

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

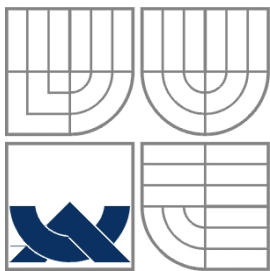
ROZMĚŘOVÁNÍ EKG S VYUŽITÍM TRANSFORMACE SVODŮ

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

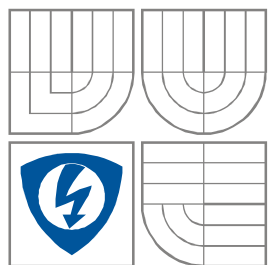
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. LUKÁŠ ONDROUŠEK

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND  
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# ROZMĚŘOVÁNÍ ZÁZNAMŮ EKG S VYUŽITÍM TRANSFORMACE SVODŮ

DELINEATION OF ECG SIGNALS USING LEADS TRANSFORMATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

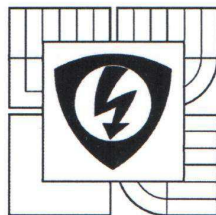
Bc. LUKÁŠ ONDROUŠEK

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

**Student:** Bc. Lukáš Ondroušek

**Ročník:** 2

**ID:** 119734

**Akademický rok:** 2012/13

## NÁZEV TÉMATU:

### Rozměřování záznamů EKG s využitím transformace svodů

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody rozměřování signálů EKG. Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu. Nastudujte a popište metody umožňující transformace svodů mezi různými svodovými systémy. 2) Zvolte jednu metodu rozměřování signálů EKG, popište ji a realizujte v prostředí Matlab. 3) Metodu otestujte na kompletní databázi EKG signálů CSE. 4) Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 5) Realizujte nejméně tři různé transformační přístupy pro navýšení počtu dostupných svodů. S využitím shlukové analýzy kombinujte pozice detekované v transformovaných svodech za účelem zvýšení účinnosti detekce. 6) Proveďte diskuzi dosažených výsledků.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] MARTÍNEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P.: A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.  
[2] DAWSON, D., YANG, H., MALSHE, M. et al.: Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. Journal of electrocardiology, Vol. 42, No. 6, pp. 622-630, 2009.

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 24.5.2013

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Vítek, Ph.D.

**Konzultanti diplomové práce:**



prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

#### UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## Abstrakt:

Cílem této práce je seznámení s principy rozměřování signálů EKG, vlnkovou transformací a transformačními přístupy pro navýšení počtu dostupných svodů. Následně poznatky využít pro vytvoření rozměřovacího algoritmu v programu Matlab. Algoritmus byl testován na kompletní databázi CSE. Výsledky byly následně porovnány s kritériemi, které jsou pro databázi CSE stanoveny. V práci bylo realizováno šest transformačních přístupů pro navýšení počtu dostupných svodů. Všechny byly analyzovány rozměřovacím algoritmem. Zjišťovalo se, zda transformace zvýší účinnost detekce.

## Abstract:

The goal of this work is to study the principles of delineation of ECG signals, wavelet transformation and transformation approaches to increase the number of available leads. Consequently, the knowledge was used to create delineation algorithm in Matlab. The algorithm was tested on complete CSE database. The obtained results were compared with the criteria which are set for the CSE database. In this work were realized six transformation approaches to increase the number of available leads. All of them were analyzed by delineation algorithm. In the work was examined, whether the transformation increase the efficiency of detection.

## Klíčová slova:

Elektrokardiogram, vlnková transformace, transformace svodů, rozměřování EKG, CSE databáze.

## Keywords:

Electrocardiogram, wavelet transform, leads transformation, delineation of ECG, CSE database.

## Bibliografická citace díla:

ONDROUŠEK, L. *Rozměřování záznamů EKG s využitím transformace svodů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 59s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

## Prohlášení:

Prohlašuji, že svůj semestrální projekt na téma Rozměřování záznamů EKG s využitím transformace svodů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 25. dubna 2013

.....  
podpis autora

## Poděkování:

Rád bych poděkoval především svému vedoucímu diplomové práce Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D., který mě mnohému naučil, se vším mi vždy poradil a byl ochotný a spolehlivý.

V Brně dne 25. dubna 2013

.....  
podpis autora

# OBSAH

1. Úvod .....	6
2. Elektrokardiografie .....	7
2.1. EKG křivka .....	7
2.2. Záznam EKG .....	8
2.2.1. Einthovenovy svody .....	9
2.2.2. Goldbergerovy svody .....	9
2.2.3. Hrudní svody .....	9
3. Rozměřování signálu EKG .....	11
3.1. Metody založené na diferencích .....	11
3.2. Algoritmy založené na digitálních filtrech .....	12
3.3. Neuronové sítě .....	13
3.4. Vlnková transformace .....	13
4. Transformace svodů .....	16
4.1. Dowerova transformace svodů .....	16
4.2. Dawsonova transformace .....	19
4.3. Transformační matice pro databázi CSE .....	20
4.4. Náhodná transformační matice .....	21
5. Návrh a realizace rozměřovacího algoritmu .....	25
5.1. Detekce komplexu QRS .....	26
5.1.1. Detekce začátku a konce komplexu QRS .....	31
5.2. Detekce vlny T .....	33
5.2.1. Detekce konce vlny T .....	36
5.3. Detekce P vlny .....	37
5.3.1. Detekce začátku a konce vlny P .....	40
6. Dosažené výsledky .....	43
6.1. Ukázky rozměření EKG .....	46
7. Závěr .....	53
8. Seznam použitých zdrojů .....	55
9. Seznam zkratk a symbolů .....	57
10. Přílohy .....	59

## 1. Úvod

Rozměření signálu EKG je jednou ze standardních diagnostických metod, které se při zjišťování onemocnění srdce používají. Detekcí důležitých lokací v signálu EKG a následným vypočtením úseků a intervalů jsou lékaři schopni odhalit patologickou činnost srdce a mohou tak dříve a efektivněji reagovat na aktuální srdeční stav.

Byla již vytvořena celá řada rozměřovacích algoritmů. V této práci jsou popsány základní informace o elektrokardiografii, rozbor křivky EKG a jakými svody se elektrokardiogram zaznamenává. Dále jsou popsány principy transformace svodů a co si pod tímto pojmem představit. Také jsou zde popsány různé metody rozměřování signálu EKG. Podrobněji je rozebrán princip založený na vlnkové transformaci.

V další kapitole je popsán algoritmus, jenž slouží pro rozměřování signálu EKG. Byl naprogramován v prostředí MATLAB, princip je založen na vlnkové transformaci. Algoritmus byl otestován na databázi CSE a výsledky jsou srovnány s kritérii, které autoři databáze CSE poskytli. Dále v práci bylo realizováno šest transformačních přístupů pro navýšení počtu svodů, všechny byly analyzovány rozměřovacím algoritmem. Dosažené výsledky a ukázky rozměřených signálů jsou uvedeny v kapitole 6.

## 2. Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je metoda, která umožňuje snímání a zaznamenávání potenciálových rozdílů vznikajících činnostmi srdce. Pro snímání záznamu se používá elektrokardiograf, kde výstupem je graf závislosti napětí na čase (elektrokardiogram). Potenciály vznikají na rozhraní mezi podrážděnými a nepodrážděnými částmi myokardu. Průběh napětí, který se měří elektrodami přiloženými na tělo pacienta, může informovat o fázi srdečního cyklu, tepové frekvenci, šíření vzruchů, repolarizaci, ale také o poruchách těchto dějů, například: poruchy tvorby vzruchů, entropická tvorba vzruchů, poruchy rytmu nebo převodní poruchy.

### 2.1. EKG křivka

Výsledkem elektrické aktivity srdce je křivka EKG, která je zobrazena na obrázku 1. Na křivce rozeznáváme vlny P a T – zaoblené výchylky s menší amplitudou a kmity Q, R a S – úzké a ostré výchylky. Oblasti mezi vlnami a kmity se nazývají úseky a úseky společně s vlnami tvoří intervaly. EKG zobrazuje vazbu mezi mechanickou a elektrickou činností srdce.

**Vlna P:** impuls vychází se sinusového uzlu, následně prochází pravou i levou síní a způsobuje depolarizaci myokardu síní. Amplituda vlny je malá, většinou nepřekračuje 0,3 mV a čas bývá do 100 ms. Vlna P obsahuje spektrální složky do 10-15 Hz.

**Úsek PQ:** impuls došel do atrioventrikulárního uzlu. Zde dochází ke zpoždění podráždění a přesunu ze síní na komory. Fyziologicky trvá 50-120 ms.

**Komplex QRS:** vzruch se po zdržení v atrioventrikulárním uzlu šíří přes Hissův svazek na Tavarova raménka a na myokard mezikomorového septa, kterým se šíří zprava doleva. Následuje depolarizace pravé a levé komory. Depolarizace je vyvolána od levé komory k pravé. Za normálních okolností dochází současně i k repolarizaci síní, ale tato vlna není viditelná. Komplex je označován QRS i tehdy pokud některý z kmitů chybí. Skládá se ze tří kmitů. Kmit Q trvá méně než 40 ms a amplituda je menší než 0,4 mV – přibližně odpovídá  $\frac{1}{4}$  R kmitu. Následující kmit R je projevem depolarizace levé komory a je převážně vždy pozitivní. Posledním kmitem v komplexu QRS je kmit S, který směřuje pod izoelektrickou linii. Celý komplex trvá 80-120 ms a amplituda je větší než 0,6 mV. Spektrální složky komplexu QRS jsou v rozmezí 10-50 Hz.

**Úsek ST:** když se depolarizace rozšíří po celé svalovině komor je po krátkou dobu elektrická aktivita srdce nulová – srdeční vlákna jsou ve fázi plató.

**Vlna T:** představuje repolarizaci komorového myokardu. Probíhá od epikardu k endokardu, opačně než depolarizace, a proto má vlna T stejný směr jako komplex QRS. Vlna T trvá do 200 ms.

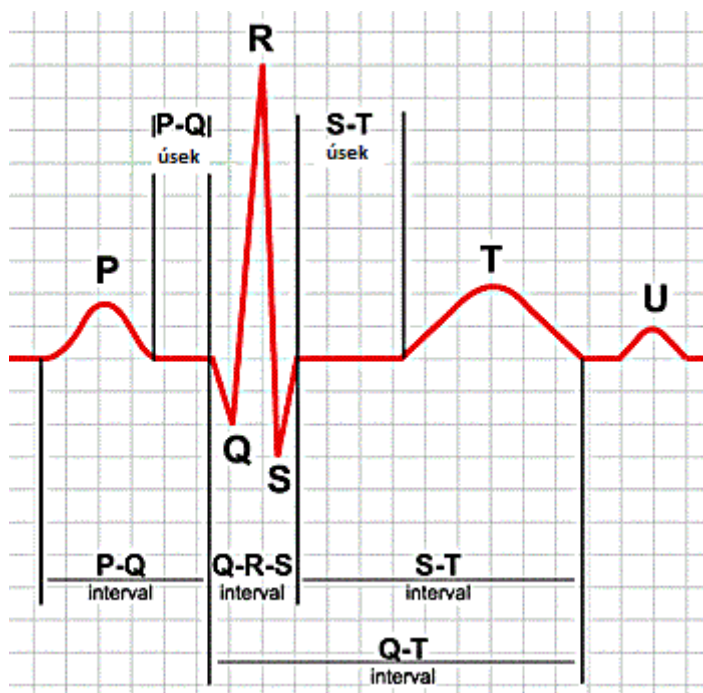
**Vlna U:** vzniká za vlnou T a bývá viditelná při nízké hladině draslíku.



**Interval PQ:** od začátku vlny P po začátek komplexu QRS. Doba od vzniku impulzu v sinusovém uzlu, vedení přes myokard síní a atrioventrikulární uzel do aktivace myokardu komor. Délka intervalu PQ je 120-200 ms.

**Interval QT:** od začátku kmitu Q po konec vlny T. odpovídá depolarizaci a repolarizaci komor. Je závislý na srdeční frekvenci a činí při tepové frekvenci 75/min 350-400 ms.

**Interval RR:** od vrcholu jednoho komplexu QRS k nejbližšímu následujícímu komplexu QRS. Slouží k posouzení komorové frekvence. Při vyšší frekvenci se interval zkracuje.



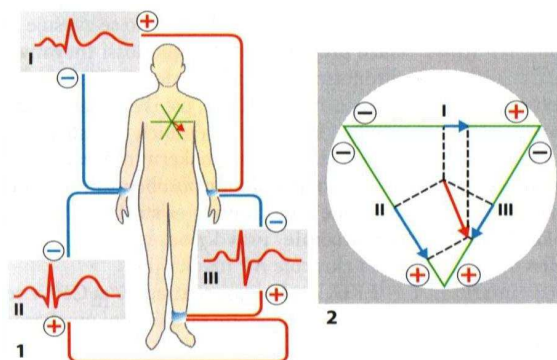
Obr. 1: EKG křivka [1]

## 2.2. Záznam EKG

Rozdíl potenciálů, neboli elektrická aktivita srdce se snímá z povrchu těla pomocí přiložených elektrod. Elektrody mají standardní rozmístění pro příslušný typ elektrokardiografu. Mezi dva nejpoužívanější systémy patří 12-svodové EKG pro komplexní srdeční záznam a tzv. ortogonální svody. Při snímání standardního 12-svodového záznamu jsou využity všechny níže popsané konfigurace, snímání se provádí za pomoci 10 elektrod. Ortogonální svody reprezentují elektrickou aktivitu srdce v prostorovém znázornění. Snímání probíhá za pomoci 7 elektrod a výsledkem je elektrická aktivita znázorněna ve třech na sebe kolmých rovinách X, Y, Z. Tyto svody, známé také jako Frankovy svody, jsou schopny vykreslit vektorkardiogram – sumační vektor popisující elektrickou aktivitu srdce v prostoru. Ortogonální svody jsou do jisté míry podobné svodům:  $V_5$ , aVF a  $V_2$ . Jednotlivé svodové konfigurace použité pro 12-svodový systém jsou:

### 2.2.1. Einthovenovy svody

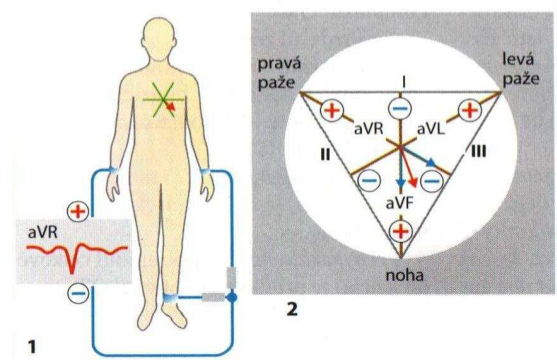
Jedná se o bipolární svody – měří rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Umísťují se standardně na pravou ruku (R), levou ruku (L) a dolní část levého bérce (F). Obr. 2 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** znázorňuje schématické zapojení Einthovenových svodů. Vlevo na obrázku je vidět zapojení na těle pacienta a vpravo zjednodušené znázornění pomocí rovnostranného trojúhelníku. Jednotlivé svody se označují římskými číslicemi I až III.



Obr. 2: Einthovenovy svody [2]

### 2.2.2. Goldbergerovy svody

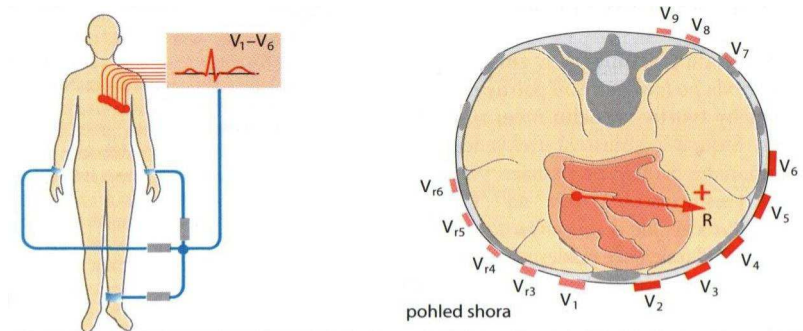
Goldbergerovy svody jsou unipolární – snímá se potenciál vůči referenční elektrodě. Jednotlivé svody se značí: aVL, aVR a aVF, kde *a* znamená augmentované (navýšené) a L, R nebo F ukazuje, kde je umístěna aktivní elektroda. Schématické zapojení je znázorněno na Obr. 3: vpravo zapojení na těle pacienta, vlevo zjednodušené schéma pomocí rovnostranného trojúhelníku.



Obr. 3: Goldbergerovy svody [2]

### 2.2.3. Hrudní svody

Elektrody jsou umístěny na hrudníku pacienta (Obr. 4), které snímají průběh napětí proti tzv. Wilsonově svorce. Jedná se o unipolární svody, které umožňují třírozměrné znázornění sumačního vektoru. U standardního 12-svodového systému se využívají elektrody V<sub>1</sub> až V<sub>6</sub> viz Obr. 4.

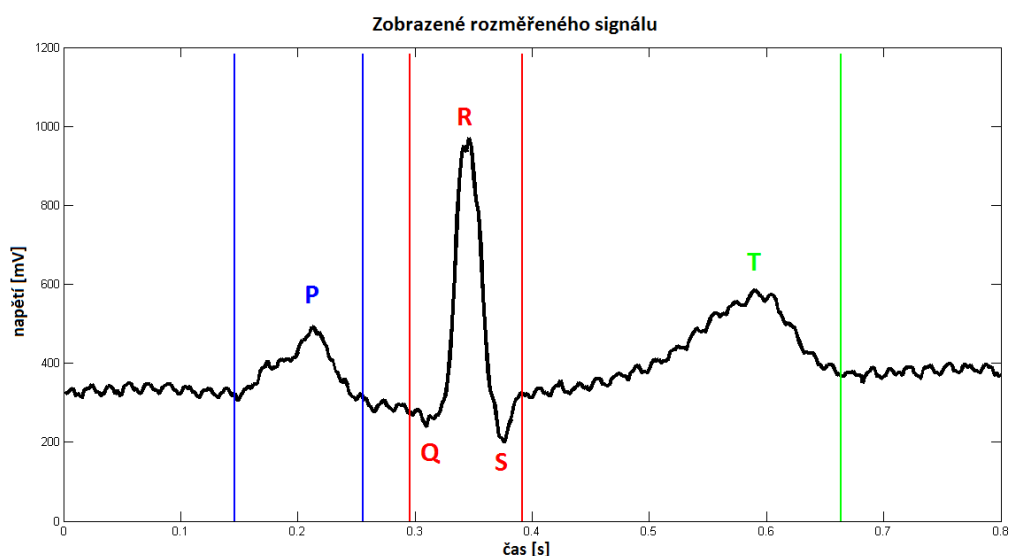


**Obr. 4: Hrudní svody [2]**

### 3. Rozměřování signálu EKG

Rozměřování elektrokardiogramu je využíváno při diagnostice srdce. Stanovením pěti významných bodů lze zjistit, zda srdce netrpí jednou z mnoha srdečních chorob. Na Obr. 5 je vidět rozměřený signál EKG. Jedná se o jeden srdeční cyklus, kde jsou vyznačené příslušnými písmeny názvy vln a kmitů. Jednotlivé svislé čáry určují, kde se nacházejí významné body v signálu EKG.

- Modře: začátek a konec vlny P.
- Červeně: začátek a konec komplexu QRS
- Zeleně: konec vlny T



Obr. 5: Rozměřený signál EKG

Abychom byli schopni nalézt těchto pět významných bodů v signálu EKG, tak nejprve potřebujeme lokalizovat příslušné vlny P, T a především komplex QRS. Komplex QRS je nejvýraznější z celého EKG, jelikož má větší amplitudu než ostatní vlny a proběhne v relativně krátké době vzhledem k délce jednoho srdečního cyklu. Z tohoto důvodu se používá jako referenční bod pro detekci ostatních vln.

Před samotou detekcí jednotlivých bodů proběhne předzpracování signálu, jedná se o filtraci - zbavení signálu nežádoucího síťového brumu a driftu. Následuje transformace signálu a pomocí rozhodovacího pravidla se určí potřebné body.

#### 3.1. Metody založené na diferencích

Tyto metody patří mezi nejstarší. Využívá se tu filtrace typu horní propust, která se realizuje na principu diference. Využívá se především základní vlastnosti komplexu QRS, tj. jeho

strmého průběhu. Rovnice pro diferenční filtr jsou:

$$y_1(n) = x(n+1) \cdot x(n-1) \quad (1)$$

$$y_2(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2) \quad (2)$$

$$y_1(n) = x(n) \cdot x(n-1) \quad (3)$$

Některé algoritmy využívají druhou derivaci, kterou počítají pomocí rovnice:

$$y_2(n) = x(n+2) \cdot 2x(n) + x(n-2) \quad (4)$$

Výsledný signál  $z(n)$  je předzpracovaný signál  $y_1$  nebo  $y_2$ , který je lineární kombinací absolutních hodnot první a druhé derivace (5), nebo lineární kombinace vyhlazené první derivace a absolutní hodnoty druhé derivace (6).

$$z(n) = 1,3|y_1(n)| + 1,1|y_2(n)| \quad (5)$$

$$z(n) = \tilde{y}_1(n) + |y_2(n)|, \quad (6)$$

kde

$$\tilde{y}_1(n) = \{0.25, 0.5, 0.25\} * |y_1(n)| \quad (7)$$

\* je lineární konvoluce.

Detekce komplexu QRS se provádí na základě porovnávání předzpracovaného signálu s prahem. Obvykle je práh přímo počítán ze signálu. Rovnice pro výpočet prahu:

$$\xi = 0.3 \cdot 0.4 \cdot \max[x] \quad (8)$$

Kapitola čerpána z [3].

### 3.2. Algoritmy založené na digitálních filtrech

Metoda je podrobněji popsána v [3]. Princip spočívá ve využití digitálních filtrů, které filtrují signál paralelně pomocí dvou dolních propustí. Každý filtr má rozdílnou mezní frekvenci. Rozdíl mezi výstupy filtrů  $y_1(n)$  dolních propustí je signál, jenž má charakter pásmové propusti a následně se zpracovává pomocí rovnice:

$$y(n) = y_1(n) \left[ \sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2 \quad (9)$$

Tato nelineární operace vede k potlačení malých hodnot a mírnému vyhlazení píků. Práh se počítá adaptivně:

$$\xi = \max[y(n)]/8 \quad (10)$$

Postup je založen na předpokladu, že komplex QRS je obsažen na výstupech obou filtrů a jedná se v obou případech o nadprahové hodnoty.

