

AUTOMATICKÉ MĚŘENÍ EFEKTIVNÍ REFRAKTERNÍ PERIODY SRDEČNÍ TKÁNĚ

Ředina Richard^{1,2}, Filipenská Marina¹

¹Vysoké učení technické v Brně, Brno

²Mezinárodní centrum klinického výzkumu, Brno

ABSTRAKT

Elektrofyzilogické vyšetření jako jedna z možností léčby arytmií je i v dnešní době stále časově náročný výkon. S cílem snížení této časové zátěže prezentujeme vyvinutý algoritmus, který z měřeného EKG automaticky určuje efektivní refrakterní periodu (ERP) tkáně. Algoritmus sestává z především filtrace, která má za cíl zvýraznění QRS komplexů v povrchových svodech a následné detekce lokálních extrémů v signálech pomocí prahování. Hodnota ERP byla odvozena ze vzdálenosti detekovaných peaků. Algoritmus byl testován na interní databázi signálů získaných od deseti pacientů, kteří podstoupili elektrofyzilogické vyšetření. Výstup algoritmu se shodoval s elektrofyzilogem stanovenou ERP v devíti z deseti případů ($\sigma = 6$ ms). Pro svou relativní úspěšnost a nenáročnou implementaci slibuje možné využití v real-time aplikaci během vyšetření, při kterém by mohl plně automatizovat a tím i urychlit stimulační protokoly.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrofyzilogie srdce, efektivní refrakterní perioda, arytmiologie, S1-S2 stimulace, intrakardiální elektrogram

ÚVOD

V dnešní době se setkáváme s neustálým nárůstem počtu nemocných s různými kardiologickými obtížemi [1]. Je zjevné, že vylepšení metod léčby je nezbytné pro zvládání této stále se zhoršující situace. Jednou z oblastí, která slibuje inovativní přístup a významné pokroky v léčbě, je elektrofyzilogie.

Elektrofyzilogie se zabývá studiem elektrických jevů, které se odehrávají v biologických systémech, zejména v lidském těle. Tato disciplína se zaměřuje na měření elektrických signálů generovaných v buňkách, tkáních a orgánech s cílem co nejlépe porozumět patologiím.[2]

Hlavní zbraní elektrofyzilogie v léčbě srdečních arytmií je elektrofyzilogické vyšetření [3]. Hlavním úkolem této procedury je zjistit charakteristiky vyšetřované tkáně, přítomnost patologických vodivých spojek mezi síněmi a komorami a identifikování origa srdečních arytmií. Vyšetření je zároveň terapeutické, kdy jsou pomocí radiofrekvenční energie izolovány postižené části myokardu. V naší práci jsme se zaměřili především na diagnostickou část procedury, a to konkrétně na automatické stanovení efektivní refrakterní periody (ERP) úseku převodního systému. Cílem této práce je prostřednictvím automatizace tohoto procesu pomoci k urychlení celého vyšetření, které je samo o sobě velice časově náročné. Zároveň tímto je nabídnut vyšetřujícímu lékaři efektivní a objektivní nástroj, který mu bude nápomocný při provádění procedury.

