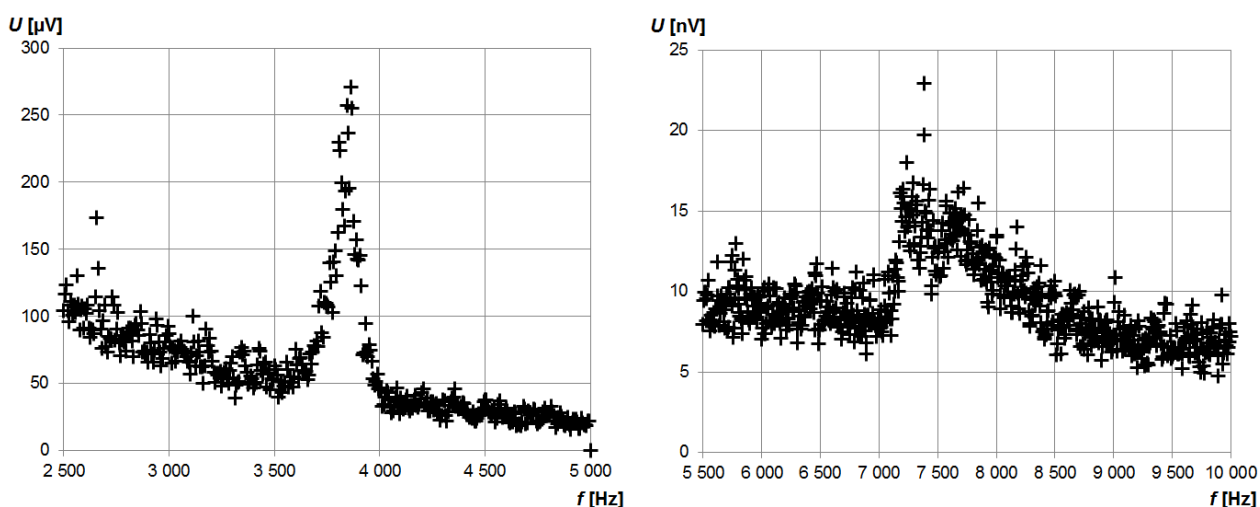
4.2.5 Banka akustických snímačů MEMS

Konvenční typy kochleárních implantátů využívají pro snímání zvuku miniaturizované verze klasických mikrofonů a následně získaný signál rozkládají na jednotlivé frekvenční složky. Především kvůli snížení spotřeby bylo v práci přistoupeno k využití nového konceptu – banky akustických MEMS senzorů. Jedná se o soustavu Si_xN_x membrán na křemíkovém substrátu (viz obr. 15). Membrány jsou čtvercového tvaru s definovanou tloušťkou a jejich rozměry jsou voleny tak, aby vlastní rezonanční frekvence byla na předem navržené hodnotě (určeno simulací v programech Ansys a CoventorWare, [35]). Díky tomu není třeba signál dále složitě rozkládat, membrány společně pokrývají celé akustické spektrum.



Obr. 15: Vyrobený akustický senzor s nitridovou membránou a piezorezistivním meandrem [35]

MEMS senzory byly vyrobeny na ústavu mikroelektroniky, doplněny o elektroniku na zpracování signálu a následně charakterizovány na vibračním stolku ve spolupráci s ústavem automatizace (viz obr. 16). Oproti očekávané rezonanční frekvenci 990 Hz byla zjištěna hlavní rezonance na 3840 Hz. Zvýšení vlastní frekvence je přisuzováno mechanickému pnutí v membráně, která byla namísto nedostupné LPCVD techniky vyrobena pomocí PECVD.

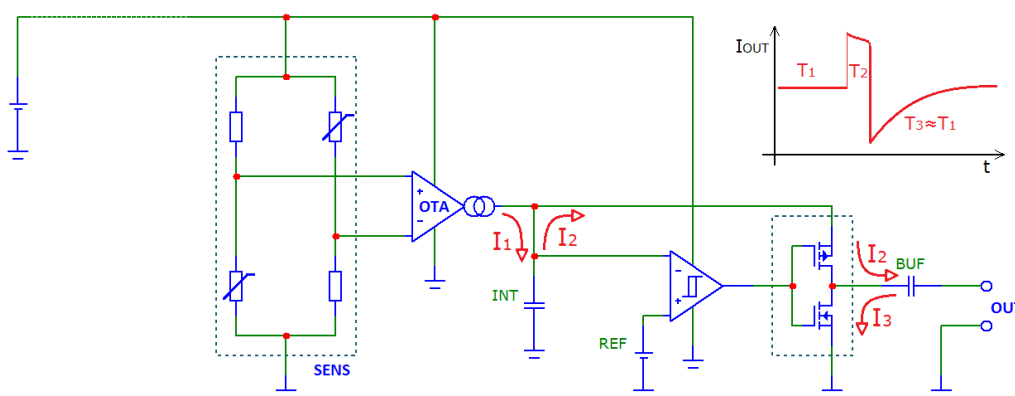


Obr. 16: Detail naměřeného základního (vlevo) a harmonického (vpravo) rezonančního maxima navrženého MEMS senzoru velikosti (2×2) mm při buzení na vibračním stolku [35]

Pro ověření výsledků pomocí akustického buzení bylo navrženo a následně sestaveno automatické měřicí pracoviště (bezdozvuková komora). S její pomocí byly potvrzeny výsledky simulací i předchozích měření.

4.2.6 Charge Push-Through technika pro minimalizaci ztrát

Charge Push-Through technika je inovativní technikou pro minimalizaci ztrát navrženou v rámci práce. Její základní myšlenkou je návrh obvodu schopného „protlačit“ na výstup co největší procento náboje dodaného napájecím generátorem a přeměnit ho tak na užitečný proud bez vedlejších ztrát [30]. V rámci kochleárního implantátu byla navržena bloková struktura obvodu (viz obr. 17), který signál z akustických podnětů integruje na interním kondenzátoru, a tento integrovaný náboj využívá přímo pro buzení nervových zakončení ve vnitřním uchu. Pomocí behaviorálního modelu byly optimalizovány parametry jednotlivých subbloků, které byly použity pro návrh těchto bloků na úrovni součástek, jak je popsáno dále.

