

DETEKCE INFARKTU MYOKARDU S VYUŽITÍM VEKTORKARDIOGRAFICKÝCH ZÁZNAMŮ

Jaroslav Vondrák

VSB-Technická Univerzita Ostrava, Katedra Kybernetiky a Biomedicínského
inženýrství Ostrava, Česká republika

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá návrhem metodiky vyhodnocení elektrické aktivity srdce za účelem detekce infarktu myokardu. K tomuto účelu bylo využito vektorkardiografických záznamů, ze kterých byly extrahovány příznaky analyzující morfologii QRS a T smyčky. K tomuto účelu bylo využito 80 fyziologických a 347 infarktových záznamů z databáze PTB physionet. Z těchto záznamů bylo extrahováno celkem 12 VKG příznaků, které analyzují morfologické vlastnosti srdeční revoluce. Z těchto extrahovaných příznaků dosahuje nejvyšší přesnosti příznak maximálního vektoru T smyčky s hodnotou AUC 86,06 %, sensitivity 79 % a specificity 77 %. Tyto výsledky mohou být užitečné pro podporu diagnostiky v rámci automatizované detekce infarktu myokardu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Vektorkardiografie; Vektorkardiografické příznaky; EKG; Infarkt myokardu

ÚVOD

Elektrokardiografie (EKG) je v současné době nejrozšířenější metodou v klinické praxi pro diagnostiku srdečních onemocnění a nejčastěji se měří jako rozdíl potenciálů mezi elektrodami umístěnými na hrudi pacienta. V klinické praxi je elektrická aktivita srdce nejčastěji měřena pomocí tzv. 12 svodového EKG, který monitoruje základní srdeční elektrickou aktivitu z 12 různých úhlů.

Další méně známou metodou pro měření elektrické aktivity srdce je Vektorkardiografie neboli vektorová kardiografie (VKG). VKG se promítá do tří vzájemně kolmých rovin, a to: sagitální, transverzální a frontální a měří se nejčastěji pomocí Frankova svodového systému [1]. Další svodové systémy pro měření vektorové kardiografie, které byly publikovány, jsou například McFee a Parungao [2], SVEC III [3] a hybridní elektrodové systémy [4]. Tyto systémy se však používaly jen zřídka. V dnešní době se vizualizace vektorového kardiogramu obvykle provádí pomocí specializovaného softwaru. Křivka vektorového kardiogramu má tvar smyčky určenou časově pohybujícím se vektorem dipólového momentu. Tato metoda měření elektrické aktivity srdce se ukázala jako slibná, protože ukazuje změny ve směru a velikosti elektrických sil srdeční revoluce. Tyto informace jsou velmi důležité pro diagnostiku akutních koronárních syndromů, nicméně v klinické praxi jsou stále preferovány klasické metody jako EKG [5].

Výhody 12 svodového EKG pro diagnostiku srdečních onemocnění jsou nepochybné. Existují však studie, jejichž výsledky naznačují vyšší senzitivitu VKG, například v diagnostice zvětšení síní a hypertrofie pravé komory, a bylo navrženo přehodnotit frekvenci používání 12svodového EKG ve prospěch VKG v klinické praxi [6,7]. Použití VKG se stalo užitečným i v některých specifických

situacích, jako je posouzení poruch intra ventrikulárního vedení v kombinaci s neaktivními oblastmi, identifikace a lokalizace komorové preexcitace či hodnocení specifických aspektů Bruggova syndromu [8]. VKG také dosahuje vyšší citlivosti v komplexní analýze QRS pro lepší výběr pacientů pro srdeční resynchronizační terapii, detekci poranění myokardu [9] nebo extrakci VKG příznaků z QRS komplexu [10] k detekci ischemie.

Identifikace srdečních onemocnění z diagnostických metod je v posledních letech často diskutovaným tématem. Existují však případy, kdy standardní EKG nedosahuje potřebné úspěšnosti detekce různých patologií s využitím automatizované detekce. Z těchto důvodů se přistupuje k vektorkardiografii jako k metodě, která může v tomto ohledu dosahovat lepších výsledků [11]. Cílem této práce je zjistit skutečnou vypovídací hodnotu komplexu QRS a vlny T v rámci extrakce VKG příznaků a navrhnout vhodnou metodiku zpracování pro podporu diagnostiky pro detekci infarktu myokardu.

