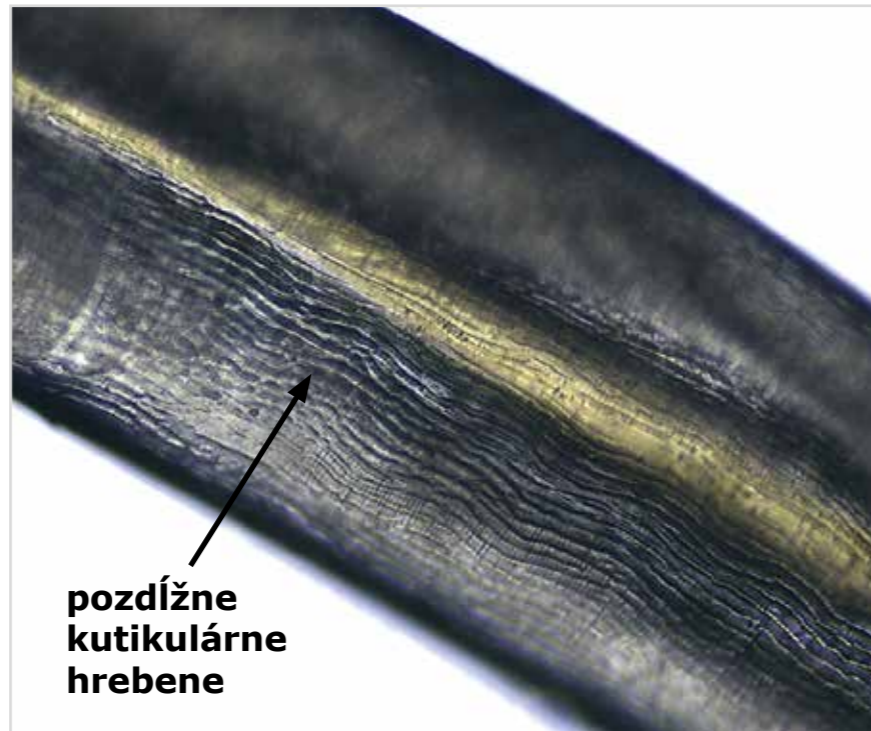


(obr. 5). Na záver sa na základe molekularnej analýzy s využitím PCR dokázala prítomnosť DNA *D. repens*.

Zhrnutie

Predstavili sme v poradí 9. a 10. prípad autochtónnej dirofilariózy na Slovensku. Autochtónny pôvod dirofilariózy predpokladáme aj u pacienta, ktorý je vodičom kamióna a cestuje do zahraničia. Pracovná trasa, ktorú vykonával, bola zo Slovenska do Nemecka a Dánska. V oboch týchto zahraničných krajinách doteraz dokumentovali iba po jednom prípade humánnej dirofilariózy. Dokonca v Dánsku išlo iba o importovaný prípad humánnej dirofilariózy z gréckeho ostrova Kréta. Prevažná väčšina diagnostikovaných prípadov humánnej dirofilariózy bola zaznamenaná v juhozápadných územiach Slovenska, ktoré sa považujú za endemické pre výskyt psej dirofilariózy. Do budúca možno očakávať stúpajúci počet infikovaných pacientov na našom území, čo potvrdzuje zatiaľ najvyšší počet (4 humánne dirofilariózy v roku 2018) diagnostikovaných prípadov v rámci jedného roka.



Obr. 5: Mikromorfologická identifikácia (foto: Boldiš, Ondriska).

Literatúra

- Argy N, Sabou M, Billing A, Hermsdorff CH, Candolfi E, Abou-Bacar A (2011). A first human case of ocular dirofilariasis due to *Dirofilaria repens* in Northeastern France. *J. Trop. Med.*, Article ID 698647, doi: 10.1155/2011/698647.
- Babal P, Kobzova D, Novak I, Dubinsky P, Jalili N (2008). First case of cutaneous human dirofilariasis in Slovak Republic. *Bratisl. Lek. Listy*, 109:486-488.
- Genchi C, Rinaldi L, Cascone C, Mortarino M, Cringoli G (2005). Is heartworm disease really spreading in Europe? *Vet. Parasitol.*, 133 (2): 137-148.
- Hrčková G, Kuchtova H, Miterpakova M, Ondriska F, Cibiček J, Kovacs S (2013). Histological and molecular confirmation of the fourth human case caused by *Dirofilaria repens* in a new endemic region of Slovakia. *J. Helminthol.*, 87: 85-90.
- Janjetović Z, Arar Z. V, Paradzik M. T, Sapina L, Bitunjac M, Lojen G, Marinculić A (2010). Ocular dirofilariasis: a case report. *Acta Med. Croatica*, 64 (1): 41-45 [Article in Croatian].
- Khoramnia R, Wegner A (2010). Subconjunctival *Dirofilaria repens*. *N. Engl. J. Med.*, 363, 25: e37.
- Miterpakova M, Antolova D, Humnikova Z, Dubinsky P, Pavlačka A, Nemeth J (2010). *Dirofilaria* infections in working dogs in Slovakia. *J. Helminthol.*, 84: 173-176.
- Ondriska F, Forgáč F, Hrčková G, Boldiš V (2016). Case report of autochthonous ocular dirofilariasis in SR. *LabMED*, 8: 25-26 [Article In Slovak].
- Ondriska F, Lengyel D, Mitterpakova M, Lengyelova B, Streharova A, Dubinsky P (2010). Human dirofilariasis in the Slovak Republic - a case report. *Ann. Agric. Environ. Med.*, 17: 169-171.
- Svobodová V, Svobodová Z, Beladičová, V, Valentová D (2005). First case of canine dirofilariasis in Slovakia: a case report. *Vet. Med. Czech.*, 50 (11): 510-512.
- Vasičkova D, Klisenbauer D, Juhas T, Moravec F, Uhlíkova M, Hubner J, Koňakova G (1992). Isolation of *Dirofilaria repens* in a vitreoretinal lesion. *Čs. oftalmol.*, 48 (4): 274-277 [Article In Slovak].