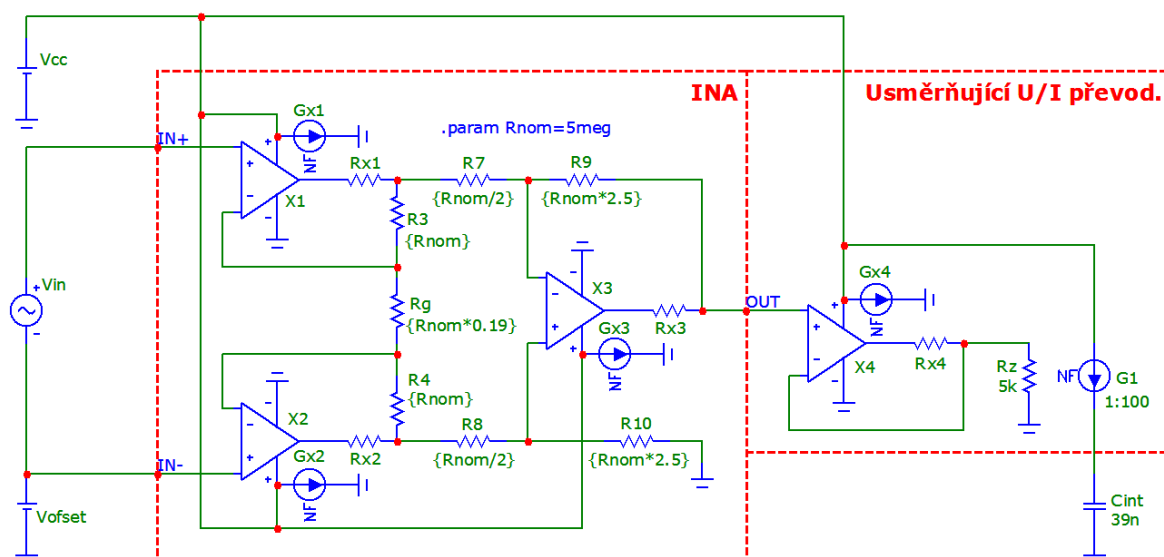


Obr. 17: Struktura kochleárního implantátu využívajícího nové Charge Push-Through techniky

4.2.7 Transkonduktanční zesilovač s usměrněným výstupem

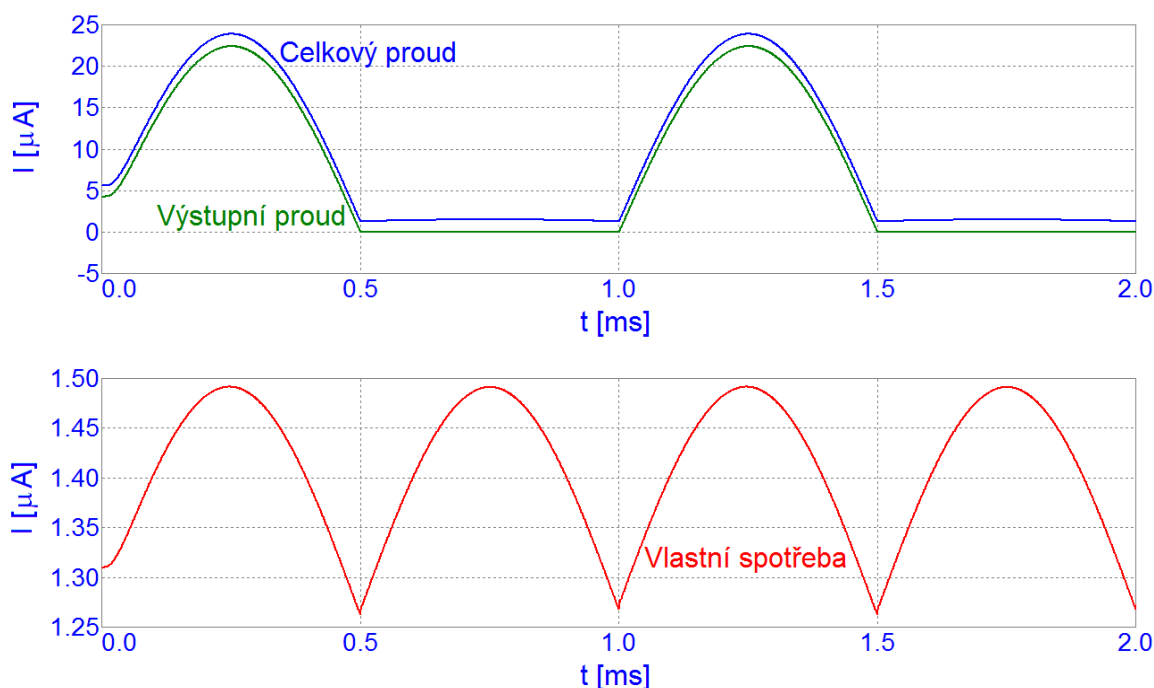
Pro nabíjení integračního kondenzátoru byl navržen usměrňující transkonduktanční zesilovač (OTA) použitý pro zesílení vstupního signálu, jeho usměrnění a převod na proud úměrný akustickému tlaku. Vzhledem k výsledkům behaviorální simulace Charge Push-Through obvodů byla stanovena transkonduktance rozdílového zesilovače na velikost $g_m = 1 \text{ S}$ a maximální spotřeba obvodu na $5 \mu\text{A}$. Aby bylo možné dosáhnout takto malé spotřeby a velké transkonduktance, bylo využito nejmodernějších topologií zesilovačů řízených substrátem, pracujících ve slabé inverzi.

