

Optimalizácia spotreby energie komunikačného modulu v implantovateľných senzorických systémoch

Šimon Danko

1. ročník, denná prezenčná forma štúdia

Školiteľ: Viera Stopjaková

Fakulta elektrotechniky a informatiky, Slovenská technická univerzita v Bratislave

Ilkovičova 3, 812 19 Bratislava

simon.danko@stuba.sk

Abstrakt—Tento príspevok sa zaoberá analýzou dostupných riešení autonómneho napájania implantovateľných systémov s RF komunikačným modulom. Tiež obsahuje opis ultra-wideband komunikácie, ktorá bola vybraná pre predstavovaný koncept aktívnych bio-senzorických implantátov, vzhľadom na jej nízku energetickú a hardvérovú náročnosť. V závere sú opísané možné prínosy práce ako aj jej ďalšie smerovanie.

Kľúčové slová — nízko-príkonové obvody; implnatovateľné senzory; bezdrôtová komunikácia; Body Area Network; Ultra-wide Band; monitorovanie zdravotného stavu

I. ÚVOD

Senzorické elektronické zariadenia implantované do ľudského tkaniva musia spĺňať špeciálne požiadavky napr. biokompatibilita použitých materiálov, veľmi nízka spotreba energie, bezpečnosť prenášaných dát, či priestorové nároky systému zaručujúce jeho miniaturizáciu. So súčasným hardvérom a technológiou batérií môžu tieto zariadenia operovať autonómne po dobu niekoľkých rokov iba s veľmi malou pracovnou triedou alebo s veľkou batériou. Pod pojmom strieda v tomto prípade rozumieme pomer medzi časom kedy je implantát aktívny a spotrebúva energiu a dĺžkou časového úseku, za aký meriame, t.j. periódou. Nízka strieda znamená, že zariadenie je aktívne počas krátkeho časového úseku (meranie, odosielanie údajov, atď.) a zvyšný čas je v režime spánku kedy je jeho spotreba minimálna, ideálne nulová. Tento cyklus sa pravidelne opakuje s istou periódou. Z pohľadu spotreby energie je kritickou časťou systému bezdrôtový komunikačný modul a energia potrebná na prenos dát. Pre zvýšenie životnosti implantátov je možné využiť vstavané zberače energie, ktoré sú schopné získať potrebnú energiu priamo z ľudského tela. Preto existuje rozsiahly výskum na poli zberačov energie a nízko-príkonových obvodov. Takéto zariadenia, schopné získavať energiu zo svojho okolia sa nazývajú aktívne bio-senzorické implantáty (ABSI).

Moderné implantovateľné zariadenia sa spoliehajú na nabíjanie internej batérie a prenos údajov magnetickou indukciou za použitia dvoch cievok tvoriacich vzduchový transformátor. V mnohých prípadoch dokonca batéria nie je nabíjateľná a každé tri až päť rokov je nutné ju vymeniť počas invazívneho operačného zákroku. [1] Takýto prístup k prenosu

energie a dát však vyžaduje, aby budiacia a prijímacia cievka boli v bezprostrednej blízkosti (napr. v kochleárných implantátoch), čo môže obmedzovať pacienta pri pohybe, či brániť vo výkone iného zákroku. Preto sa rádiová komunikácia (RF) javí ako vhodnejšia alternatíva pre prenos informácií z a do implantátu.

II. ZÍSKAVANIE ENERGIE

Ako ich názov napovedá, zberače energie sú schopné získať energiu z okolia (prip. ľudského tela) a premeniť ju na využiteľnú elektrickú energiu. Existuje viacero prístupov k získavaniu energie. V tabuľke 1 sú uvedené niektoré príklady aj s účinnosťou prevodu energie a ich výkonovou hustotou [2-5].

Tabuľka 1: Zdroje elektrickej energie z okolia a ich nominálna účinnosť premeny energie.

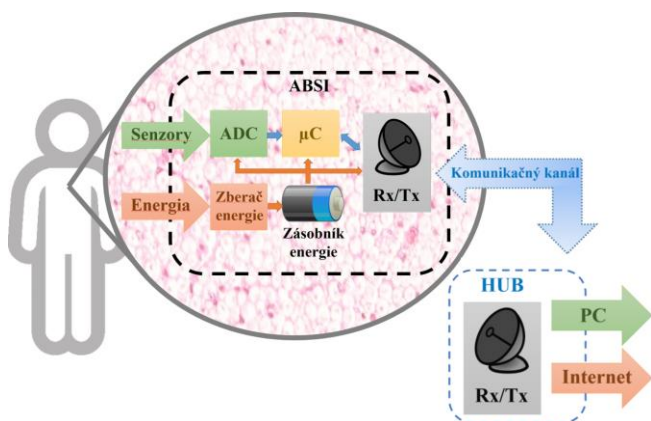
Zdroj energie	Zberač	Účinnosť [%]	Energetická hustota [$\mu W/cm^2$]
Svetlo	solárny článok	10 - 20	$0,15 - 15 \cdot 10^3$
Pohyb / vibrácie	piezoelektrický generátor	20 - 50	200
	elektrostatický generátor		50 - 100
	elektromagnetický		1
Tepelný tok	Peltierov článok	1 - 5	15
Elektromagnetické žiarenie	GSM (900 MHz)	50	0,1
	Wifi (2.4 GHz)		0,001