Senzorický uzol ako aktívna, energeticky autonómna implantovateľná zdravotnícka pomôcka

Úvod a motivácia

Zdravotnícka starostlivosť, podobne ako aj iné oblasti spoločenského života, priemyslu a vedy, podlieha neustálej inovácii a modernizácii. Rozvoj technológií pre modernizáciu zdravotníctva bol určený hlavne dvomi veľkými míľnikmi, ktoré sa významným spôsobom podpísali na formovaní zdravotníckej starostlivosti. Prvým bol vznik interdisciplinárnej vednej oblasti a zavedenie pojmu bioelektronika, ktorá vo všeobecnosti združuje niekoľko vedných smerov. Komplexná oblasť bioelektroniky je ale charakterizovaná veľmi malým podielom

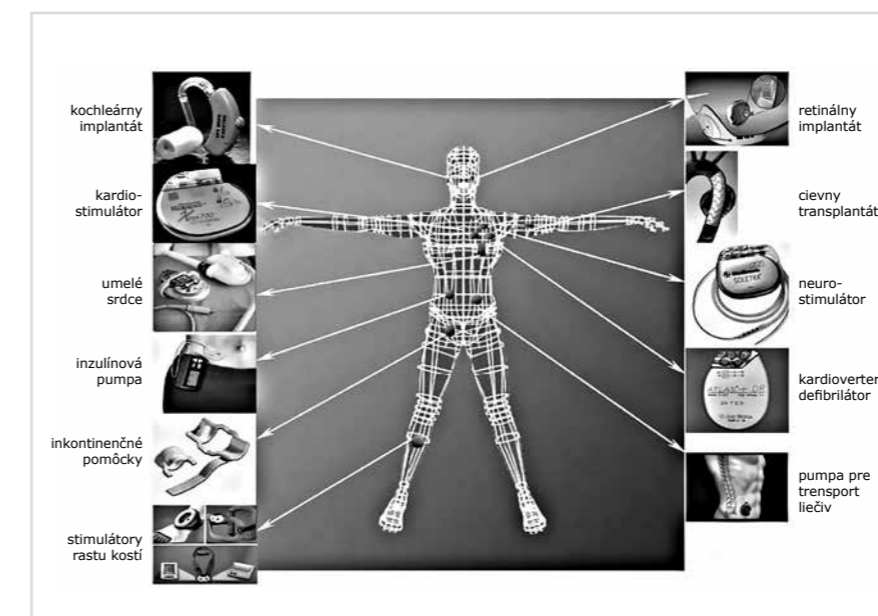
troch významných oblastí – polovodičové technológie, zdroje energie a princípy/koncepty. V súčasnosti sú však paradoxne vzhľadom na svoje podiel práve tieto tri oblasti limitujúcim faktorom pri širšom nasadení senzorov a biosenzorov v reálnych biomedicínskych aplikáciách (1).

Druhým míľnikom, ktorý priamo ovplyvnil smerovanie zdravotníckej starostlivosti v zmysle budovania tzv. paciento-centrickeho systému, je rozvoj elektronického zdravotníctva (e-Health) v kombinácii s telemetriou (1). Výsledkom tohto spojenia je tak zavedenie nového konceptu známeho