Pro nejvhodnější z těchto zesilovačů, prezentovaných v aktuálních vědeckých publikacích, byl sestaven simulační model, následně použitý pro simulaci navrženého usměrňujícího OTA. Ten je zapojen v modifikované topologii (používané u instrumentálních zesilovačů) s upraveným výstupním obvodem. Výstupní proud je odebrán pomocí proudového zrcadla zesilujícího proud protékající definovaným interním zatěžovacím odporem (viz obr. 18).



Obr. 18: Topologie hlavní části navrženého diferenciálního transkonduktančního zesilovače

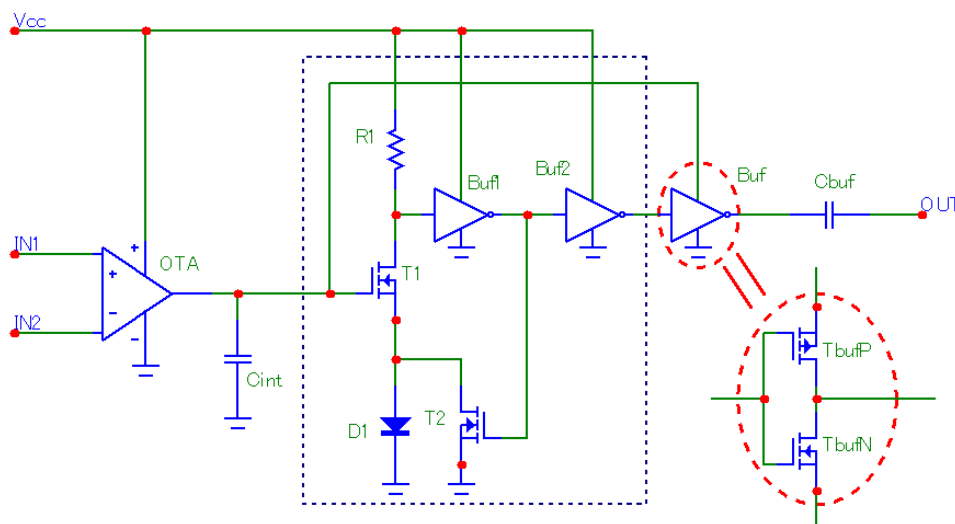
Po optimalizaci modelu byla simulací ověřena jeho funkčnost a stanovena vlastní proudová spotřeba obvodu na $1,4 \mu\text{A}$ (viz obr. 19), což je méně než 30 % maximální možné spotřeby při zachování plné funkčnosti obvodu.



Obr. 19: Výsledky simulace navrženého OTA při požadované výstupní amplitudě $22 \mu\text{A}$

4.2.8 Řídicí komparátor a výstupní bufer

Účelem obvodu komparátoru a výstupního buferu je generovat nábojově vyvážené bipolární proudové pulzy do implantované elektrody. Komparátor musí pracovat v monostabilním režimu s minimální vlastní spotřebou ve stabilním stavu, s napájecím napětím menším než 1 V a s hysterezí velikosti cca 0,2 V (dle výsledku simulace blokové struktury Charge Push-Through provedené dříve).



Obr. 20: Simulační model řídicího komparátoru a výstupního buferu na úrovni součástek [30]

Na základě požadavků bylo vyvinuto zapojení komparátoru (viz obr. 20), kde prahové napětí určuje přímo prahové napětí NMOS tranzistoru (T_1) a hystereze je dána úbytkem na diodě (D_1) přemostitelné tranzistorem (T_2). Zátěž pro tranzistor (T_1) bylo nutné kvůli nízkému napájecímu napětí realizovat jako odporovou (R_1), což snižuje strmost celého stupně. Tento pokles je kompenzován tvarovacími bufery řídicími výstupní bufer a kondenzátor (C_{BUF}). V okamžiku překlopení komparátoru dojde ke generování kladné poloviny výstupního proudového pulzu, který zároveň nabije kondenzátor. Po návratu do počátečního stavu pracuje kondenzátor jako zdroj a jeho vybíjecí proud vytvoří zápornou půlvlnu pulzu. Tvar kladné a záporné půlvlny není shodný, což z fyziologického hlediska nehraje větší roli, avšak je naprosto nábojově vyvážený [30]. Navíc bude pro generování kladné i záporné půlvlny sloužit stejný náboj, čímž dojde i k úspoře energie.

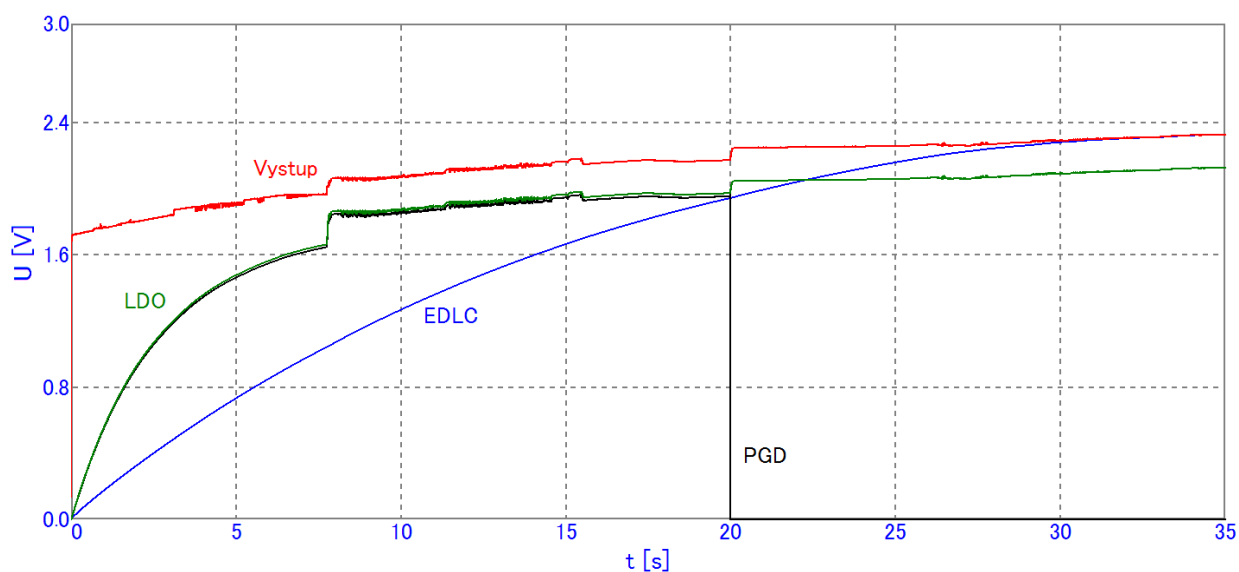
Tab. 4: Simulované a naměřené elektrické parametry navrženého obvodu komparátoru

