

ANALÝZA VLIVU ELEKTROMAGNETICKÉHO POLE EMITOVANÉHO PŘI OBLOUKOVÉM SVAŘOVÁNÍ NA FUNKCI KARDIOSTIMULÁTORU

Tomáš Souček¹, Aleš Richter¹, Mahdi Abdel-Haq²

¹Fakulta zdravotnických studií, Technická Univerzita v Liberci, Liberec

²Staatliche Studienakademie Bautzen, Berufsakademie Sachsen, Bautzen

ABSTRAKT

Pacienti s kardiostimulátory, nebo kardioverter-defibrilátory jsou vystaveni určitému riziku ovlivnění tohoto zařízení okolními zdroji elektromagnetického pole. Jedním ze zdrojů potenciálně nebezpečného pole je oblouková svářečka. Cílem tohoto příspěvku je představit prováděný výzkum zaměřený na analýzu funkce kardiostimulátoru při sváření. V první části výzkumu je prováděno in-vitro měření s 9 kardiostimulátory, které jsou testovány při sváření metodou MIG. Pomocí programeru jsou sledovány odezvy kardiostimulátorů, z nichž budou vyvozeny bezpečné podmínky pro sváření pacienty s kardiostimulátory. V příspěvku jsou popsány metody použité ve výzkumu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektromagnetická interference, EMI, kardiostimulátor, sváření, elektromagnetické pole

ÚVOD

Problematika elektromagnetické kompatibility srdečních implantabilních elektronických zařízení (CIED) je stále aktuálním tématem. Mezi tato zařízení patří například kardiostimulátory (PCM) a kardioverter-defibrilátory (ICD) jež slouží pro léčbu poruch srdečního rytmu. Přístroje snímají elektrickou srdeční aktivitu a v případě potřeby je aplikován stimulační impuls, nebo defibrilační výboj pro zajištění optimální funkce srdce. Pokud se pacient s CIED setká se zdrojem elektromagnetického pole (EMP), může za určitých okolností emitované pole ovlivnit funkci srdečního přístroje, což může mít pro pacienta vážné důsledky. [1, 2, 4]

Mezi potenciálně nebezpečné zdroje patří také technika pro svařování elektrickým obloukem. Zdroj svařovacího proudu je schopen generovat stovky ampér a být tak zdrojem silného magnetického pole. Bylo už zaznamenáno mnoho případů, kdy k ovlivnění funkce PCM nebo ICD při sváření došlo, např. jak popisuje [3]. Jelikož jde o zdroj představující potenciální riziko, mnoho lékařů dává doporučení se mu vyhybat. Pro zachování bezpečí pacientů s co nejmenším množstvím omezení v běžném životě je třeba detailněji zkoumat vlivy jednotlivých přístrojů a stanovit meze jejich bezpečného používání. Tento článek se zaměřuje na testování funkce kardiostimulátorů za podmínek, kterým je pacient vystaven při svařování.

MATERIÁLY A METODY

Experimenty probíhají ve dvou fázích. Nejprve je v okolí svářecí techniky mapováno emitované elektromagnetické pole. Jako zdroj rušení je využita svářecí stanice TransSynergic 2700. Tato stanice obsahuje invertorový zdroj, sváření probíhá tavící se elektrodou v ochranné atmosféře za použití inertních plynů (metodou MIG), použit je stejnosměrný proud s maximálním možnou hodnotou 270A.

K mapování elektromagnetického pole je využit spektrální analyzátor Spectran NF-5030 s měřícím rozsahem 1Hz – 1 MHz. Tento rozsah odpovídá oblasti zájmu, jelikož především v nízkofrekvenční rušení představuje riziko pro interferenci s kardiostimulátory. [4]

Měření je prováděno ve třech oblastech. První oblast je v bezprostřední blízkosti zdroje svářecího proudu. Druhá v okolí kabelu vedoucího proud ke svářecí elektrodě, což může mít význam, pokud se kabel nachází při sváření v blízkosti pacientova hrudníku, nebo si jej pacient podepře ramenem. Třetí je oblast samotného místa svařování, zde analyzujeme případ, kdy se pacient nevhodně nahýbá hrudníkem k bodu sváru. Naměřené hodnoty jsou prvním srovnání s bezpečnými intenzitami polí, jak uvádí například [5, 6].