Digitální filtry jsou široce používány pro detekci QRS.

### 3.3. Neuronové síť

Neuronové síť [3] jsou široce využívány při nelineárním zpracování signálů. Ukázalo se, že v mnoha aplikacích mají lepší výsledky než lineární přístupy. Pro zpracování signálu EKG se většinou využívá jeden z následujících modelů: (MLP) vícevrstvý preceptor, funkce s radiální bází (RBF) a samoučící síť SVQ.

Neuronová síť typu MLP se skládá z několika vrstev vzájemně propojených neuronů, kde každý neuron je reprezentován funkcí:

$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=0}^N w_i x_i\right), \quad (11)$$

kde  $w_i$  jsou váhy přiřazené jednotlivým vstupům  $x_i$ .  $f(\cdot)$  je lineární nebo nelineární funkce neuronu. Neuronová síť typu RBF se funkčně realizuje:

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \quad (12)$$

kde  $x(n)$  je vektor vstupních dat,  $N$  je celkový počet neuronů,  $w_i$  jsou koeficienty,  $c_i$  centrální koeficienty a  $\sigma_i$  jsou směrodatné odchylky. Výhodou sítě RBF a MLP je možnost interpretace parametrů a proto výsledek je předvídatelnější - tudíž spolehlivější.

Síť SVQ se skládá ze vstupní vrstvy, konkurenční vrstvy a lineární vrstvy. Konkurenční vrstva se automaticky učí klasifikovat vstupní vektor do podtříd. Počet podtříd se rovná počtu konkurenčních neuronů a klasifikace se provádí pomocí euklidovské vzdálenosti. Lineární vrstva kombinuje jednotlivé podtřídy do uživatelsky definovaných tříd.

V souvislosti s detekcí komplexu QRS se neuronové síť používají jako adaptivní nelineární prediktory, jejichž cílem je předpovědět průběh signálu  $x(n)$  pomocí svých minulých hodnot  $x(n-1)$ .

### 3.4. Vlnková transformace

Vlnkové transformace [4] vychází z předpokladu, že máme vlnku popsanou rovnicí bázové funkce:

$$\psi_{\lambda, \phi}(t) = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \psi\left(\frac{t - \phi}{\lambda}\right), \quad (13)$$

kteřá se mění se změnou  $\lambda$ , která vyjadřuje dilataci vlnky. Potom můžeme vlnkovou transformaci popsat rovnicí:

$$\text{WT}\{f(t), \lambda, \phi\} = \left\langle f(t), \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \psi\left(\frac{t - \phi}{\lambda}\right) \right\rangle, \quad (14)$$

kde  $\psi(t)$  vyjadřuje mateřskou vlnku,  $\lambda$  vyjadřuje dilataci vlnky a  $\phi$  její časové posunutí. Nejčastěji se využívá dyadická WT, kde  $\lambda = 2^m$ ,  $\phi = 2^m kT$  a  $m > 0$ . Dyadická WT je charakterizována oktávovou podobou spekter vlnek. Dyadická WT s diskretním časem (DTWT) slouží k transformaci diskretního signálu  $x(n)$  a je popsána rovnicí:

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i)h_m(2^m n - 1) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i)x(2^m n - 1), \quad (15)$$

kde  $m$  vyjadřuje kmitočtové měřítko a  $h_m$  impulsní charakteristiku filtru. Jedná se vlastně o konvoluci impulsní charakteristiky s časově reverzním signálem. Tento proces lze realizovat jako rozklad signálu bankou diskretních oktávových filtrů s impulsními charakteristikami  $h_m(n)$ .

V článku [5] a [6] je popsána metoda vlnkové transformace pro rozměrování EKG. Metoda je založena na dyadické DTWT, kde vlnková transformace spojitého signálu  $x(t)$  je popsána pomocí integrálu:

$$\text{WT}(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi * \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (16)$$

kde  $\psi(t)$  vyjadřuje mateřskou vlnku,  $a$  značí měřítko,  $b$  je časový posun vlnky. Využívají měřítka  $2^1 - 2^5$ . S rostoucí hodnotou měřítka roste frekvenční rozlišení, ale klesá časové rozlišení. Na základě této informace můžeme říci, v jakém pásmu jsou jednotlivé části EKG nejvýraznější:

- komplex QRS v měřítku  $2^1 - 2^5$
- Vlny P a T v měřítku  $2^4 - 2^5$
- Vysokofrekvenční rušení a malé kmity Q a S v měřítku  $2^1 - 2^2$
- Kolísání nulové izoliny v měřítku  $2^5$  a vyšším

Princip rozměrování pomocí DTWT je popsán v [5]. Vlnkové transformaci je přímo podroben vstupní signál EKG bez dřívějšího předzpracování, jelikož frekvenční filtrace je implicitně prováděna při výpočtu DTWT. Takže pokud máme vstupní signál, který je zašuměn vysokofrekvenčním šumem, tak nejvíce postižené pásma jsou  $2^1$  a  $2^2$ . Princip spočívá ve využití informací o lokálních maximech, minimech a průchodech nulovou hladinou v různých měřících (pásmech DTWT) k identifikaci a lokalizaci významných bodů rozměrovaného signálu EKG. Algoritmus pro rozměrování EKG má následující kroky:

- 1) Detekce komplexu QRS: spočívá v prohledávání měřítek  $2^1$  až  $2^4$  a hledání opačných nadprahových hodnot v absolutní hodnotě. Pokud tyto dvojice jsou nalezeny ve všech pásmech DTWT ve stejném čase, pak se jedná o komplex QRS, jehož přesná pozice je dána průchodem nulou mezi opačnými extrémy v měřítku  $2^1$ .

- 2) Detekce začátku a konce QRS: zde dochází k nalezení jednotlivých kmitů komplexu QRS v měřítku  $2^2$ . Jedná se o přilehlé průchody nulovou hladinou kolem detekovaného komplexu QRS. Začátek QRS je detekován jako první podprahový vzorek před prvním extrémem QRS komplexu v pásmu  $2^2$  DTWT. A konec QRS je detekován jako nejbližší podprahový vzorek za posledním extrémem v pásmu  $2^2$ .
- 3) Detekce vlny T včetně konce vlny T: Vlna T je hledána v měřítku  $2^4$  pomocí okna, které je přímo závislé na délce RR intervalu. Princip je podobný jako při hledání komplexu QRS. Opět se hledají dvě opačné nadprahové hodnoty v absolutní hodnotě a průchodem nulou mezi nimi je definována vlna T. Pokud není vlna T nalezena v měřítku  $2^4$ , tak je hledána v měřítku  $2^5$  a pro lepší časové rozlišení je zpřesněna v měřítku  $2^3$ . Konce vlny T se hledá obdobným způsobem jako u komplexu QRS.
- 4) Detekce P vlny včetně začátku a konce vlny P: detekce vlny P probíhá podobně jako u vlny T, opět s délkou okna závislou na RR intervalu. Detekce začátku a konce vlny P se hledá obdobným způsobem jako u komplexu QRS.



## 4. Transformace svodů

V této práci pojem transformace svodů je převedení 3-svodového ortogonálního zobrazení na standardní 12-svodový záznam. Obecněji transformace svodů je převedení  $m$ -svodového záznamu na  $n$ -svodový záznam. Například můžeme převést 3-svodový záznam na signál EKG o 67 svodech nebo 12-svodový záznam na 3-svodový signál EKG. Při transformaci svodů musí být aplikována vhodná transformační matice o  $n$  řádcích a  $m$  sloupcích.

Výhodou ortogonálních svodů je, že jsou snímány menším počtem elektrod, které jsou připojeny menším počtem kabelů oproti 12-svodovému systému. Standardní 12-svodový záznam je však atraktivní pro lékaře a jejich diagnostiku, jelikož většina je zvyklá na tuto interpretaci srdeční činnosti. Pro rozměřovací algoritmy se usuzuje, že redundantní 12-svodový systém je vhodnější.

Obecný princip transformace svodů spočívá v aplikaci transformačních koeficientů ve formě matice na omezený počet svodů a získat tak plnohodnotný 12-svodový záznam EKG.

### 4.1. Dowerova transformace svodů

Dower popisuje v [7], že každý svod ze standardního 12-svodového systému lze zapsat jako lineární kombinaci tří ortogonálních svodů. Pro tento princip transformace jsou použity koeficienty, které jsou v Tabulka 1.

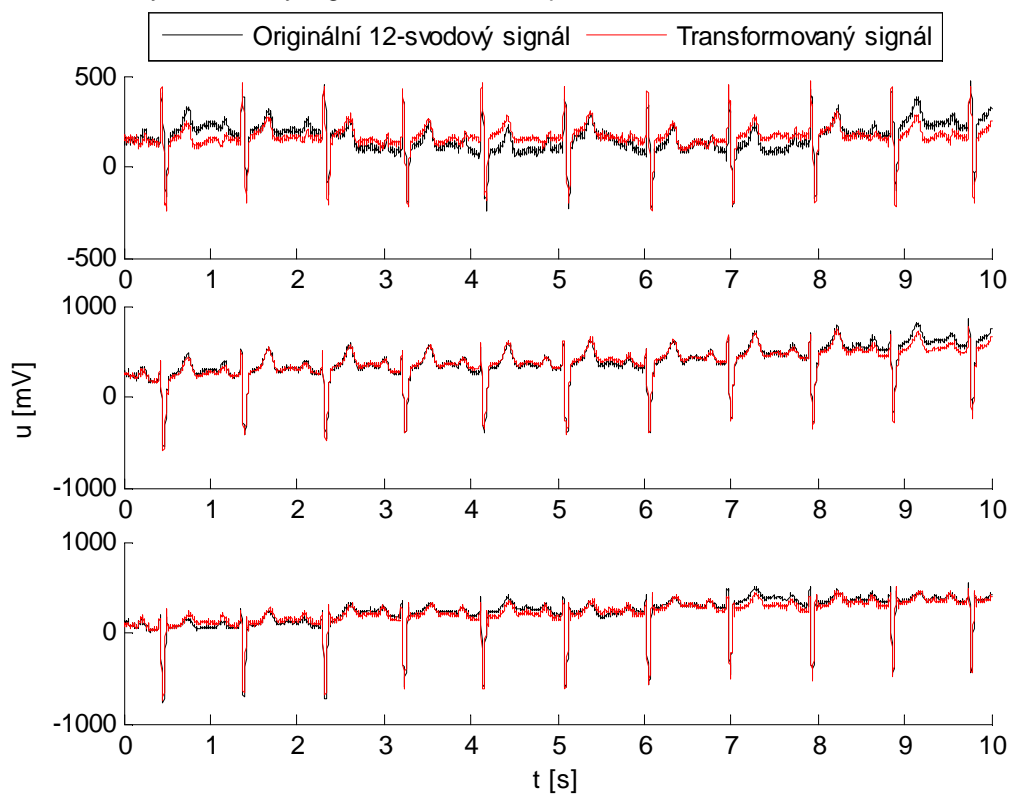
**Tabulka 1: Dowerova transformační matice [8]**

Svody	X	Y	Z
I	0,6320	-0,2350	0,0590
II	0,2350	1,0660	-0,1320
III	-0,3970	1,3010	-0,1910
aVR	-0,4340	-0,4150	0,0370
aVL	0,5150	-0,7680	0,1250
aVF	-0,0810	1,1840	-0,1620
V1	-0,5150	0,1570	-0,9170
V2	0,0440	0,1640	-0,1390
V3	0,8820	0,0980	-1,2770
V4	1,2130	0,1270	-0,6010
V5	1,1250	0,1270	-0,0860
V6	0,8310	0,0760	0,2300

Ukázka jak Dowerova transformační matice přepočítává 3-svodový signál EKG (zobrazen na Obr. 15) na 12-svodový signál EKG je zobrazena na Obr. 6 až Obr. 9. Kde

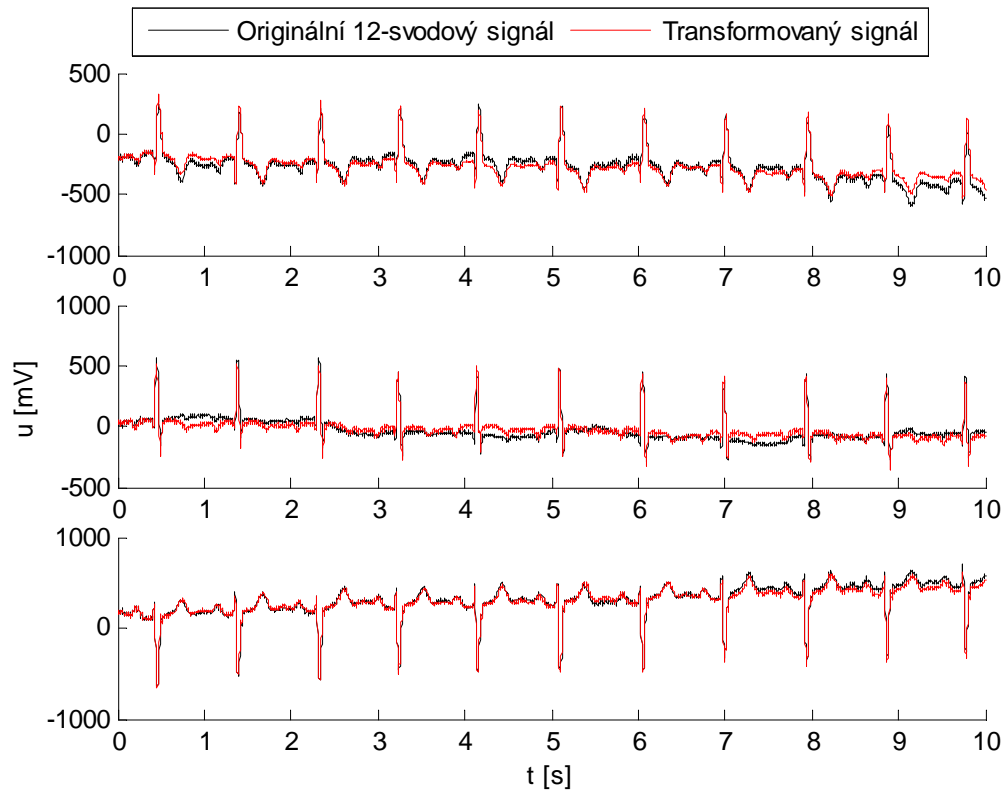
Originální 12-svodový záznam EKG je zobrazen černě a červeně je nový 12-svodový EKG signál vypočítaný pomocí Dowerovy transformační matice.

Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Dowerova transformační matice



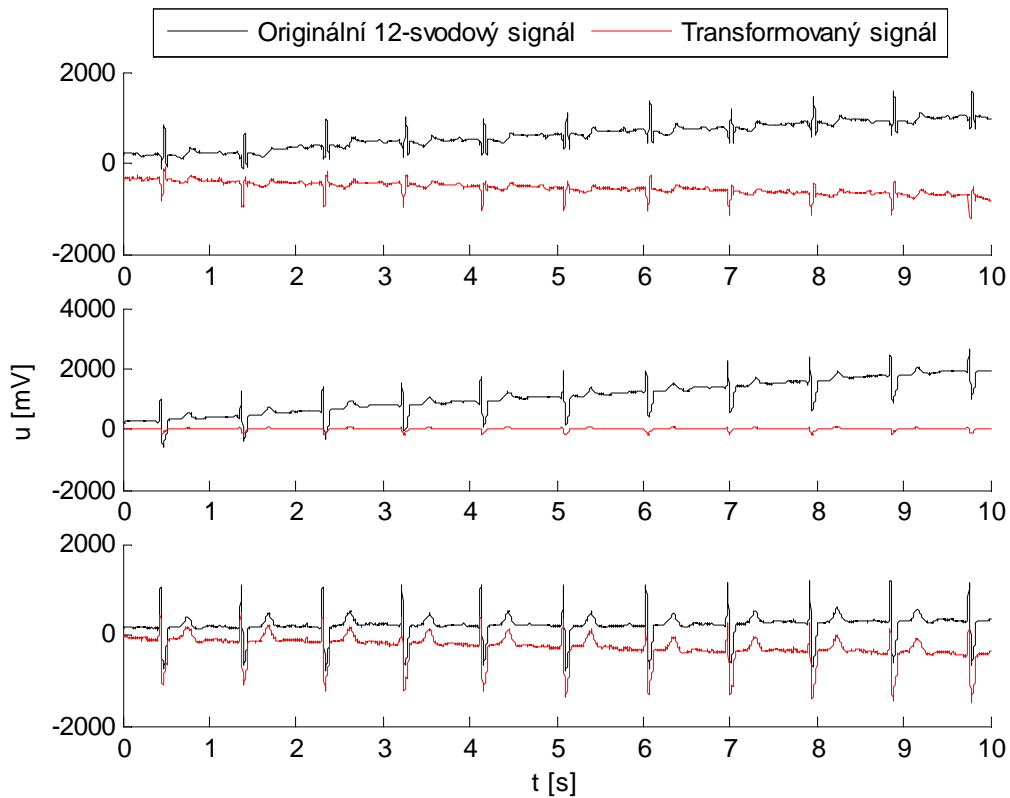
**Obr. 6: Transformace svodů pomocí Dowerovy transformační matice; svody 1-3**

Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Dowerova transformační matice



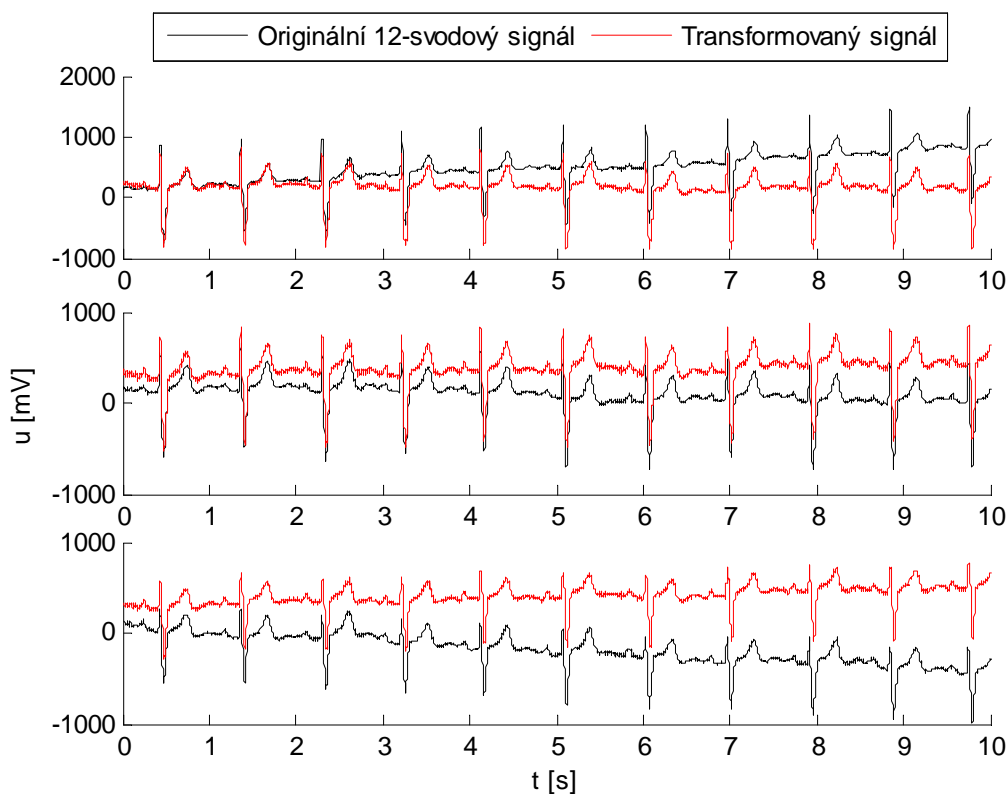
**Obr. 7: Transformace svodů pomocí Dowerovy transformační matice; svody 4-6**

Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Dowerova transformační matice



**Obr. 8: Transformace svodů pomocí Dowerovy transformační matice; svody 7-9**

Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Dowerova transformační matice



**Obr. 9: Transformace svodů pomocí Dowerovy transformační matice; svody 10-12**

#### ***4.2. Dawsonova transformace***

Dawsonovy transformační koeficienty pro transformaci svodů byly získány pomocí statistické metody nejmenších čtverců a lineární afinitní transformace [9]. Afinitní transformace umožňuje kompenzovat některá konstantní zkreslení. V článku byly představeny dvě transformační matice, přičemž každá se zaměřuje na jeden typ pacientů. První je zaměřena na zdravé pacienty HC a druhý typ transformačních koeficientů je pro pacienty se srdečním onemocněním MI. V Tabulka 2 jsou uvedeny číselné hodnoty koeficientů, jak pro HC, tak pro MI.

**Tabulka 2: Dawsonovy transformační matice pro HC a MI**

Svody	HC			MI		
	X	Y	Z	X	Y	Z
<b>I</b>	0,5142	-0,0582	-0,0948	0,7998	-0,1600	0,0634
<b>II</b>	0,2211	0,9545	-0,0454	0,2647	0,8977	-0,0285
<b>III</b>	-0,2932	1,0127	0,0494	-0,5351	1,0576	-0,0919
<b>aVR</b>	-0,3676	-0,4481	0,0701	-0,5322	-0,3688	-0,0175
<b>aVL</b>	0,4037	-0,5354	-0,0721	0,6674	-0,6088	0,0777
<b>aVF</b>	-0,0360	0,9836	0,0020	-0,1352	0,9776	-0,0602
<b>V1</b>	-0,4500	-0,1448	-0,8010	-0,5325	-0,3213	-0,9793
<b>V2</b>	-0,1905	-0,3183	-1,7516	0,0010	-0,6852	-1,7674
<b>V3</b>	0,3532	-0,0945	-1,6875	0,5269	-0,3857	-1,8725
<b>V4</b>	1,0004	0,0569	-0,9643	1,0550	-0,1265	-1,2897
<b>V5</b>	1,0996	0,3009	-0,2366	1,1306	0,1941	-0,2893
<b>V6</b>	0,8619	0,2574	0,1077	0,8176	0,3113	0,1049

Transformace svodů – převedení 3-svodového ortogonálního záznamu na 12-svodový EKG záznam je z pohledu rozměřování elektrokardiogramu navýšení vstupních dat. Získáme tím čtyřikrát více svodů a tím můžeme eliminovat nedostatky, které algoritmus může obsahovat. Obecně panuje přesvědčení, že pro detekci významných lokací v EKG signálu je 12-svodový záznam vhodnější.