Parametr	Simulace	Měření
Minimální napájecí napětí V_{CC_MIN} [V]	< 1	< 0,9
Prahové napětí (stabilní→astabilní stav) V_P [V]	0,54	0,56
Hysterezní napětí V_H [V]	0,12	0,19
Napájecí proud ve stabilním stavu I_{CC_VYP} [μA]	< 0,01	< 0,1
Napájecí proud v astabilním stavu I_{CC_ZAP} [μA]	< 30	< 30
Maximální napájecí proud při překlápění I_{CC_MAX} [μA]	114	105
Minimální výstupní proud (@ V_P-V_H) I_{OUT_MIN} [μA]	> 40	> 350
Maximální výstupní proud (@1 V) I_{OUT_MAX} [μA]	> 95	> 1000
Maximální frekvence překlápění f_{MAX} [kHz]	10	10

Po dokončení simulace byl obvod komparátoru sestaven z reálných součástek, čímž došlo k ověření platnosti simulovaných parametrů i měřením (viz tab. 4). Bylo zjištěno, že se hysterezní napětí od simulovaných hodnot mírně liší, což bylo ovlivněno nepřesným modelem Shottkyho diody (D_1). U reálných měření byl naměřen podstatně vyšší zkratový proud než u simulace (cca 10×), což bylo pravděpodobně dáno nedokonalostí použitých modelů tranzistorů v podprahovém režimu. Protože naměřená hodnota maximálního výstupního proudu byla vyšší než simulovaná (požadovaná) hodnota, je zjištěná odchylka přínosem.

4.3 KOMPLEXNÍ SIMULAČNÍ MODEL V PROSTŘEDÍ SPICE

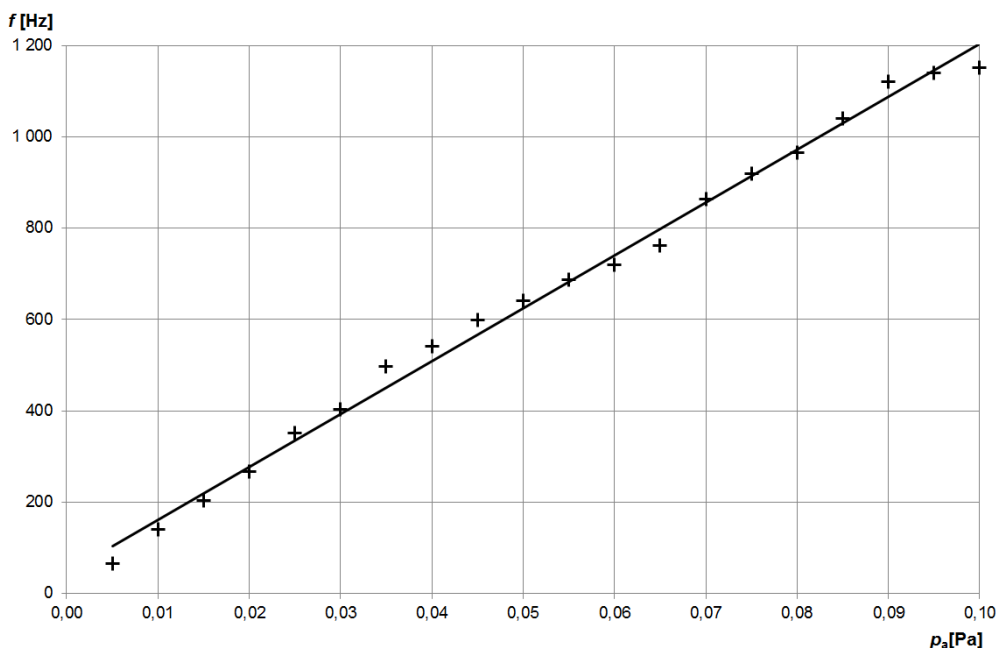
Po dokončení výzkumu, vývoje a simulací všech dílčích subbloků kochleárního implantátu byl v návaznosti na třetí cíl práce sestaven komplexní model spojující simulační modely všech částí. Vznikl tak dosud neexistující rozsáhlý simulační model pro analýzu celého systému, od neelektrických částí (tepelné a mechanické modely malovýkonových napájecích generátorů) přes generátory a napájecí obvody, až po cílový spotřebič včetně zátěže. Model byl následně ověřen simulací, kdy pro různé nároky dílčích částí obvodu na celkovou délku simulace bylo nutné simulaci rozdělit do dvou dílčích částí.



Obr. 21: Výsledky simulace napájecí části komplexního modelu systému při napájení TEGem

První simulace proběhla v části napájecích obvodů, a sice pro rozběh obvodu z nulového počátečního napětí. Z výsledků (viz obr. 21) je patrný pokles výstupního napětí na maximálně 2,2 V (při použití reálného termoelektrického generátoru s omezeným rozdílem teplot dodaným lidským organismem) oproti ideálním podmínkám (se zdrojem o dostatečném výkonu lze dosáhnout napětí 5 V). Vzhledem k parametrům ostatních navržených obvodových bloků s minimálním napájecím napětím pod 1 V však lze konstatovat, že byla ověřena funkčnost navrženého systému získávajícího energii pomocí EH v dané aplikaci a zároveň byla potvrzena provázanost jednotlivých dílčích bloků zdrojové části simulačního modelu.