VYPRACOVALI

Viera Stopjaková,
Martin Kováč,
Miroslav Potočný,
Daniel Arbet
Slovenská technická univerzita v Bratislave, Fakulta elektrotechniky a informatiky

ako domáca elektronická zdravotná starostlivosť (Telemedicine in Homecare), ktorá je významne determinovaná úrovňou a kvalitou monitorovacích, transportných a spracovateľských služieb. Základnou sieťou systému je tzv. **bezdrôtová telová sieť** (Wireless Body Area Network, **WBAN**), ktorej základnou stavebnou jednotkou je senzorický uzol alebo hub. V prípade jeho umiestnenia v ľudskom tele nadobúda charakter **aktívnej implantovateľnej zdravotníckej pomôcky (AIZP)** (obr.1), ktorá sa podľa Smernice Rady 90/385/EHS považuje za aktívnu zdravotnícku pomôcku s určitými špecifikáciami, teda ako zdravotnícka pomôcka, ktorej činnosť závisí od zdroja elektrickej energie alebo iného zdroja energie, nie však od energie vytvorenej priamo ľudským organizmom alebo gravitáciou (3). Táto časť definície je dôležitá z pohľadu nutnosti existencie „stáleho“ zdroja energie vo forme batérie, čo je v čiastočnom konflikte s narastajúcim trendom úplnej energetickej autonómnosti v podobe nahradenia batérie interným **zberačom energie (ZE)** z obnoviteľných zdrojov (1, 2, 4, 5, 6, 7), zvyčajne



Obr. 1: Rozmanitosť aplikácií implantovateľných zdravotníckych pomôcok (2).

Tabuľka 1: VYBRANÉ ZDRAVOTNÍCKE POMÔCKY A APLIKÁCIE S ICH CHARAKTERISTICKÝMI PARAMETRAMI

Aplikácia	Príkon	Špecifikácie			Zdroj energie
		ADC/DAC	Procesor	Komunikácia	
kardiostimulátor, kardioverter-defibrilátor	< 10 μ W (8), < 100 μ W (9)	1 kSPS, 8b ADC (8)	1 kHz DSP (8)	induktívny prenos (8)	primárna batéria, životnosť 10 rokov (8, 9)
sluchová pomôcka	100 – 2000 μ W (8,9)	16 kSPS, 12b ADC (8)	32 kHz – 1 MHz DSP (8)	telecievka (8)	sekundárna batéria, životnosť 1 týždeň (8, 9)
analogový kochleárny procesor	200 μ W (8,9)	16, 1 kSPS, 8b ADC (8)	analogové DSP (8)	induktívny prenos (8)	sekundárna batéria, životnosť 1 týždeň (8, 9)
neuromonitor, neurostimulátor	1 – 10 mW (8), 1 – 100 mW (9)	až 1000 kanálov 100 kSPS, 8b ADC (8)	-	vysokorychlostný induktívny prenos (8)	externá batéria, inductívny prenos (8, 9)
retinálny implantát	250 mW (8), 40 – 250 mW (8)	10 kSPS, 4b DAC (na 1 elektródu) (8)	bez vstavaného DSP (8)	vysokorychlostný induktívny prenos (8)	externá batéria, inductívny prenos (8, 9)
WBAN monitoring	140 μ W (8), < 100 μ W (9)	1 kSPS, 12b ADC (na 1 kanál) (8)	< 10 MHz DSP (8)	elektromagnetický prenos, ďalšie pole (8)	primárna batéria (8, 9)
umelé srdce	10 – 100 W (9)	-	-	-	externý zdroj, inductívny prenos (8, 9)

ADC/DAC – prevodník analóg-digitál/digitál-analóg, DSP – digitálne spracovanie signálov, kSPS – 103 vzoriek za sekundu.

realizovaných ako **mikrosystémy** (Micro-Electro-Mechanical Systems, **MEMS**). Jedinou terajšou všeobecnou alternatívou je súčinné použitie viacerých zberačov vzhľadom na ich nízku a časovo nestálu výkonovú (plošnú/objemovú) hustotu, ktorá sa pohybuje v jednotkách/desiatkach μ W/cm², respektíve μ W/cm³.