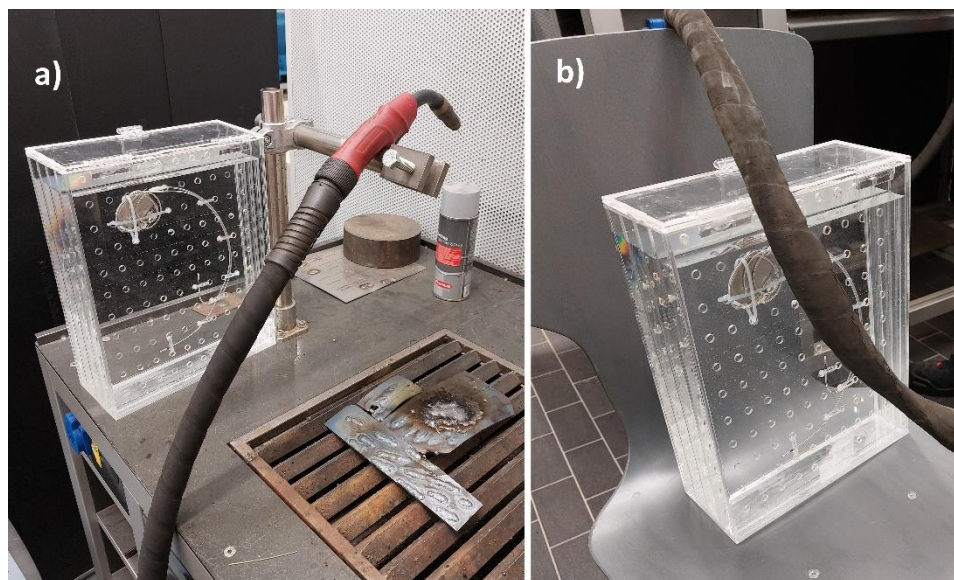
Ve druhé fázi je provedeno měření in-vitro, kdy jsou rušení vystaveny samotné kardiostimulátory. Testováno je 9 kardiostimulátorů od výrobce Biotronik, jsou zahrnuty jak jednodutinové, tak dvoudutinové přístroje v unipolární i bipolární konfiguraci. Nastavení přístrojů je ponecháno v původním stavu po explantaci, je pouze nastavena jednotná stimulační frekvence, a minimální senzitivita. Nastavení jednotlivých přístrojů je v Tab 1.

Tab. 1: Parametry použitých kardiostimulátorů

Model	Stimulační režim	Stimulační frekvence [bpm]	High rate A/V [bpm]	Senzitivita A/V [mV]	PVARP [ms]	Mode switch [bpm]
Enitra 8 DR-T	DDDR	60	180/180	0,1/0,5	225	160
Enitra 8 DR-T	DDDR	60	150/150	0,1/0,5	225	160
Etrinsa 8 DR-T	DDDR	60	180/180	0,1/0,5	225	160
Evia DR-T	DDDR	60	200/180	0,1/0,5	250	160
Effecta DR	DDDR	60	200/180	0,1/0,5	250	160
Enticos 4 DR	DDDR	60	180/180	0,1/0,5	225	140
Entovis DR-T	DDDR	60	200/180	0,1/0,5	300	140
Entovis SR-T	VVIR	60	180	0,5	-	-
Effecta SR	VVIR	60	180	0,5	-	-

Testované kardiostimulátory jsou umístěny do fantomu o rozměrech 250 × 320 × 105 mm. Fantom je naplněn fyziologickým roztokem, který simuluje elektrické podmínky lidského těla. Dále je vybaven plastovou deskou s otvory pro nastavení žádaného tvaru umístění elektrod. Tvar elektrody je půlkruhový o celkové ploše 225 cm², což představuje maximální dosažitelnou efektivní indukční plochu tvořenou elektrodou, jak popisuje [7]. U dvoudutinových přístrojů tvar síňové elektrody odpovídá časté fixaci v oušku pravé síně.