MATERIÁLY A METODY

STUDIJNÍ POPULACE

Pro účely této práce byly použity záznamy z diagnostické databáze Physikalisch - Technische Bundesanstalt, které byly pořízeny u zdravých dobrovolníků a pacientů s různými srdečními chorobami na Kardiologickém oddělení Univerzitní kliniky Benjamina Franklina v Berlíně v Německu. Záznamy obsažené v této databázi pro jednotlivé pacienty zahrnují 15 současně měřených signálů, a to standardní 12 svodové EKG a 3 svodové VKG měřené podle Frankova svodového systému. Každý z těchto záznamů byl nahráván po dobu 2 minut a vzorkován vzorkovací frekvencí 1 kHz. Pro účely této práce byly použity všechny zahrnuté EKG a VKG záznamy patřící do kategorie zdravých (HC) a s diagnózou infarkt myokardu (IM).

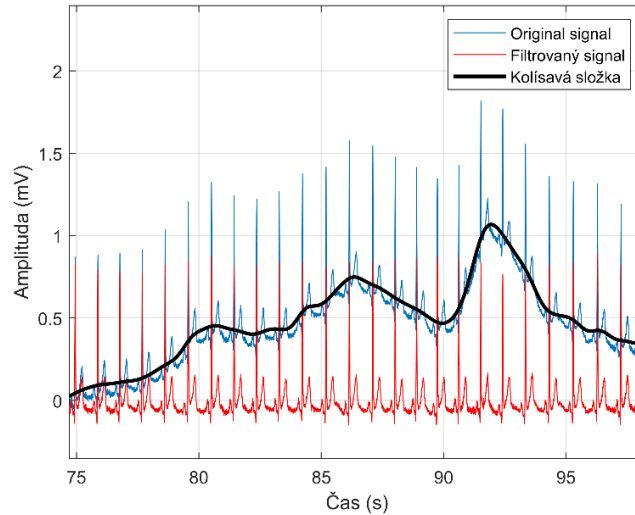
PŘEDZPRACOVÁNÍ ZÁZNAMŮ

Před samotnou analýzou VKG záznamů je nutné provést kroky k úpravě analyzovaných záznamů tak, aby byla zajištěna co nejnižší chybovost při následném zpracování v rámci detekce infarktu myokardu. Pokud by data nebyla upravena (např. filtrování), mohlo by to snížit úspěšnost detekce.

Záznamy EKG a VKG jsou často ovlivněny rušivými složkami, jako jsou odchylky izoelektrické linie nebo vysokofrekvenční přechodné jevy během měření. Tuto interferenci je třeba odstranit, aby bylo možné získat požadovaná data z měřeného biologického signálu. Vzhledem k tomu, že použitá data obsahují především rušení v podobě kolísání izoelektrické linie ve všech měřených svodech, byl použit Savitz-Golayův (SG) filtr druhého řádu s délkou okna 1200. Tento typ filtrování se často používá k odstranění rušivé složky pro následnou analýzu [11]. Pro ilustrativní účely je na Obrázku 1 zobrazena křivka před filtrací (modrá), po filtraci (červená) a rušivá složka (černá).

EXTRAKCE VKG PŘÍZNAKŮ

Vzhledem k tomu, že patologie infarktu myokardu ovlivňuje především segment QRS, ST a T, je pozornost věnována extrakci příznaků z těchto částí srdeční revoluce. Bylo extrahováno celkem 12 příznaků VCG.



Obrázek 1 Filtrace signálu, kde červená křivka značí filtrovaný záznam, modrá křivka původní záznam a černá křivka značí kolísavou složku.

Délka QRS křivky (arcQRS): Délka QRS smyčky byla vypočtena z projekce do optimální roviny (OP) metodou PCA. Tato projekce měří celkovou délku smyčky se schopností detekovat změny v obrysu smyčky. Délku křivky lze vyjádřit dle rovnice 1.

$$arcQRS = \int (\sqrt{x'_{PCA}{}^2 + y'_{PCA}{}^2} dt) \quad (1)$$

kde x_{PCA} je derivací první PCA složky a y_{PCA} je derivací druhé PCA složky.