### 4.3. Transformační matice pro databázi CSE

Transformační matici, která slouží pro přepočítání 3-svodového záznamu na 12-svodový EKG záznam, můžeme získat pomocí matematických operací. Jelikož v našem případě známe vstupní 3-svodové EKG i 12-svodové výstupní EKG, tak můžeme jednoduchými matematickými operacemi, pro úpravu matic, získat transformační matici přímo pro naše testovaná data. Matematický postup je popsán níže rovnicemi číslo 17 a 18. Pomocí rovnice číslo 17 je vypočítán nový 12-svodový záznam. A rovnicí číslo 18 získáme jednoduchým upravením vynásobením inverzní matice  $B$  zprava.

$$A = X \cdot B \quad (17)$$

$$X = A \cdot B^{-1} \quad (18)$$

kde proměnná  $A$  je 12-svodový záznam EKG,  $B$  je 3-svodový záznam EKG a  $X$  je naše hledaná transformační matice.

Z důvodu neregulárnosti matice  $B$ , nemůžeme vypočítat přesnou inverzní matici. Z toho důvodu byla na výpočet aplikována funkce `pinv`, která vypočítá přibližnou hodnotu

inverzní matice. Ve výsledku celý výpočet transformační matice zapsaný v jazyku Matlabu je:

$$X = A \cdot \text{pinv}(B) \quad (19)$$

kde `pinv` je příkaz na výpočet tzv. pseudoinverzní matice.

Výpočet transformační matice byl proveden pro každý záznam obsažený v CSE databázi. Jelikož databáze obsahuje 125 záznamů 3-svodových a 12-svodových EKG signálů, tak ve výsledku dostaneme 125 transformačních matic. Pro výpočet jedné transformační matice byl zvolen medián a průměr. V Tabulka 3 jsou uvedeny konkrétní hodnoty pro vypočtené transformační matice pro databázi CSE.

**Tabulka 3: Transformační matice pro CSE databázi; vlevo průměr; vpravo medián**

Svody	Průměr			Medián		
	X	Y	Z	X	Y	Z
<b>I</b>	0,4115	0,0132	-0,0519	0,4170	-0,0102	-0,0343
<b>II</b>	0,1745	0,7599	-0,0935	0,2239	0,6714	-0,0924
<b>III</b>	-0,2368	0,7459	-0,0417	-0,2106	0,7198	-0,0906
<b>aVR</b>	-0,2930	-0,3852	0,0726	-0,3240	-0,3480	0,0778
<b>aVL</b>	0,3241	-0,3646	-0,0052	0,3078	-0,3606	0,0183
<b>aVF</b>	-0,0310	0,7542	-0,0677	-0,0058	0,7168	-0,0729
<b>V1</b>	-0,0388	-0,1645	-0,4848	-0,2002	-0,2063	-0,4474
<b>V2</b>	0,3248	-0,2671	-0,9404	0,3141	-0,3350	-0,9723
<b>V3</b>	0,7126	-0,2791	-0,8933	0,6804	-0,2994	-0,9129
<b>V4</b>	1,0002	-0,1713	-0,6107	1,0150	-0,1757	-0,5813
<b>V5</b>	0,9312	-0,1022	-0,3026	0,9763	-0,0738	-0,2463
<b>V6</b>	0,8524	-0,0237	-0,0800	0,8405	0,0154	-0,0798

#### 4.4. Náhodná transformační matice

Náhodná transformační matice byla vygenerována pomocí příkazu:

$$\text{rand}(12,3) * 2 - 1 \quad (20)$$

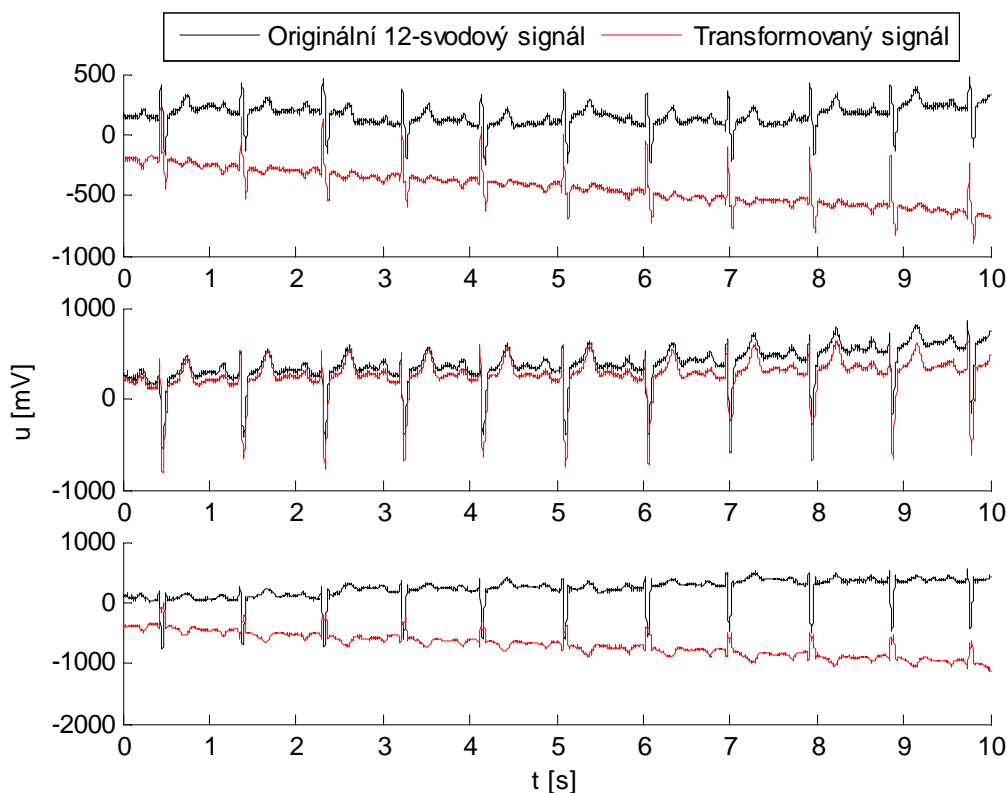
kde `rand` je funkce v matlabu, která vygeneruje náhodné čísla do matice o 12 řádcích a 3 sloupcích. Čísla generované funkcí `rand` jsou v rozpětí  $\langle 0;1 \rangle$ , po vynásobení matice dvěma a odečtení jedničky budeme mít náhodná čísla, které jsou v intervalu  $\langle -1;1 \rangle$ . Hodnoty „náhodné“ transformační matice zobrazuje Tabulka 4.

**Tabulka 4: Náhodná transformační matice**

Svody	X	Y	Z
<b>I</b>	0,3784	-0,7867	-0,6363
<b>II</b>	0,4963	0,9238	-0,4724
<b>III</b>	-0,0989	-0,9907	-0,7089
<b>aVR</b>	-0,8324	0,5498	-0,7279
<b>aVL</b>	-0,5420	0,6346	0,7386
<b>aVF</b>	0,8267	0,7374	0,1594
<b>V1</b>	-0,6952	-0,8311	0,0997
<b>V2</b>	0,6516	-0,2004	-0,7101
<b>V3</b>	0,0767	-0,4803	0,7061
<b>V4</b>	0,9923	0,6001	0,2441
<b>V5</b>	-0,8436	-0,1372	-0,2981
<b>V6</b>	-0,1146	0,8213	0,0265

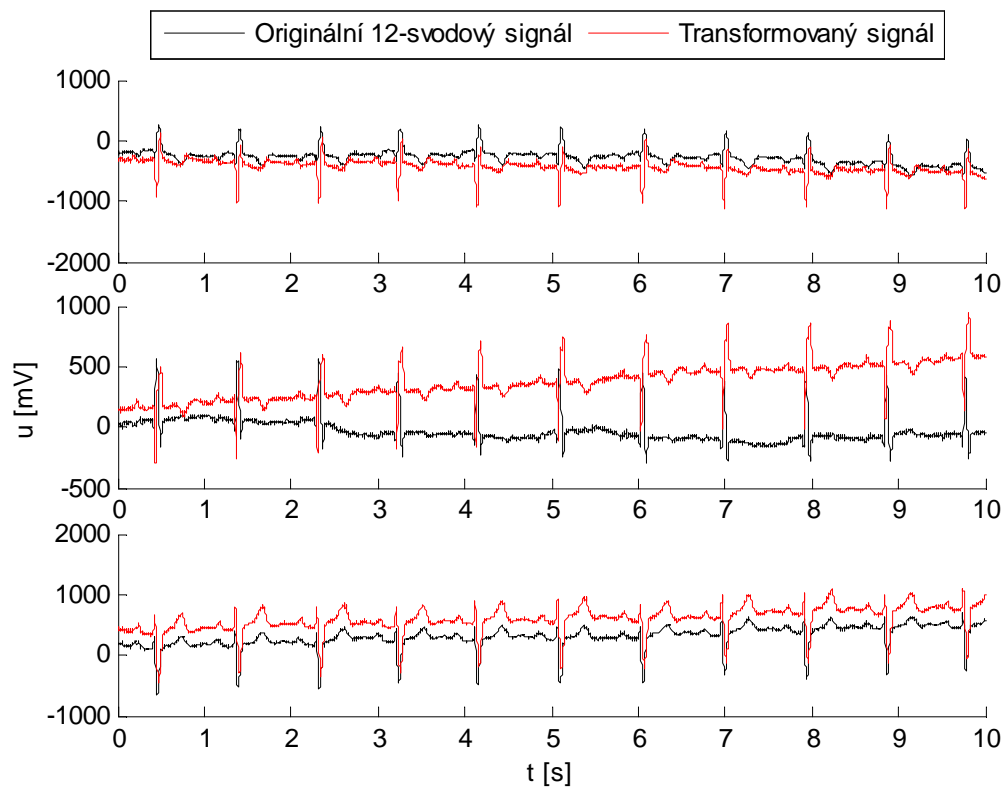
Na Obr. 10 až Obr. 13 jsou zobrazeny přepočítané EKG svody pomocí náhodně vygenerované transformační matice. Vstupním signálem byl 3-svodový signál EKG, který je zobrazen na Obr. 15.

Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Transformační matice "rand"



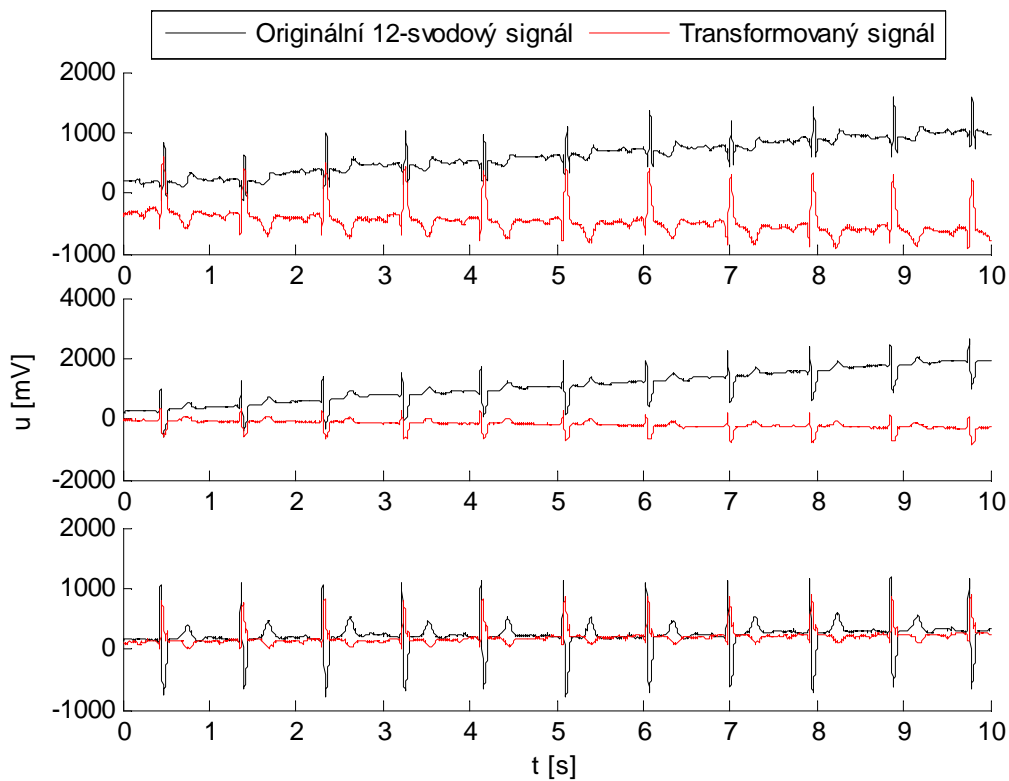
**Obr. 10: Transformace svodů pomocí náhodné transformační matice; svody 1-3**

Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Transformační matice "rand"



**Obr. 11: Transformace svodů pomocí náhodné transformační matice; svody 4-6**

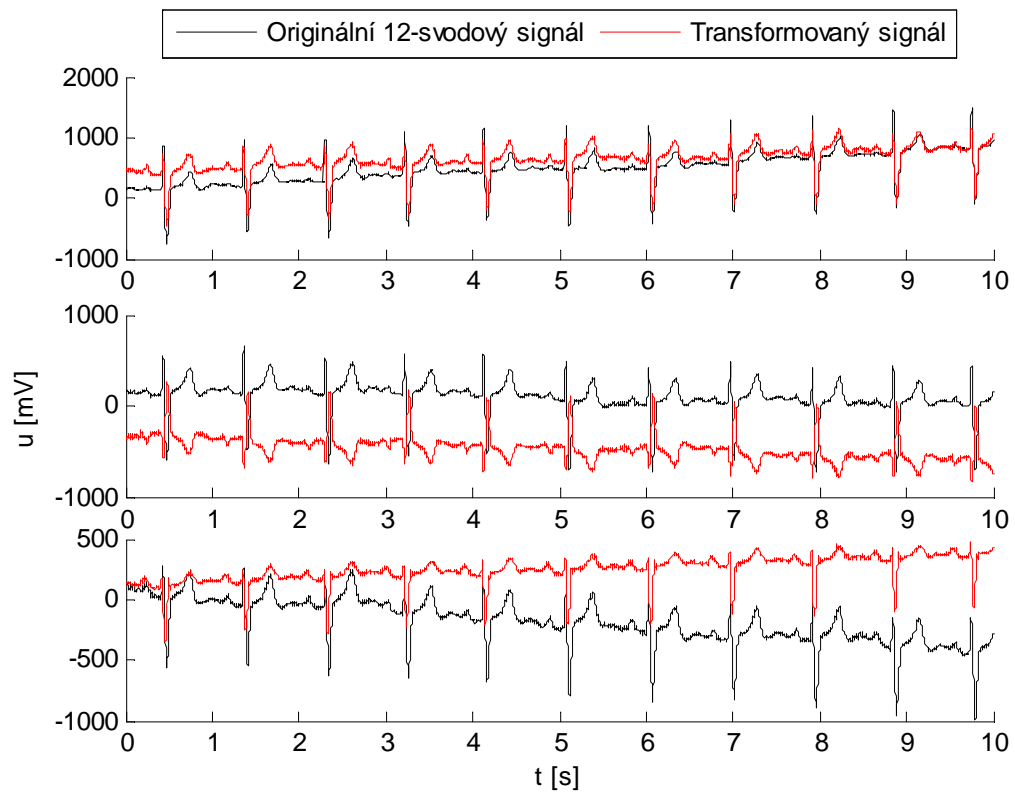
Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Transformační matice "rand"



**Obr. 12: Transformace svodů pomocí náhodné transformační matice; svody 7-9**



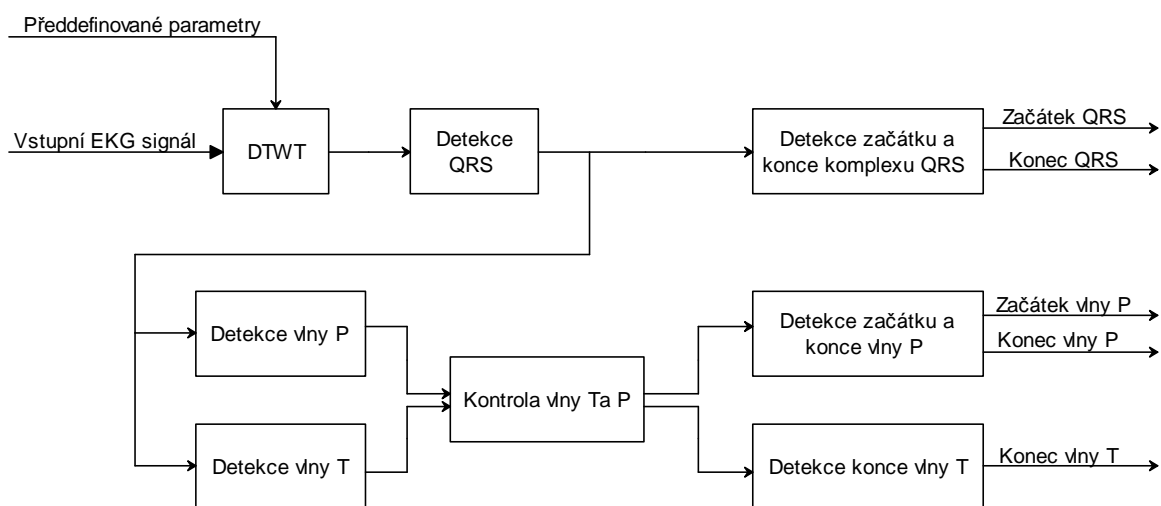
Transformovaný 12-svodový signál: MO1 001 03, použitá matice: Transformační matice "rand"



**Obr. 13: Transformace svodů pomocí náhodné transformační matice; svody 10-12**

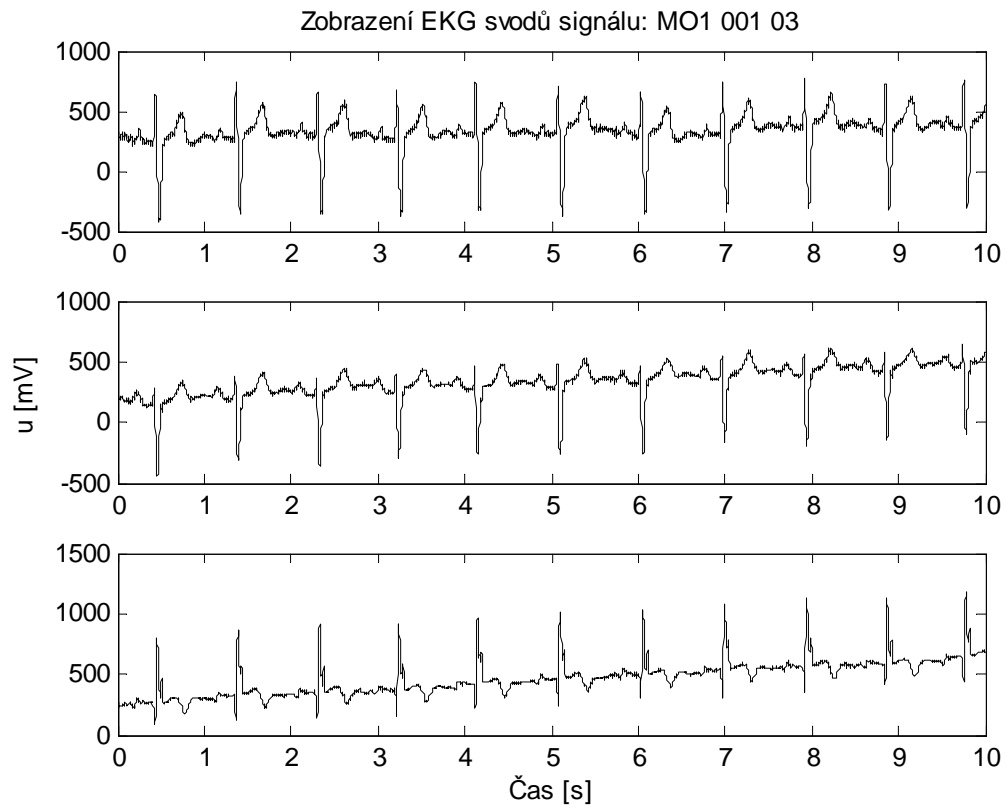
## 5. Návrh a realizace rozměrovacího algoritmu

Algoritmus je realizován pomocí programovacího jazyka Matlab, ve verzi R2008a. Vstupní proměnnou je jeden signál z databáze CSE, která obsahuje celkem 125 signálů ortogonálního a 125 signálů 12-svodového záznamu EKG.