Z tabuľky 1 je vidieť, že výkon, ktorý dokážu zberače dodať je rádovo v mikrowatoch a tomu treba prispôbiť celý koncept. Taktiež si môžeme všimnúť, že piezoelektrický generátor poskytuje najviac výkonu vzhľadom na rozmery zberača. Tento fakt potvrdzuje aj prezentácia flexibilného tenkovrstvového piezoelektrického PIMNT článku, ktorý podľa [1] dokázal vygenerovať z pohybu laboratórnej myši 0,7 mW a úspešne tak napájať implantovaný DBS. Deklarované parametre tohto článku sú 11 V naprázdno a 0,57 mA nakrátko.

III. KONCEPT ABSI

A. Dostupné riešenia

Súčasná riešenia dlhodobého monitorovania zdravotného stavu pacienta sú založené na pravidelných prehliadkach a vyšetreniach. Zariadenie na kontinuálne sledovanie stavu (napr. srdcovej činnosti po infarkte) sa nazýva holter. Je to externé zariadenie pripojené na elektródy prilepené na hrudi pacienta. Holter monitoruje stav pacienta 24 až 72 hodín a následne sa jeho stav vyhodnocuje. Okrem káblov na pripojenie elektród zvyšuje nepohodlie pacienta aj fakt, že počas doby kedy je pacient monitorovaný sa nemôže kúpať ani sprchovať. ABSI ponúkajú možnosť sledovať stav pacienta kontinuálne a dlhodobo, bez potreby vonkajšieho zariadenia. Implantát v tele neobmedzuje pacienta a môže odosielať dáta o zdravotnom stave pacienta pravidelne cez internet prostredníctvom zabezpečeného protokolu, alebo iba monitorovať stav a informovať o prípadnom zhoršení. Na obr. 1 je znázornený koncept riešenia pre ABSI.



Obr. 1 Koncept navrhovaného riešenia ABSI.

B. Telová sieť - Body Area Network

Podľa štandardu IEEE 802.15 (802.15.4a, 802.15.6) je telová sieť (ďalej len BAN) definovaná ako komunikačný štandard optimalizovaný pre nízko-výkonové zariadenia operujúce v okolí, v tesnej blízkosti alebo vo vnútri ľudského tela slúžiaci na rôzne účely, ako napr. zábava alebo medicína. BAN umožňuje aj komunikáciu viacerých nezávislých implantátov medzi sebou.

Tabuľka 2: Vybrané informácie zo štandardu IEEE 802.15.6

Vybrané údaje a vlastnosti z štandardu IEEE 802.15.4a	
Vzdialenosť	2 m - štandardne 5 m - v špeciálnych prípadoch
Hustota sietí	2 – 4 m ⁻²
Veľkosť siete	Max. 100 zariadení
Spotreba energie uzla	1 mW/Mbps
Globálne pásmo bez potreby licencie	

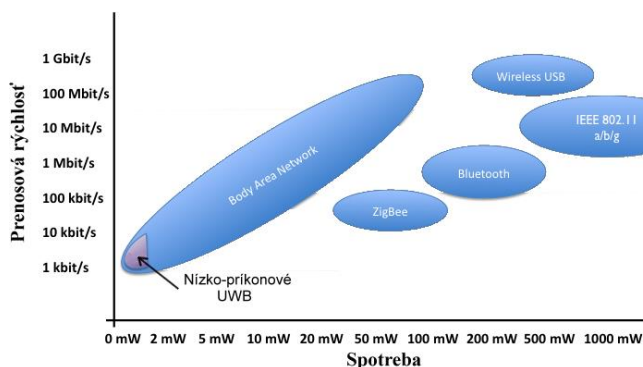
Vybrané údaje a vlastnosti z štandardu IEEE 802.15.4a
Efektívny režim spánku
Peer-to-Peer alebo Multi-point

ABSI odosiela údaje do centrálného bodu (tzv. HUB), ktorý následne môže dáta vyhodnotiť alebo ich odoslať na ďalšie spracovanie. Počas doby kedy je zariadenie mimo siete môže zaznamenané dáta ukladať vo vnútornej pamäti a po opätovnom pripojení ich odoslať. Ďalšou alternatívou je smartfón, ktorý môže plniť úlohu HUB-u.

