

Obsah

Obsah.....	1
Úvod	3
1 Elektrická činnost srdce	4
1.1 EKG	6
1.2 Změny ST segmentu	7
1.3 Změny T vlny.....	8
1.4 Elektrokardiografie	9
1.4.1 Elektrokardiografické svody	9
1.5 Měření EKG za různých vnějších podmínek	10
1.5.1 Zátěžové EKG	11
1.5.2 Holterovská monitorace.....	11
1.6 Rušení při snímání EKG.....	11
2 Vlnková transformace	12
2.1 Spojitá vlnková transformace CWT	12
2.2 Diskrétní vlnková transformace DWT	13
2.2.1 Reálná dyadická vlnková transformace s diskrétním časem DTWT.....	13
2.2.2 Inverzní DTWT (IDTWT).....	15
2.2.3 Redundantní DTWT	15
2.2.4 Paketová DTWT	16
2.3 Výběr vhodné vlnky.....	16
2.3.1 Doporučení pro výběr typu vlnky	18
2.4 Distorze okrajových částí signálu	18
2.5 Využití vlnkové transformace pro filtraci signálu.....	18
2.5.1 Způsoby prahování	19
2.5.2 Stanovení prahu	20
3 Diagnostikované signály	20
3.1 Struktura dat	20
3.1.1 Hlavičkový soubor	20
3.1.2 Datový soubor	21
3.1.3 Anotační soubor	21
3.2 Načítání dat	23

4 Filtrace	24
4.1 Testované metody výpočtu prahu	24
4.1.1 Metoda rigrsure	24
4.1.2 Metoda sqtwolog	25
4.1.3 Metoda heursure	25
4.1.4 Metoda minimaxi	26
4.1.5 Metoda penalizační	26
4.2 Výsledky filtrace	27
4.3 Potlačení driftu nulové izolinie.....	28
5 Detekce QRS komplexu a T vlny	30
5.1 QRS detektor využívající anotace	30
5.2 QRS detekce bez anotací	31
6 Příprava průběhů pro výpočty trendů.....	33
7 Postupy výpočtu trendů	35
7.1 Rozptylové charakteristiky	37
8 Výsledky programu.....	39
8.1 Trend ST segmentu záznamu 1	39
8.2 Trend ST segmentu záznamu 2	41
8.3 Trend ST segmentu záznamu 3	43
8.4 Změny polohy maxima	45
8.4.1 Rozptylové charakteristiky pro první pásmo.....	45
8.4.2 Rozptylové charakteristiky pro druhé pásmo	46
Poincareho mapy.....	47
9 Závěr	48
Literatura	49
Seznam zkratk.....	51

Úvod

Diagnostika EKG je i přes v posledních letech obrovský rozvoj zobrazovacích technik základním vyšetřením v kardiologii. Samotné zařízení a vyšetření je cenově dostupné a tak je jeho využití pro řadu lékařů prvotním zdrojem informace při diagnostice a rozhodování o případné další léčbě. Proto je důležité, aby se z tohoto vyšetření získaly co možná nejdetailnější informace o stavu srdce. Při vyšetření diagnostikuje lékař aktuální průběh a porovnává vývoj mezi předchozími cykly. Diagnostikovat záznamy jednotlivých EKG cyklů při délce záznamu v řádu desítek minut až hodin je velmi náročné a zdouhavé. Proto je výhodné realizovat algoritmus, který prochází takto dlouhým záznamem a upozorňovat na změny ve vývoji záznamu.

V práci budou uvedeny základní parametry EKG i princip a metody jeho získávání. Práce se bude zaměřovat na hodnocení vývojových trendů ST segmentu a zvolený algoritmus bude realizován i s ohledem na změny T vlny, které jdou mnohdy ruku v ruce právě se změnami ST segmentu. Práce se nezaměřuje na hodnocení jednotlivých změn a zkoumání jejich vzniku, ale na sledování a výpočet ukazatele, který by případné změny indikoval pro následnou analýzu odborníkem.

Cílem práce je realizovat algoritmus sledování vývojových trendů EKG časově-frekvenčním rozkladem. Rozklad signálu je realizován vlnkovou transformací, tedy její spojitou formou. Vlnková transformace a její formy budou popsány v teoretickém úvodu práce. Využití transformace se neomezuje pouze na výpočty trendů, ale je používána i v dalších částech algoritmu. V algoritmu budou realizovány další závislosti poukazující na změny ve sledovaných úsecích EKG. Pro správnou analýzu budou realizovány postupy filtrace a segmentace dat. Pro ověření funkčnosti navrženého řešení budou navržené postupy aplikovány na 3 záznamy od pacientů s diagnostikovanými změnami ve sledovaných úsecích. Jako standard pro porovnání výsledků využijeme standardní metody používané lékaři a porovnáme výsledky s anotačními záznamy od kardiologa.

1 Elektrická činnost srdce

Záznam elektrické aktivity srdce je záznam elektrické aktivity jednotlivých buněk srdečního svalu. Dochází k dvěma základním dějům: repolarizaci a depolarizaci buněk. V klidovém stavu má každá buňka své klidové napětí, je tedy polarizována. Hodnota klidového potenciálu je přibližně -90mV [1]. Záporné napětí je způsobeno větší koncentrací sodíkových iontů vně buňky. Je-li buňka stimulována, dojde k otevření membránových kanálů a sodíkové ionty proudí do buňky, čímž membránový potenciál stoupne na $+30\text{mV}$. Rychlý průnik sodíku do buňky ustává a dochází k pomalému průniku sodíku a vápníku opět do buňky. To by mělo za následek opětovné zvyšování membránového potenciálu, avšak tomuto zabraňuje vstup draslíkových iontů z buňky. Výsledkem je přibližně 200ms dlouhý úsek, po který se hodnota potenciálu na membráně pohybuje okolo nuly. Následně dochází samovolně k repolarizaci a buňka se vrací do klidového stavu. Při změně polarity na membráně buňky vzniká proud iontů, který má za následek depolarizaci okolních buněk a vniká tak postupná vlna šíření vzruchu. Tento postup vzruchu snímáme na povrchu těla jako EKG.

Buňky srdečního svalu splňují svojí funkci díky 4 vlastnostem [6]:

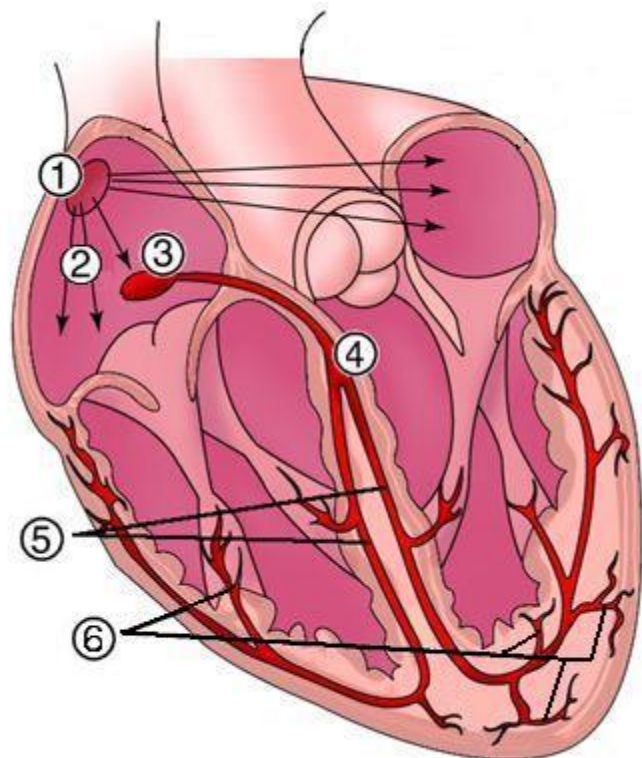
- Automacie: automatické střídání systoly a diastoly.
- Vodivost: schopnost šířit akční potenciál.
- Vzrušivost: při překročení prahového potenciálu dojde k podráždění.
- Stažlivost: schopnost reagovat na podráždění kontrakcí.

Převodní srdeční soustavu tvoří:

- Sinoatriální uzel (SA uzel)
- Intermodální dráhy
- Atrioventrikulární uzel (AV uzel)
- Hisův svazek
- Towarova raménka
- Purkyňova vlákna

SA uzel (Obr 1 - 1)

Stah srdečního svalu je důsledkem příchodu akčního potenciálu. Původce akčního potenciálu je sinoatriální uzel (SA uzel), který pracuje jako primární pacemaker [1].



Obr. 1 Vedení vzruchu v srdci

Samovolně vytváří sinusový rytmus o frekvenci 50-100 úderů za minutu, která je ovlivňována vegetativním nervstvem, chemickými i hormonálními vlivy.