Obr. 14: Blokové schéma algoritmu

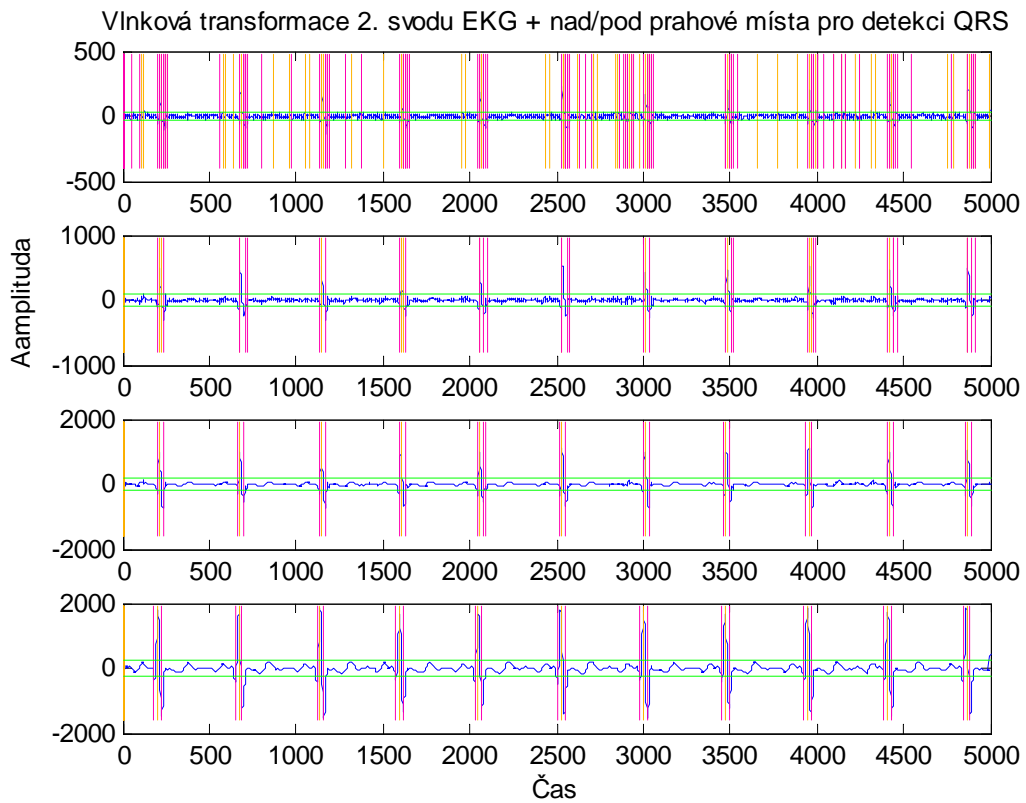
Celý program se dá rozdělit na několik na sebe navazujících částí. Blokové schéma je uvedeno na Obr. 14 a podrobnější popis bloků je popsán níže. V první části programu dochází k samotnému načtení signálu z databáze a předdefinování proměnných, které jsou nezbytné pro úspěšné rozměření a případné zoptimalizování algoritmu. Následuje aplikace vlnkové transformace na vstupní signál EKG, který je rozložen do 5 pásem  $2^1 - 2^5$  a výpočet směrodatné odchylky pro každé vypočtené pásmo DTWT. Nejdůležitější částí programu je detekce komplexu QRS, jelikož další detekce vln a tudíž i příslušné začátky a konce vln se odvíjí od této pozice. Ukázkový signál pro rozměření je zobrazen na Obr. 15, jedná se o 3-svodový signál s názvem M01\_001\_03.



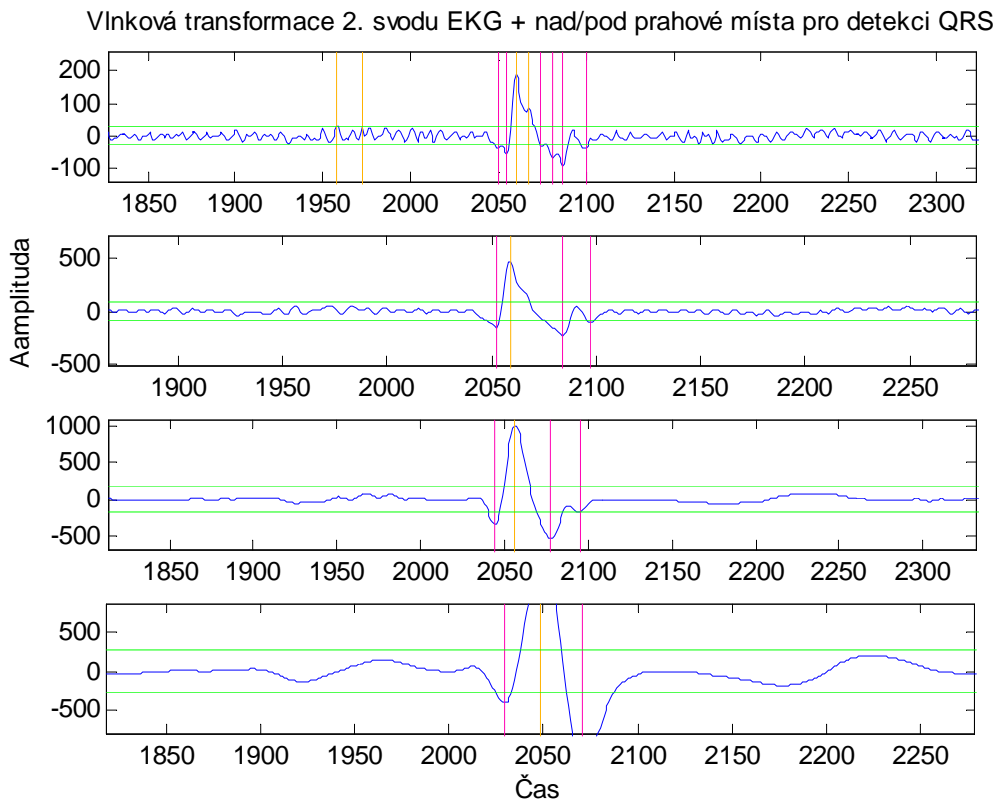
**Obr. 15: Vstupní signál EKG**

### ***5.1. Detekce komplexu QRS***

Samotná detekce komplexu QRS se skládá z několika částí. První je nalezení nadprahových a podprahových hodnot. Práh je stanoven směrodatnou odchylkou pásma, ve kterém se prohledávání uskutečňuje. Tato část je zobrazena na Obr. 16, kde je modře zobrazena DTWT shora  $2^2 - 2^5$  a svislé čáry ukazují detekované pozice, které vyhovují podmínce. Na Obr. 17 je zobrazen detailnější náhled.

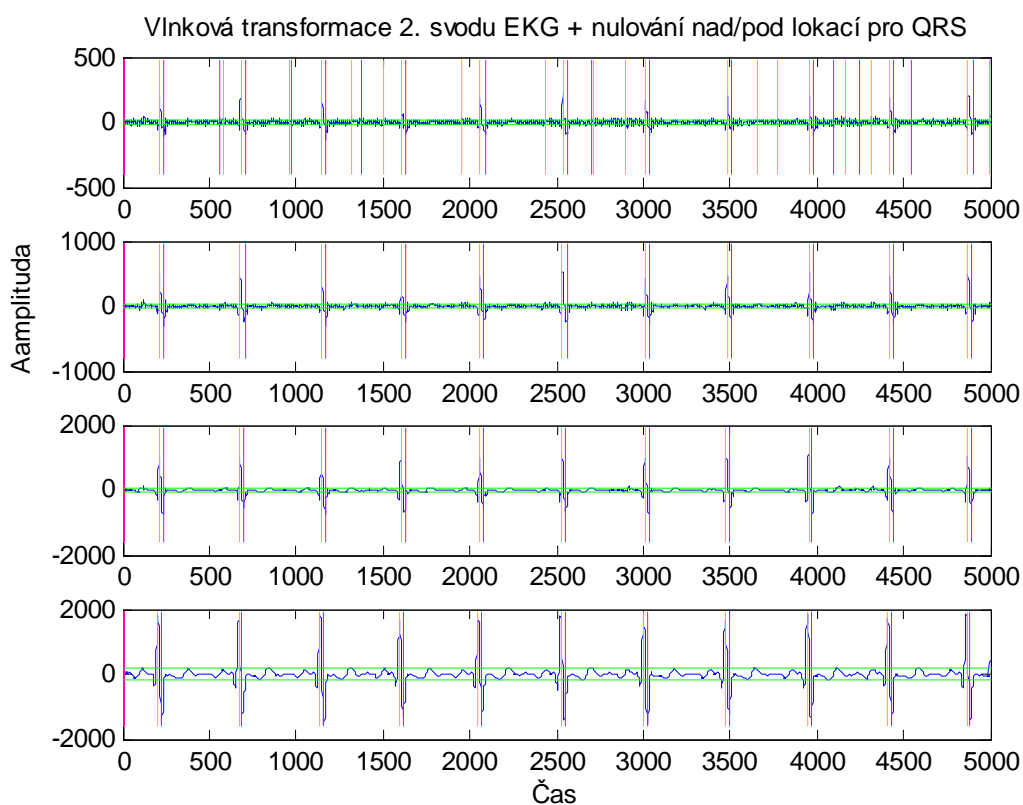


**Obr. 16: WT+nad/pod prahové pozice, které vyhovují podmínce pro detekci QRS**

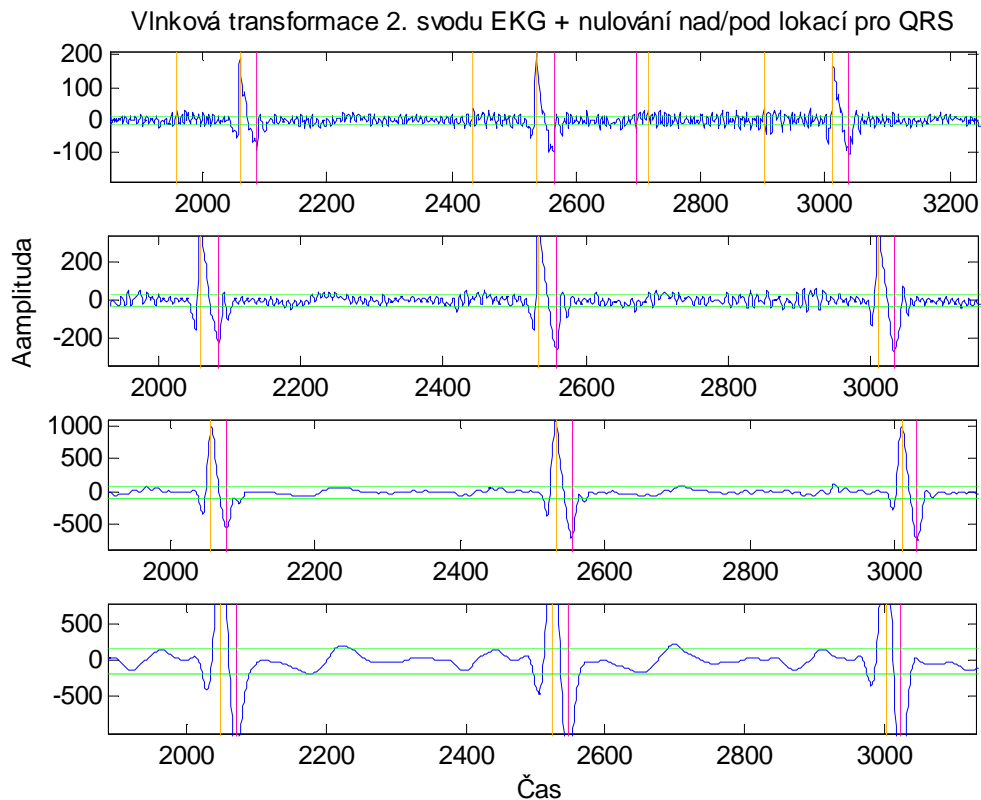


**Obr. 17: WT+nad/pod prahové pozice, které vyhovují podmínce pro detekci QRS- detail**

Dalším krokem je eliminovat přebytečné pozice, které vyhovovali výše popsané podmínce. Algoritmem je to uskutečněno pomocí okna, které má délku předpokládaného komplexu QRS, kde dochází k eliminaci všech nadbytečných nadprahových hodnot, které jsou v tomto okně obsaženy až na tu pozici, kde je amplituda příslušného pásma nejvyšší. Stejný princip je aplikován i na podprahové hodnoty, amplituda však zde musí být nejnižší. Obr. 18 zobrazuje stav po tomto kroku. Detailnější pohled je zobrazen na Obr. 19.

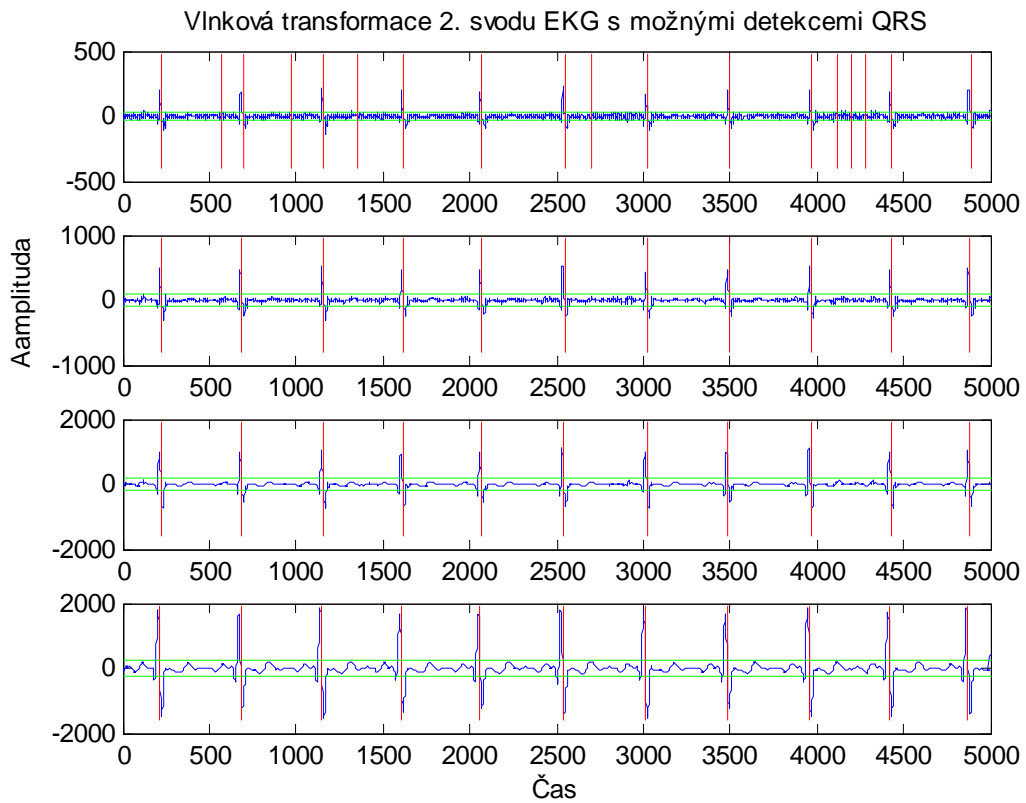


**Obr. 18: Nulování přebytečných nad/pod-prahových hodnot pro detekci QRS**

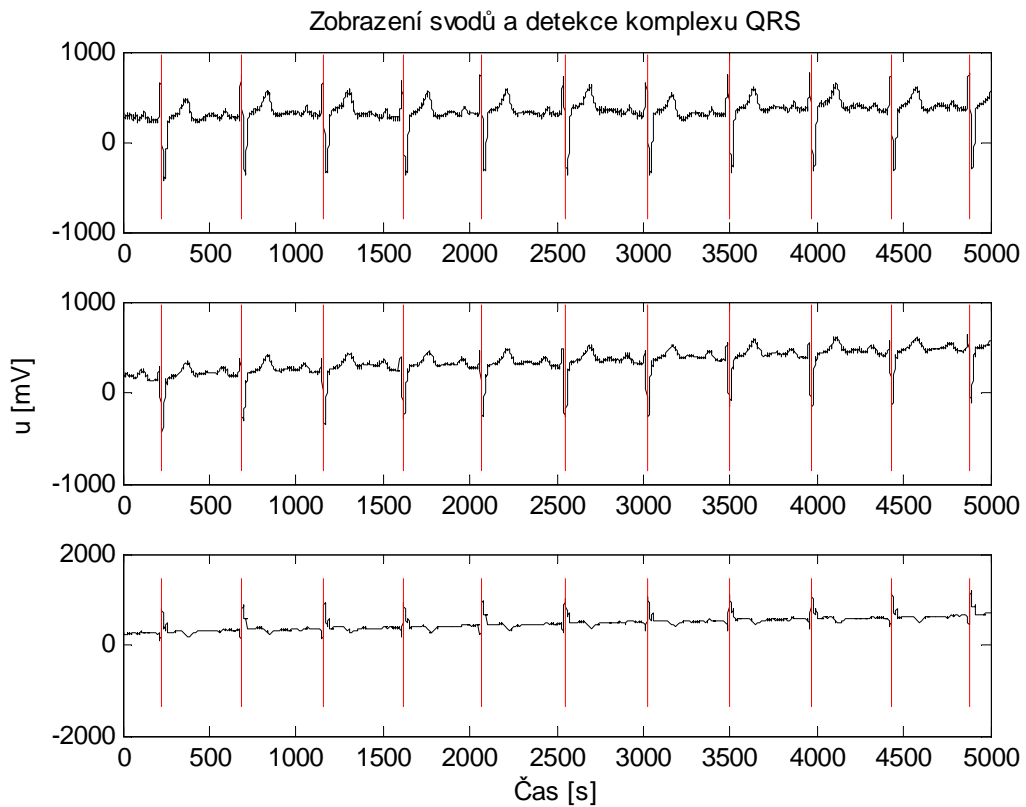


**Obr. 19: Nulování přebytečných nad/pod-prahových hodnot pro detekci QRS – detail**

Následuje hledání opačných extrémů a průchod nulou mezi nimi. Tyto pozice jsou zobrazeny na Obr. 20. Princip je ukázán pouze na druhém svodu, nicméně je aplikován na všechny svody a následně jsou pozice podrobeny shlukové analýze, která určí, které pozice jsou komplexy QRS a které nikoliv. Výsledek shlukové analýzy je zobrazen na Obr. 21, kde červené svislé čáry jsou detekované komplexy QRS.



**Obr. 20: Průchod nulou mezi opačnými extrémy pro detekci QRS**



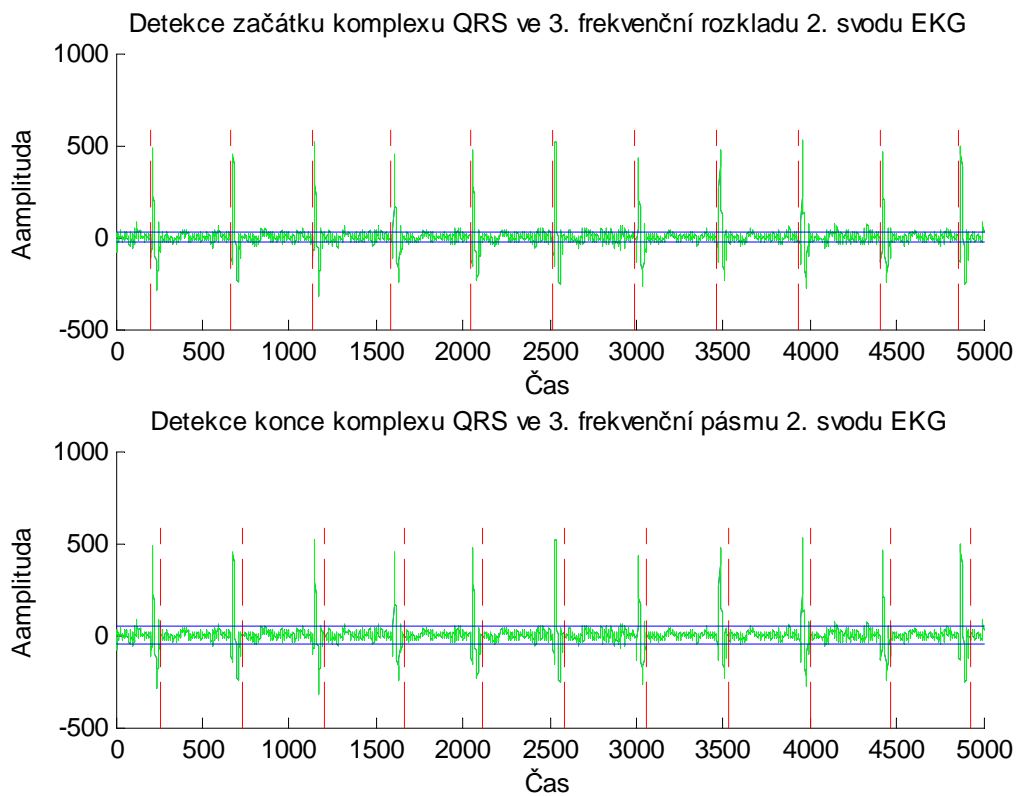
**Obr. 21: Signál EKG + detekované komplexy QRS**

### 5.1.1. Detekce začátku a konce komplexu QRS

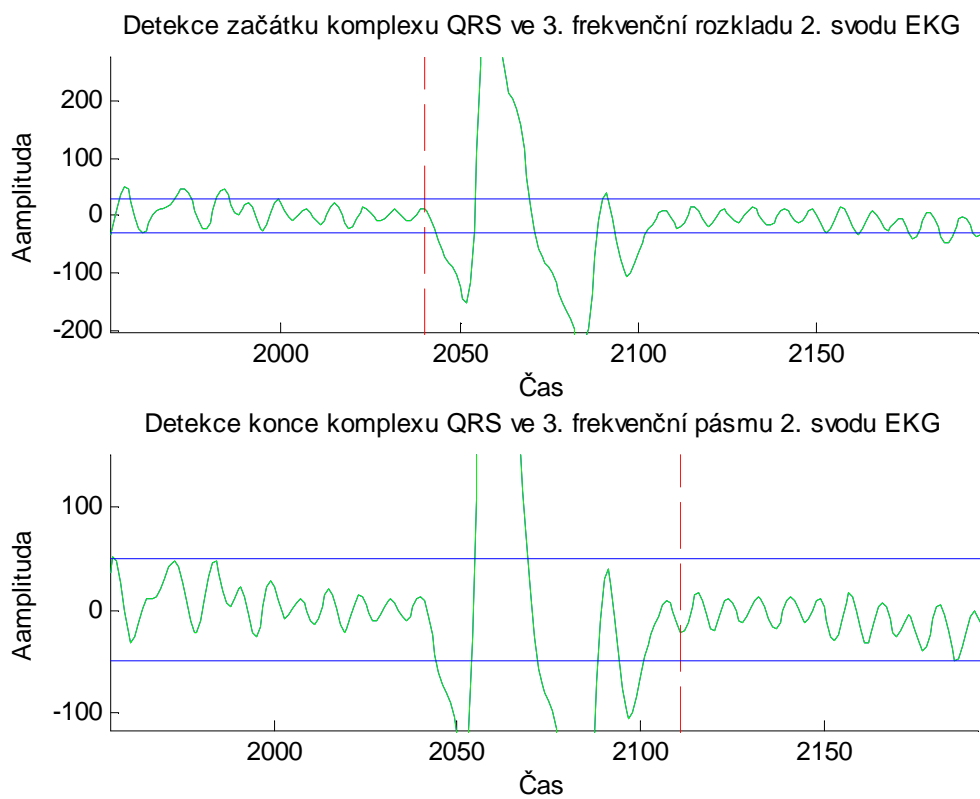
Detekce začátku a konce komplexu QRS probíhá v pásmu  $2^3$ . Algoritmus hledá od pozice komplexu QRS pět po sobě jdoucích lokálních maxim a minim, jejichž amplituda je menší než předem stanovený práh. Prah je opět vypočítán jako násobek směrodatné odchylky. Počet po sobě jdoucích lokálních extrémů bylo na základě optimalizace zvoleno pět. Pět lokálních maxim a minim dávalo nejlepší výsledky. Když hodnota byla nastavena například na tři po sobě jdoucí lokální extrémy, tak docházelo ve většině případů k chybnému rozměření hranic komplexu QRS – začátek a konec QRS byl detekován příliš brzy. Když hodnota byla vyšší než pět, například osm, tak docházelo také k chybnému rozměření komplexu QRS, ale v tomto případě byly hranice detekovány jako příliš vzdálené od správné pozice. Jelikož podmínka zahrnovala i potenciální úsek začátku vlny T popřípadě konec vlny P. Z těchto poznatků byla hodnota heuristicky stanovena na pět.