MATERIÁLY A METODY

DATASET

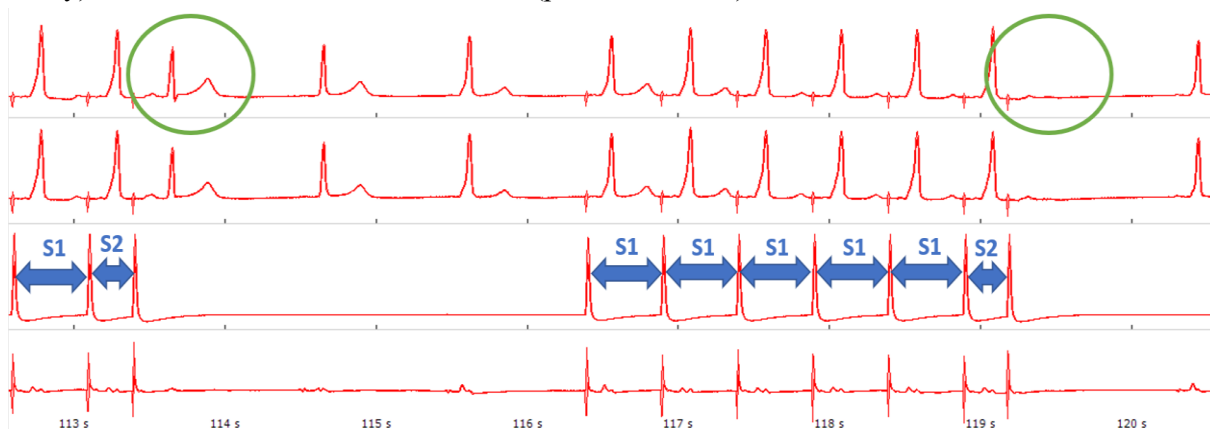
Pro tvorbu algoritmu automatického měření ERP byla využita interní databáze signálů získaných během elektrofyziologických vyšetření provedených ve Fakultní nemocnici Brno. Všichni pacienti podepsali informovaný souhlas s využitím dat a data byla anonymizována. Bylo vybráno celkem deset signálů od různých pacientů, u kterých probíhalo měření ERP AV uzlu.

Délka signálů se pohybovala v rozmezí od 57 do 208 vteřin. Pro měření signálů byl použit systém St. Jude WorkMate 4.2 EP. Signály byly vzorkovány frekvencí 2000 Hz s napětovým rozlišením 78 nV/LSB. Akviziční systém disponuje zabudovaným filtrem typu pásmová zadrž pro potlačení frekvence 50 Hz a filtrem typu horní propust s mezní frekvencí 0.1 Hz pro odstranění nízkofrekvenčního rušení.

Pacientům bylo během výkonu měřeno klasické povrchové dvanácti svodové EKG spolu s pěti svody intrakardiálních elektrogramů. Ty byly měřeny pomocí deseti polárního katetru umístěného v koronárním sinu (CS).

S1-S2 STIMULACE

Důležitou součástí záznamu byla S1-S2 stimulace. Tento protokol je standardně používán pro měření elektrofyziologických vlastností vyšetřované tkáně, a především k určení ERP. Protokol sestává z opakované stimulace tkáně s periodou S1, která je následována jedním nebo i více stimuly, s periodou S2, která bývá zpravidla kratší [4]. Počet stimulů a délka periody ve fázi S1 může být obecně různá. Postupným snižování délky periody S2 se dojde do bodu, kdy vyšetřovaná tkáň již nezvládne na impuls reagovat. ERP tkáně je pak nejkratší délka periody S2, na kterou tkáň reagovala. Ukázka protokolu je znázorněna na Obr.1. Při měření ERP AV uzlu je stimulace prováděna na úrovni síní (CS svody) a odezva sledována na úrovni komor (povrchové EKG).



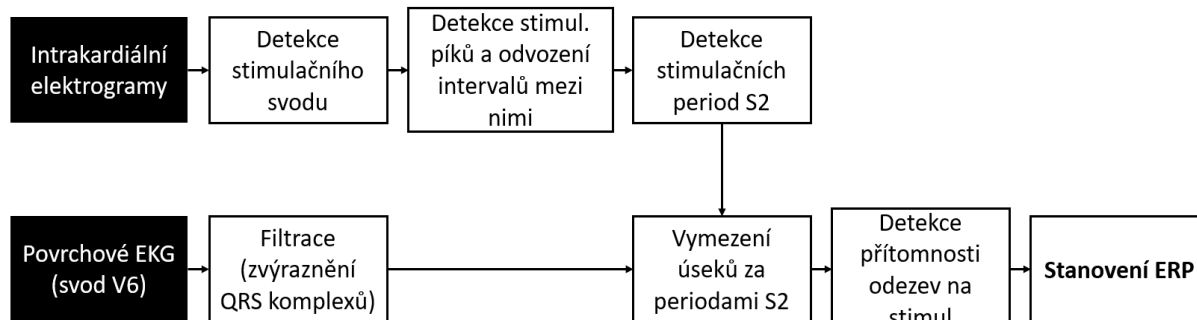
Obrázek 1: S1-S2 stimulace – Po šesti S1 stimulech ($T = 500$ ms) následuje stimul S2 ($T = 300$ ms, respektive $T = 290$ ms). Poslední převedený je stimul s periodou 300 ms. Na snímku jsou zachyceny sestupně svody V5, V6, cs7-8 a cs9-10.