Intermodální dráhy (Obr.1 - 2)

Z SA uzlu se akční potenciál (AP) šíří pomocí intermodálních drah. Ty mohou, pokud nefunguje SA uzel, přebrat funkci pacemakeru.








AV uzel (Obr.1 - 3)

Z intermodálních drah přichází AP do atrioventrikulárního uzlu (AV uzel). Průchod AP AV uzlem trvá 130ms, tím zabraňuje předčasnému převedení AP na komory. Kdyby byla doba průchodu AP AV uzlem moc krátká, nestačily by se komory naplňt krví při systole síní.

Hisův svazek (Obr.1 - 4), towarova raménka (Obr.1 - 5), purkyňova vlákna (Obr.1 - 6)

Rozvádějí AP do myokardu a tím spouštějí kontrakci komor.

Postup jakým se šíří a vzrch v srdci a jak toto registrujeme na ekg záznamu je v tabulce 1.

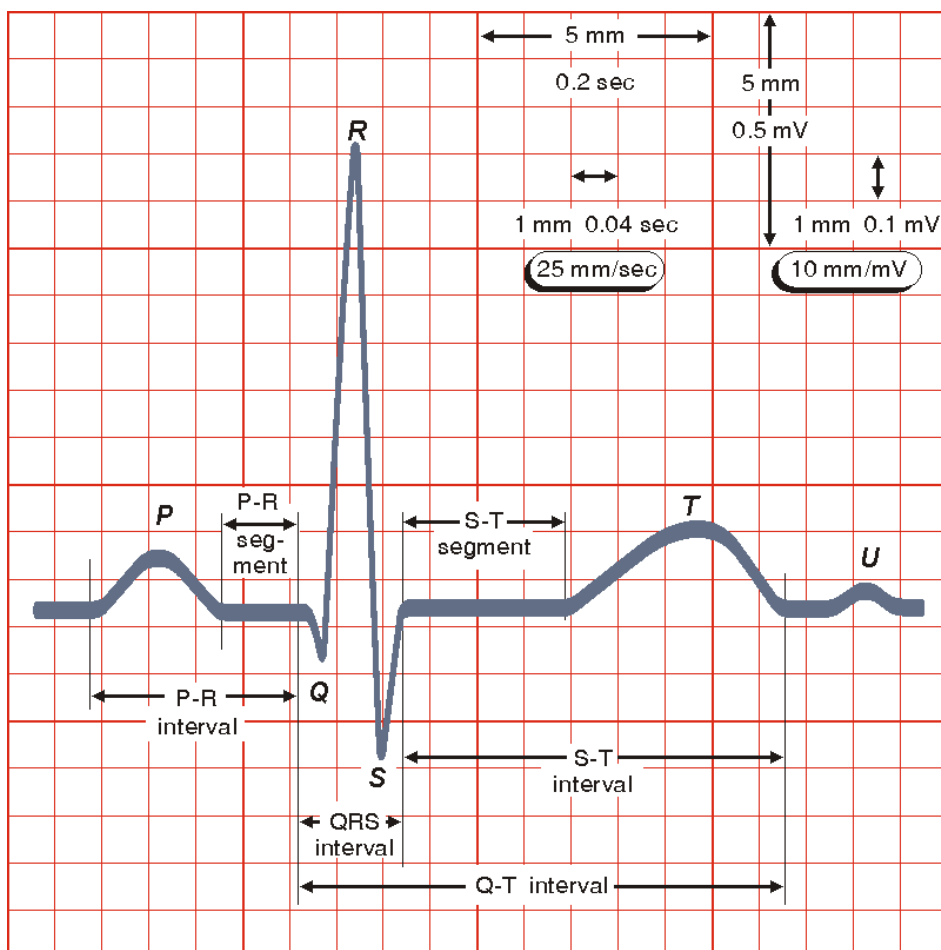
Vlna/ kmit	EKG	Děj	Čas [ms]	Rychlost šíření [ms]	Frekvence[Hz]
P		Sinusový uzel Vznik podnětu Depolarizace síní	0 50 85	0,05 0,8 – 1,0	70-80
PQ		AV uzel Příchod impulsu Převod impulsu	50 125	0,05	40-60
QRS		Hisův svazek aktivován	130	1,0 – 1,5	30 - 40
QRS		Konce ramének aktivován	145	1,0 – 1,5	
QRS		Purkyňova vlákna	150	3,0 – 3,5	
ST		Vnitřní vrstva myokardu depolarizována	175 190	1,0 v myokardu	
T		Zevní vrstva myokardu depolarizována	205 225		

Tabulka 1 Postup šíření vzruchu v srdci.

1.1 EKG

EKG neboli elektrokardiogram je záznam elektrické aktivity srdce ve strategických místech povrchu těla. Navzdory vývoji v zobrazovacích systémech zůstává EKG stále základním vyšetřením v kardiologii. Správným hodnocením EKG záznamu můžeme diagnostikovat celou řadu onemocnění a hodnotit tak stav srdce a systému zajišťujícího výživu srdce. Jedná se právě o poruchy přívodu okysličené krve do myokardu, které jsou velmi časté a mohou vyústit až v život ohrožující stavy [1].

V záznamu EKG registrujeme již na první pohled tři základní útvary. Jedná se o vlnu P, kmit QRS a vlnu T. U některých jedinců bývá viditelná též vlna U. Pro diagnostické účely jsou velmi důležité úseky mezi jednotlivými vlnami, které mohou ukazovat na závažná onemocnění. V této práci je cílem soustředit se na ST segment, tedy část mezi vlnou S a T. Pro výpočet trendů v průběhu dlouhodobého záznamu však použijeme i náběžnou část T vlny, která tak do výsledného trendu zanesou i informaci o změnách právě této vlny.



Obr. 2 Napětové a časové parametry EKG.

Na Obr. 2 je znázorněn ilustrativní průběh EKG cyklu tak, jak jej při vyšetření získá lékař. V prvním horním rohu jsou hodnoty určující amplitudové a časové parametry vykresleného průběhu [4].

Vlna P

Vlna P zachycuje elektrickou aktivitu síní. V první polovině P vlny dochází k aktivaci pravé síně, od poloviny do konce P vlny se projevuje aktivace levé síně.

Interval PR

Interval PR je doba, kterou AP potřebuje k tomu, aby prošel AV uzlem, Hisovým svazkem, Towarovými raménky a Purkyňovými vlákny a započal depolarizaci svaloviny komor.

QRS komplex

QRS komplex vyjadřuje úsek, kdy AP postupuje svalovinou myokardu. Při QRS komplexu nedochází ke spotřebě energie.

Úsek ST

Úsek ST začíná koncem QRS komplexu. Tento bod se nazývá J bod, polohu J bodu je možné vidět na Obr. 3. ST úsek nese informaci o okamžiku, kdy jsou komory depolarizovány, nebo jsou všechny elektrické vektory končící depolarizace a začínající repolarizace vyrovnány. Na konci úseku nastává T vlna. Přechod na T vlnu by neměl probíhat zcela vodorovně. Délka úseku ST by měla být pro každý EKG cyklus konstantní.

T vlna

T vlna vzniká repolarizací komor v okamžiku mechanické systoly komor. Jedná se o širokou, nesymetrickou, zaoblenou vlnu. Její polarita je kladná.

Vlna U

Jedná se o malou vlnu následující po T vlně. Výskyt U vlny je jen u některých záznamů. Její vznik je souzen na pozdější repolarizaci septa či opožděnou repolarizaci některých oblastí komory.