Pro konec komplexu QRS jsou lokální extrémy hledány napravo od začínající pozice, a pokud podmínka není splněna u všech pěti hodnot je nalezen nový lokální extrém a podroben podmínce. Když všech pět lokálních extrémů je menší/větší než stanovený práh tak je druhá nejbližší hodnota k počátku vyhledávání definována jako potenciální konec komplexu QRS. Druhá nejbližší hodnota byla stanovena na základě optimalizace. Stejný princip je i u začátku komplexu QRS, ale lokální extrémy se hledají směrem doleva a oproti konci QRS se zapíše první vyhovující nalezená pozice (opět na základě optimalizace). Na Obr. 22 je zobrazena DTWT druhého svodu EKG pásma  $2^3$  (zeleně), modře jsou zobrazeny prahy a červeně nalezené potenciální začátky a konce komplexu QRS. Detailnější pohled aplikovaného principu je na Obr. 23. Následuje shluková analýza a výsledek je na Obr. 24.

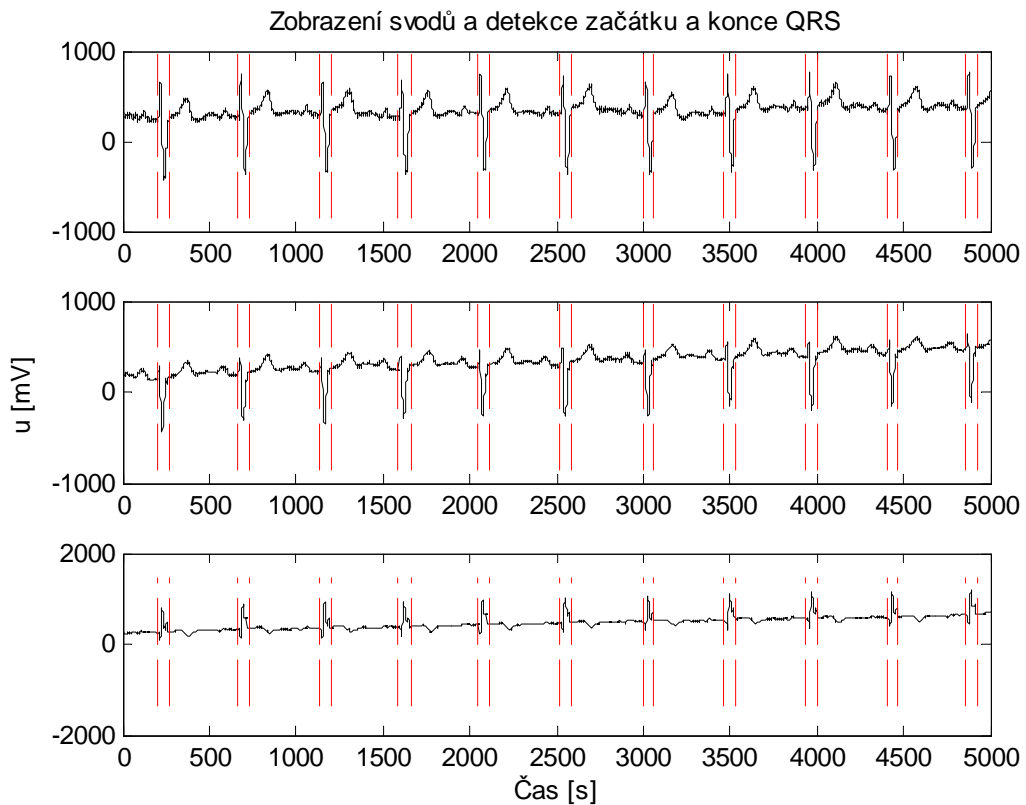




**Obr. 22: Princip detekce začátku a konce QRS komplexu**



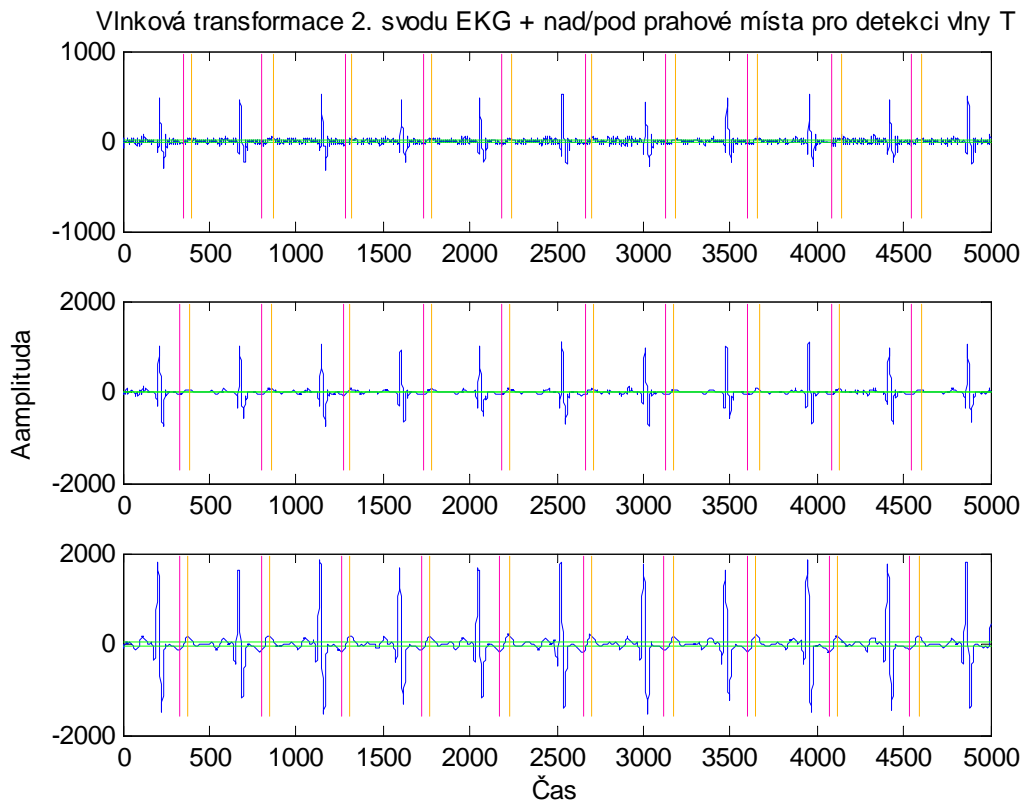
**Obr. 23: Princip detekce začátku a konce QRS komplexu – detail**



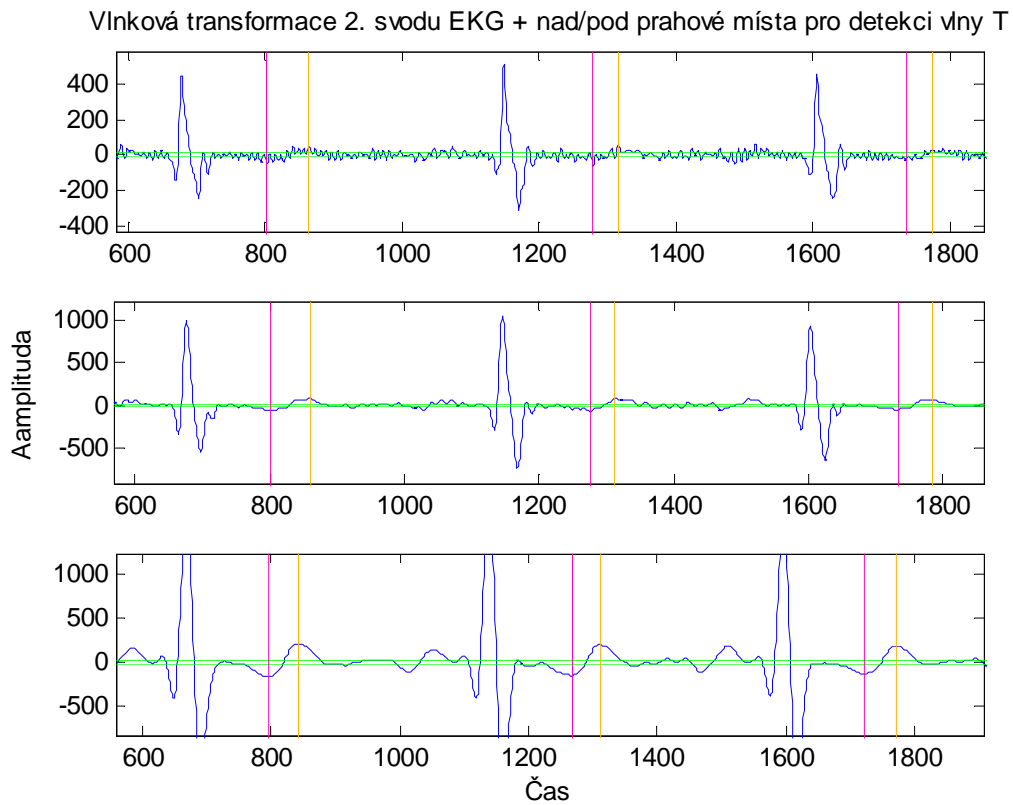
**Obr. 24: Detekce začátku a konce QRS komplexu**

### 5.2. Detekce vlny T

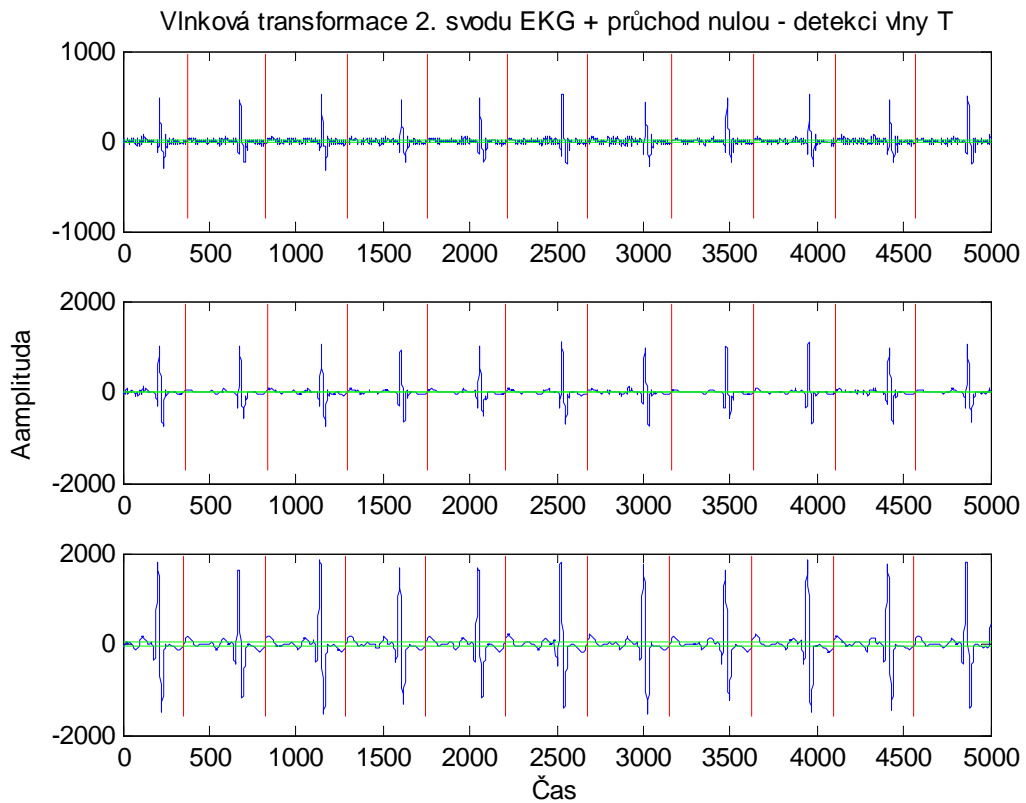
Detekce vlny T se odvíjí od detekovaného komplexu QRS. V první řadě se vypočítá RR-interval z detekovaných komplexů QRS a vynásobí se s ním dvě předdefinovaná okna. První reprezentuje délku vlny T a druhé zpoždění vlny T od komplexu QRS. Následující postup je obdobný jako u hledání komplexu QRS. Opět se hledají nadprahové a podprahové hodnoty. Kde práh je reprezentován vynásobením konstanty a směrodatné odchylky příslušného pásma. Vynásobení je z důvodu menší amplitudy části, která charakterizuje vlnu T. Obr. 25 ukazuje detekovaná maxima a minima v určité vzdálenosti od komplexu QRS. Detailnější pohled je na Obr. 26. Detekce probíhá v pásmech  $2^3$ ,  $2^4$  a  $2^5$ . Obr. 27 zobrazuje následující krok, kde je lokalizován průchod nulou mezi opačnými extrémy. Ukázky jsou uvedeny pouze pro 2. svod signálu EKG. Tomuto způsobu se podrobí všechny svody záznamu EKG a následně se za pomoci shlukové analýzy zjistí očekávané pozice vlny T– Obr. 28, kde jsou zeleně označeny vlny T v zobrazeném 3-svodovém signálu.



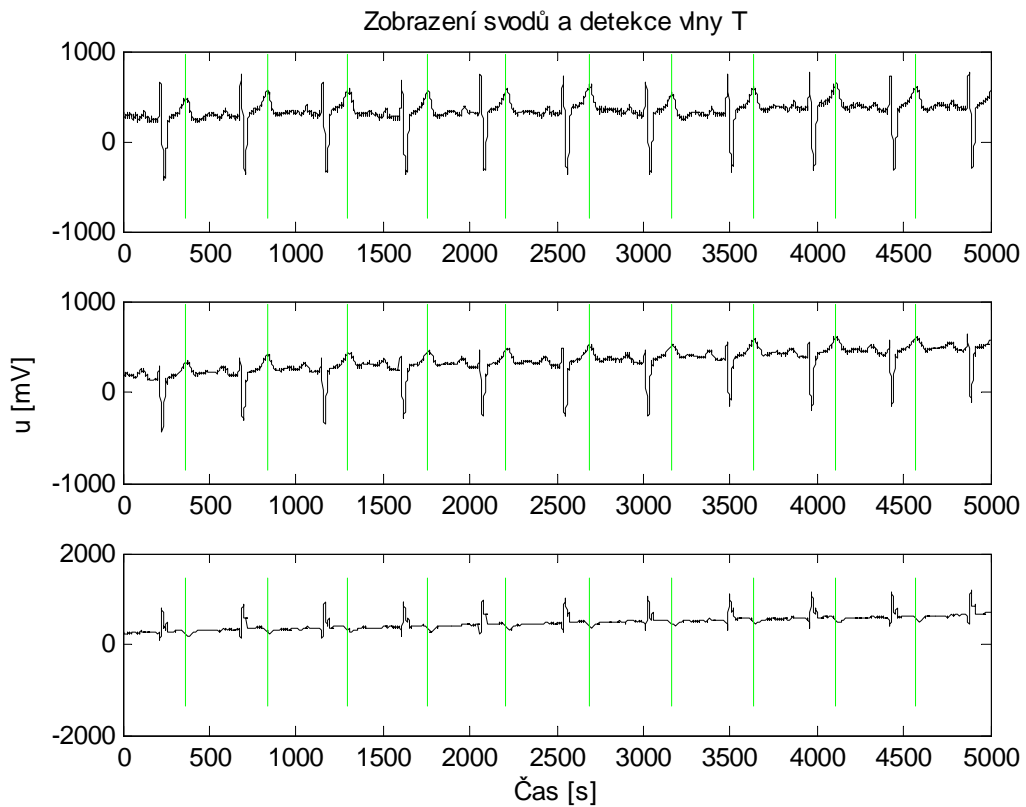
**Obr. 25: Lokální maxima a minima pro detekci T vlny**



**Obr. 26: Lokální maxima a minima pro detekci T vlny - detail**



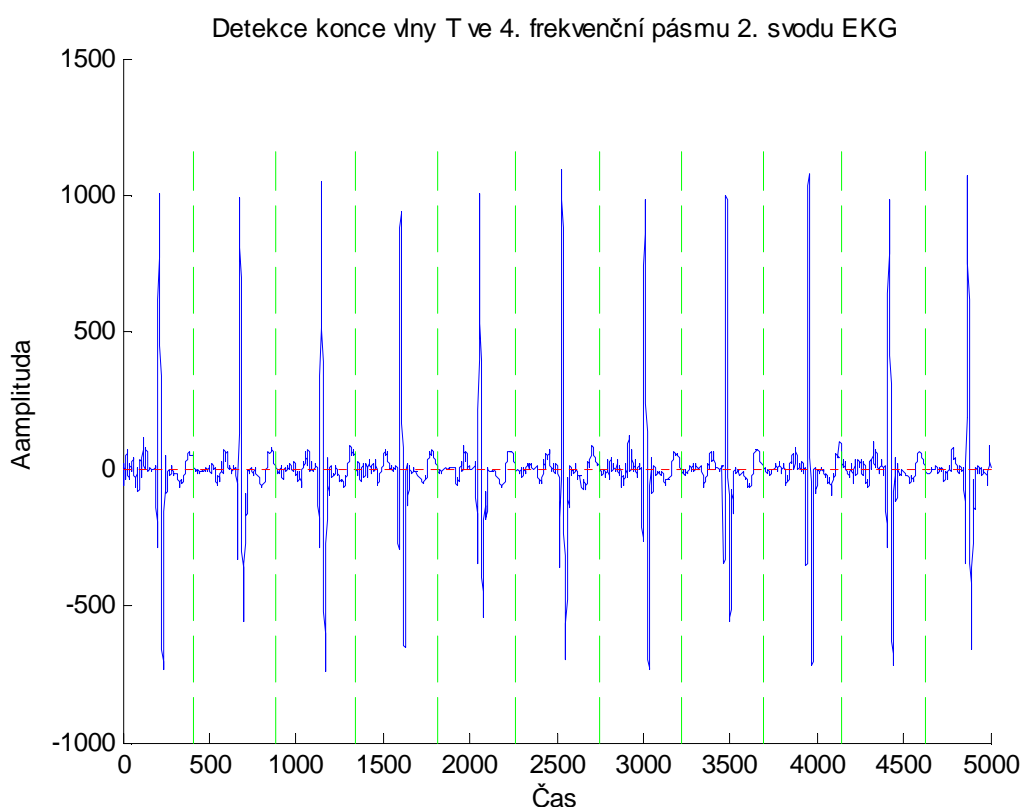
**Obr. 27: Průchod nulou mezi opačnými extrémami – detekce T vlny**



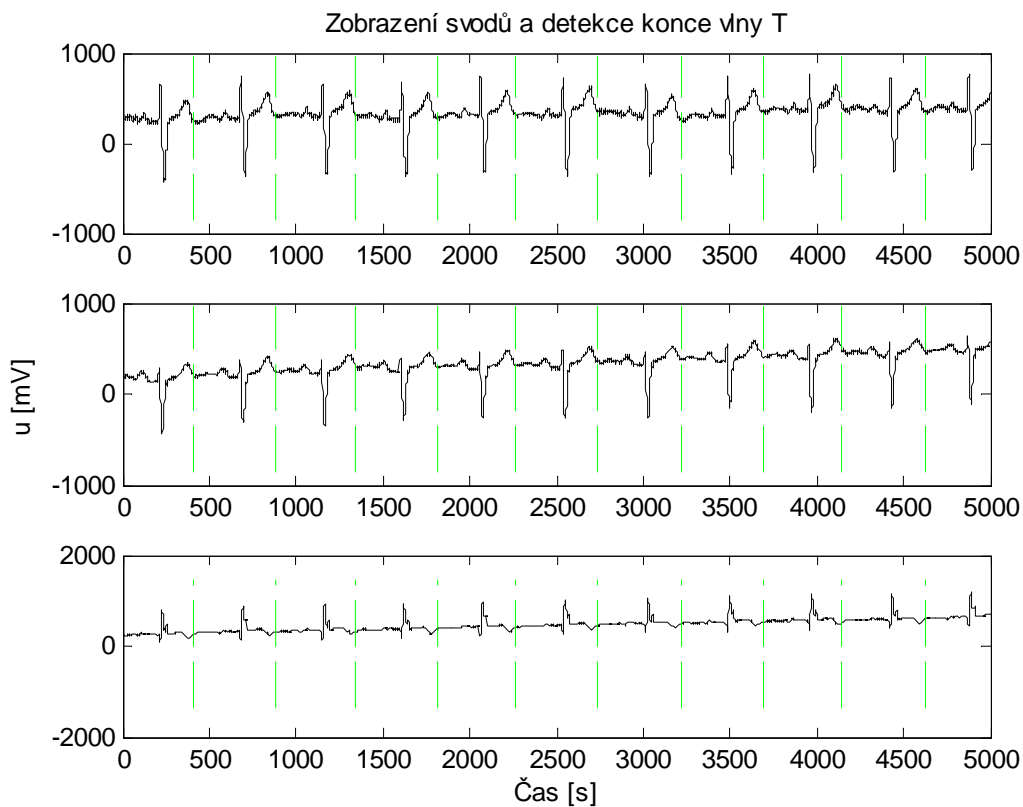
**Obr. 28: EKG signál + detekované T vlny**

### 5.2.1. Detekce konce vlny T

Detekce konce vlny T probíhá v měřítku  $2^4$  a odvíjí se od lokalizované pozice vlny T. Okolo lokalizované pozice vlny T najdeme maximum a minimum, přičemž zjistíme, jestli je na ose času dříve maximum nebo minimum, jelikož nás zajímá právě druhá vlna v pořadí, u které zjistíme maximální amplitudovou výchylku. Po zjištění této hodnoty postupujeme po časové ose a zjišťujeme aktuální hodnoty výchylky. Pokud je aktuální výchylka o  $x\%$  menší než nalezené maximum, popřípadě minimum, tak tento bod definujeme jako konec vlny T. Přičemž  $x$  je přibližně 90%. Princip je zobrazen na Obr. 29 a po shlukové analýze máme lokalizované konce vlny T– Obr. 30.



