

# ANALÝZA RIZIK OBLOUKOVÉHO SVAŘOVÁNÍ PRO PACIENTA S KARDIOSTIMULÁTOREM

Tomáš Souček <tomas.soucek@tul.cz>, Aleš Richter

Tato práce se věnuje testování bezpečnosti obloukového sváření u pacientů s kardiostimulátorem pomocí in-vitro měření. Byl využit fantom simulující elektrické vlastnosti lidského těla, do něhož bylo vloženo postupně 9 testovaných kardiostimulátorů. Poté byl fantom vystavován potenciálně nebezpečným situacím a pomocí programmeru byla sledována odezva kardiostimulátorů. Cílem příspěvku je provést analýzu rizika vlivu obloukového sváření na funkci kardiostimulátoru a stanovit vhodná opatření pro zachování bezpečnosti pacientů s kardiostimulátorem.

**Klíčová slova:** kardiostimulátor, elektromagnetická interference, obloukové sváření, EMI, EMC

## ÚVOD

Pacienti s kardiostimulátory jsou každý den vystaveni vnějším elektromagnetickým polím, které mohou ovlivnit funkci jejich kardiostimulačního přístroje. Ten slouží pro léčbu poruch srdečního rytmu. Přístroje snímají elektrickou srdeční aktivitu a v případě potřeby je aplikován stimulační impuls pro zajištění optimální funkce srdce. Jestliže se pacient dostane do dostatečně silného elektromagnetického pole, může dojít k elektromagnetické interferenci s kardiostimulačním přístrojem, což může mít pro pacienta vážné důsledky [1], [2], [3].

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 kardiostimulátoru při sváření došlo, např. [4].

Jelikož jde o zdroj představující potenciální riziko, mnoho lékařů dává doporučení se mu vyhýbat. 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.

## METODIKA

Jako zdroj rušení byly využity dvě svářecí stanice. První - TransSynergic 2700 obsahuje invertorový zdroj, sváření probíhalo tavící se elektrodou v ochranné atmosféře za použití inertních plynů (metodou MIG), použit byl stejnosměrný proud s maximální možnou hodnotou 270 A. Pro aplikaci střídavého proudu byla použita stanice MagicWave 2200, která slouží ke sváření netavící se elektrodou (metoda TIG), s maximálním nastavitelným proudem 220 A.

Nejprve bylo v okolí svářecí techniky mapováno emitované elektromagnetické pole. K mapování byl využit spektrální analyzátor Spectran NF-5030 s měřícím rozsahem 1 Hz – 1 MHz. Měření bylo prováděno ve třech oblastech – v blízkosti místa sváru, v blízkosti vodiče elektrody a v okolí zdroje proudu.

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

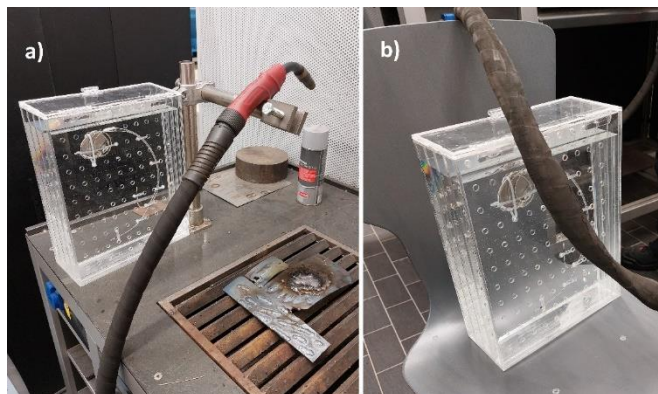
Tabulka 1: Testované přístroje

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 byly umístěny do fantomu o rozměrech 250 × 320 × 105 mm. Fantom byl naplněn fyziologickým roztokem, který simuloval elektrické podmínky lidského těla. Dále byl vybaven plastovou deskou s otvory pro nastavení žádaného tvaru umístění elektrod. Tvar elektrody byl půlkruhový o celkové ploše 225 cm<sup>2</sup>, což představuje maximální dosažitelnou efektivní indukční plochu tvořenou elektrodou, jak popisuje [5].

U dvoudutinových přístrojů tvar síňové elektrody odpovídal časté fixaci v oušku pravé síně.

Fantom s kardiostimulátorem byl poté umístěn do testovaných oblastí při provozu svařecí stanice, jak je vidět na Obr. 1. Pomocí spojení s programmerem byla sledována odezva kardiostimulátorů v různých vzdálenostech od zdroje rušení, v kolmé orientaci, kdy je efektivní plocha indukční smyčky elektrody maximální.



Obrázek 1: Umístění fantomu s kardiostimulátorem: a) V blízkosti místa svařování, b) v blízkosti kabelu elektrody

## VÝSLEDKY A DISKUZE

Při expozici dostatečně silnému rušivému poli kardiostimulátor detekoval signály, které interpretoval jako vlastní srdeční aktivitu a přerušil stimulaci. Při zvětšování vzdálenosti od zdroje rušení klesá počet chybně interpretovaných událostí. Na základě měření byly stanoveny bezpečné vzdálenosti od tří rizikových oblastí, kdy k chybné interpretaci již nedocházelo a funkce kardiostimulátorů tak nebyla ovlivněna. Tabulka 2 ukazuje stanovené bezpečné vzdálenosti pro svaření stejnosměrným proudem o hodnotě 270 A. Měření rovněž potvrdilo větší riziko rušení u unipolární konfigurace elektrod.

Tabulka 2: Bezpečné vzdálenosti při svaření - DC

	BIPOLÁRNÍ SNÍMÁNÍ	UNIPOLÁRNÍ SNÍMÁNÍ
Místo sváru	20 cm	40 cm
Kabel elektrody	20 cm	50 cm
Zdroj	10 cm	10 cm

Při svaření střídavým proudem se kardiostimulátory ukázaly být mnohem náchylnější k rušení, bezpečné vzdálenosti jsou uvedeny v Tabulce 3.

Tabulka 3: Bezpečné vzdálenosti při svaření - AC

	BIPOLÁRNÍ SNÍMÁNÍ	UNIPOLÁRNÍ SNÍMÁNÍ
Místo sváru	60 cm	80 cm
Kabel elektrody	40 cm	50 cm
Zdroj	20 cm	40 cm

Ačkoliv testovaný proud byl menší v porovnání se stejnosměrným proudem, kardiostimulátory byly rušeny ve značně větších vzdálenostech, které již prakticky znemožňují práci se svařecí stanicí.

Dané limity jistě závisí na velikosti použitého proudu, v našem případě byl zvolen nejnejpříznivější případ. Specifikace podmínek v závislosti na velikosti proudu bude předmětem dalšího výzkumu.

Limitací provedených měření bylo malé množství zkoumaných kardiostimulátorů. Je plánováno rozšíření experimentů o další přístroje především jiných modelů a výrobců.

## ZÁVĚR

Byly navrženy bezpečnostní opatření pro obloukové svařování pacienty s kardiostimulátorem při konkrétních podmínkách. Výstupním doporučením je současně s dodržováním bezpečných vzdáleností také svaření stejnosměrným proudem a preferování bipolárního nastavením kardiostimulátoru.

## 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.

## REFERENCE

- [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] TIKKAJA, 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.
- [4] 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
- [5] 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