Maximální vektor QRS a T smyčky (maxVecQRS, maxVecT): Maximální velikost vektoru v QRS komplexu nastává při depolarizaci komor označených jako R vlna. Po komplexu QRS následuje vlna T, která představuje repolarizaci komor. Z maximálních hodnot v daných částech srdeční revoluce (R peak, T peak) v jednotlivých svodech X, Y, Z byly vypočteny maximální vektory pro obě smyčky dle rovnice 2.

$$maxVec = \sqrt{X_{R/T}^2 + Y_{R/T}^2 + Z_{R/T}^2} \quad (2)$$

Maximální vzdálenost od těžiště (MaxGravQRS): Maximální vzdálenost od těžiště byla vypočtena pro jednotlivé body ve smyčce QRS dle rovnice 3:

$$maxGravQRS = \max (\sqrt{(X_G - X_i)^2 + (Y_G - Y_i)^2 + (Z_G - Z_i)^2}) \quad (3)$$

kde X_G, Y_G, Z_G jsou souřadnice těžiště smyčky QRS. Tyto hodnoty jsou získány jako průměrné hodnoty v jednotlivých svodech X, Y, Z a X_i, Y_i, Z_i jsou jednotlivé body QRS smyčky.

Rychlost smyčky QRS a T (VelQRS, VelT): Rychlost šíření elektrického vektoru byla vypočtena pro smyčku QRS a T a lze ji získat jako derivaci křivky K v čase t podle rovnice 4.

$$Vel(t) = \frac{dK}{dt} \quad (4)$$

kde $Vel(t)$ je rychlost smyčky, K je analyzovaná vektorkardiografická QRS nebo T smyčka a t je čas. Z takto získané rychlosti byly následně vypočteny další příznaky, a to maximální rychlost (MaxVel), střední rychlost (MeanVel) a směrodatná odchylka rychlosti (StdVel). Podobně byly všechny tyto příznaky získány také pro T smyčku.

Plocha pod QRS a T smyčkou (areaQRS/T): Plocha pod QRS a T smyčkou byla vypočtena z projekce v OP dle rovnice 5. Plocha pod křivkou byla vypočtena pro QRS i T smyčku.

$$areaQRS = \left| \frac{(x_{PCA1} + x_{PCA2})(y_{PCA1} - y_{PCA2}) + \dots + (x_i + x_{i+1})(y_i - y_{i+1})}{2} \right| \quad (5)$$

kde x_{PCA} je první složka PCA, y_{PCA} je druhá složka PCA a i je počet vzorků prvního a druhého PCA.

EVALUAČNÍ PARAMETRY

V této studii byly jednotlivé příznaky hodnoceny pomocí výpočtu citlivosti (Sens), specifity (Spec) a plochy pod křivkou z ROC grafu.

$$Sens = \frac{TP}{TP + FN}; Spec = \frac{TN}{TN + FP}$$

TN (True Negative) představuje počet správně detekovaných zdravých záznamů. TP (True Positive) představuje počet správně detekovaných MI záznamů. FN (False Negative) představuje počet falešně negativních vzorků, tj. počet záznamů MI, které nebyly správně detekovány. FP (False Positive) představuje počet falešně pozitivních vzorků, tj. počet zdravých záznamů, které byly nesprávně detekovány jako IM.

VÝSLEDKY

Evaluační parametry uvedené v předešlé kapitole byly aplikovány na jednotlivé extrahované VKG příznaky za účelem zjištění jejich výpovědní hodnoty pro detekci infarktu myokardu. Hodnoty sensitivity, specifity a AUC jsou uvedeny v Tabulce 1.

Tabulka 1 Hodnoty AUC, sensitivity a specifity pro extrahované VKG příznaky

VKG příznak	AUC (%)	Sensitivita	Specifita
maxVecT	86,06	0,79	0,77
stdVelQRS	84,31	0,77	0,75
arcLengthQRS	84,25	0,76	0,70
stdVelT	82,18	0,75	0,70
maxVelT	82,09	0,76	0,75
maxVelQRS	80,64	0,72	0,69
areaQRS	80,50	0,78	0,66
meanVelT	78,97	0,75	0,75
meanVelQRS	78,91	0,70	0,66
gravQRS	78,56	0,71	0,66
maxVecQRS	75,94	0,69	0,63
areaT	68,77	0,64	0,61

Z Tabulky 1 je patrné, že z extrahovaných VCG příznaků dosahuje nejlepších výsledků maximální vektor smyčky T s hodnotou AUC 86,06 %, sensitivitou 79 % a specifitou 77 %. Ni méně se jedná o samostatné parametry, které jsou schopny rozlišit skupiny IM a HC. Jejich vzájemná kombinace by mohla přispět k přesnější detekci patologických záznamů, a to s využitím metod strojového učení.