1.2 Změny ST segmentu

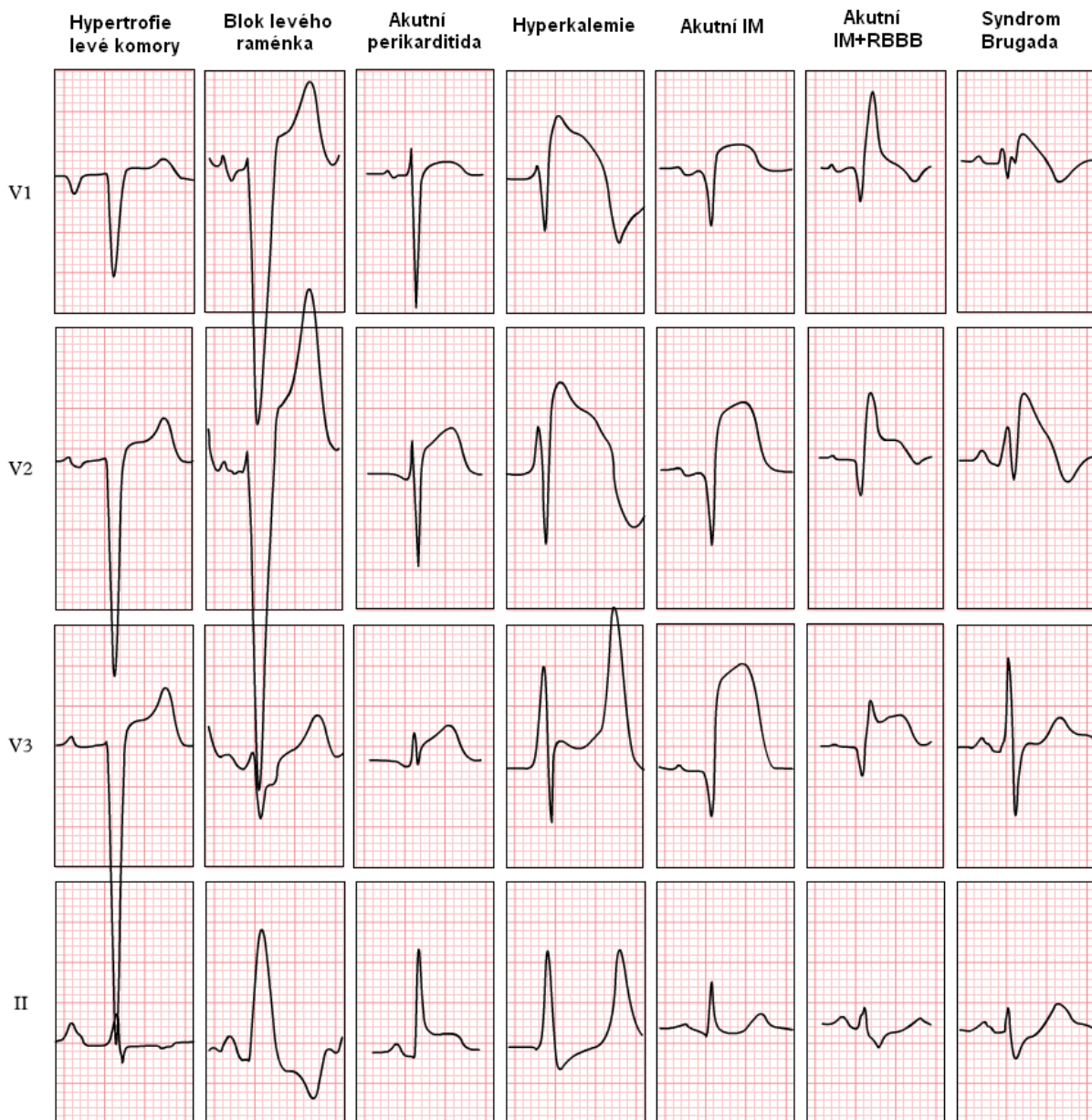
Hodnocení ST segmentu je jednou z nejdůležitějších částí hodnocení EKG, protože jeho změny ukazují na závažné patologické změny. Pečlivé vyšetření ST segmentu může vést k diagnóze infarktu myokardu, srdeční ischemie nebo perikarditidy. Škála změn s popisem jaké nemoci je vyvolávají je na Obr. 3 na následující straně [1].

Možnosti změny ST segmentu:

- elevace
- deprese
- nespecifické změny

Změny ST segmentu vyvolává:

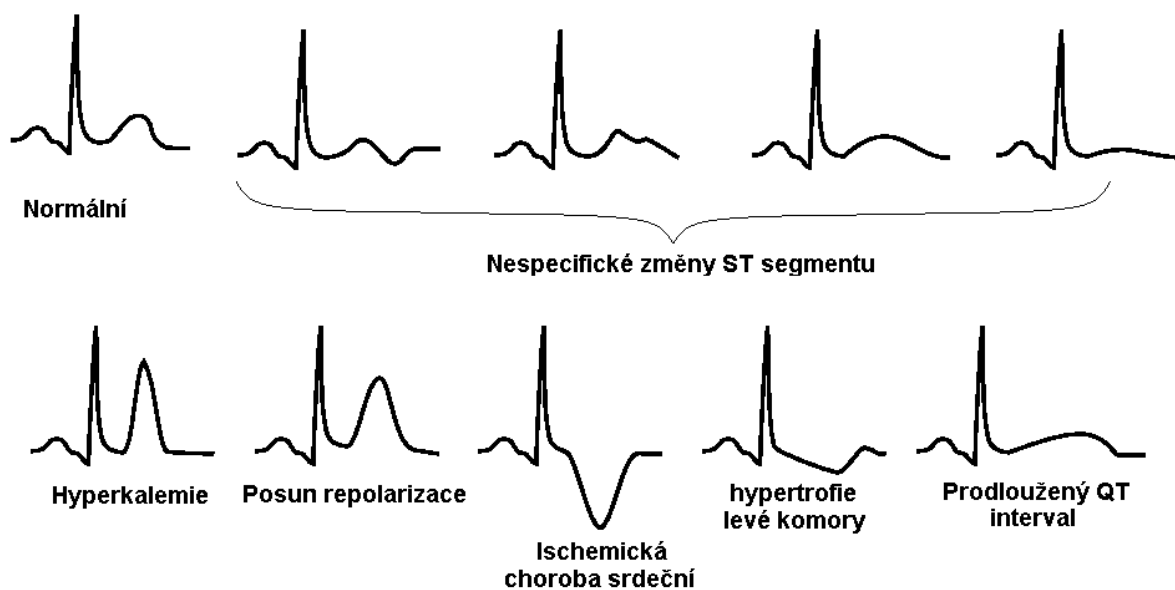
- akutní infarkt myokardu
- spasmus věnčitých tepen
- blok levého Towarova raménka
- hypertrofie levé komory
- akutní perikarditida
- aneuryzma levé komory



Obr. 3 Ukázky změn ST segmentu u různých onemocnění.

1.3 Změny T vlny

Hlavní těžiště diagnostiky je na ST segmentu, avšak hodnocení mnohdy nespecifických změn T vlny by mělo jít ruku v ruce právě s hodnocením ST segmentu. Na Obr. 4 na následující straně jsou změny T vlny. Z obrázku vyplývá, že mnohdy je změna T vlny doprovázena změnami v ST segmentu, je proto účelné doplnit algoritmus a zohlednit změny T vlny ve vypočítávaném trendu změn.



Obr. 4 Změny T vlny.

1.4 Elektrokardiografie

Pro snímání elektrické aktivity srdce využíváme Elektrokardiograf. Pro měření využíváme 12 elektrod (viz níže). Elektrokardiograf je základním diagnostickým zařízením a prvním, které je prováděno při jakémkoli podezření na onemocnění srdce. Je též ve výbavě rychlých záchranných služeb. Samotný elektrokardiograf může být doplněn dalšími přístroji pro zátěžové a jiné testy, nebo zabudován v jiných zařízeních jako např. ultrazvukový zobrazovací systém nebo monitorovací systémy u lůžek pacienta [4].

1.4.1 Elektrokardiografické svody

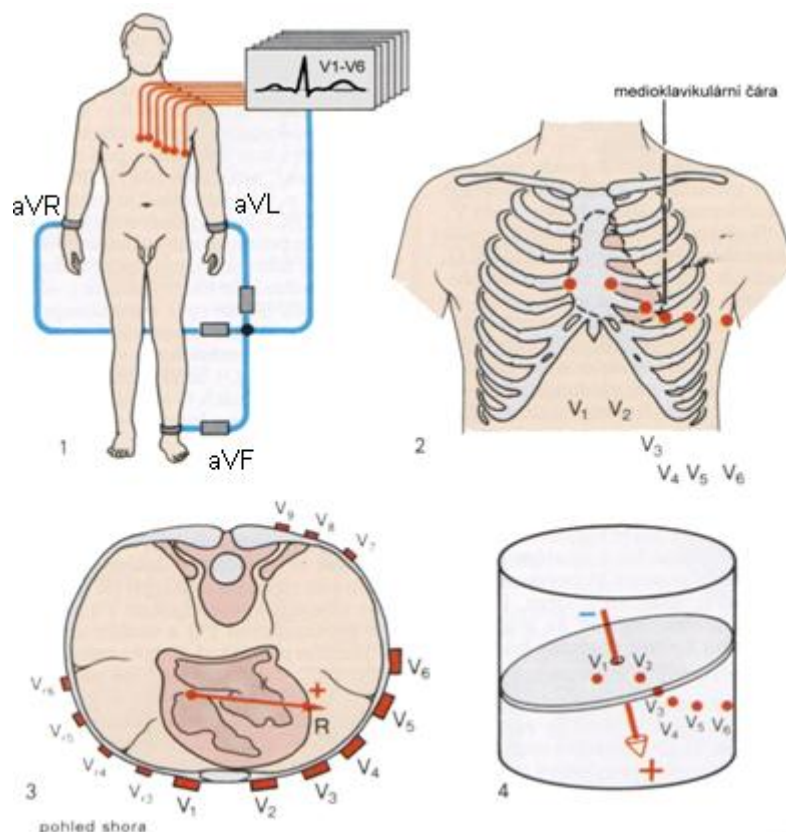
Unipolární končetinové svody zjišťují potenciály z jednoho místa (diferentní elektroda) proti druhému místu (indiferentní elektroda). Diferentní elektroda (kladná) se umísťuje na povrch těla a záporná elektroda je připojena na spojnicu všech tří končetinových elektrod. V této spojnicu je vůči srdci nulové napětí. Zapojení Dle Obr.5 – 1.