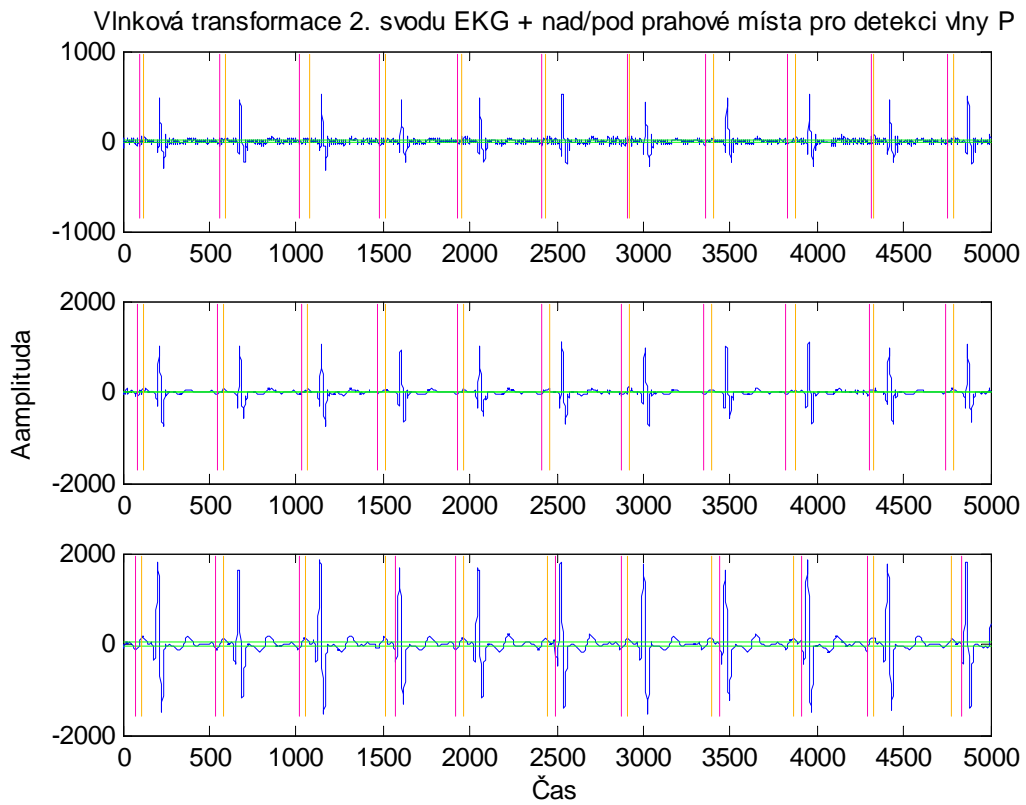
**Obr. 29: Princip detekce vlny T**



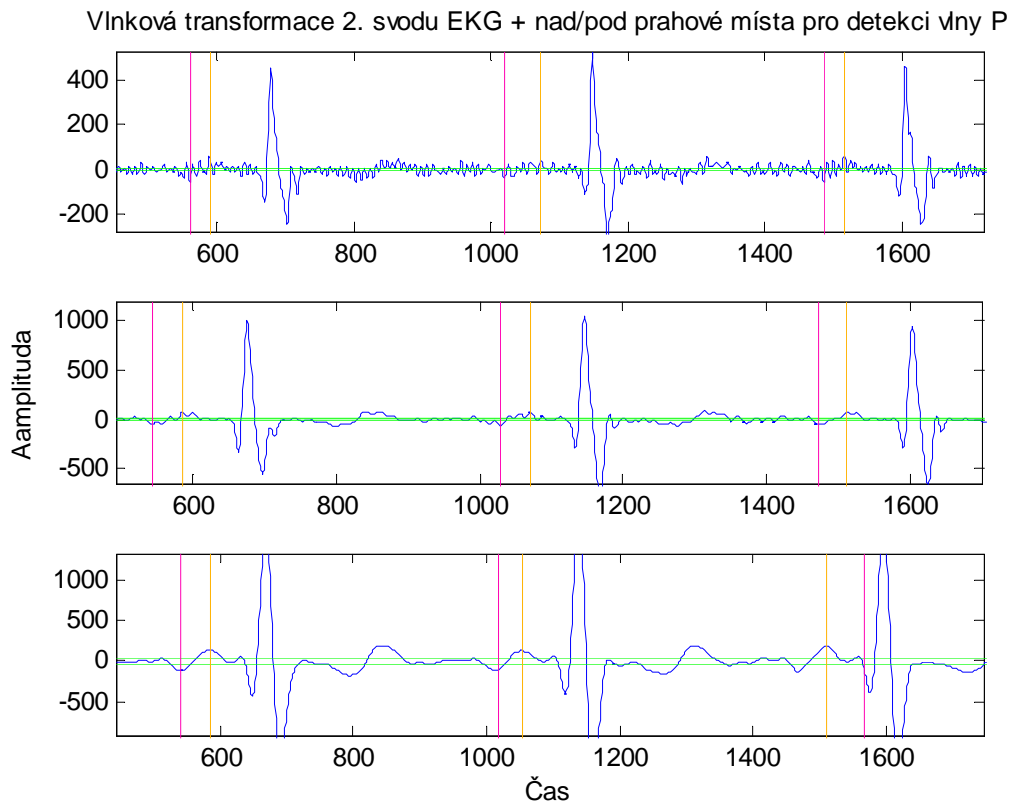
**Obr. 30: Zobrazení EKG svodů + detekce konce vlny T**

### 5.3. Detekce P vlny

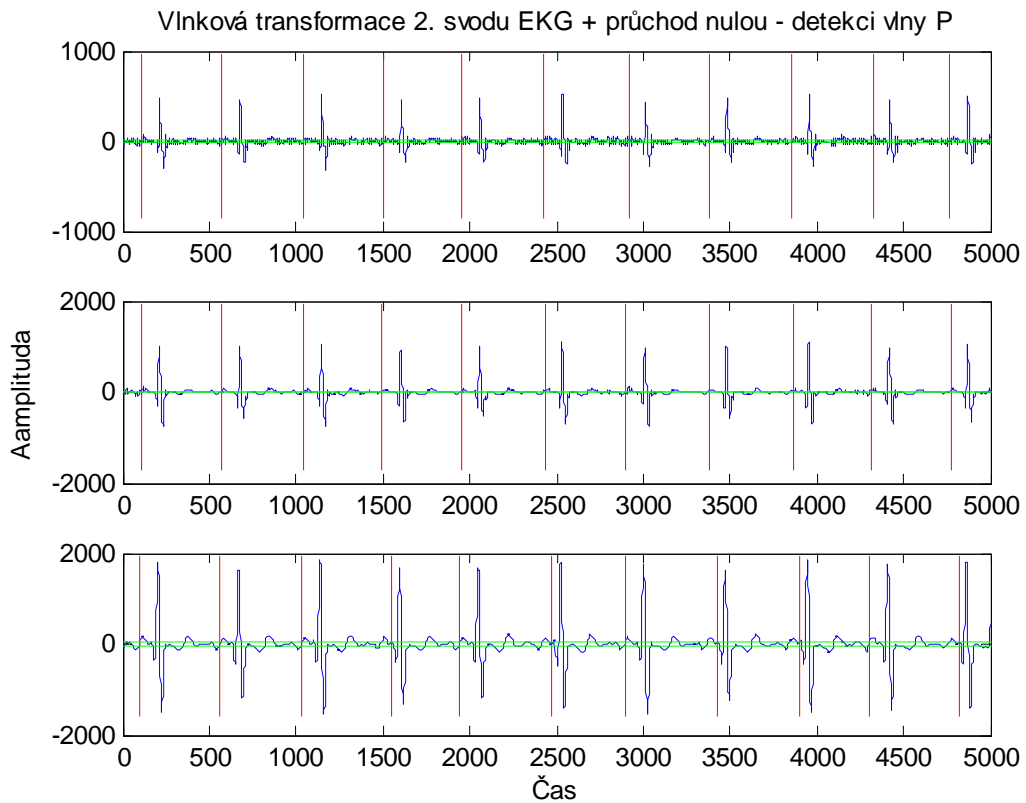
Princip detekce vlny P je podobný jako u vlny T. Opět tu máme dvě okna, které vynásobíme s RR-intervalem. První pro délku vlny P a druhé okno pro posun po časové ose od komplexu QRS směrem zpět. Zde opět hledáme lokální maxima a minima v pásmech  $2^3$ - $2^5$  Obr. 31 – detail na Obr. 32, průchod nulou mezi nimi Obr. 33 a po shlukové analýze máme detekovanou vlnu P – Obr. 34.



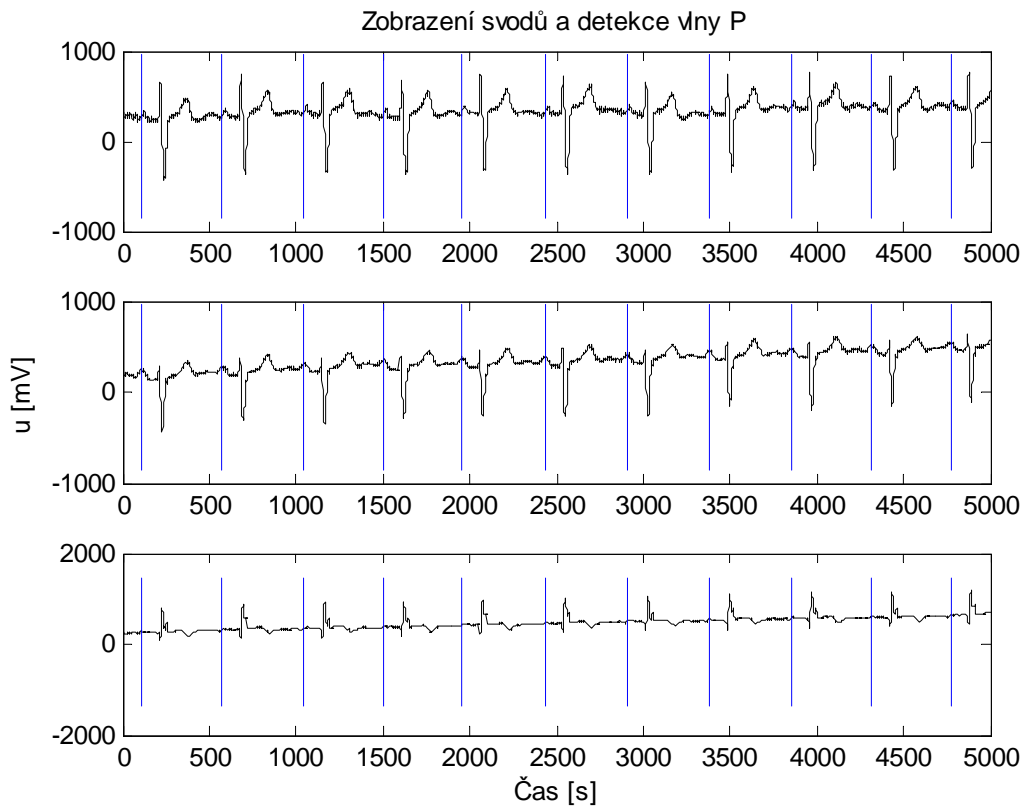
**Obr. 31: Lokální maxima a minima pro detekci vlny P**



**Obr. 32: Lokální maxima a minima pro detekci vlny P– detail**



**Obr. 33: Průchod nulou mezi opačnými extrémami – detekce vlny P**



**Obr. 34: EKG signál + detekované vlny P**

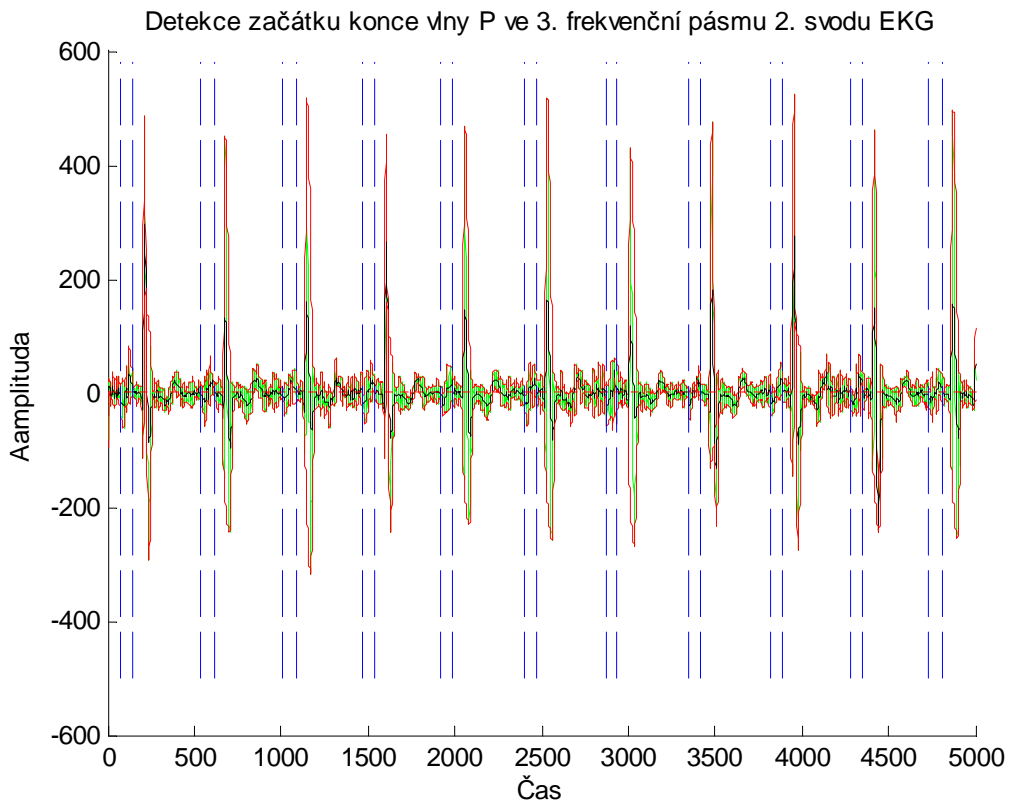


Po detekování vlny P a vlny T přichází na řadu ještě ověřovací algoritmus, který hlídá, zda nejsou detekované vlny totožné. Tento princip funguje na výpočtu průměrné velikosti detekovaných vln T a P. Jestliže jsou vlny lokalizovány na stejné pozici pak se rozhoduje podle větší podobnosti, o kterou vlnu se jedná. Porovnává se velikost sporné vlny s vypočtenými průměry a je přiřazena identifikace vlny dle větší podobnosti. Tento princip byl naprogramován, kvůli problematickým signálům jako je M01\_117\_03, u kterého nastal tento problém. Příklad rozměřeného signálu M01\_117\_03 je na Obr. 39.

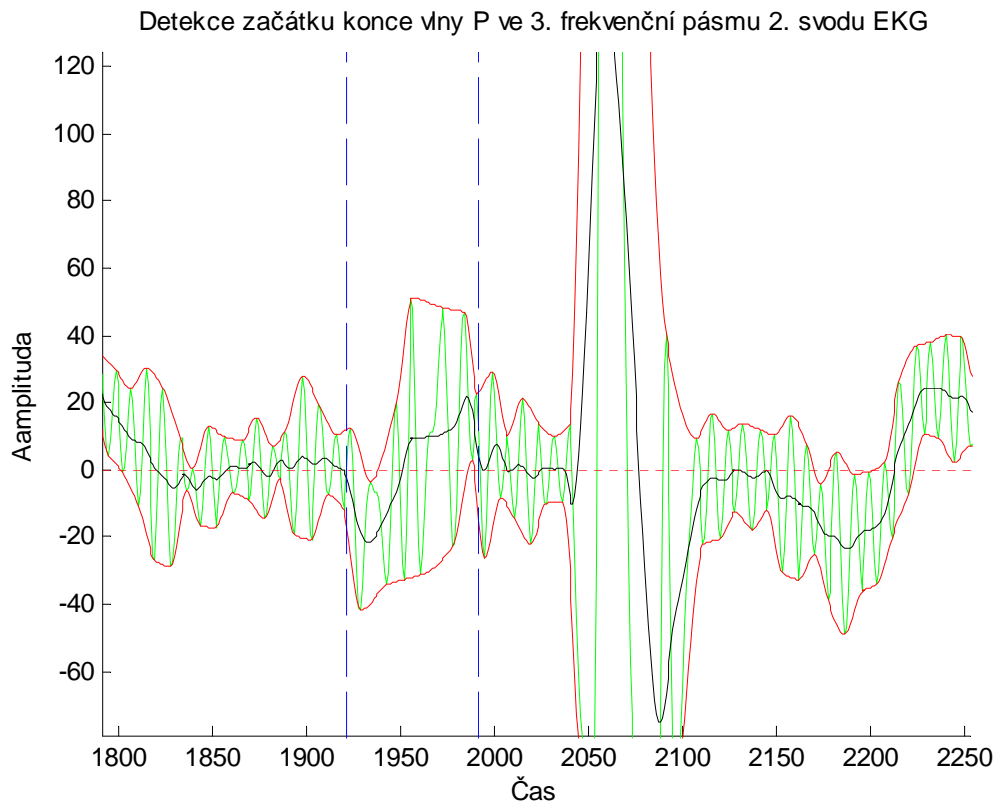
### ***5.3.1. Detekce začátku a konce vlny P***

Detekce začátku a konce vlny P je realizován v frekvenčním 3. pásmu tzn. měřítku  $2^3$ . Princip je zobrazen na Obr. 36 a detailnější výřez na Obr. 39. Původní DTWT je znázorněna zelenou barvou z důvodu zarušení vysokofrekvenční složkou, byl aplikován postup na její filtraci. Byly nalezeny všechny lokální maxima a tyto body byly proloženy pomocí lineární splajnové interpolace, na obrázku vykreslena jako „horní“ červená křivka. „Dolní“ červená křivka je interpolace lokálních minim. Tyto dvě křivky byly zprůměrnovány a tím jsme dostali černý průběh, který je zbaven vysokofrekvenční složky.

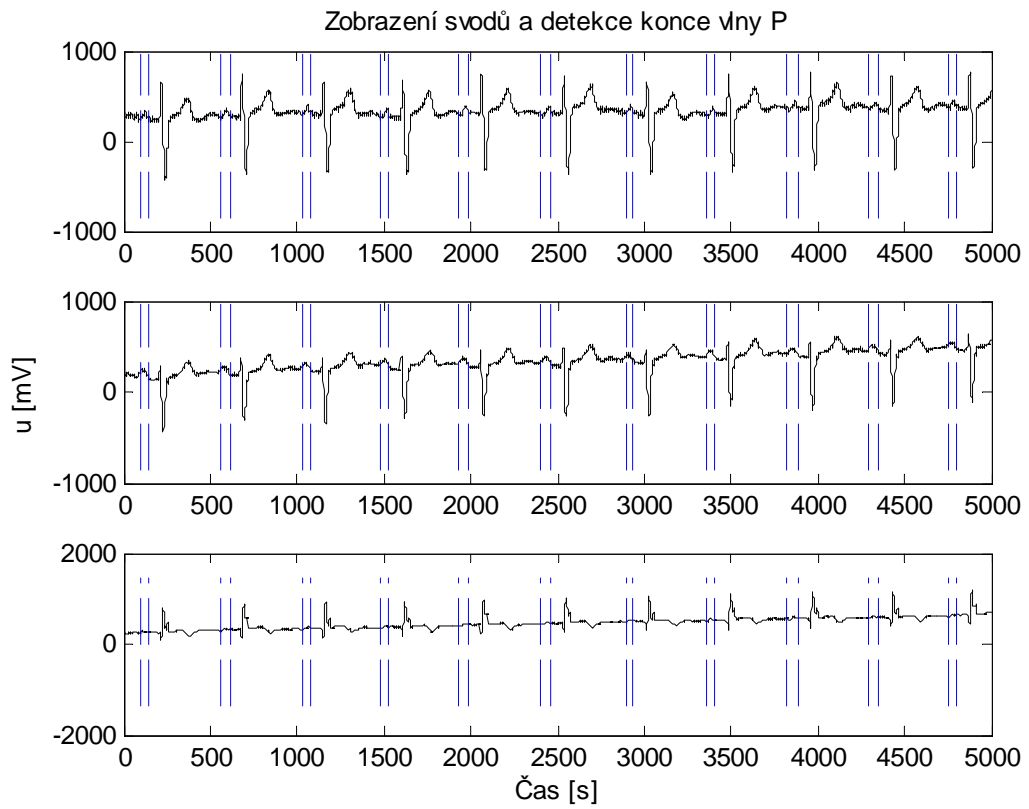
Následující samotná lokalizace začátku a konce vlny P je obdobná hledání konce vlny T. Opět hledáme maximum a minimum v určitém intervalu od komplexu QRS. U lokálních extrémů hledáme, kde se hodnota sníží na určitý procentuální úbytek z nalezeného extrému a tyto body jsou definovány jako potenciální začátky a konce vlny P. Po shlukové analýze dostáváme pozice začátku a konce vlny P, viz. Obr. 37.