AUTOMATICKÁ DETEKCE ERP

Navržený postup pro automatickou detekci ERP je jednoduchý, avšak účinný, a skládá se z několika kroků předzpracování a analýzy intrakardiálních a povrchových záznamů (Obr.2). V první řadě je detekován svod, v němž jsou přítomny pouze stimulační píky (odpovídá záznamů ze stimulační elektrody), které nabývají největší amplitudy ze všech pozorovaných signálů. V tomto svodu jsou dále detekovány stimulační píky jako výchytky odpovídající následujícím požadavkům: velikost píky alespoň 0.75násobek maximální hodnoty v signálu a interval mezi sousedními píky je dlouhý alespoň

150 ms. V intervalech mezi jednotlivými stimulacemi jsou následně hledány S2 periody, které jsou kratší než předchozí perioda S1.

V další fázi se pracuje s povrchovým svodem V6, který je nejdříve podroben filtraci (dolní propust s mezní frekvencí 45 Hz a horní propust s mezní frekvencí 15 Hz, řád FIR filtrů je 35) s cílem zvýraznit QRS komplexy a potlačit ostatní složky [5]. Z takto zpracovaného záznamu jsou vybrány úseky délky 500 ms následující po již detekovaných periodách S2 (25 ms po ukončení periody). V těchto úsecích je předpokládán výskyt odezvy srdce na stimulaci, která se v povrchovém EKG projevuje jako QRS komplex. Následuje proto detekce QRS komplexu v každém vybraném úseku srovnáním maximální výchylky úseku s prahovou hodnotou 2 μ V, která byla nastavená empiricky. Podprahové maximum poukazuje na nepřítomnost QRS komplexu v úseku následujícím po stimulaci (tj. nepřítomnost reakce tkáně na stimul s takto krátkou periodou). Poslední S2 perioda s přítomným QRS komplexem je tak označena za ERP a je vypsána uživateli pro následné použití.



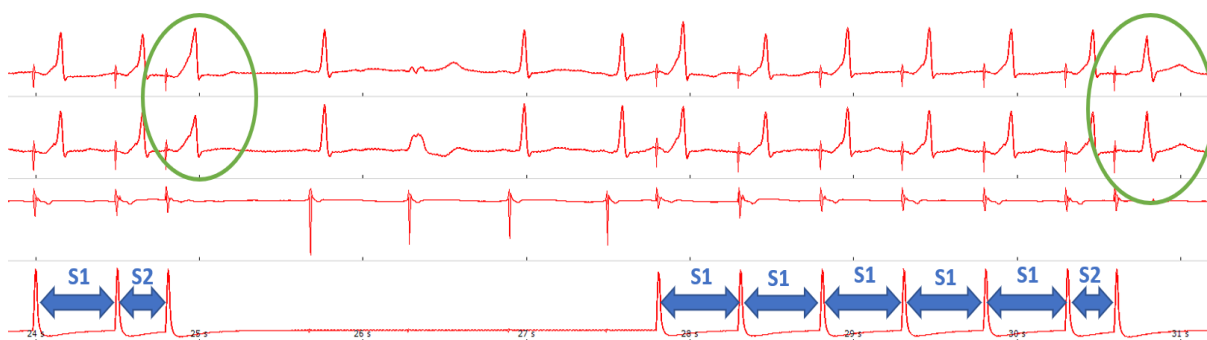
Obrázek 2: Vývojové schéma algoritmu

VÝSLEDKY

Předložený algoritmus byl aplikován na deset záznamů z elektrofyziologického vyšetření. Výstupy algoritmu shrnuje tabulka 1. V devíti z deseti případů byla správně identifikována ERP AV uzlu. V jednom případě nebyla ERP AV uzlu identifikována správně, a to z důvodu přítomnosti patologické vodící spojky, jejíž ERP byla nižší než u AV uzlu, a tudíž se stimul na komory přenesl. Přenesený stimul byl však zpožděný a měl pozměněnou morfologii. Tento případ je zachycen na Obr. 3.