- aVR z pravé horní končetiny
- aVL z levé horní končetiny a
- aVF z levé dolní končetiny
- pravá noha se využívá jako uzemnění.

Standardní bipolární končetinové svody I, II a III zaznamenávají rozdíly elektrických potenciálů mezi dvěma místy lidského těla, využívají se unipolární končetinové svody.

- Svod I mezi pravou a levou horní končetinou (I = aVL - aVR)
- Svod II mezi pravou horní a levou dolní končetinou (II = aVF - aVR)
- Svod III mezi levou horní a levou dolní končetinou (III = aVF - aVL)

Unipolární hrudní svody V_1 až V_6 používají jako indiferentní elektrodu svorku vytvořenou spojením kabelů ze všech tří používaných končetinových elektrod (tzv. Wilsonova svorka). Jednotlivé svody se umísťují levou část hrudníku do pozic dle Obr. 5.



Obr. 5 Zapojení elektrod u 12tisvodého EKG.

1.5 Měření EKG za různých vnějších podmínek

Při standardním měření EKG se vyšetřovaná osoba nachází v klidovém stavu, nejčastěji leží na zádech a záznam je pořizován v délce sekund až desítek sekund. Tímto vyšetřením zjistíme pouze zjevné změny EKG, které jsou již trvale přítomny. Mohou být následkem onemocnění, jako ischemická choroba srdeční, nebo již prodělaný infarkt myokardu.

Pokud nejsou na standardním EKG viditelné změny je zapotřebí provést jiné vyšetření. Pro zjištění kondice srdečního svalu a jeho výkonnosti se provádí zátěžové EKG. Pokud si pacient stěžuje na občasnou srdeční slabost, která se nespojuje s určitou činností, je využíváno Holterovské EKG, tedy dlouhodobý záznam EKG.

1.5.1 Zátěžové EKG

Při vyšetření je zaznamenáváno EKG a sledovány změny způsobené zatížením srdce námahou. Při zúžení cév vyživujících srdce tukovými pláty, ateroskleróze, dochází při zátěži k horšímu prokrvení srdečního svaly a k změnám na zaznamenaném EKG. Při ateroskleróze postihující věnčité tepny vyživující myokard mluvíme o ischemické chorobě srdeční neboli stabilní angíně pectoris. Při uvolnění aterosklerotického plátu může dojít k ucpání jedné z cév a tím k akutnímu infarktu myokardu [1].

Co se děje při vyšetření?

Vyšetření se provádí na speciálně upraveném kole tzv. ergometru nebo běžeckém pásu s proměnlivou zátěží. Během vyšetření je postupně zvyšována zátěž, kterou nemocný ještě zvládá. EKG je snímáno pomocí elektrod, které jsou přilepeny na hrudníku. Na paži je měřen v pravidelných intervalech krevní tlak. Vyšetření bývá kombinováno s následným vyšetřením ultrazvukovým zobrazovacím systémem. Vyšetření pokračuje, dokud vyšetřovaný nedosáhne nejvyššího stupně zátěže (měřeno pomocí určitého stupně zrychlení tepové frekvence) nebo dokud se neobjeví příznaky (např. bolest na hrudníku nebo slabost), pro které je nutné test přerušit s ohledem na zdraví pacienta. Pro zdárný průběh vyšetření je tedy nutné, aby byl pacient schopen šlapat na kole nebo běžet.

1.5.2 Holterovská monitorace

Ambulantní 24hodinová monitorace EKG dle Holtera patří mezi základní vyšetřovací postupy při vyšetřování poruch srdečního rytmu. Pacientovi se nalepí obvykle 6 snímacích elektrod, pomocí kterých se EKG křivka zaznamenává po dobu 24 hodin do speciálního registračního zařízení. Obsah registračního zařízení je pak podroben počítačové analýze, čímž je možno hodnotit nejen vývoj srdeční frekvence během celé doby monitorace, ale i sledovat EKG křivku při obtížích nemocného a hledat případně krátce trvající a jinak obtížně dokumentovatelné poruchy srdečního rytmu. Pro indikované případy je k dispozici i přístroj zaznamenávající EKG křivku po dobu 7 dnů. Charakter elektrod a jejich připojení u tohoto typu monitorace umožňuje běžný život bez mimořádných omezení včetně mytí a sprchování.

1.6 Rušení při snímání EKG

Při snímání EKG signálu je přítomný šum, tedy zejména [4]:

- Kolísání způsobené dýcháním
 - Pásmo do 0,8 Hz.
- Kolísání nulové izolinie (drift)
 - Pásmo do 2 Hz.
- Síťový brum
 - Na frekvenci 50 Hz a jeho harmonické složky.
- Myopotenciály
 - Od 100 Hz u klidového EKG.
 - Od 10 Hz u zátěžového EKG.

2 Vlnková transformace

Vlnková transformace se od ostatních transformací liší zachováním časové osy původního signálu. Při použití např. Fourierovy transformace nese výsledné spektrum informaci pouze o frekvenčních vlastnostech signálu ale již se nedozvíme v jakém časové úseku se dané frekvence v signálu vyskytovaly. Naopak u vlnkové transformace je každá část spektra závislá na aktuální časové pozici v signálu a jde tedy zpětně nalézt původní časový průběh odpovídající části spektra [2] [4].

2.1 Spojitá vlnková transformace CWT

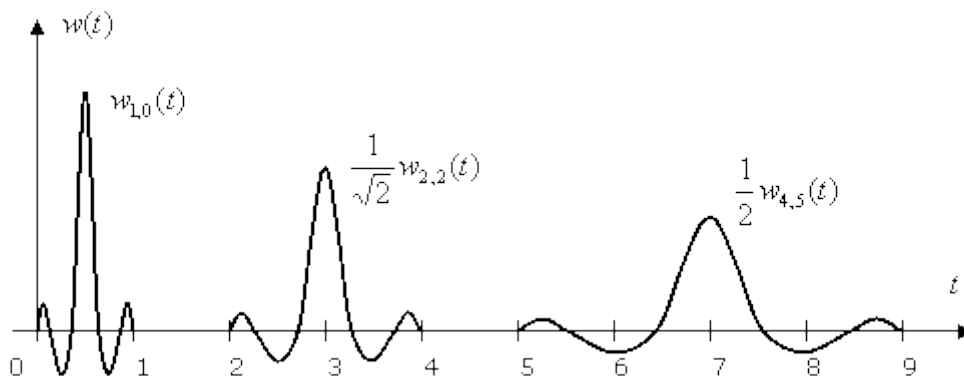
U spojitě vlnkové transformace získáváme vhodnou změnou šířky okna v čase a typem okna optimální poměr rozlišitelnosti v čase a frekvenci. U nižších frekvencí používáme okno širší, pro vyšší frekvence okno užší. Velikost okna a tedy i velikost vlnky určujeme parametrem a (měřítko) a parametrem b určujeme posun vlnky ψ v čase t . Aby byla zachována energie vlnky je základní vlnka násobena členem $1/\sqrt{a}$ [2]. Takto je při roztažení vlnky upravena její amplituda tak, že se s měnícím se a se obsah plochy pod vlnkou nemění.

$$\psi_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad a > 0, b \in \mathbb{R} \quad (1)$$

Výsledné spektrum je tedy dáno korelací signálu s bázovou funkcí, již je konkrétní vlnka.

$$S_{CWT}(a, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left(\frac{t}{a} - \tau \right) dt \quad a > 0, \tau \in \mathbb{R} \quad (2)$$

$s(t)$ transformovaný signál.



Vlnka, která bude použita v transformaci, musí mít určité vlastnosti. Má-li být transformace invertibilní, musí mít bázové funkce nulovou střední hodnotu a být vzájemně ortogonální. Pro splnění požadavků pro časovou a frekvenční analýzu musí být vlnky kompaktní jak v časové, tak i ve frekvenční reprezentaci.