ZÁVĚR

V této práci byla řešena problematika možnosti detekce infarktu myokardu z vektorkardiografických záznamů. Vektorkardiografie, která představuje jiný pohled na elektrickou aktivitu srdce, přispívá dalšími užitečnými informacemi, které mohou přispět ke správné a včasné detekci patologie. Pro ověření spolehlivosti detekce infarktu myokardu ze záznamů VKG byly extrahovány vektorkardiografické příznaky analyzující morfologické vlastnosti komplexu QRS a T vlny. Bylo extrahováno celkem 12 příznaků VKG. Ze všech analyzovaných příznaků dosahoval nejvyšší hodnoty AUC 86,06 %, sensitivity 79 % a specificity 77 % parametr maximálního vektoru smyčky T.

Tyto získané poznatky mohou být prospěšné pro podporu diagnostiky v rámci automatické detekce dané patologie. Uvedené výsledky jsou ovšem pro samostatné příznaky a v rámci jejich kombinace lze docílit přednější detekce s využitím metod strojového učení.

LITERATURA

- [1] E. Frank, “An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography,” *circulation*, vol. 13, no. 5, pp. 737–749, 1956.
- [2] R. McFee and A. Parungao, “An orthogonal lead system for clinical electrocardiography,” *American Heart Journal*, vol. 62, no. 1, pp. 93–100, 1961.
- [3] O. H. Schmitt and E. Simonson, “Symposium on electrocardiography and vectorcardiography: The present status of vectorcardiography,” *AMA archives of internal medicine*, vol. 96, no. 5, pp. 574–590, 1955.
- [4] M. Dellborg, K. Malmberg, L. Ryden, A.-m. Svensson, and K. Swedberg, “Dynamic on-line vectorcardiography improves and simplifies in-hospital ischemia monitoring of patients with unstable angina,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 26, no. 6, pp. 1501–1507, 1995.
- [5] G. Daniel, G. Lissa, D. M. Redondo, L. V´asquez, and D. Zapata, “Real-time 3D vectorcardiography: An application for didactic use,” in *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 90, p. 012013, IOP Publishing, 2007.
- [6] J. H. van Bommel, J. A. Kors, and G. van Herpen, “Combination of diagnostic classifications from ECG and VCG computer interpretations,” *Journal of electrocardiology*, vol. 25, pp. 126–130, 1992.
- [7] T.-C. Chou, “When is the vectorcardiogram superior to the scalar electrocardiogram?,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 8, no. 4, pp. 791–799, 1986.
- [8] A. R. Perez Riera, A. H. Uchida, C. F. Filho, A. Meneghini, C. Ferreira, E. Schapacknik, S. Dubner, and P. Moffa, “Significance of vectorcardiogram in the cardiological diagnosis of the 21st century,” *Clinical Cardiology: An International Indexed and Peer-Reviewed Journal for Advances in the Treatment of Cardiovascular Disease*, vol. 30, no. 7, pp. 319–323, 2007.
- [9] R. Correa, E. Laciari, P. Arini, and R. Jan´e, “Analysis of QRS loop in the Vectorcardiogram of patients with Chagas’ disease,” in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 2561–2564, IEEE, 2010.
- [10] R. Correa, P. D. Arini, M. Valentinuzzi, and E. Laciari, “Study of QRSloop parameters and conventional ST-T indexes for identification of ischemic and healthy subjects,” in *2012 Computing in Cardiology*, pp. 649–652, IEEE, 2012.
- [11] S. I. Khan, R. B. Pachori, *Derived vectorcardiogram based automated detection of posterior myocardial infarction using FBSE-EWT technique*, *Biomedical Signal Processing and Control* 70 (2021) 103051, publisher: Elsevier.