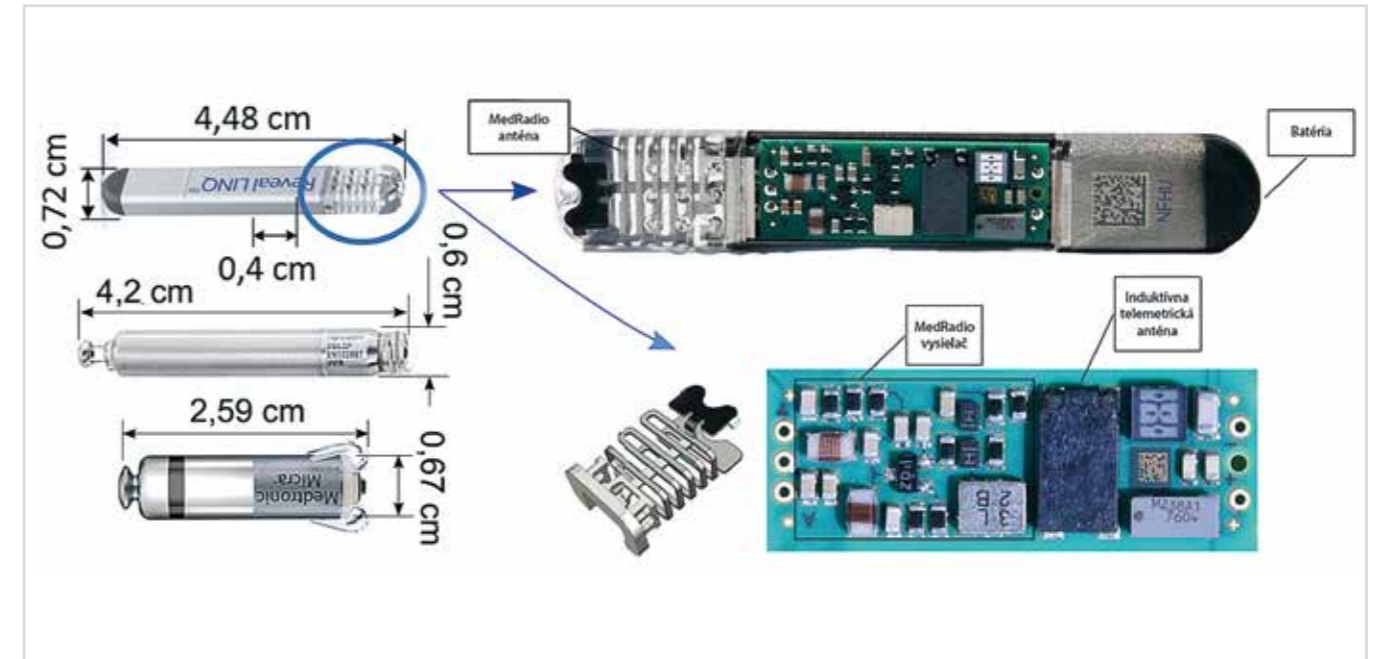
V súčasnosti existujú (zatiaľ len v rámci výskumnej sféry) niektoré perspektívne prototypy zberačov energie, ktoré disponujú dostatočnou výstupnou výkonovou (energetickou) plošnou hustotou na zabezpečenie energetických a priestorových požiadaviek komplexných AIZP systémov, akými sú napríklad ultranízkoenergetické kardiostimulátory (tabuľka 1, obr. 2). Napríklad pán Deterre vo svojej práci deklaruje hustotu energie 3-6 μ J/cm³ na cyklus v prípade kinetického zberača na báze piezoelectricity, čo pre kardiostimulátor predstavuje pomerne perspektívne riešenie (4). Mnohé z AIZP systémov však vykazujú nároky, ktoré stále nie je možné úplne výkonovo (energeticky) pokryť v ich širšom spektre pracovných podmienok

(4, 8, 9). Z tohto pohľadu môžeme hovoriť o čiastočnej energetickej autonómnosti v súčinnosti s iným stálym zdrojom energie, teda batériou. V takomto prípade sú ZE označované ako doplnkové zdroje energie. Alternatívou sú tzv. **externé zberače energie (EZE)** realizované najčastejšie na princípe induktívneho, elektromagnetického, akustického (ultrazvukového), prípadne vodivostného bezdrôtového prenosu energie, ale aj iných (1, 5, 7, 11). Tieto princípy korešponujú tiež s princípmi používanými v bezdrôtovej komunikácii, ktoré sú už súčasťou bežnej klinickej praxe s výnimkou induktívneho prenosu energie ako štandardným riešením (tabuľka 1). Dobrým príkladom sú opäť inovatívne kardioaplikácie (obr. 2), kde kardiomonitor *Reveal LINQ* využíva kombináciu induktívneho (telemetrická anténa) a elektromagnetického (MedRadio anténa) princípu bezdrôtovej komunikácie, pričom *MICRA* využíva len posledne zmieňovaný. *NANOSTIM™* zase využíva vodivosť ľudského tkaniva na tvorbu komunikačného kanála, pričom generovanie signálu sa uskutočňuje prostredníctvom vstavaných elektród (12). Akustické

riešenie je možné zase nájsť v AIZP zvanom Wi-CS (13).¹ Voľba adekvátneho riešenia pre zdravotnícke pomôcky a aplikácie je priamo ovplyvnená špecifickými faktormi a požiadavkami, ktoré sú na systém kladené. Takými sú napríklad hĺbka implantátu, hustota integrácie, modularita a kompaktnosť systému, možnosť zabezpečenia komunikačného prenosu mimo bezprostrednej vzdialenosti pacienta a pod. (5).