Fantom s kardiostimulátorem je poté umístěn do testovaných oblastí při provozu svářecí stanice, jak je vidět na Obr. 1. Pomocí spojení s programmerem je sledována odezva kardiostimulátorů v různých vzdálenostech od zdroje rušení.



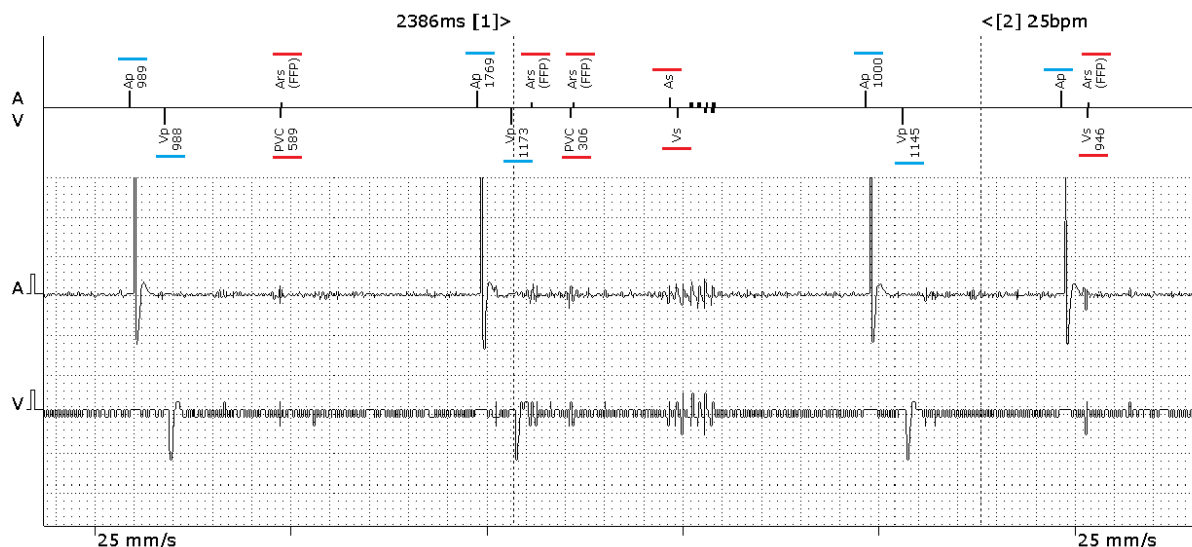
Obr. 1 Umístění fantomu s kardiostimulátorem: (a) V blízkosti místa svařování, (b) V blízkosti kabelu elektrody

Příklad sledované odezvy je na Obr. 2. Zde je vidět správná funkce kardiostimulátoru, kdy sice na síňovém a komorovém kanálu je vidět slabé rušení, ale není natolik významné, aby ovlivnilo funkci přístroje. Ten tak stimuluje každých přibližně 1000 ms, což odpovídá nastavené stimulační frekvenci. Tyto stimulované události jsou na elektrogramu modře zvýrazněné markery Ap, příp. Vp.



Obr. 2 Snímaný elektrogram bez chybné funkce kardiostimulátoru – modré markery označují stimulované události

Na Obr. 3. je pak vidět nesprávné chování kardiostimulátoru, kdy přístroj zachycené rušení interpretuje jako vlastní srdeční signál a vynechává stimulaci. Tyto chybně interpretované události jsou na obrázku vyznačeny červeně.