Druhá část simulace se věnovala ověření funkce spotřebiče, tj. kochleárního implantátu. Simulována byla celková závislost frekvence generovaných pulzů na výstupu implantátu v závislosti na velikosti akustického tlaku (viz obr. 22). Z výsledků je patrná lineární závislost frekvence výstupních pulzů na tlaku, jak bylo požadováno. Stejně tak hodnota frekvence odpovídá příslušným požadavkům kladeným na kochleární implantát. Odchylka jednotlivých bodů od lineární závislosti je dána nerovnoměrným rozložením časů překlopení řídicího komparátoru vzhledem k fázi vstupního akustického signálu. Ze získaných výsledků lze potvrdit funkčnost uvažovaného řešení vyvinutého v rámci práce a simulačního modelu na úrovni součástek jako celku.



Obr. 22: Simulovaná závislost frekvence bipolárních pulzů v závislosti na akustickém tlaku [29]

Celková spotřeba systému (bez užitečného výstupního proudu) byla simulací stanovena na $2,5 \mu\text{W}/\text{kanál}$, což vzhledem k průměrnému výkonu použitých EH generátorů $20 \mu\text{W}$ (při běžném pohybu) zpracovaném obvodu pro řízení spotřeby umožňuje pokrýt příkon 8 samostatných kanálů. Vzhledem k obdobnému rozsahu počtu kanálů základních variant současných implantátů je dodávaný výkon dostatečný a obvodové řešení předkládané v rámci této práce je za definovaných podmínek použitelné. Celková spotřeba se může lišit v závislosti na okolních podmínkách, především velikosti a četnosti akustických podnětů, ale stejně tak množství generované energie je závislé na specifické aktivitě daného člověka. V případě použití piezoelektrických elementů ve snímacích prvcích lze spotřebu snížit na cca $1,5 \mu\text{W}/\text{kanál}$, což bude dostatečná pro pokrytí spotřeby pro většinu akustických podnětů běžně se vyskytujících amplitud.

S přihlédnutím ke všem specifikacím lze označit koncept navrhovaného řešení za funkční a po dořešení dílčích problémů, spojených s výrobou dosud jen experimentálně simulovaných prvků (substrátem řízené zesilovače ve vnitřních stupních transkonduktančního zesilovače), bude koncept i realizovatelný v praxi.

5 ZÁVĚR

V disertační práci byla rozpracována problematika autonomních senzorických systémů pro biomedicínské účely se zaměřením na optimalizaci napájení a případnou aplikaci alternativních malovýkonových zdrojů. Práce byla řešena v úzké návaznosti na evropský projekt MAS, cílený na vývoj biomedicínské platformy pro detekci dehydratace organismu a aktivity sportovců, a na projekt základního výzkumu umělé kochley, zaměřený na vývoj nových principů pro vytvoření soběstačného kochleárního implantátu za využití nejmodernějších MEMS a „Energy Harvesting“ technologií. Vzhledem k jejich rozsáhlosti byly zmíněné projekty řešeny ve spolupráci s mnoha tuzemskými i zahraničními partnery, se kterými probíhala částečná spolupráce i na některých dílčích úkolech souvisejících s předkládanou prací.

První část práce byla zaměřena na výzkum a optimalizaci robustního systému pro personální medicínu. Systém, skládající se z několika různých senzorických modulů komunikujících ve společné bezdrátové síti, byl úspěšně navržen a otestován. Proběhla jeho charakterizace a následná optimalizace spotřeby. Touto optimalizací bylo dosaženo snížení spotřeby modulů pod $650 \mu\text{W}$, což bylo dostačující pro zajištění činnosti systému po dobu delší než 0,5 roku bez zásahu obsluhy. Výsledné řešení přispělo k úspěšnému završení evropského projektu MAS, na který byl tento výzkum a vývoj úzce navázán. V rámci projektu probíhala spolupráce s mnoha projektovými partnery, avšak kromě vývoje nového typu vlhkostního senzoru, který souvisel s prací jen velmi okrajově, nebyly žádné dílčí cíle popsány v práci řešeny na jiných pracovištích. Zcela nezávisle byl vytvořen modul koordinátoru osobní bezdrátové sítě a senzorové moduly pro měření teploty, množství odpařeného potu, množství draslíku v moči a osobní váhy. Kompletní systém byl vytvořen a prakticky otestován v laboratorních a částečně i v reálných podmínkách. Všechny dílčí cíle kladené na výzkum a vývoj tohoto systému byly splněny.

Bezprostředně po vytvoření robustního systému probíhal výzkum nových principů pro vytvoření plně implantovatelného kochleárního implantátu. Tato část práce byla zpracována na teoretické úrovni pomocí simulací, jak bylo požadováno v souvisejících cílech práce. Navržený implantát byl simulován, avšak nebyl v plné míře otestován v praxi, což ani nebylo součástí cílů. To bylo způsobeno především implementací obvodových prvků, které se vyskytují pouze v nejnovějších odborných publikacích, ale dosud fyzicky neexistují.

Na základě výsledků simulace vytvořené blokové struktury implantátu byly navrženy a ověřeny jednotlivé dílčí bloky systému včetně bloků alternativních technik napájení na součástkové úrovni. V rámci optimalizace spotřeby systému pro vytvoření energeticky soběstačného implantátu byly popsány inovativní techniky pro optimalizaci spotřebiče nově navržené v průběhu řešení této části práce, což bylo jejím hlavním přínosem. Jednalo se zejména o Charge Push-Through techniku, techniku adaptivních obvodů a o nová obvodová řešení dílčích subbloků implantátu. Tato část práce byla řešena v návaznosti na projekt základního výzkumu možností realizace umělé kochley zpracovávaný ve spolupráci s ústavem mikroelektroniky

FEKT VUT (vývoj a charakterizace banky akustických MEMS senzorů) a s ústavem mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT (mechanický návrh elektromagnetického generátoru a měření reálných zrychlení v oblasti hlavy). Charakterizace vytvořených MEMS snímačů, jejich analýza a elektrický návrh generátoru byl realizován samostatně stejně jako ostatní body, mezi které patřil návrh, simulace a charakterizace všech obvodových bloků uvedených v rámci experimentální části disertační práce.