Mnoho súčasných AIZP používaných v klinickej praxi je realizovaných vo forme diskretných súčiastok, tzv. „off the shelf“ riešenie (obr. 2). Toto riešenie je síce efektívne z pohľadu elektrických vlastností (4, 14), z hľadiska priestorovej realizácie však nepredstavuje optimálne riešenie. Kritickými prvkami sú hlavne MEMS štruktúry zahrňujúce pasívne časti ZE, respektíve komunikačného podsystemu a moderné zásobníky energie, ktoré

¹ Ani jedno zo zmieňovaných AIZP nepodporuje možnosť bezdrôtového prenosu energie za účelom napájania systému.

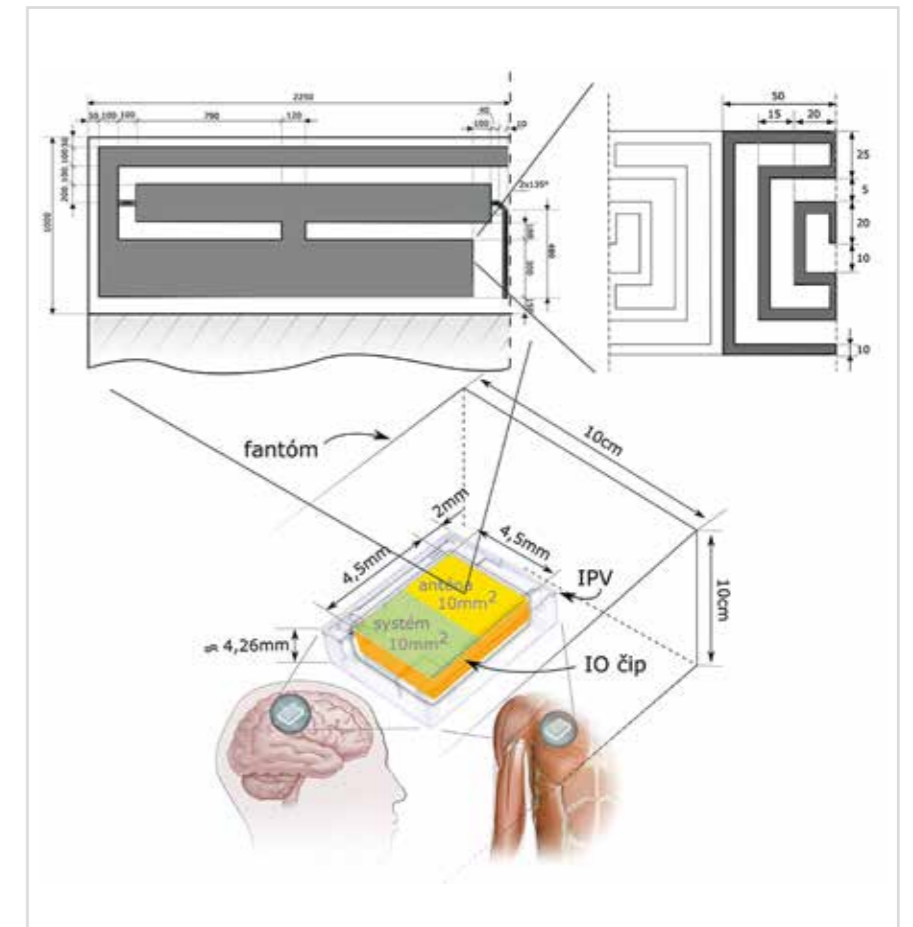


Obr. 2: Zhora vľavo: kardiomonitor *Reveal LINQ* (10), kardiostimulátor *NANOSTIM™* a *MICRA*, vpravo: vnútorná štruktúra *Reveal LINQ*.