Tabulka 1: Výsledné hodnoty ERP (ms) změřené během výkonu elektrofyziologem a získané pomocí algoritmu

Pacient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Elektrofyziolog	270	310	300	260	320	220	340	320	400	310
Algoritmus	270	250	300	260	320	220	340	320	400	310



Obrázek 3: Patrná změna morfologie QRS komplexu značícího dosažení ERP přídatné dráhy (vymizelá delta vlna v druhém zaznačeném QRS). Na snímku jsou zachyceny sestupné svody V5, V6, cs7-8 a cs9-10.

DISKUZE

Námi předložený algoritmus je základním kamenem pro automatické hodnocení ERP během elektrofyziologického výkonu. Jedním z nedostatků algoritmu by zcela jistě mohl být malý soubor záznamů, na kterých byl algoritmus testován. Malý dataset bohužel nemůže pokrýt širokou interindividuální variabilitu, která mezi jednotlivými pacienty je. Zároveň algoritmus jako takový nepracuje s možnou přítomností přídatných převodních drah, které se mohou zvláště u mladších pacientů vyskytovat. Dalším omezením je testování pouze na záznamech, kde po stimulaci nevznikla žádná srdeční arytmie, která by detekci komplikovala nebo dokonce znemožnila.

Výsledky získané naší metodou odpovídají nejen výsledkům získaným manuálně elektrofyziologem během zákroku, ale také hodnotám získaným experimentálně v práci [6].

I přes zmíněné nedostatky se nabízí široký potenciál pro testování algoritmu na dalších záznamech od dalších pacientů. Další cestou pro rozšíření algoritmu je uvažování vyšetření i jiných tkání, a tudíž zapojení do analýzy různých kombinací svodů. Vedlejším produktem algoritmu je identifikace stimulovaného rytmu, což může být cenná informace pro trénování systémů hlubokého učení.

ZÁVĚR

V příspěvku byl představen algoritmus pro automatické měření ERP AV uzlu ze signálů. Algoritmus byl úspěšný v devíti z deseti případů, čímž se ukázal jako spolehlivý. Výsledky této práce předznamenávají další možné využití pro automatické měření ERP v různých etážích převodního systému. Další rozvoj algoritmu by mohl spočívat v hodnocení většího množství měřených svodů. Vedle zmíněného by bylo potřeba taktéž uvážit různé arytmie, které se mohou během stimulace vyskytnout a zkomplikovat měření.

LITERATURA

- [1] VADUGANATHAN, Muthiah, et al. The global burden of cardiovascular diseases and risk: a compass for future health. *Journal of the American College of Cardiology*, 2022, 80.25: 2361-2371.
- [2] KATRITSIS, Demosthenes G., et al. European heart rhythm association (EHRA) consensus document on the management of supraventricular arrhythmias, endorsed by heart rhythm Society (HRS), Asia-Pacific heart rhythm Society (APHRS), and Sociedad Latinoamericana de Estimulación cardiaca Y Electrofisiología (SOLAECE). *Europace*, 2017, 19.3: 465-511. [3] EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [4] NOTHSTEIN, Mark, et al. Cvar-seg: an automated signal segmentation pipeline for conduction velocity and amplitude restitution. *Frontiers in Physiology*, 2021, 12: 673047.
- [5] THAKOR, Nitish V.; WEBSTER, John G.; TOMPKINS, Willis J. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 1984, 11: 702-706.
- [6] CORINO, Valentina DA, et al. Non-invasive evaluation of the effect of metoprolol on the atrioventricular node during permanent atrial fibrillation. *Europace*, 2014, 16.suppl_4: iv129-iv134.