2.2 Diskrétní vlnková transformace DWT

Zavedeme-li do spojité vlnkové transformace dvojkovou závislost parametrů a , b dostaneme ortonormální bázi, která je vhodná pro neredundantní dekompozici signálu [4].

$$a = a_0^m \quad b = a_0^m kT \quad \text{kde } a_0 > 1, T > 0 \quad (3)$$

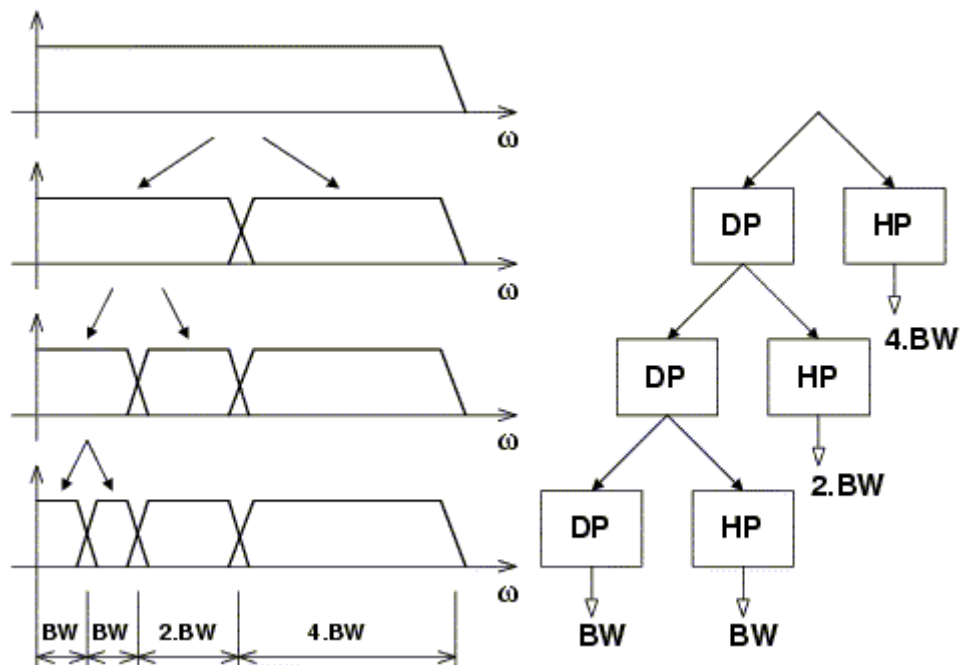
poté

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t - kT}{2^m} \right) dt \quad (4)$$

m kmitočtové měřítko

k časové měřítko

Vlnková funkce ψ poté pracuje jako pásmová propust kolem centrálního kmitočtu závislém na m . V každém následujícím kroku je filtrována horní polovina pásma z pásma vybraného předchozí dolní propustí. Postup je znázorněn na Obr. 6.



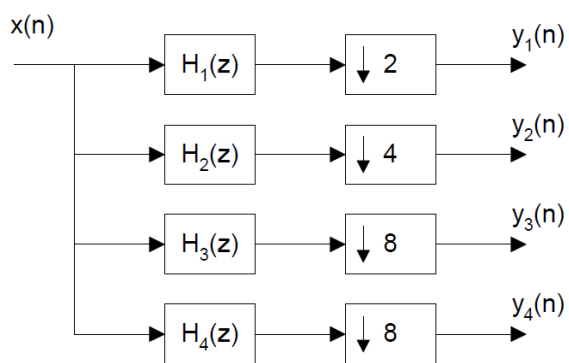
Obr. 6 Realizace DWT pomocí filtrů.

2.2.1 Reálná dyadická vlnková transformace s diskretním časem DTWT

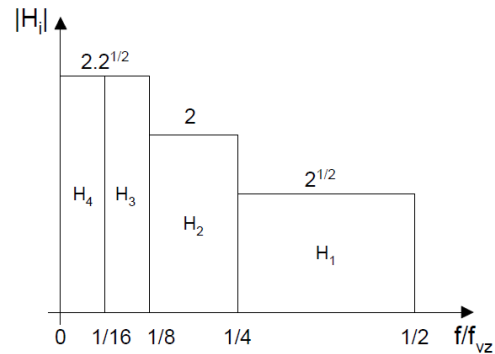
Reálnou dyadickou vlnkovou transformaci definujeme pomocí diskretních oktávových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$, $n=0,1,\dots,N_m-1$.

$$y(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i) \quad (5)$$

Příklad použití banky oktávových filtrů pro realizaci třístupňové dyadické vlnkové transformace je na Obr. 7. Na Obr. 8 je modulové frekvenční spektrum ideálních oktávových filtrů.



Obr. 7 Realizace DTWT bankou filtrů.

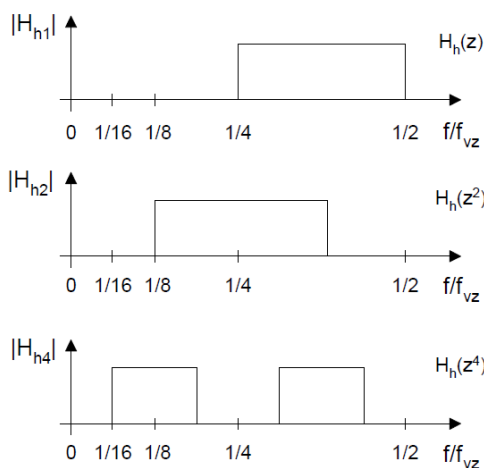


Obr. 8 Modulové frekvenční spektrum.

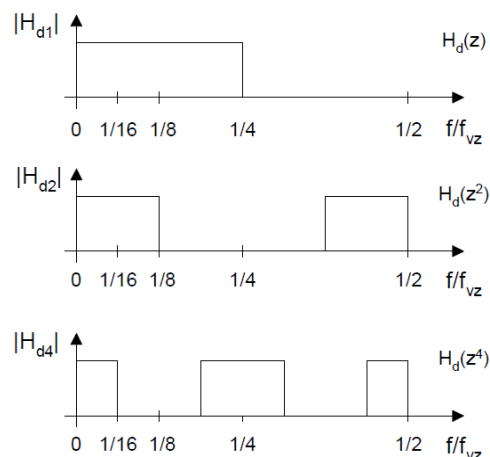
Použijeme-li pro realizaci horních a dolních propustí s navzájem symetrickými modulovými charakteristikami, bude-li $\omega_{vz}/4 = \pi/2$

$$|H_a(e^{j\omega})| = \begin{cases} 1 & \text{pro } \omega \in \langle 0, \pi/2 \rangle \\ \frac{1}{2} & \text{pro } \omega \in \pi/2 \\ 0 & \text{pro } \omega \in \langle \pi/2, \pi \rangle \end{cases}, \quad |H_h(e^{j\omega})| = \begin{cases} 0 & \text{pro } \omega \in \langle 0, \pi/2 \rangle \\ \frac{1}{2} & \text{pro } \omega \in \pi/2 \\ 1 & \text{pro } \omega \in \langle \pi/2, \pi \rangle \end{cases} \quad (6)$$

poté frekvenční charakteristiky těchto ideálních filtrů budou vypadat dle Obr. 9 a Obr. 10.

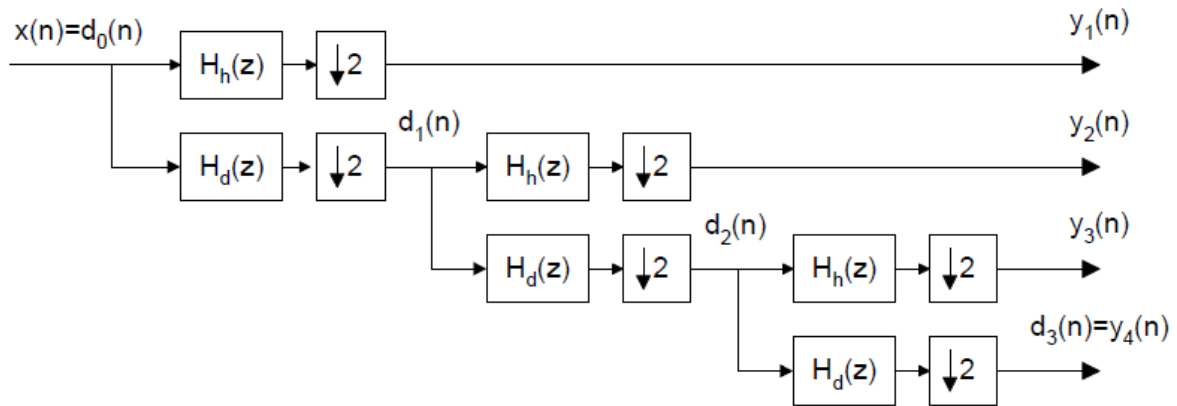


Obr. 9 Frekvenční charakteristika Horní propusti



Obr. 10 Frekvenční charakteristika Dolní propusti.