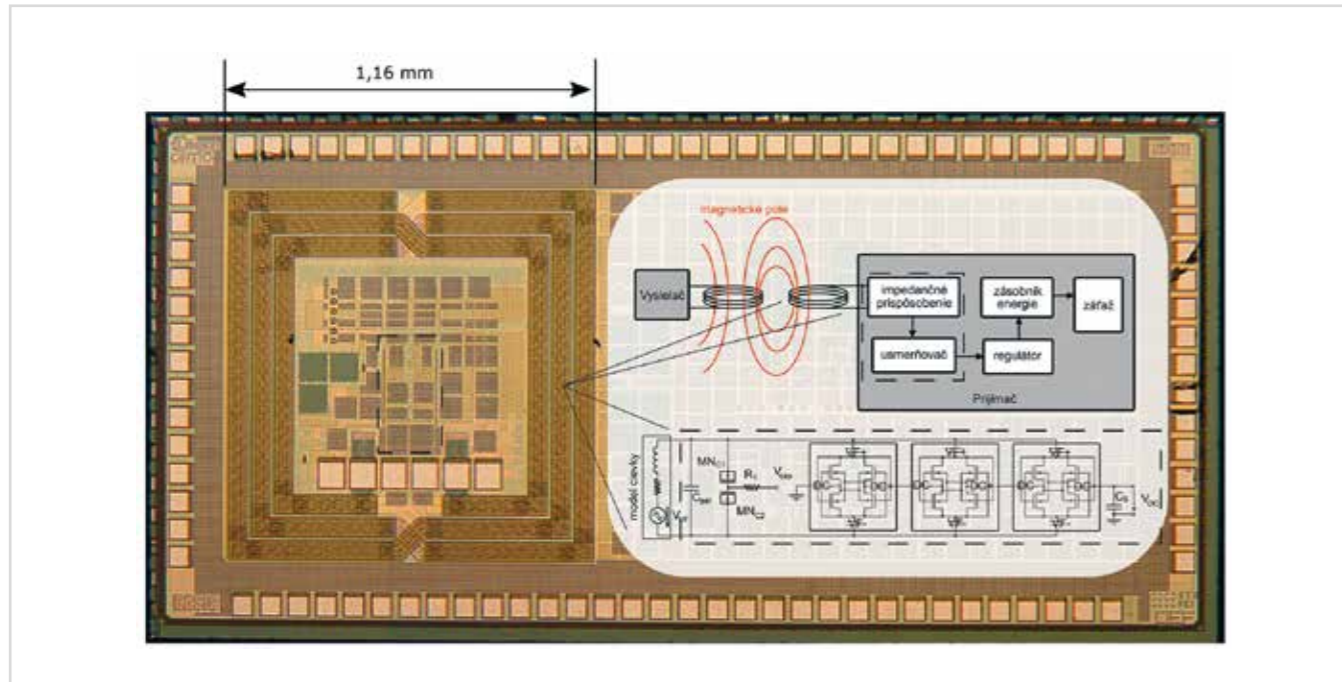
zaberajú zvyčajne viac ako polovicu plochy celého systému. Z vyššie uvedeného je tak evidentné, že pretrvávajúce **energetické a priestorové nároky AIZP systémov** sú hlavnými limitujúcimi faktormi a zároveň ústrednou témou **nízkoenergetických a nízkonapäťových integrovaných obvodov (IO) a MEMS**.

Príspevek k rozvoju AIZP z pohľadu energetickej a priestorovej náročnosti

Súčasný trendy inklinujú k realizácii AIZP vo forme **systému v puzdre** (System in Package, **SiP**), respektíve **systému na čípe** (System on Chip, **SoC**) ako náprotivok k diskretnému riešeniu (4, 14) pri zachovaní odporúčaných priestorových požiadaviek < 1 cm², respektíve < 1 cm³. V prípade konceptu SoC vysiela/prijímacia anténa ako pasívna časť komunikačného subsystému patrí medzi priestorovo náročné štruktúry. Avšak v porovnaní s MEMS štruktúrami spravidla reprezentuje planárnu štruktúru a jej kompaktnosť sa dá za určitých okolností (diskretná realizácia) optimalizovať použitím trojrozmerného prístupu k návrhu celého systému. Je však možný i opačný postup, t. j. vytvoriť MEMS štruktúry s väčšou výkonovou plošnou hustotou (v prípade ZE) či vyššou plošnou kapacitou (v prípade



Obr. 3: Navrhnutý koncept riešenia OCA pre AIZP (rozmery OCA sú v um).



Obr. 4: Mikrofotografia čipu s integrovaným ZE.

zásobníkov energie). To by taktiež viedlo k ich miniaturizácii a energetickej autonómnosti pri zachovaní primárnych parametrov AIZP systémov. Tento spôsob je síce možný, ale oveľa zložitejší z hľadiska náročnosti výroby MEMS (4). Z toho dôvodu sa výskum realizovaný na oddelení návrhu a testovania IO v Ústave elektroniky a fotoniky FEI STU sústreďuje na zvýšenie kompaktnosti a zníženie energetickej náročnosti prostredníctvom návrhu nízkopriekonových, respektíve nízkonapäťových IO, nových MEMS štruktúr (zberač energie) a antén integrovaných priamo na čipe (On-Chip Antenna, OCA). To znamená, že navrhujeme SoC s podporou inovatívneho konceptu a celý systém bude možné vyrobiť v štandardnom CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) výrobnom procese. Takéto riešenie môže tiež prispieť k zvýšeniu spoľahlivosti, zníženiu nákladov a k celkovému zvýšeniu reprodukovateľnosti výroby.