C. Širokopásmová komunikácia

Aj keď UWB (z angl. Ultra-wideband) je technológia známa vyše 40 rokov jej potenciál pre komunikáciu sa stretol so záujmom až v posledných rokoch. UWB je technológia prenosu veľkého objemu digitálnych dát v širokom spektre (>500 MHz) frekvencií s veľmi malým výkonom a na krátku vzdialenosť. Takýto signál má schopnosť prenikať cez prekážky, ako napríklad steny a dvere, ktoré inak odrážajú signály v užšom pásme a s väčšou energiou. Je porovnateľná s Bluetooth technológiou, ktorá sa stala štandardom pre pripojenie mobilných zariadení a počítačov. Na rozdiel od komunikácie v rozptýlenom spektre, UWB neinterferuje s konvenčnou úzkopásmovou komunikáciou na rovnakých frekvenciách vďaka jej nízkej spektrálnej hustote energie (< - 40 dBm/MHz). Presnosť, nízky výkon a krátky čas prenosu činí UWB vhodným typom komunikácie v prostrediach citlivých na elektromagnetické žiarenie, ako napr.: nemocnice a iné medicínske zariadenia. Širšie spektrum signálu ho činí odolnejším voči rušeniu a viacestnému šíreniu čím sa zvyšuje pravdepodobnosť správneho prenosu. UWB je možné použiť v pozíčných systémoch reálneho času [6].

Z obr. 2 je vidieť, že UWB technológia poskytuje veľkú flexibilitu ako po stránke prenosovej rýchlosti, tak aj energie potrebnej na prenos dát. Aj preto bola zvolená pre zariadenie napájané energetickými zberačmi [7].

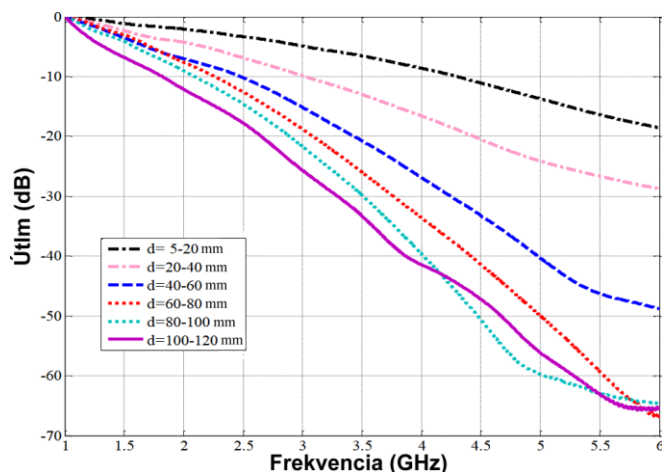


Obr. 2: Porovnanie UWB a iných technológií z pohľadu prenosovej rýchlosti a spotreby energie.

D. Komunikačný kanál

Rádiové vlny musia byť schopné preniknúť z tela do vonkajšieho prostredia a naopak. Prostredie cez, ktoré vlnenie prechádza od vysielača k prijímaču sa nazýva komunikačný kanál. Živé tkanivo má značný útlm na požadovaných

frekvenciách. Na obr. 3 je znázornená závislosť útlmu signálu od hĺbky implantátu v hrudi človeka. [8] Je zrejmé, že s rastúcou hĺbkou a frekvenciou stúpa útlm v tkanive. Tento fakt je potrebné brať do úvahy pri návrhu komunikačného modulu z pohľadu výkonu.



Obr. 3: Závislosť útlmu tkaniva od frekvencie pre rôzne hĺbky implantátu v hrudi človeka smerom k povrchu [8].

IV. KOMUNIKAČNÝ MODUL

Komunikačný modul bude pozostávať z prijímača na frekvencii 2,4 GHz a IR-UWB vysielača. Tým sa vyhneme značnej zložitosti UWB prijímača v ABSI a docielia sa tak zníženie plochy čipu a vlastnej spotreby prijímača. Na druhej strane, HUB bude pozostávať z úzkopásmového vysielača 2,4 GHz a IR-UWB prijímača. Pre túto nesymetričnosť liniek pri implantovateľných senzorických zariadeniach je predpokladom, že implantát odosiela väčšie množstvo dát ako prijíma. Samotný modul bude pozostávať z dvoch základných častí, digitálny back-end a analógový front-end. Vzhľadom na celkový koncept ABSI a výslednú aplikáciu sme zvolili anténu integrovanú na čipe.

V. SÚČASNÉ RIEŠENIA

Ako jedno zo súčasných riešení v tejto oblasti uvádzame miniatúrny jednodomový pacemaker Micra od firmy Medtronic Inc. Ide o 25,9 mm dlhý implantát o hmotnosti 1,75 g obsahujúci celý hardvér a batériu. Prístroj má deklarovanú životnosť 10 rokov. Pritom kapacita batérie je 120 mAh pri nominálnom napätí 3,2 V [9]. Na obr. 4 je znázornený práve spomínaný pacemaker.