Posledním cílem práce bylo vytvoření dosud neexistujícího komplexního simulačního modelu senzorického systému napájeného „energy harvesting“ technologiemi, tzn. modelu obsahujícího malovýkonový generátor včetně řízení napájení a spotřebiče v jediném simulačním prostředí. Model byl řešen v prostředí SPICE v rámci návrhu plně implantovatelného kochleárního implantátu. Modely některých bloků („Energy Harvesting“ generátory, EDLC superkondenzátory a řídicí obvody kochleárního implantátu) byly navrženy zcela samostatně. Pro některé obvody, které jsou již na trhu dostupné a u nichž nebyl třeba jejich další výzkum, byl vytvořen pouze simulační model kompatibilní s reálnými předlohami, dotvářející komplexní model systému definovaný v cílech práce. Výsledky simulace modelu potvrdily funkčnost navrženého konceptu kochleárního implantátu i správnost modelu samotného. Optimalizací provedenou na vytvořeném simulačním modelu se podařilo dosáhnout snížení spotřeby pod $2,5 \mu\text{W}$ na kanál a získání výkonu malovýkonového zdroje o hodnotě až $52 \mu\text{W}$. Tím byly položeny základy pro realizaci soběstačného kochleárního implantátu s minimálně 8 (až 16) kanály.

Všechny výstupy práce i nově navrhované techniky byly prezentovány na několika českých i zahraničních konferencích, časopisech a v rámci dalších publikačních aktivit uvedených na konci práce. V průběhu řešení disertační práce byly publikovány 2 impaktované články s hlavním autorstvím [29] (IF: 1,926) a [30] (IF: 0,875) a 2 impaktované články se spoluautorstvím [28] (IF: 2,245) a [36] (IF: 1,5, mimo hlavní téma práce).

Řešení disertační práce položilo základy budoucího výzkumu dalších perspektivních možností a aplikací, které již vzhledem k zaměření dílčích cílů nebyly v práci hlouběji rozpracovány, ale v budoucnosti si zaslouží více pozornosti. Jedná se především o topologii adaptivních obvodů řízení spotřeby a další rozvoj prezentované Charge Push-Through techniky. Výzkum některých navazujících oblastí nad rámec práce již byl započat. Konkrétně byl zahájen vývoj nové struktury akustických MEMS snímačů s implementovanými piezoelektrickými materiály. Jejich použitím bude možné dále výrazně snížit proudové nároky předkládaného kochleárního implantátu (o 40 % a více), a tím navýšit možný počet kanálů implantátu, které lze použitými malovýkonovými generátory napájet.

Z hlediska perspektivních nízkopříkonových senzorických systémů a jejich alternativního napájení nabízí práce několik inovativních přístupů a řešení. Celkově byly v práci zpracovány a splněny všechny požadované cíle, jak bylo detailněji uvedeno výše. Některé z teoretických výsledků mohou najít brzké uplatnění v praxi, což ale nebylo součástí cílů ani samotného řešení této práce.

6 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] MATEU, Loreto, Francesc MOLL, Jose F. LOPEZ, Francisco FERNANDEZ, Jose Maria LOPEZ-VILLEGAS a Jose M. DE LA ROSA. Review of energy harvesting techniques and applications for microelectronics (Keynote Address). In: *VLSI Circuits and Systems II*. SPIE, 2005, s. 359-373. 5837. DOI: 10.1117/12.613046.
- [2] KANG, Sung-Mo a Yusuf LEBLEBICI. *CMOS digital integrated circuits-analysis and design*. Tata McGraw hill, 2003. 3. ISBN 063-9785503910.
- [3] WANG, Weixun, Prabhat MISHRA a Sanjay RANKA. *Dynamic reconfiguration in real-time systems: energy, performance, and thermal perspectives*. New York: Springer Science and Business media, 2012, ISBN 978-146-1402-770.
- [4] ST MICROELECTRONICS. *STM660x: Smart push-button on/off cont roller with Smart Reset* [online]. 2014, 52 s. [cit. 2015-10-22]. Dostupné z: <http://www.st.com/st-web-ui/static/active/en/resource/technical/document/datasheet/CD00226957.pdf>
- [5] TEXAS INSTRUMENTS. *BQ2423x: USB-Friendly Lithium-Ion Battery Charger And Power-Path Management IC* [online]. 2008, 2015, 46 s. [cit. 2015-10-22]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/bq24232.pdf>
- [6] ZARGHAM, M. a GULAK. Maximum Achievable Efficiency in Near-Field Coupled Power-Transfer Systems. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2012, 6(3): 228-245. DOI: 10.1109/TBCAS.2011.2174794. ISSN 1932-4545.
- [7] AKKERMANS, J.A.G., M.C. VANBEURDEN, G.J.N. DOODEMAN a H.J. VISSER. Analytical Models for Low-Power Rectenna Design. *Antennas and Wireless Propagation Letters*. 2005, 4(1): 187-190. DOI: 10.1109/LAWP.2005.850798. ISSN 1536-1225.
- [8] HAGERTY, J.A., F.B. HELMBRECHT, W.H. MCCALPIN, R. ZANE a Z.B. POPOVIC. Recycling Ambient Microwave Energy With Broad-Band Rectenna Arrays. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2004, 52(3): 1014-1024. DOI: 10.1109/TMTT.2004.823585. ISSN 0018-9480.
- [9] SHAH, A., P. TORRES, R. TSCHARNER, N. WYRSCH a H. KEPPNER. Photovoltaic Technology: The Case for Thin-Film Solar Cells. *Science*. 285(5428): 692-698. DOI: 10.1126/science.285.5428.692. ISSN 0036-8075.