**Obr. 35: Princip detekce začátku a konce vlny P**



**Obr. 36: Detail principu detekce začátku a konce vlny P**



**Obr. 37: Zobrazení EKG svodů + detekce začátku a konce vlny P**

## 6. Dosažené výsledky

Program je testován na databázi CSE, která vznikla právě za účelem vyhodnocování výkonnosti programů pro analýzu signálu EKG. Na vytvoření databáze CSE spolupracovalo 25 organizací z celého světa. Hlavním cílem databáze bylo standardizovat kritéria pro klasifikaci. Za tímto účelem byly vytvořeny tři dílčí knihovny signálů EKG reprezentované širokou škálou morfologií. Nejenže databáze CSE obsahuje fyziologické průběhy signálů EKG, ale také signály patologické, jako například: neúplné/kompletní blokády pravého Tawarova raménka, infarkt myokardu, hypertenze levé komory, fibrilace síní a jiné patofyziologické stavy. První dílčí databáze obsahuje pouze signály, ve kterých byly zaznamenávány tři svody, druhá databáze obsahuje 15 svodů (12-standardních a 3-Frankovy svody) a třetí dílčí databáze obsahuje signály EKG a VKG určené pro hodnocení diagnostických programů. [10], [11] a [12].

Pro klasifikaci výše popsaného algoritmu je použita druhá dílčí databáze, která obsahuje 125 3-svodových a 12-svodových signálů EKG. Záznamy jsou 10 sekund dlouhé. K této dílčí databázi tvůrci CSE stanovili i konkrétní kritéria pro rozměření testované databáze. Stanovené kritéria zobrazuje Tabulka 5. Jedná se o maximální možnou směrodatnou odchylku. K databázi byly také stanoveny referenční hodnoty pro jeden srdeční cyklus každého signálu EKG. Jelikož signály č. 67 a 70 jsou záznamy z pacemakeru, tak tyto hodnoty byly nastaveny na -1 a nejsou brány v potaz při testování. Také u našeho testovaného algoritmu nebyly tyto signály zahrnuty do výpočtu směrodatné odchylky [12], [13].

**Tabulka 5: Kritéria pro rozměření databáze CSE [13]**

	Začátek P	Konec P	Začátek QRS	Konec QRS	Konec T
Kritéria $2s_{CSE}$ [ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

Další důležité parametry jsou: senzitivita  $Se$  a pozitivní prediktivita  $P^+$ . Vzorce pro výpočet jsou následující:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (21)$$

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (22)$$

kde  $TP$  je počet pravdivě pozitivních detekcí,  $FN$  – počet falešně negativních detekcí a  $FP$  – počet falešně pozitivních detekcí.

Tabulka 6 ukazuje hodnoty, kterých dosáhl výše popsaný algoritmus. Jsou sledovány čtyři nejdůležitější parametry: senzitivita, pozitivní prediktivita, průměrná odchylka a směrodatná odchylka. Směrodatná odchylka určuje kvalitu rozměřovacího algoritmu a byla stanovena autory databáze na  $2s_{CSE}$ . Interpretace tohoto kritéria se u různých autorů článků

liší. V článku [14] si autoři požadavek [14] vyložili, že musí splnit podmínku  $s > 2s_{CSE}$  (měkké kritérium), zatímco autoři článku [15] podmínku pochopili  $s > s_{CSE}$  (tvrdé kritérium). V Tabulka 6 je směrodatná odchylka barevně rozlišena, kde zeleně je splnění tvrdého kritéria, modře splnění měkkého kritéria a červeně označené hodnoty nesplňují požadované kritérium. Hodnoty, které jsou v Tabulka 6 podtržené jsou lepší nebo mají stejný výsledek jako hodnoty pro 3-svodové EKG (ortogonální svody).

Jednotlivé analyzované signály měli 12 svodů, až na signál nazvaný „3-svodové EKG“ se jednalo o ortogonální svody obsažené v databázi CSE. Druhá dílčí databáze standardního 12-svodového EKG je pod názvem „12-svodové EKG“. Ostatní analyzované signály jsou transformovány pomocí příslušné transformační matice z ortogonálního EKG na 12-svodové EKG.

Převážná většina hodnot vykazuje zlepšení, oproti hodnotám získaným analýzou ortogonálních svodů. Nejvíce patrné zlepšení je u parametru „směrodatná odchylka“ pro začátek a konec komplexu QRS a „pozitivní prediktivity“ pro začátek a konec vlny P. I když u vlny P se nepodařilo splnit požadavek kladený na směrodatnou odchylku, jelikož vlna P je malá a nevýrazná a v mnoha případech těsně předchází QRS komplexu, takže její detekce a rozměření je velice problematické. Díky zoptimalizování předdefinovaných hodnot v algoritmu se podařilo dosáhnout výrazného zlepšení senzitivity a pozitivní prediktivity. U vlny P došlo ke zlepšení minimálně o 10%.

Ke zlepšení sledovaných parametrů došlo také při použití „Náhodné transformační matice“, kde výsledné hodnoty směrodatné odchylky vykazovaly značné zlepšení a v případě „Konec QRS“ bylo splněno tvrdé kritérium. Jelikož „Náhodná transformační matice“, byla generována zcela náhodně, a díky ní byly ortogonální svody transformovány na 12-svodové EKG, lze předpokládat, že transformace svodů z 3-svodového EKG na 12-svodové je pro rozměrovací algoritmy vhodný mezikrok. Sama transformace je rychlá, jelikož se v podstatě jedná o roznásobování matic.

**Tabulka 6: Dosažené výsledky rozměrovacím algoritmem**

	Typ EKG / Transformační matice	Začátek P	Konec P	Začátek QRS	Konec QRS	Konec T
Se [%]	3-svodové EKG	97,6	97,6	100	99,2	99,2
	12-svodové EKG	<u>99,2</u>	<u>99,2</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	97,6
	Dower	96,9	96,9	<u>100</u>	<u>100</u>	96,9
	Dawson HC	96,1	95,3	<u>100</u>	98,4	98,4
	Dawson MI	<u>99,2</u>	<u>99,2</u>	<u>100</u>	<u>99,2</u>	<u>99,2</u>
	Pro CSE-průměr	<u>97,6</u>	<u>97,6</u>	<u>100</u>	<u>99,2</u>	98,4
	Pro CSE-medián	96,1	96,1	<u>100</u>	<u>99,2</u>	98,4
	Náhodná transf. m.	<u>97,6</u>	<u>97,6</u>	<u>100</u>	<u>99,2</u>	<u>92,2</u>

<b>P<sup>+</sup> [%]</b>	3-svodové EKG	94,6	94,6	100	100	100
	12-svodové EKG	<u>95,3</u>	<u>95,3</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
	Dower	<u>94,6</u>	<u>94,6</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
	Dawson HC	<u>95,3</u>	<u>95,3</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
	Dawson MI	<u>96,1</u>	<u>96,1</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
	Pro CSE-průměr	<u>96,1</u>	<u>96,1</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
	Pro CSE-medián	<u>96,1</u>	<u>96,1</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
	Náhodná transf. m.	<u>96,1</u>	<u>96,1</u>	<u>100</u>	<u>100</u>	<u>100</u>
<b>Průměr [ms]</b>	3-svodové EKG	-1,4	7,2	4,2	1,9	17,0
	12-svodové EKG	3,3	2,6	3,3	0,0	15,3
	Dower	1,2	4,8	3,9	1,6	13,6
	Dawson HC	0,9	4,8	4,0	1,6	14,9
	Dawson MI	-0,5	4,4	3,9	1,1	14,7
	Pro CSE-průměr	-4,7	5,6	3,5	1,0	13,5
	Pro CSE-medián	-3,7	5,8	3,8	1,0	14,5
	Náhodná transf. m.	-0,4	18,8	4,8	5,7	17,8
<b>Směrodatná odchylka [ms]</b>	3-svodové EKG	19,7	19,0	6,2	8,3	17,0
	12-svodové EKG	18,1	20,7	5,3	7,4	15,6
	Dower	17,8	17,4	5,5	6,7	16,4
	Dawson HC	16,3	20,6	5,3	9,0	16,1
	Dawson MI	18,1	21,8	5,5	6,6	20,9
	Pro CSE-průměr	20,8	20,4	5,6	7,1	21,0
	Pro CSE-medián	18,3	19,0	5,6	7,2	20,7
	Náhodná transf. m.	16,8	18,0	4,8	5,7	17,8
<b>Kritéria 2s<sub>CSE</sub> [ms]</b>		<b>10,2</b>	<b>12,7</b>	<b>6,5</b>	<b>11,6</b>	<b>30,6</b>

2s<sub>CSE</sub> – maximální povolená směrodatná odchylka mezi detekovanými a referenčními pozicemi. Červeně – nesplnění kritéria, modře – splnění měkkého kritéria, zeleně – splnění tvrdého kritéria. Potržené hodnoty: zlepšení (nebo stejný výsledek) jako 3-svodové EKG (ortogonální svody).

V Tabulka 7 jsou dosažené výsledky různých rozměřovacích algoritmů, které jsou popsány v článkách: Martínez [5], tato metoda je založena na diskrétní vlnkové transformaci, stejně jako Sahambi [18]. V článku [8] je metoda založena na spojitě WT (CWT), Laguna v článku [16] popisuje metodu fungující na principu číslicové filtrace. Všechny metody uvedené v tabulce 7 byly testovány na standardní databázi CSE. Nejlépe vychází Sahambi [18], kde většina splnila tvrdé kritérium, ale jelikož u této metody nebyly poskytnuty parametry senzitivita a pozitivní prediktivita, nelze jistotně říci, že se jedná o účinný rozměřovací algoritmus. Dobré výsledky dává také metoda založená na spojitě WT, kde došlo ke splnění tvrdého kritéria ve dvou případech a ve zbylých se této podmínce velice

blíží, v tomto článku byl i parametr senzitivita a hodnota se pohybovala od 98,17 do 100%. Díky tomu lze algoritmus Vítek [8] považovat za spolehlivý a vysoce účinný rozměřovací algoritmus.

**Tabulka 7: Dosažené výsledky jinými metodami**

	Metoda	Začátek P	Konec P	Začátek QRS	Konec QRS	Konec T
<b>Průměr [ms]</b>	Martínez [5]	-4,9	-1,0	1,3	5,8	1,3
	Vítek [8]	-0,8	1,1	1,3	-1,9	0,0
	Laguna [16]	1,0	-1,0	-2,1	-0,2	2,6
	de Chazal <b>Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.</b>	N	N	0,9	-0,6	N
	Sahambi [18]	N	N	N	N	N
<b>Směrodatná odchylka [ms]</b>	Martínez [5]	5,4	6,4	6,3	10,9	21,8
	Vítek [8]	5,7	6,4	4,2	5,0	13,8
	Laguna [16]	7,9	5,1	7,4	3,6	10,5
	de Chazal <b>Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.</b>	N	N	3,6	7,1	N
	Sahambi [18]	4,0	6,0	2,0	4,0	20,0
<b>Kritéria <math>2s_{CSE}</math> [ms]</b>		<b>10,2</b>	<b>12,7</b>	<b>6,5</b>	<b>11,6</b>	<b>30,6</b>

$2s_{CSE}$  – maximální povolená směrodatná odchylka mezi detekovanými a referenčními pozicemi. Červeně – nesplnění kritéria, modře – splnění měkkého kritéria, zeleně – splnění tvrdého kritéria. N-Neznámé údaje.

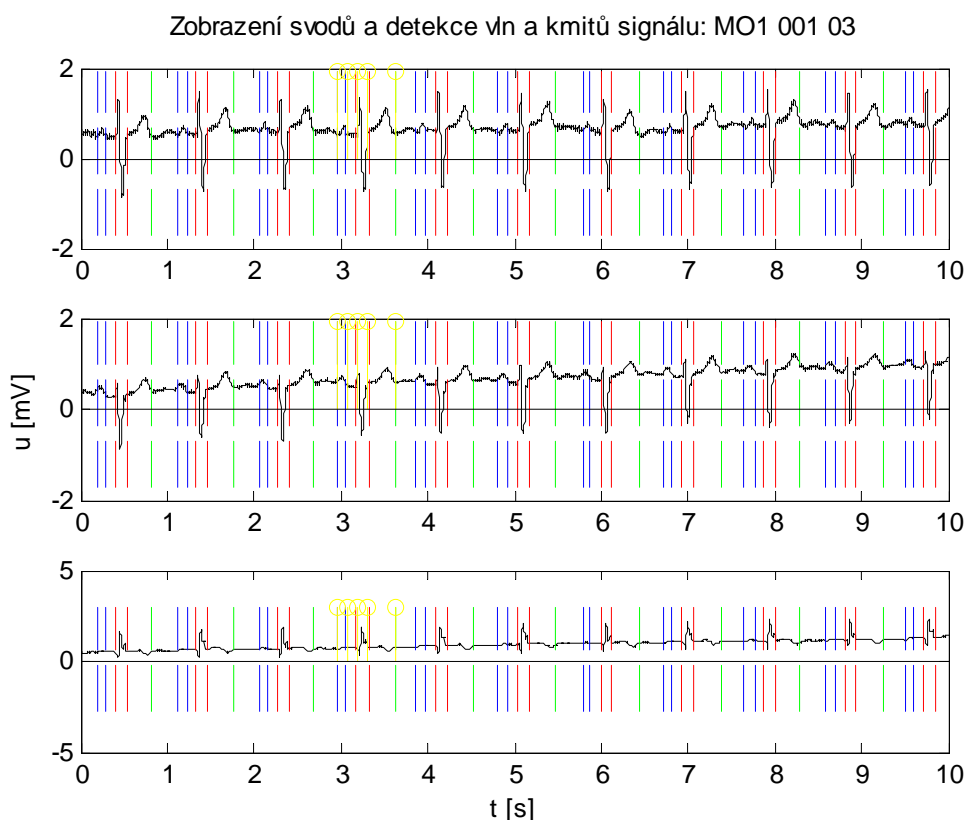
Porovnání Tabulka 7 s dosaženými výsledky v Tabulka 6 je problematické, jelikož většina článků v Tabulka 7 neposkytovala parametry senzitivita a pozitivní prediktivita. Pouze článek [8] a hodnoty dosažené spojitou WT jsou v porovnání s Tabulka 6 mnohem lepší. Srovnatelné výsledky jsou s de Chazal **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** S porovnáním Martínez [5] jsou hodnoty srovnatelné, ale pouze pro začátek a konec QRS komplexu a konec vlny T. Metoda založená na principu číslicové filtrace [16] dává lepší hodnoty pro začátek a konec vlny P oproti výsledkům v Tabulka 6, ale začátek komplexu QRS je lépe detekován metodou popsanou v této práci.

### 6.1. Ukázky rozměření EKG

V této kapitole je zobrazeno několik rozměřených signálů EKG. Na jednotlivých obrázcích je zobrazeno několik různě barevných křivek, kde samotný EKG signál je zobrazen černě, začátek a konec vlny P jsou vykresleny čerchovanou modrou čarou, červenou je označen začátek a konec komplexu QRS a konec vlny T je zeleně. Jsou zde také zobrazeny referenční hodnoty, které jsou vykresleny jako žluté čáry s kruhem navrchu.

První rozměřený signál je M01\_001\_03, který nebyl podroben žádné transformaci – rozměřený ortogonální signál je na Obr. 38. Jedná se o jeden z nejméně problematických signálů obsažených v databázi CSE. Neobsahuje žádné výrazné rušení driftem či brumem. Tepová frekvence je konstantní a nejsou zde zaznamenány žádné patofyziologické stavy. Algoritmus úspěšně detekoval všechny referenční hodnoty.

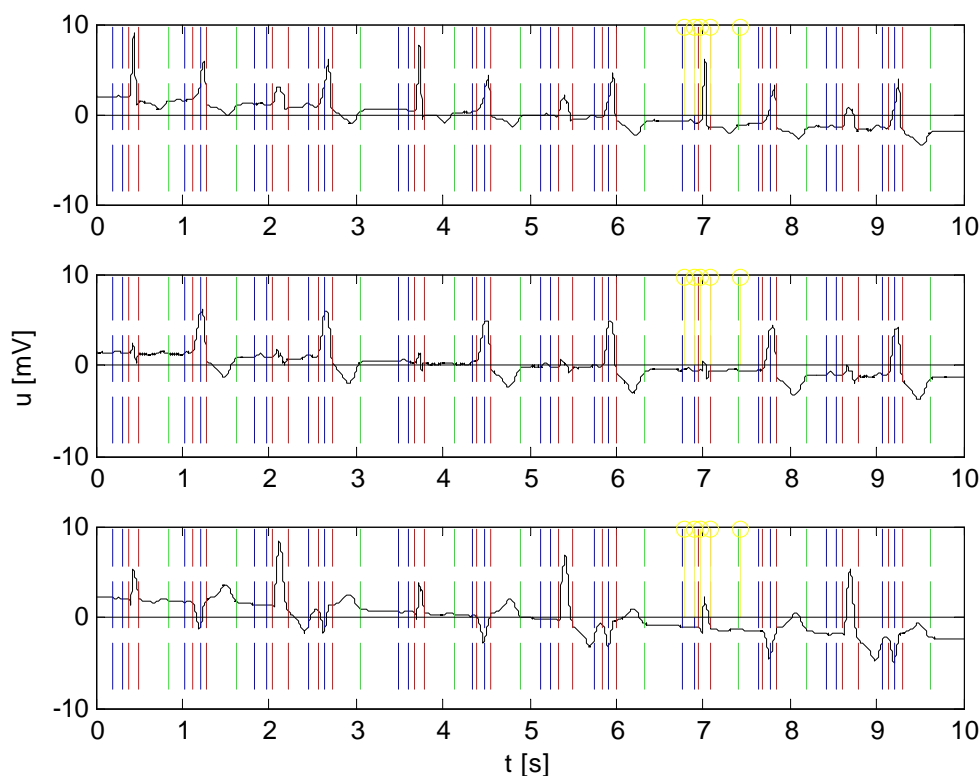
Na Obr. 39 je zobrazen naopak jeden z nejproblematictějších signálů databáze, na tuto ukázkou také nebyla aplikována transformace. Jedná se o signál, ve kterém jsou zastoupeny extrasystoly. Samotná orientace v tomto signálu je velice problematická. Rozměření vůči referenčním hodnotám proběhlo dobře, ale chybné rozměření proběhlo pro vlnu P v několika případech, jelikož vlna P je naznačena přes detekovaný komplex QRS. Tento problém vznikl kvůli předdefinovaným hodnotám, jelikož vlna P mnohdy těsně předchází komplexu QRS a v tomto případě je toto předdefinování nevyhovující.



**Obr. 38: Rozměřený EKG signál M01\_001\_03, bez transformace**



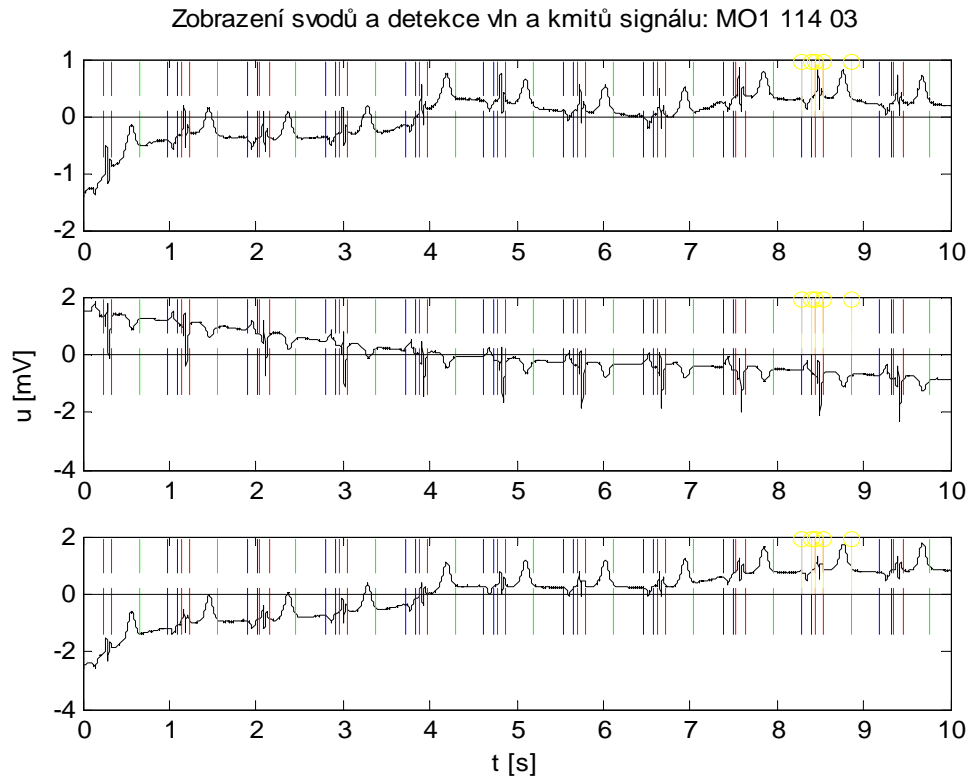
Zobrazení svodů a detekce vln a kmitů signálu: MO1 117 03



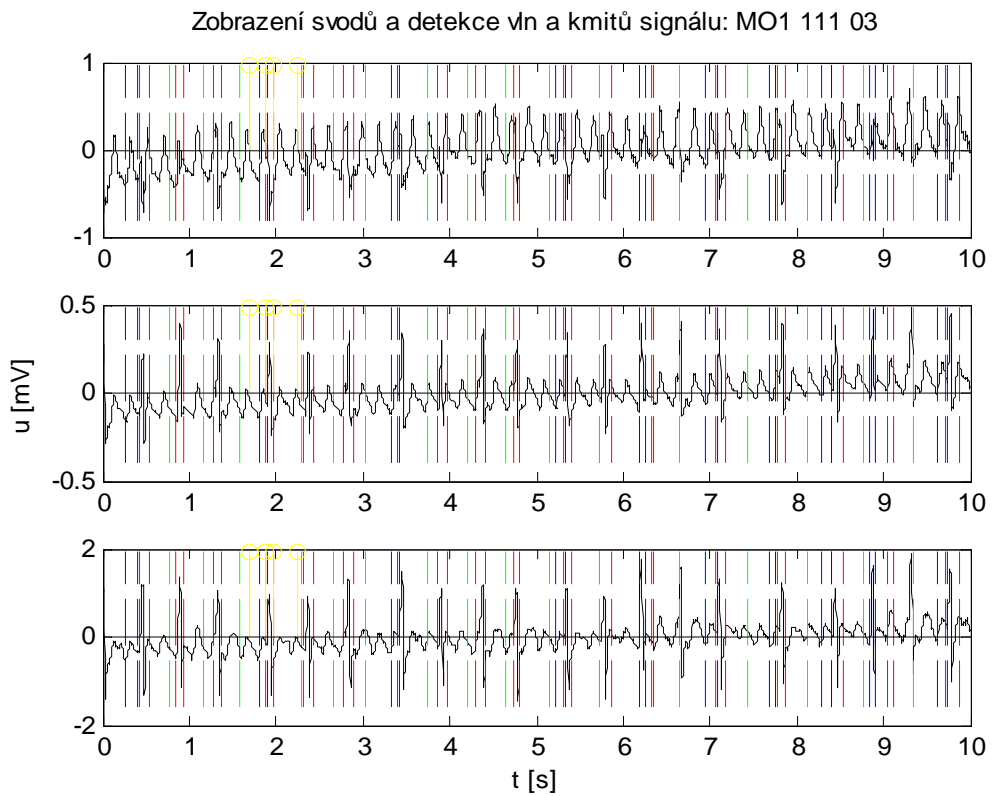
**Obr. 39: Rozměřený EKG signál M01\_117\_03, bez transformace**

Na dalším obrázku (Obr. 40) je signál zarušen driftem. V případě rozměření ortogonálních svodů a standardních svodů dochází k úspěšnému rozměření signálu. Na Obr. 40 je ukázka rozměřeného signálu, který byl transformován pomocí „náhodné transformační matice“ a i rozměření tohoto signálu se zdařilo, jedná se o 12-svodový signál a na obrázku jsou zobrazeny svody 1-3.