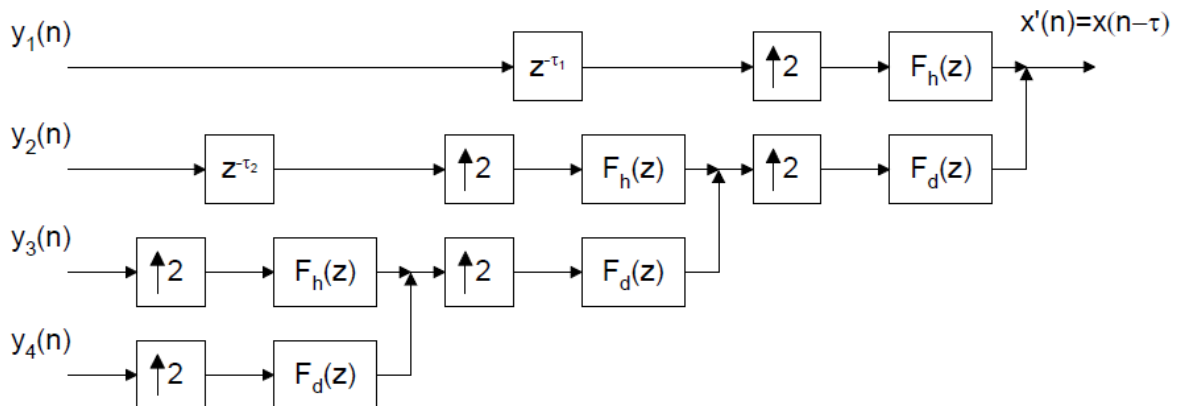
Následné zapojení filtrů pro realizaci třístupňové DTWT bude dle Obr. 11.



Obr. 11 Zapojení pro realizaci třístupňové DTWT

2.2.2 Inverzní DTWT (IDTWT)

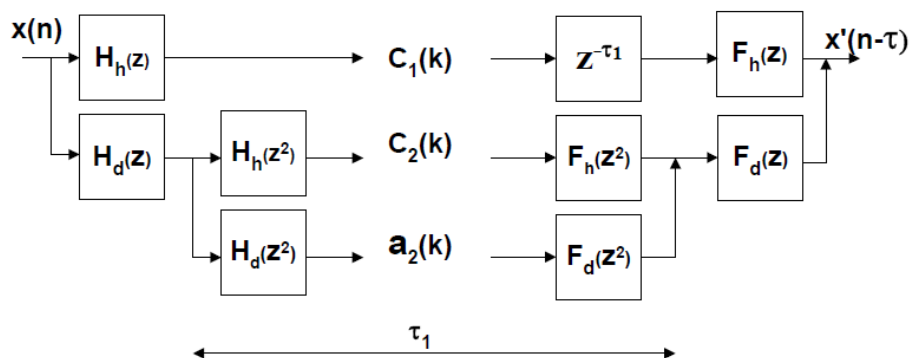
Pro zpětné složení signálu použijeme inverzní DTWT dle Obr. 12.



Obr. 12 Zapojení pro realizaci třístupňové inverzní DTWT

2.2.3 Redundantní DTWT

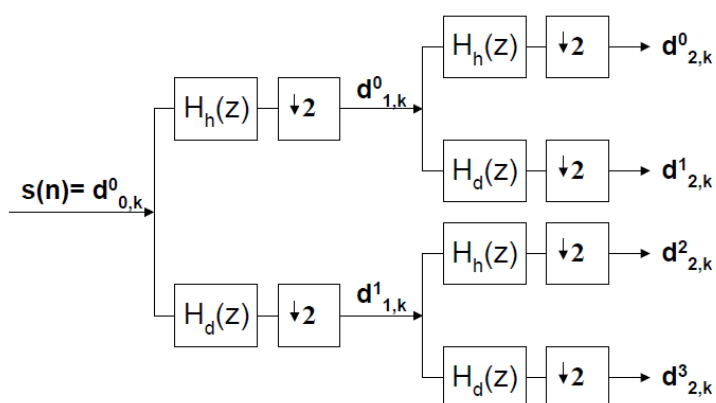
U redundantní DTWT nepoužíváme na rozdíl od standardní DTWT členy pro podvzorkování, viz Obr. 13. Tato varianta je vhodnější pro filtraci či detekci útvarů v EKG signálu, neboť její koeficienty nezávisí na posunutí vstupního signálu.



Obr. 13 Princip redundantní DTWT.

2.2.4 Paketová DTWT

U předchozího typu transformace se využívala horní část spektra vyčleněná předešlou dolní propustí. U paketové DTWT je využita úplná stromová struktura dle Obr. 14. Dochází k úplnému rozkladu signálu jak z horní tak z dolní propusti. Výsledkem je rozklad na 2^n pásem, kde n značí počet stupňů rozkladu tedy počet větvení a k je pořadové číslo.

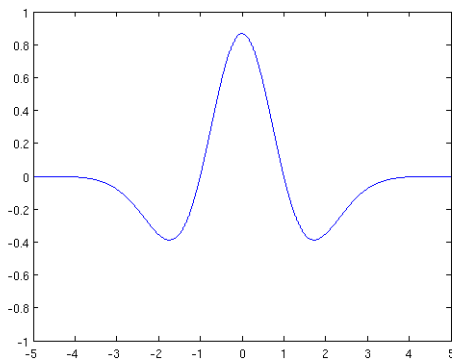


Obr. 14 Paketová DTWT

2.3 Výběr vhodné vlnky

Při využití vlnkové transformace je v stádiu návrhu nutno vybrat jakou vlnku bude transformace využívat. Právě použitá vlnka je ten činitel, který ovlivňuje výsledky procesu, ať už se jedná o filtraci či jiné využití transformace. Při výběru vlnky si nejprve zvolíme okruh vlnek vhodných pro dané použití a samotný výběr realizujeme porovnáním výsledků jednotlivých vlnek. V následující části jsou uvedeny příklady některých vlnek a jejich možné využití pro CWT a DWT [15] [16].

Mexican hat

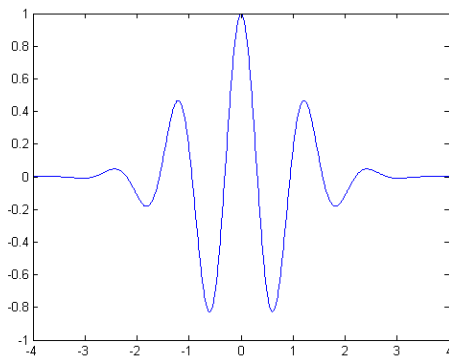


Obr. 15 Vlnka Mexican hat.

$$mexh = \frac{2}{\sqrt{3} * \pi^{1/4}} * e^{-\frac{x^2}{2}} * (1 - x^2) \quad (7)$$

Ortogonalní	ne
Biortogonalní	ne
DWT	ne
CWT	ano

Morlet

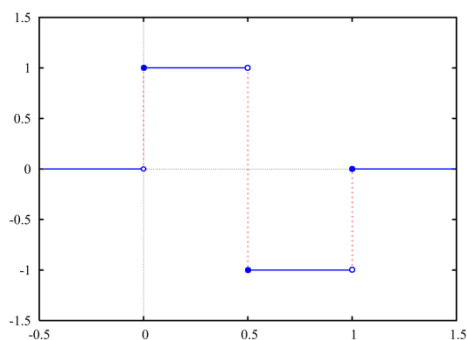


Obr. 16 Vlnka Morlet.

$$morl = e^{-\frac{x^2}{2}} * (\cos(x)) \quad (8)$$

Ortogonalní	ne
Biortogonalní	ne
DWT	ne
CWT	ano

Haar

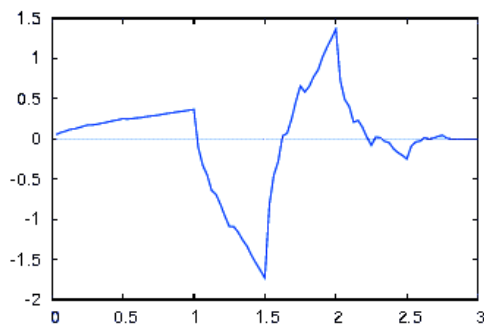


Obr. 17 Vlnka Haar.

$$haar = \begin{cases} 1 & 0 < t < 0,5 \\ -1 & 0,5 \leq t < 1 \\ 0 & jinak \end{cases} \quad (9)$$

Ortogonalní	ano
Biortogonalní	ano
DWT	ano
CWT	ano

Daubechies 4



Ortogonalní	ano
Biortogonalní	ano
DWT	ano
CWT	ano

Obr. 18 Vlnka Daubechies 4.