Obr. 4: Jednodomový kardiostimulátor Medtronic Inc. Micra

Okrem udržiavania frekvencie srdca, Micra ukladá denné merania po dobu 15 dní a ďalších 80 záznamov o týždennom maxime a minime frekvencie činnosti srdca. Po prekročení tejto doby sa najstarší záznam vymaže nahradí novým [9].

VI. ZÁMER DIZERTAČNEJ PRÁCE A JEJ CIELE

Ako už bolo spomenuté, hlavným zámerom budúceho výskumu bude návrh a optimalizácia spotreby komunikačného modulu v pásmach UWB a 2,4 GHz ISM. Ten má v súčasnosti najvyššiu spotrebu zo všetkých častí ABSI. Výber vhodného kľúčovania má dopad nie len na samotnú energiu potrebnú pre prenos informácií, ale taktiež aj priepustnosť kanála a maximálnu hĺbku umiestnenia implantátu. Spôsob riadenia napájania jednotlivých blokov je taktiež dôležitým aspektom a bude kladený dôraz na čo najmenšiu striedu pri zachovaní dostatočne rýchleho vzorkovania signálov. Ďalej budú preskúvané metódy návrhu nízko-príkonných obvodov pre RF aplikácie. Táto práca počíta s veľmi malým množstvom dostupnej energie získavanej využitím vstavaných zberačov energie, rádo vo 1 až 10 μW . Pri všetkých týchto aspektoch sa bude okrem spotreby hľadať aj na minimalizáciu plochy čipu.

Tento výskum má ďalej umožniť kompletnú integráciu celého ABSI počnúc ADC prevodníkom, mikroprocesorovou jednotkou, zberačom energie a končiac komunikačným modulom aj s integrovanou anténou.

VII. ZÁVER

V tejto práci sme predstavili koncept energeticky autonómneho bio-senzorického implantátu, ktorého úlohou je monitorovanie vitálnych funkcií a odosielanie dát na spracovanie. Zníženie spotreby a využitie energetických zberačov umožní ABSI pracovať kontinuálne a dlhodobo bez potreby relatívne rozmernej batérie, či nutnosti ju dobíjať, prípadne vymeniť počas operačného zákroku.

Monitorovanie a pravidelné odosielanie informácií o zdravotnom stave pacienta a ich vyhodnotenie aj z pohľadia domova zvýši pacientov komfort. Zber údajov v reálnom čase môže okamžite poukázať na prípadné zhoršenie zdravotného stavu.

Hlavným smerovaním ďalšej práce bude návrh komunikačného modulu a následná optimalizácia jeho spotreby. Samotný prenos údajov bude založený na RF komunikácii v UWB pásme postavenom na topológii siete typu BAN. Integrácia všetkých potrebných komponentov aj s anténou na čip zmenší rozmery ABSI a zabezpečí energetickú autonómnosť celého systému.

POĎAKOVANIE

Táto práca bola podporená projektom APVV-15-0245.

REFERENCIE

- [1] Geon-Tae Hwang, et al. Self-powered Deep Brain Stimulation via a Flexible PIMNT Energy Harvester. *Energy Environ. Sci.*, 2015.
- [2] R. Vullers, R. Schaijk, H. Visser, J. Penders, and C. Hoof. Energy Harvesting for Autonomous Wireless Sensor Networks. *Solid-State Circuits Magazine, IEEE*, 2(2):29–38, 2010.
- [3] P. Spies, M. Pollak, and G. Rohmer. Power management for energy harvesting applications. 2007.
- [4] R. Vullers, R. van Schaijk, I. Doms, C. V. Hoof, and R. Mertens. Micropower energy harvesting. *Solid-State Electronics*, 53(7):684 – 693, 2009. Papers Selected from the 38th European Solid-State Device Research Conference (ESSDERC 2008).
- [5] S. Evanczuk. Low-voltage DC-DC Converters Build Efficient Power Management into Energy Harvesting Designs. *Energy Harvesting Solution*, 2011.
- [6] S. Mohammad-Sajad Sadough, A tutorial on ultra wideband modulation and detection schemes, 2009
- [7] IEEE 802.15 working group for WPAN & Task group 6 for BANs. <http://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html>
- [8] A. Khaleghi, R. Chávez-Santiago, and I. Balasingham, An improved ultra wideband channel model including frequency-dependent attenuation for in-body communications, 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS
- [9] Medtronic Inc., špecifikácia produktu Micra. <http://www.medtronic.com/content/dam/medtronic-com/products/cardiac-rhythm/pacemakers/micra-pacing-system/documents/2016-04-micra-specification-sh>