Principiálne schéma konceptu reprezentujúceho príspevok k rozvoju miniaturizácie AIZP a redukcie spotreby energie prostredníctvom zásahu od pasívnych častí komunikačného subsystému je zobrazená na obr. 3. AIZP je tvorená čipom vyrobeným v štandardnej 130 nm CMOS polovodičovej výrobnéj technológii. Priamou súčasťou čipu je OCA nachádzajúca sa v hornej

časti systému. Táto integrovaná anténa je navrhnutá zákazníckym prístupom (nie je potrebné externé prispôsobenie) s využitím širokopásmovej (Ultra-WideBand, UWB) komunikácie v rozsahu 1,41 – 5 GHz na báze ďalekého elektromagnetického poľa. Čip je obalený tzv. izolačnou prispôsobovacou vrstvou (IPV) tvoriacou zároveň biokompatibilné puzdro s veľmi vysokou permitivitou porovnateľnou s permitivitou mäkkého tkaniva. Táto vrstva je z konceptného pohľadu kľúčová a dokáže zvýšiť radiačnú účinnosť antény až o 20 – 30 dB v závislosti od pracovnej frekvencie. Inak povedané, IPV vrstva dokáže v prvom priblížení zvýšiť komunikačnú vzdialenosť 10- až 32-násobne v porovnaní s OCA bez IPV vrstvy. V porovnaní s diskretným riešením je možné očakávať približne rovnaké radiačné parametre pri miernej redukcii plochy a zjednodušení modularity AIZP. Pre zaujímavosť, anténa z obr. 2 má zisk približne -26,5 dBi v MICS (402 – 405 MHz) frekvenčnom pásme pri rozmeroch 1,2 cm × 0,72 cm × 0,4 cm (10), pričom OCA z obr. 3 má zisk približne -10 dBi² v ISM (2,45 GHz) frekvenčnom pásme pri rozmeroch čipu s IPV vrstvou 0,85 cm × 0,85 cm × 0,426 cm (15). Musíme však podotknúť, že doposiaľ bola uskutočnená verifikácia konceptu len na základe numerických simulácií, pričom sa v blízkej budúcnosti uvažuje aj o fyzickej

implementácii vo forme prototypových čipov.

V rámci výskumného projektu sa podarilo navrhnuť a zrealizovať iný prototypový čip, ktorého výskum bol taktiež zacielený na ZE integrované priamo na čipe (obr. 4). Ide o symetrický multivrstvový ZE (na obrázku je len jeho interná časť) využívajúci primárne princíp prenosu energie na základe vzájomnej väzby uskutočnenej prostredníctvom magnetického indukčného toku. Práve induktívny princíp prenosu energie patrí medzi málo prístupov, ktoré umožňujú priamu realizáciu ZE ešte na topografickej úrovni IO bez vplyvu prídavných postprocesných krokov, tak ako je to nutné v prípade MEMS štruktúr či SiP prístupu k návrhu AIZP (16). Aj keď je induktívny princíp prenosu energie v rámci AIZP pomerne rozšírený (tab. 1), jeho aplikácia je výhradne možná len v prípade podkožných implantátov, výnimočne v prípadoch AIZP so strednou hĺbkou implantácie (11, 16, 17). To vyplýva z prirodzenej povahy väzbového koeficientu medzi externou a internou časťou ZE, ktorý je významne degradovaný s narastajúcou

² Bez prítomnosti mäkkého tkaniva s uvažovaním spätných strát.

hĺbkou implantácie a miniaturizáciou rozmerov ZE, čo sa negatívne odzrkadľuje na celkovej účinnosti prenosu energie. V prípade ZE integrovaných na čipe je spravidla deklarovaná účinnosť $\leq 1\%$ (17) za cenu zvýšenia kompaktnosti (len 1,16 × 1,16 mm). Nami navrhnuté riešenie dokáže čiastočne kompenzovať tento nedostatok zvýšením indukčnosti a kvality internej časti ZE o 34 % a 20 % v porovnaní s existujúcimi riešeniami v príslušnej technológii (16). ZE je tiež vybavený prispôbovacím obvodom na 200 MHz a využíva napäťový usmerňovač/násobič (vyznačený prerušovaným obdĺžnikom) navrhnutý technikou tzv. dynamického riadenia substrátovej elektródy tranzistorov (obr. 4) (18). V súčasnosti sa prototypový čip nachádza v štádiu testovania, pričom sa uvažuje aj o jeho ďalšej inovácii v podobe rozšírenia o prípadnú adaptívnu reguláciu prispôbovacieho člena smerom k zvýšeniu účinnosti alebo výstupného výkonu. Modifikácia zberača energie na diferenciálnu topológiu umožní ďalšie zdvojnásobenie výstupného napätia v porovnaní s aktuálnym riešením.