Na Obr. 41 je zobrazen také problematický signál, byla použita Dowerova transformační matice. Rozměřený úsek správně detekoval začátek a konec komplexu QRS, včetně konce vlny T, vlna P však byla falešně pozitivní, kvůli velkému obsahu rušivé složky v signálu. Na obrázku jsou zobrazeny svody 7-9. Dochází i k chybné detekci některých komplexů QRS a následně i vln P a T.



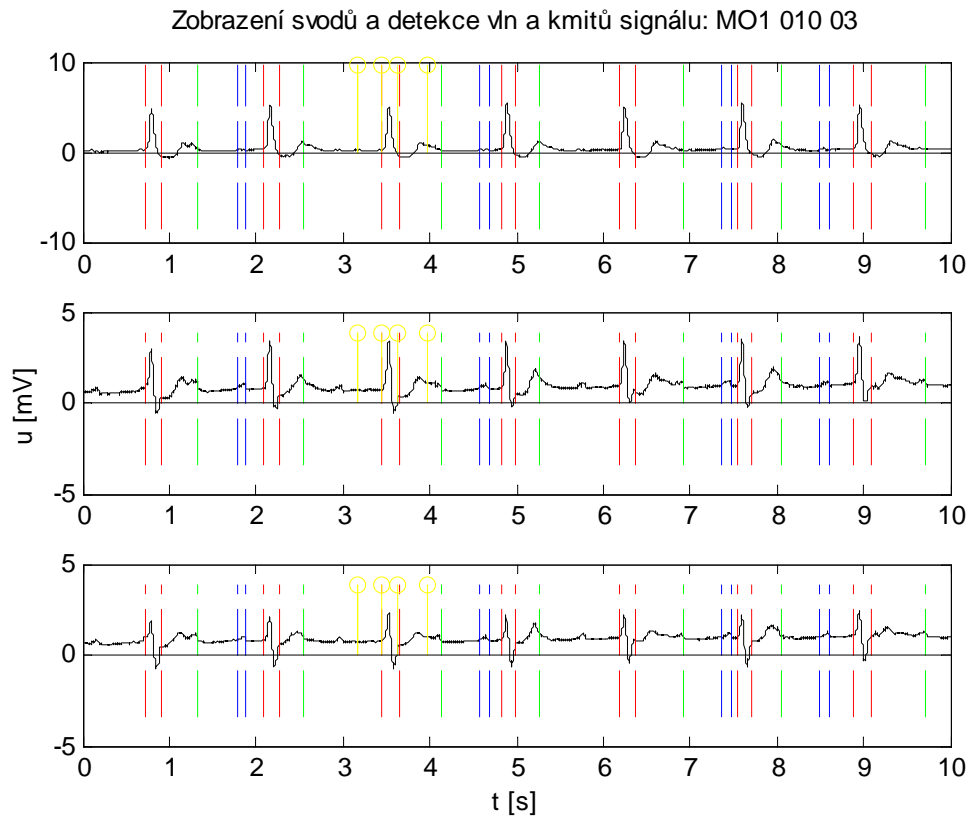
**Obr. 40: Rozměřený EKG signál M01\_114\_03, transformace:  
Náhodná transf. m.; svod 1-3**



**Obr. 41: Rozměřený EKG signál M01\_111\_03, transformace:  
Dowerova transf. m.; svod 7-9**

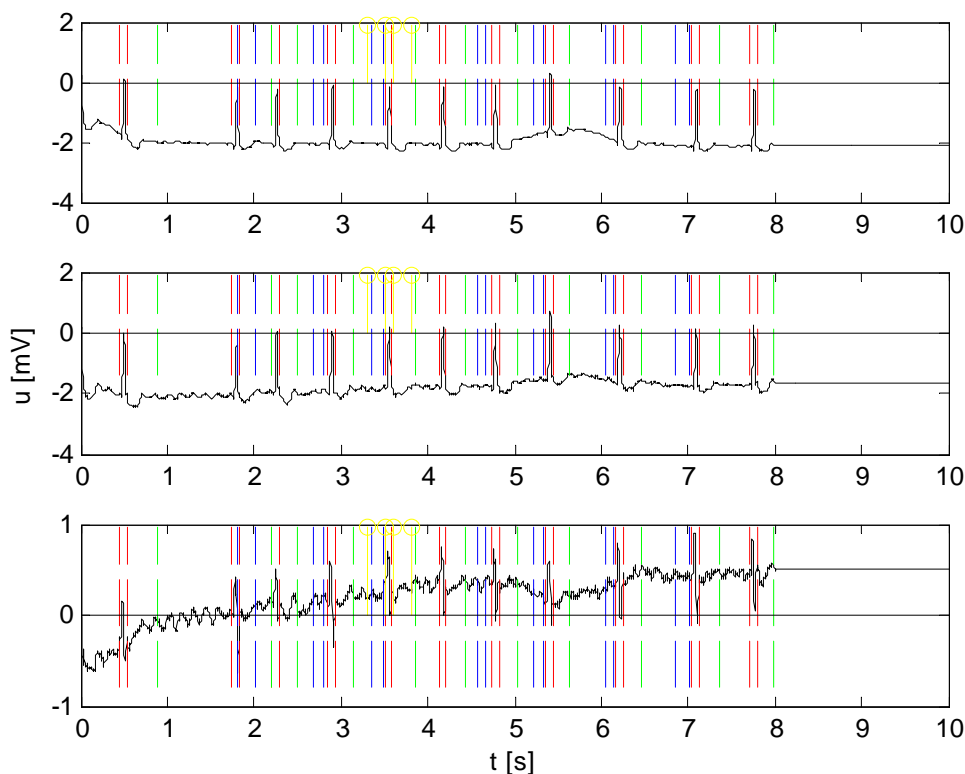
Signál na Obr. 42 je rozměřen pomocí Dawsonovy transformační matice HC (pro zdravé pacienty), zobrazeny jsou svody 10-12. Vlna P v tomto případě je definována jako chybějící, a algoritmus ji správně vyhodnotil jako chybějící. Ostatní vlny jsou patrné a rozměřené.

Obr. 43, který zobrazuje svody 1-3 rozměřuje signál M01\_092\_03 pomocí transformační matice „medián“ která byla vypočítána přímo pro databázi CSE. V EKG je detekována vlna P jako falešně pozitivní. Rozměřovaný signál nemá konstantní tepovou frekvenci a je zarušen brumem.



**Obr. 42: Rozměřený EKG signál M01\_010\_03, transformace: Dawsonova transf. m. HC; svod 10-12**

Zobrazení svodů a detekce vln a kmitů signálu: MO1 092 03

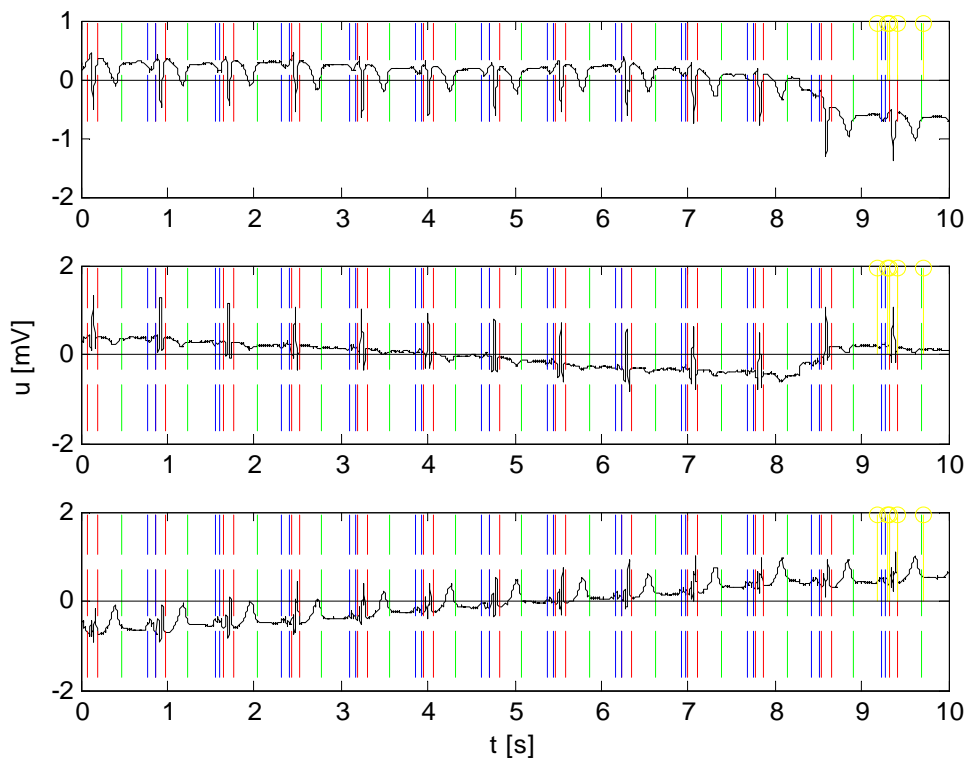


**Obr. 43: Rozměřený signál EKG M01\_092\_03, transformace: Transformační matice „medián“; svod 1-3**

Na Obr. 44 je rozměřen signál, který byl transformován pomocí Dawsonovy transformační matice MI (pro pacienty se srdečním onemocněním). Na obrázku je zobrazen svod 4-6. Dochází k úspěšnému rozměření všech pěti lokalit. EKG signál má konstantní RR-interval a ke konci je zarušen driftem.

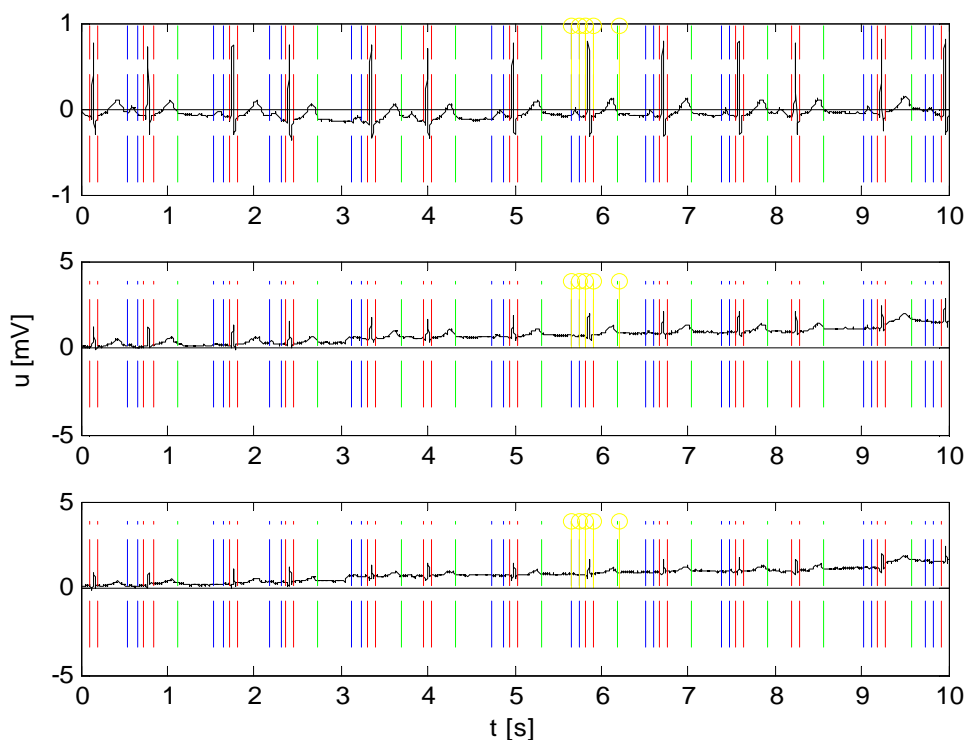
Signál na Obr. 45 rozměřený pomocí transformační matice „průměr“ vypočtenou přímo pro databázi CSE úspěšně detekoval pozice, které byly v signálu referenční. Dochází k úspěšné detekci všech komplexů QRS. RR-intervaly nejsou konstantní a díky tomu dochází k falešně negativní detekci vlny P před 4 sekundou průběhu. Na obrázku jsou zobrazeny svody 4-6.

Zobrazení svodů a detekce vln a kmitů signálu: MO1 116 03



**Obr. 44: Rozměřený EKG signál M01\_116\_03, transformace: Dawsonova transf. m. MI; svod 4-6**

Zobrazení svodů a detekce vln a kmitů signálu: MO1 037 03



**Obr. 45: Rozměřený EKG signál M01\_037\_03, transformace: Transformační matice „průměr“; svod 4-6**

## 7. Závěr

Byly nastudovány a popsány základní principy rozměrovacích algoritmů a metody umožňující transformace svodů. Pro praktickou část diplomové práce „Rozměrování záznamů EKG s využitím transformace svodů“ byla zvolena vlnková transformace. Bylo vytvořeno blokové schéma a popsán princip naprogramované metody pro rozměření signálu EKG, dále bylo vytvořeno šest transformačních přístupů pro navýšení počtu dostupných svodů a zvýšení účinnosti rozměření.

Navržený a realizovaný algoritmus pro rozměrování signálů EKG byl otestován na kompletní databázi CSE (Frankovy svody, standardní 12-svodové EKG) a byly analyzovány všechny navržené transformační přístupy. Algoritmus nesplňuje všechny kritéria, které byly autory CSE databáze poskytnuty. Zaznamenal problémy při rozměrování vlny P a proto nedokázal splnit směrodatnou odchylku ani pro měkké kritérium, které bylo stanoveno na 10,2 ms pro začátek vlny P a 12,7 ms pro konec vlny P. Naopak senzitivita a pozitivní prediktivita vlny P se zlepšila minimálně o 10% oproti výsledkům, které algoritmus dával před optimalizací vstupních předefinovaných parametrů. Měkké kritérium bylo splněno pro konec vlny T a začátek a konec komplexu QRS. Senzitivita začátku a konce QRS komplexu byla minimálně 98,4%.

Transformované Frankovy svody dosahovaly lepších výsledků, než rozměření samotných Frankových svodů. Největší patrné zlepšení je vidět na parametru pozitivní prediktivita pro vlnu P, kde bylo dosaženo zlepšení pro všechny aplikované transformační přístupy. Další výrazné zlepšení zaznamenal nejdůležitější sledovaný parametr – směrodatná odchylka pro komplex QRS. V případě začátku komplexu QRS bylo zlepšení pro všechny transformace a pro konec QRS došlo ke zlepšení v pěti případech ze šesti. Nejlepšího zlepšení směrodatné odchylky pro komplex QRS dosáhla „náhodná transformační matice“. Začátek QRS klesl na 4,8 ms, oproti Frankovým svodům bylo zlepšení o 1,4 ms. Konec QRS se zlepšil o 2,6 ms na 5,7 ms a tím dokonce splnil tvrdé kritérium.

Jediné zhoršení směrodatné odchylky pro konec komplexu QRS zaznamenala Dawsonova transformační matice HC, která je určena pro transformování záznamů pořízených na zdravých pacientech. Databáze CSE je soubor různorodých záznamů EKG a převážná většina z nich je právě patofyziologického charakteru.

Rozměrování signálu EKG s využitím transformace svodů lze podle dosažených výsledků považovat za optimální mezikrok k úspěšnějšímu a spolehlivějšímu rozměření signálu EKG. Jedná se o úpravu vstupních dat, která je rychlá a výpočetně nenáročná a ve výsledku získáme několikrát více vstupních dat, díky čemuž je větší pravděpodobnost, že dojde k účinnějšímu rozměření signálu EKG. Největší vliv na rozměrovací algoritmus mají samotná vstupní data. Podle nich lze rozhodnout, jaká transformační matice je nejvhodnější. Díky „Náhodné transformační matici“ lze říci, že i „náhodná“ transformace je vhodným

mezikrokem k lepšímu rozměření.

## 8. Seznam použitých zdrojů

- [1] *Www.yarousche.cz* [online] *yarousch weblog* [cit. 23.9.2012] Dostupné z WWW: < [http://www.yarousch.cz/studium/image/ekg\\_krivka\\_normal.gif](http://www.yarousch.cz/studium/image/ekg_krivka_normal.gif) >
- [2] Stefan Silbernagl, Agamemnon Despopoulos, *ATLAS FYZIOLOGIE ČLOVĚKA*. 3. české vydání Praha 2004, 448 stran. ISBN 80-247-0630-X
- [3] B.-U. Köhler, C. Hennig, and R. Orglmeister, “*The principles of software QRS detection,*” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 21, pp. 42–57, Jan./Feb. 2002.
- [4] Prezentace do předmětu: *FACS-Pokročilá analýza biologických signálů*, Téma: Vlnkové transformace. VUT v brně 2011. Autor: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [5] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.
- [6] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. *11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005*, Mexico City, Mexico 2005, pp. 189-192. ISBN 0-7803-9230-2.
- [7] DOWER, G. E. A lead synthesizer for the Frank system to simulate the standard 12-lead electrocardiogram. *Journal of electrocardiology*, Vol. 1, No. 1, pp. 101-116, 1968.
- [8] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [9] DAWSON, D.; YANG, H.; MALSHE, M. et al. Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. *Journal of electrocardiology*, Vol. 42, No. 6, pp. 622-630, 2009.
- [10] FAYN, J.; RUBEL, P.; MACFARLANE, P. W. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images? *Journal of Electrocardiology*, Vol. 40, No. 3, pp. 246-250, 2007.
- [11] The CSE working party. Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases. December 1990.
- [12] WILLEMS, J. L.; ARNAUD, P.; VAN BEMMEL, J. H. et al. Common standards for quantitative electrocardiography: goals and main results. *Methods of Information in Medicine*, Vol. 29, No. 4, pp. 263-271, 1990.



- [13] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, Vol. 6, No. 10, pp. 815-825, 1985.
- [14] VILA, J. A.; GANG, Y.; PRESEDO, J. M. R. et al. A New Approach for TU Complex Characterization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 6, pp. 764-772, 2000.
- [15] STRUMILLO, P. Nested median filtering for detection T-wave offset in ECGs. *Electronics Letters*, Vol. 38, No. 14, pp. 682-683, 2002.
- [16] P. Laguna, R. Jané, and P. Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database," *Comput. Biomed. Res.*, vol. 27, no. 1, pp. 45–60, Feb. 1994.
- [17] P. de Chazal and B. Celler, "Automatic measurement of the QRS onset and offset in individual ECG leads," presented at the 18th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., Amsterdam, The Netherlands, 1996.
- [18] J. S. Sahambi, S. Tandon, and R. K. P. Bhatt, "Using wavelet transform for ECG characterization," *IEEE Eng. Med. Biol.*, vol. 16, no. 1, pp. 77–83, 1997.

## 9. Seznam zkratek a symbolů

I, II, III – Einthovenovy svody

$2s_{CSE}$  – měkké kritérium databáze CSE

A – 12-svodový EKG záznam

$a$  – augmentované

$a$  – měřítko

aVF, aVL, aVR – Goldbergerovy svody

B – 3-svodový EKG záznam

$b$  – časový posun vlnky

CSE – standardní databáze signálu EKG

CWT – spojitá vlnková transformace

DTWT – vlnková transformace s diskretním časem

EKG – Elektrokardiogram

F – dolní část levého bérce

$FN$  – falešně negativní

$FP$  – falešně pozitivní

HC – transformační matice pro zdravé pacienty

$h_m$  – impulsní charakteristika filtru

L – Levá ruka

$m$  – kmitočtové měřítko

MI – transformační matice pro pacienty se srdečním onemocněním

MLP – vícevrstvý preceptor

$P^+$  - pozitivní prediktivita

`pinv` – příkaz v Matlabu

R – pravá ruka

`rand` – příkaz v Matlabu

RBF – funkce s radiální bází

RR – čas mezi dvěma po sobě jdoucím R kmity

$s_{CSE}$  – tvrdé kritérium databáze CSE

$Se$  – senzitivita

SVQ – samoučící síť

$TP$  – pravdivě pozitivní

$V_1$  až  $V_6$  – hrudní svody

VKG – vektorkardiogram

WT – vlnková transformace

$X$  – hledaná transformační matice

$\lambda$  – dilatace vlnky

$\phi$  – časové posunutí vlnky

$\psi(t)$  – mateřská vlnka

## 10. Přílohy

EKG\_rozmerovani

EKG\_rozmerovani\_solo

Hlavni\_mFile

kon\_T

max\_min\_vln

nad\_pod\_hodnoty

nulovani

P\_nebo\_T

pruchod\_nulou

pruchod\_nulou\_vlna

readme-návod

shlukova\_analyza

transf\_matice

tri\_na\_dvanact

zac\_kon\_P

zac\_kon\_R