2.3.1 Doporučení pro výběr typu vlnky

Pro výběr vlnky se můžeme řídit dle pravidel [15]:

- Komplexní vlnky jako Morlet detekují dobře oscilace, nejsou vhodné pro detekci osamocených singularit.
- Čistě reálné vlnky s málo oscilacemi dobře detekují špičky a singularity v signálu.
- Antisymetrické vlnky jsou vhodné k detekci změn gradientu.
- Symetrické vlnky nezpůsobují fázový posun mezi špičkou, singularitou, oscilací v signálu a příslušným projevem ve vlnkových koeficientech.
- Pro současnou detekci amplitudy a fáze je nutné použít komplexní vlnku (např. Morlet).

2.4 Distorze okrajových částí signálu

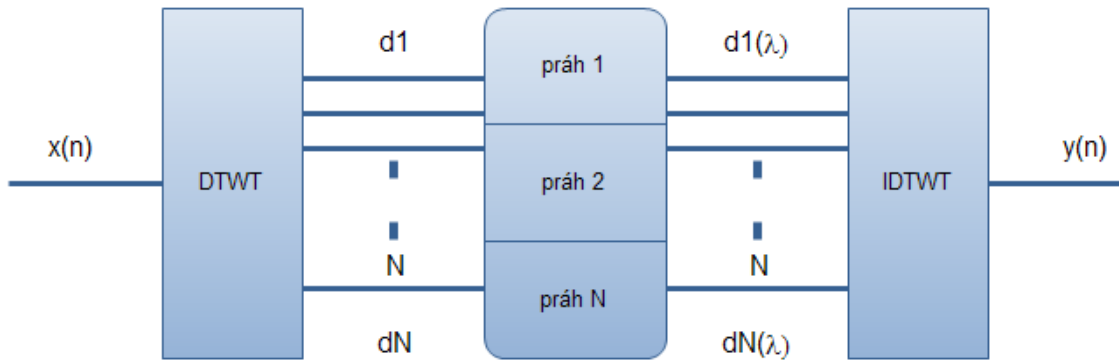
Jelikož je vlnková transformace založená na posuvu vlnky po časové ose signálu nelze na počáteční a koncové části signálu vlnku aplikovat v celém rozsahu. Pro odstranění tohoto jevu můžeme využít některou z následujících technik doplnění signálu [15]:

- nulami – přidáme na začátek a konec dostatečný počet nul
- dostatečným počtem hodnot odpovídajících okrajové hodnotě
- daty symetricky od hranice signálu
- daty navazujícími na předchozí (interpolace)
- reprezentativními daty vypočtenými ve frekvenční oblasti okrajových částí
- u periodických signálů přidáním další periody

2.5 Využití vlnkové transformace pro filtraci signálu

Jedno z použití vlnkové transformace je pro filtraci signálu. Pro filtraci signálu se dá využít jak spojité, tak diskrétní vlnková transformace. Pro filtraci v další části práce bude využita DTWT a proto se bude rozbor věnovat právě této formě.

Principiálně spočívá filtrace vlnkovou transformací v rozkladu signálu, úpravě jednotlivých vlnkových koeficientů a zpětnému složení (zpětné transformaci) zpět do časové oblasti jak ukazuje Obr. 19. Při úpravě vlnkových koeficientů dochází k prahování, tedy k označení, jaká data se použijí pro zpětné složení a jaká ne.



Obr. 19 Prahování koeficientů.

2.5.1 Způsoby prahování

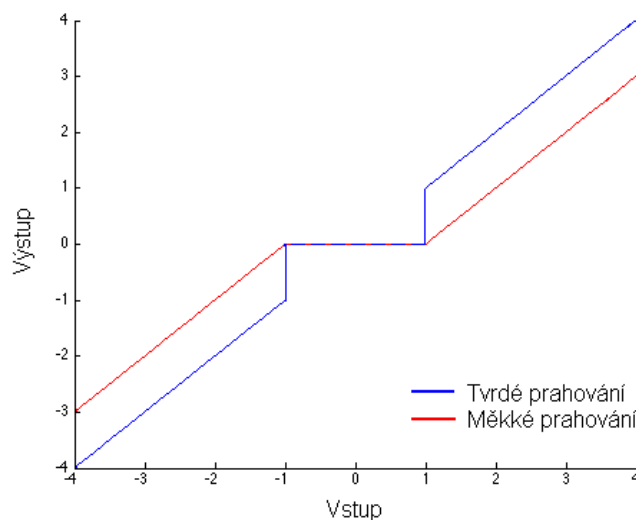
Rozlišujeme dva základní druhy prahování a to prahování měkké a tvrdé [3]. Označíme-li vstupní signál jako x , výstupní jako ${}^\lambda x$ a práh jako λ pak tvrdé prahování je definováno jako [3] [14]

$${}^\lambda x = \begin{cases} x & \text{pro } |x| > \lambda \\ 0 & \text{pro } |x| \leq \lambda \end{cases} \quad (10)$$

a měkké prahování jako

$${}^\lambda x = \begin{cases} \text{sign}(x)(|x| - \lambda) & \text{pro } |x| > \lambda \\ 0 & \text{pro } |x| \leq \lambda \end{cases} \quad (11)$$

Graficky znárodněné měkké a tvrdé prahování pro práh roven 1 je na Obr. 20.



Obr. 20 Měkké a tvrdé prahování.

2.5.2 Stanovení prahu

Pro stanovení prahu existuje více metod. Jednotlivé metody vycházejí z předpokladu přítomnosti šumu určitých vlastností. Zde budeme uvažovat bílý šum s Gaussovým rozložením a spektrálním rozložením šumu σ_w . Základní vztah pro výpočet prahu pro všechny pásma je [3]

$$\lambda = \sigma_w \sqrt{2 \ln(N)} \quad (12)$$

pro prah aplikovaný na každé pásmo

$$\lambda_m = \sigma_{w_m} \sqrt{2 \ln(N_m)} \quad (13)$$

tedy aplikujeme tolik prahů kolik je stupňů rozkladu. Hodnota N je počet vzorků signálu což ve výsledku vede k zvětšování prahu s rostoucí délkou signálu.

3 Diagnostikované signály

Pro účely algoritmu na sledování trendů EKG signálu je zapotřebí zajistit dostatečně dlouhý signál v řádu desítek minut až hodin. Vhodným zdrojem signálu je například zátěžové EKG, kdy se mohou projevit u pacienta skryté srdeční vady nebo onemocnění diskutované v předešlé části textu. Zdrojem dat pro tuto aplikaci je mezinárodní databáze biomedicínských dat na internetových stránkách www.physionet.org. Databáze obsahuje řadu biologických signálů, nejen EKG, a řadu programů pro práci s těmito daty.

Vybrané EKG signály patří do skupiny European ST-T Database. Jedná se o databázi obsahující 78 klinických záznamů EKG doplněných o anotační soubor. Záznam EKG obsahuje vždy průběhy ze dvou svodů. Data jsou uložena do binárního souboru. K těmto průběhům jsou doplněny anotační data, která představují hodnocení jednotlivých cyklů kardiologem a mají stejný datový formát jako data. Posledním souborem je soubor s příponou .hea který nese informaci o formátu dat a konkrétním pacientovi, tento soubor je již pouze textový [17].

3.1 Struktura dat

3.1.1 Hlavičkový soubor

Hlavičkový soubor obsahuje informace o datovém souboru a počtu a typu vektorů dat, které jsem v něm obsažena. Tyto informace jsou uloženy v textové formě, aby bylo možné je snadno načíst a použít k následnému zpracování datového a anotačního souboru. Hlavičkový soubor (.hea) má následující strukturu:

e0107 2 250 1800000	- řádek záznamu
e0107.dat 212 200 12 0 1537 27654 0 D3	- řádek specifikace prvního vektoru
e0107.dat 212 200 12 0 527 11345 0 V4	- řádek specifikace druhého vektoru

#Age: 52 Sex: M	- Věk a pohlaví pacienta
#Mixed angina	- diagnóza
#1-vessel disease (LCX)	- diagnóza
#Medications: nitrates, verapamil	- Aplikované medikamenty
#Recorder type: Oxford Medilog 4-24	- Typ záznamu

Řádek záznamu obsahuje:	Název záznamu	(e0107)
	Počet vektorů dat	(2)
	Vzorkovací frekvence	(250)
	Počet vzorků ve vektoru	(1800000)

Řádek specifikace vektoru dat obsahuje:

Název souboru	(e0107.dat)
Použitý formát	(212)
Reakce AD na změnu vstupu	(200 = nekalibrováno)
Počet bitů AD převodníku	(12)
Pozice nulové úrovně	(0)
Počáteční hodnota	(1537)
Kontrolní součet	(27654)
Velikost bloku	(0 = žádné bloky)
Specifikace svodu	(D3)

3.1.2 Datový soubor

Datové soubory obsahují již zmíněné dva průběhy EKG z různých svodů. Každý z těchto průběhů je vzorkován 250 Hz, digitalizován na 12 bitovém AD převodníku s 20 milivoltovým vstupním rozsahem. Pro ukládání se však 12 bitová slova nehodí, neboť se data ukládají po bytech. Proto je u těchto dat využito formátu 212. Jedná se o rozdělení 12 bitových dat do slov po osmi tak, že první byte a první 4 bity z následujícího dávají oněch 12 bitů. Zbytek z druhého bytu a byte 3 dávají další 12 bitové slovo. Takto se celý cyklus opakuje. Pro načítání těchto dat je tedy nutné načítat data jako 8 bitové integery a poté provést rozdělení bitů. O tuto činnost se stará funkce rddata.m. Jedná se o soubor umístěný a volně ke stažení na serveru www.physionet.org. Pro potřeby mého programu jsem tento skript částečně upravil tak, aby výstupní hodnoty vyhovovaly pro další využití programem.