Záver

Implantovateľné medicínske zariadenia sú v dnešnej dobe už neoddeliteľnou súčasťou zdravotníckej starostlivosti a zvyšovania kvality života pacientov. Patria sem zariadenia od bežných pasívnych protéz (telesných náhrad) až po sofistikované a komplexné systémy, akými sú práve AIZP. V súčasnosti však ich energetické, priestorové, ale i konštrukčné nároky značným spôsobom obmedzujú nasadenie integrovaných zberačov energie. Problém úplnej energetickej autonómnosti AIZP teda naďalej pretrváva vo výskumnej i v aplikačnej sfére. Súčasný stav rozvoja ZE je sústredený predovšetkým na využitie externých ZE, najmä induktívneho princípu prenosu energie, ktorý je však v prípade väčšej hĺbky implantácie postupne nahradzovaný akustickým a vodivostným princípom bezdrôtového prenosu. Induktívny, ako aj elektromagnetický prenos však čerpajú z benefitu možnosti priamej integrácie na čip v jeho samotnom procese návrhu, čím je možné prispieť

k vyššej spoľahlivosti, reprodukovateľnosti a zníženiu finančných nákladov na výrobu kompaktných AIZP systémov. Tieto riešenia však majú i svoje nevýhody, pričom niektoré z nich boli predstavené v tomto príspevku spolu s navrhnutými vylepšeniami smerom k aplikovateľnosti antén a ZE integrovaných priamo na čipe pre štandardný CMOS výrobný proces.

Podakovanie

Článok je jedným z výstupov výskumnej práce projektu s názvom „Centrum výskumu závažných ochorení a ich komplikácií“, „ITMS projektu: 26240120038“. Projekt je spolufinancovaný zo zdrojov EÚ „Podporujeme výskumné aktivity na Slovensku“.

Tento výskum bol taktiež podporený výskumným grantom APVV15-0254.

Literatúra

1. Stopjaková V, Kováč M. Aktívne biosenzorické/senzorické implantáty-výskum, obmedzenia a riešenia. Transfer. 2015;7(1):19–21.
2. Wei X, Liu J. Power sources and electrical recharging strategies for implantable medical devices. Frontiers of Energy and Power Engineering in China. 2008; 2(1): 1–13.
3. Directive 90/385/EEC. Active Implantable Medical Devices [online]. <http://ec.europa.eu/growth/single-market/european-standards/harmonised-standards/implantable-medical-devices>. Accessed October 22, 2018.
4. Deterre, M. Toward an Energy Harvester for Leadless Pacemakers. Paris, France: Université Paris Sud; 2013.
5. Basaeri H, Christensen DB, Roundy S. A review of acoustic power transfer for bio-medical implants. Smart Materials and Structures, 2016; 25(12).
6. Ben Amar A, Kouki AB, Cao H. Power Approaches for implantable medical Devices. Sensors (Basel). 2015;15(11): 28889–28914.
7. Xu H, Handwerker J, Ortmanns M. Telemetry for implantable medical devices: Part 2-power telemetry. IEEE Solid-State Circuits Magazine. 2014; 6(3): 60–63.
8. Chandrakasan PA, Verma N, Daly CD. Ultralow-power electronics for biomedical Applications. Annual review of biomedical engineering, 2008;10:247–274.
9. Ritter R, Handwerker J, Liu T, Ortmanns M. Telemetry for implantable medical devices: Part 1-media properties and standards. IEEE Solid-State Circuits Magazine. 2014; 6(2): 47–51.
10. Kirkwood M, Shah Y. Medtronic Reveal LINQ LNQ11 antenna information [online]. 2013 <http://fccid.net/document.php?id=2088509#axzz3TiB3j7ve>. Accessed October 24, 2018.
11. Shadid R, Noghmanian S. A Literature survey on wireless power transfer for biomedical devices. International Journal of Antennas and Propagation, 2018; 2018.
12. Bhatia N, El-Chami M. Leadless pacemakers: a contemporary review. J Geriatr Cardiol. 2018;15(4):249–253.
13. Seriwala HM, Khan MS, Munir MB, et al. Leadless pacemakers: A new era in cardiac pacing. Journal of Cardiology, 2016; 96(1):1–5.
14. Shamim, A. Wireless System on Chip and System-on-Package Design for Biomedical Applications. Ottawa, Canada: Carleton University; 2009.
15. Kováč M, Stopjaková V, Arbet D, et al. Improved UWB antennas in novel IC concept for active implantable medical devices. In: ADEPT 2016: 4th International conference on advances in electronic and photonic technologies. Tatranská Lomnica, Slovakia: 1. vyd. Žilina: University of Žilina; 2016:111–114.
16. Kováč M, Stopjaková V, Arbet D, et al. Investigation of on-chip coil in 130 nm standard CMOS for WPT and bio-applications. In: ICETA 2016: 14th International conference on emerging eLearning technologies and applications. Tatranská Lomnica, Slovakia: Danvers: IEEE; 2016:177–182.
17. Zargham M, Gulak PG. Maximum achievable efficiency in near-field coupled power-transfer systems, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2012; 6(3):228–245.
18. Potočný M, Kováč M, Arbet D, et al. A 200 MHz RF wireless power transfer receiver for implantable medical devices fully integrated in 130 nm CMOS. In BEC 2018: 16th Biennial baltic electronics conference. Tallinn, Estonia: Danvers: IEEE; 2018.