Obr. 3 Snímaný elektrogram s ovlivněním funkce kardiostimulátoru – modré markery označují stimulované události, červené špatnou interpretaci rušivých signálů

DISKUZE

Prezentované experimenty jsou první částí probíhajícího výzkumu. Vzhledem k omezenému počtu testovaných kardiostimulátorů bude měření rozšířeno o další přístroje především o modely ostatních výrobců. Důležitou roli také hraje průběh svařovacího proudu. V našich experimentech je jako první zvolen stejnosměrný proud s maximální možnou amplitudou, v dalších experimentech budou zkoumány rozdíly vlivu při použití pulzujícího, nebo střídavého průběhu.

Pacienti s kardiostimulátory jsou před interferencemi chráněni zákony a normami, které odkazují na doporučení ICNIRP o expozici neionizujícím zářením [8]. To však není dostatečné, protože normy reagují především na omezení primárních účinků, což jsou účinky tepelné. Ovlivnění aktivních implantabilních elektronických zařízení patří mezi nepřímé účinky, k jejichž vyvolání stačí i menší intenzity, než jsou nastaveny v těchto normách. Navíc stanovené prahové hodnoty jsou dány jako střední hodnota v čase, zatímco rušení může vyvolat i rušení pulzního charakteru s větší amplitudou a kratším trváním. I proto je pro zaručení bezpečnosti pacientů žádoucí dostatek in vitro, případně in vivo experimentů v reálném prostředí.

ZÁVĚR

Tento příspěvek představuje probíhající studii zaměřenou na výzkum vlivu elektromagnetického rušení ze svaření na funkci kardiostimulátoru. V příspěvku je popsána metodika první série experimentů, dílčí výsledky budou prezentovány na konferenci.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podpořena z projektu Studentské grantové soutěže SGS-2023-3398 na Technické univerzitě v Liberci, Fakultě mechatroniky, informatiky a mezioborových studií v roce 2023.

Příspěvek vznikl ve spolupráci Technické univerzity v Liberci, Fakulty zdravotnických studií, Fakulty mechatroniky, informatiky a mezioborových studií a Berufsakademie Sachsen, Staatliche Studienakademie Bautzen.

LITERATURA

- [1] MORAVA, J. a A., Richter. The Change of Cardiac Stimulation Device Programming Due to Detection of Electromagnetic Interference. *Lekar a Technika*. Czech Technical University in Prague - Central Library, 2021, roč. 50, č. 2. S. 65 – 68. ISSN: 0301-5491.
- [2] BEINART, R. a S., Nazarian. Effects of External Electrical and Magnetic Fields on Pacemakers and Defibrillators. *Circulation* [online]. 2013, 128(25), 2799-2809 [cit. 2023-07-03]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005697
- [3] TRIGANO, Alexandre, Pierre Deloy, Olivier Blandeau, et al. Arc welding interference recorded by an implanted cardiac pacemaker. *International Journal of Cardiology*. 2006, 109(1), 132-134. doi:10.1016/j.ijcard.2005.03.071
- [4] TIIKKAJA, Maria. Environmental Electromagnetic Fields : Interference With Cardiac Pacemakers and Implantable Cardioverter-defibrillators. *People and Work Research Reports*. Helsinki: Finnish Institute of Occupational Health, 2014. ISBN 978-952-261-419-3.
- [5] GERCEK, Cihan, et al. Computation of Pacemakers Immunity to 50 Hz Electric Field: Induced Voltages 10 Times Greater in Unipolar Than in Bipolar Detection Mode. *Bioengineering*. 2017, 4(4). DOI:10.3390/bioengineering4010019
- [6] SILNY, A. Scholten, J. The interference threshold of unipolar cardiac pacemakers in extremely low frequency magnetic fields. *Journal of Medical Engineering & Technology* [online]. 2009, 25(5), 185-194 [cit. 2023-07-06]. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi:10.1080/03091900110066419
- [7] IRNICH, W. Electronic Security Systems and Active Implantable Medical Devices. *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 2002. 25(8), 1235–1258. DOI:10.1046/j.1460-9592.2002.01235.x
- [8] ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz – 100 kHz). *Health Physics*. 99(6):818-836, 2010.