- [10] CONTRERAS, Miguel A., Brian EGAAS, K. RAMANATHAN, J. HILTNER, A. SWARTZLANDER, F. HASOON, Rommel NOUFI. Progress toward 20% efficiency in Cu(In,Ga)Se₂ polycrystalline thin-film solar cells. *Progress in Photovoltaics: Research and Applications*. 1999, 7(4): 311-316. DOI: 10.1002/(SICI)1099-159X.
- [11] WEIMER, M.A., T.S. PAING a R.A. ZANE. Remote area wind energy harvesting for low-power autonomous sensors. In: *37th IEEE Power Electronics Specialists Conference*. IEEE, 2006, s. 1-5. DOI: 10.1109/PESC.2006.1712213. ISBN 0-7803-9716-9. ISSN 0275-9306.
- [12] SODANO, Henry A., Daniel J. INMAN a Gyuhae PARK. A Review of Power Harvesting from Vibration Using Piezoelectric Materials. *The Shock and Vibration Digest*. 2004, 36(3): 197-205. DOI: 10.1177/0583102404043275. ISSN 0583-1024.
- [13] CHALLA, Vinod R, M G PRASAD a Frank T FISHER. A coupled piezoelectric–electromagnetic energy harvesting technique for achieving increased power output through damping matching. *Smart Materials and Structures*. 2009, 18(9): 11. DOI: 10.1088/0964-1726/18/9/095029. ISSN 0964-1726.
- [14] NARUSE, Y, N MATSUBARA, K MABUCHI, M IZUMI a S SUZUKI. Electrostatic micro power generation from low-frequency vibration such as human motion. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2009, 19(9): 5. DOI: 10.1088/0960-1317/19/9/094002. ISSN 0960-1317.
- [15] STARK, I. Invited Talk: Thermal Energy Harvesting with Thermo Life. In: *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'06)*. Riverside: IEEE, 2006, s. 19-22. DOI: 10.1109/BSN.2006.37. ISBN 0-7695-2547-4.
- [16] IMTEK,, DINAMIC a ZARLINK. Healthy Aims. *Braga Workshop 19th November 2007* [online]. 2008 [cit. 2012-04-11]. Dostupné z: www.healthyaims.org
- [17] IBRAHIM, H., A. ILINCA a J. PERRON. Energy storage systems: Characteristics and comparisons. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*. 2008, 12(5): 1221-1250. DOI: 10.1016/j.rser.2007.01.023. ISSN 1364-0321.
- [18] POWERS, R.A. Batteries for low power electronics. *Proceedings of the IEEE*. 1995, 83(4): 687-693. DOI: 10.1109/5.371974. ISSN 0018-9219.
- [19] CYMBET CORPORATION. *EnerChip CC CBC3112* [online]. 2009, 2014, 16 s. [cit. 2014-10-24]. Dostupné z: <http://www.cymbet.com/pdfs/DS-72-04.pdf>

- [20] BOTH, Jens. Electrolytic capacitors, 1890 to 1925: early history and basic principle. *IEEE Electrical Insulation Magazine*. 2015, **31**(1): 22-29. DOI: 10.1109/MEI.2015.6996675. ISSN 0883-7554.
- [21] HOFFMAN, Peter a Byron L. DORGAN. *Tomorrow's Energy: Hydrogen, Fuel Cells, and the Prospects for a Cleaner Planet*. MIT press, 2012. ISBN 978-0262516952.
- [22] ENDO, T. TAKEDA, Y. J. KIM, K. KOSHIBA a K. ISHII. High Power Electric Double Layer Capacitor (EDLC's): from Operating Principle to Pore Size Control in Advanced Activated Carbons. *Carbon Science*. 2001, **1**(3-4).
- [23] LATRÉ, Benoît, Bart BRAEM, Ingrid MOERMAN, Chris BLONDIA a Piet DEMEESTER. A survey on wireless body area networks. *Wireless Networks*. 2011, **17**(1): 1-18. DOI: 10.1007/s11276-010-0252-4. ISSN 1022-0038.
- [24] ŽÁK, Jaromír, Jaromír HUBÁLEK, Radek KUČTA, Jaroslav KADLEC a Olga ŠTĚPÁNKOVÁ. Development of heterogeneous Wearable and Ambient Sensor Network. In: *Electronic Devices and Systems IMAPS CS International Conference EDS*. Brno: NOVOPRESS s.r.o., 2013, s. 201-204. ISBN 978-80-214-4754-7.
- [25] ŽÁK, Jaromír, Jaromír HUBÁLEK, Dmitry SOLOVEI a Jiří SEDLÁČEK. Development of Wearable Medical System for Dehydration Detection. In: *ESTC 2012 Electronics System Integration Technology Conference*. Amsterdam: IEEE, 2012, s. 871-876. ISBN 978-1-4673-4644-3.
- [26] ŽÁK, Jaromír, Jiří SEDLÁČEK, Dmitry SOLOVEI a Jaromír HUBÁLEK. Wireless Dehydration Monitoring System. In: *IMAPS CS International Conference EDS*. Brno: Vysoké Učení Technické, 2012, s. 43-48. ISBN 978-80-214-4539-0.
- [27] ŽÁK, Jaromír, Petra MAJZLÍKOVÁ a Jaromír HUBÁLEK. Device for Dehydration Monitoring using potassium Concentration in Urine Measurement. In: *14th Workshop of Physical Chemists and Electrochemists*. Brno: Mendelova Univerzita, 2014, s. 197-199. ISBN 978-80-210-6842-1.
- [28] SOLOVEI, Dmitry, Jaromír ŽÁK, Jiří SEDLÁČEK a Jaromír HUBÁLEK. The Development of Portable System for Unobtrusive Perspiration Monitoring. *Procedia Engineering: 26th European Conference on Solid-State Transducers, EUROSENSOR*. 2012, (47): 200-203. DOI: 10.1016/j.proeng.2012.09.118. ISSN 1877-7058.
- [29] ŽÁK, Jaromír, Zdeněk HADAŠ, Jan PEKÁREK, Daniel DUŠEK, Vojtěch SVATOŠ, Luděk JANÁK a Jan PRÁŠEK. Model-based Design of Artificial Zero Power Cochlear Implant. *Mechatronics: The Science of Intelligent Machines*. ISSN 0957-4158. **V tisku – Přijato.**

- [30] ŽÁK, Jaromír, Zdeněk HADAŠ, Daniel DUŠEK, Jan PEKÁREK, Vojtěch SVATOŠ, Luděk JANÁK, Jan PRÁŠEK a Jaromír HUBÁLEK. The Charge Push-Through Electronics Design for Fully Implantable Artificial Cochlea Powered by Energy Harvesting Technologies. *Microsystem Technologies*. 15 stran. **V tisku – Recenzní řízení.**
- [31] ŽÁK, Jaromír, Zdeněk HADAŠ, Daniel DUŠEK, Jan PEKÁREK, Vojtěch SVATOŠ, Luděk JANÁK a Jan PRÁŠEK. Design of the Charge Push-Through Electronics for Fully Implantable Artificial Cochlea. In: *Progress in Biomedical Optics and Imaging: Bio-MEMS and Medical Microdevices II*. Bellingham, USA: SPIE Microtechnologies, 2015, s. 1-9. 16: 50, 9518. ISBN 978-16-284-1641-1. ISSN 1605-7422.
- [32] SAHA, C. R., T. O'DONNELL, N. WANG a P. MCCLOSKEY. Electromagnetic generator for harvesting energy from human motion. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2008, **147**(1): 248-253. DOI: 10.1016/j.sna.2008.03.008. ISSN 0924-4247.
- [33] LINEAR TECHNOLOGY CORPORATION. *LTC3108: Ultralow Voltage Step-Up Converter and Power Manager* [online]. Milpitas, CA, 2013, 22 s. [cit. 2015-10-25]. Dostupné z: <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/3108fc.pdf>
- [34] ŽÁK, Jaromír, Vojtěch SVATOŠ a Jaromír HUBÁLEK. Modeling of EDLC Supercapacitors for On-Body Biosensor System Powering. In: *CEITEC PhD Retreat*. Valtice: CEITEC, 2015, s. 126-126.
- [35] Vojtěch SVATOŠ, Jan PEKÁREK, Daniel DUŠEK, et al. Design and Fabrication of Fully Implantable MEMS Cochlea. In: *Procedia Engineering: 25th DAAAM International Symposium*. Vienna: Elsevier Ltd, 2015, **100**, s. 1224-1231. DOI: 10.1016/j.proeng.2015.01.487. ISBN 978-3-901509-99-5. ISSN 1877-7058.
- [36] HYNEK, David, Jan PRÁŠEK, Petra BUŠINOVÁ, Jaromír ŽÁK, Jana DRBOHLAVOVÁ, Jana CHOMOUCKÁ, J. KYNICKÝ, M. KONEČNÁ, M. BRNICKÝ, et al. Automated Voltammetric Determination of Lead(II) Ions Using Sensor Array. *International Journal of Electrochemical Science*. 2013, (8): 4441-4456. ISSN 1452-3981.

CURRICULUM VITAE

Jméno: Jaromír ŽÁK
Narozen: 10. 06. 1986 v Ivančicích
Kontakt: xzakja07@stud.feec.vutbr.cz



Vzdělání

- 2010 – dosud **Vysoké učení technické v Brně / Ústav mikroelektroniky**
Postgraduální doktorské studium, obor Mikroelektronika,
Státní doktorská zkouška vykonána v červnu 2012,
Téma studia: Optimalizace spotřeby senzorických systémů
pro aplikaci malovýkonových generátorů.
- 2008 – 2010 **Vysoké učení technické v Brně / Ústav mikroelektroniky**
Magisterské studium, obor Mikroelektronika,
Státní zkouška vykonána v červnu 2010 s vyznamenáním,
Diplomová práce: Vícekanálové zařízení pro elektrochemické měření
ze senzorového pole – *oceněno cenou děkana FEKT a cenou Josefa
Hlávky, Nadace hlávkových.*
- 2005 – 2008 **Vysoké učení technické v Brně / Ústav mikroelektroniky**
Bakalářské studium, obor Mikroelektronika a technologie,
Státní zkouška vykonána v červnu 2008 s vyznamenáním,
Bakalářská práce: Přístroj pro monitorování prostředí při kultivaci
rostlin – *oceněno cenou děkana FEKT.*

Praxe

- 2007 – dosud **Vysoké učení technické v Brně / Ústav mikroelektroniky**
Technicko-hospodářský pracovník

Jazyky

Angličtina (pokročilý), Ruština (začátečník)

Dovednosti a znalosti

Návrh elektronických obvodů a systémů, programování (VB, VB.NET, C, C++, Delphi, SQL, HTML).

Další aktivity

Odborná stáž v *Technische Universität Ilmenau*, Ilmenau, Německo.

Absolvované kurzy: *FSRM: Energy harvesting*, Zürich, Švýcarsko

ST Microelectronics: Low power MCU workshop, Praha

Účast na řešení evropských i domácích projektů: MAS, Výzkum umělé kochley

ABSTRACT

Dissertation thesis is focused on using alternative energy sources called energy harvesting. This thesis offers a solution to problems with autonomous powering of sensor networks if primary power source recovery is impossible. In these cases, energy of the external power (e.g. temperature, light, motion) should be used. Proposed solution should be especially used in the field of medical applications (e.g. cochlear implants, pacemakers, insulin pumps). Long time monitoring of the personal health status is also possible when employing automated sensor systems.

In this work, there is state of art review relating to the low power energy sources for an alternative powering of sensor systems. It was observed that existing systems are almost prepared for the implementation of energy harvesting power sources. The energy harvesting power sources have been developed by numerous researcher teams around the world, but there are only a few variants of power management circuits for effective energy gaining, storing and using. This area has a huge potential for the next research.

The issues regarding to the distribution of gained energy are solved on the complex level in the thesis. For these purposes, a new simulation model of the whole system (fully implantable artificial cochlea) including its subcircuits was developed in the SPICE environment. It connects independent subcircuits into a single comprehensive model. Using this model, a few novel principles for energy distribution (e.g. Charge Push Through technique) was developed. In the near future, these techniques are also applicable to the design of versatile sensor systems.