3.1.3 Anotační soubor

Anotace k datům dávají informace ke každému EKG cyklu. Skládají se ze dvou částí a to z pozice v jaké se daný cyklus nachází a poté informace o odchylce od standardního EKG. Informace, kterou nám takto anotace podává, nám slouží k porovnání s výsledky algoritmů pro hodnocení EKG. Anotace jsou získané hodnocením každého průběhu kardiologem a jsou tedy „zlatým standardem“ při určování kvality hodnotícího algoritmu. Anotační soubor obsahuje i data nesouvisející se změnami v EKG. Samotná anotace je uložena pod číselným kódem, kterému odpovídá určitý význam. Kódy a jím odpovídající významy jsou uvedeny v tabulce 1.

Textový kód	Číselný kód	Popis
NOTQRS	0	Chybný QRS
NORMAL	1	Normální EKG cyklus
LBBB	2	Blok levého raménka
RBBB	3	Blok pravého raménka
ABERR	4	Odchýlená předčasná systola síní
PVC	5	Předčasná systola komor
FUSION	6	Spojení normálního a komorového vztahu
NPC	7	Předčasný uzlový cyklus
APC	8	Předčasná systola síní
SVPB	9	Předčasný supraventrikulární vztah
VEESC	10	Komorový únikový cyklus
NESC	11	Uzlový únikový cyklus
PACE	12	„paced beat“
UNKNOWN	13	Neklasifikovatelný cyklus
NOISE	14	Změna kvality signálu
ARFCT	16	QRS- artefakt
STCH	18	Změna ST segmentu
TCH	19	Změna T vlny
SYSTOLE	20	Systola
DIASTOLE	21	Diastola
NOTE	22	Poznámka
MEASURE	23	Poznámka k měření
PWAVE	24	Vlna P
BBB	25	Blokace raménka, pravého nebo levého
PACESP	26	Chybějící kmit
TWAVE	27	Vlna T
RHYTHM	28	Změna rytmu
UWAVE	29	Vlna U
LEARN	30	Učení
FLWAV	31	Komorový flutter
VFON	32	Začátek komorového flutteru/fibrilace
VFOFF	33	Konec komorového flutteru/fibrilace
AESC	34	Síňový únikový cyklus
SVESC	35	Supraventrikulární únikový cyklus
LINK	36	Odkaz
NAPC	37	Chybějící P vlna
PFUS	38	Spojení „paced“ a normálního cyklu
WFON	39	Začátek vlny
PQ	WFON	PQ interval
WFOFF	40	Konec vlny
JPT	WFOFF	J bod
RONT	41	R-on-T fenomén

Anotace v rozsahu 42-49 jsou určeny pro využití uživatelem. Maximální hodnota

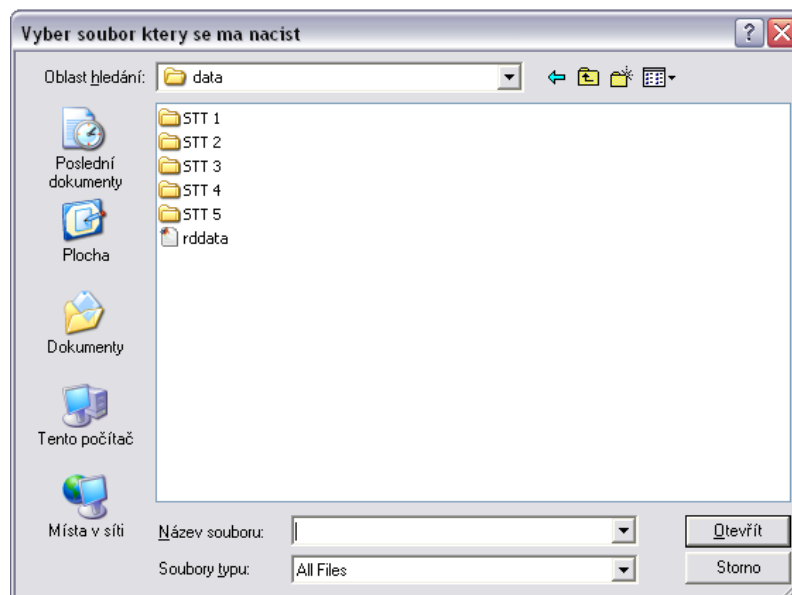
Tabulka 2 Kódy a významy anotací. [17]

3.2 Načítání dat

Data, jak již bylo uvedeno, jsou uložena v binární formě. Pro načtení a převod dat do prostředí Matlab se stará funkce `rddata.m`. Algoritmus pro načítání byl získán z www.physionet.org a jeho autorem je Klaus Rheinberger (University of Innsbruck). Takto napsaný algoritmus jsem přepsal a upravil jako funkci, která je volána na začátku algoritmu. Soubor a funkce má název „`rddata.m`“. Výstupem funkce nejsou jen samotná data, ale i anotace k datům načtené z `.atr` souboru.

Data jsou do workspace prostředí Matlab transportována ve formátu osmibitového integeru. Data tvoří matici, která má počet řádků roven zvolené délce (viz dále) a počet sloupců odpovídá počtu záznamů uložených v datovém souboru. Anotační soubor obsahuje vždy 2 sloupce. Jedná se o v prvním sloupci obsažené kódy anotací a v druhém sloupci jejich pozice vyjádřené časem, ke kterému náleží. Ve skriptu `rddata` je doplněna část, která k těmto dvěma sloupcům doplní ještě třetí a to informaci o čísle vzorku na jakém se daná anotace nachází.

Před samotným načtením binárních dat je vytvořen dotaz na soubor, který má být načten (Obr. 21). Ve složce dat jsou uloženy záznamy od různých pacientů s různými diagnózami, aby bylo možné sledovat, jak algoritmus výpočtů trendů reaguje na jednotlivé změny u více pacientů.



Obr. 21 Okno výběru dat.

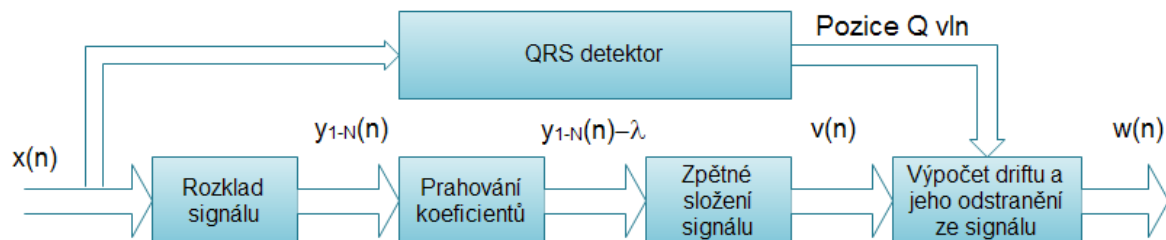
4 Filtrace

Filtrace je další krok po bezchybném načtení dat. Filtrace se provádí voláním funkce `ekgfil` ve tvaru:

```
ekg=ekgfil(ekgn,atr);
```

kde *ekgn* je vstupní nefiltrovaný EKG záznam a *atr* jsou anotační data využívané pro rozměření signálu.

Filtraci provádíme s využitím vlnkové transformace. Využíváme reálnou dyadickou vlnkovou transformaci, tedy DTWT. Princip filtrace pomocí DTWT je vidět na Obr. 22. Filtrace probíhá dle schématu naznačeného na Obr. 19. Pro rozklad signálu používáme příkaz `wavedec`. Tato funkce rozdělí signál tak, že vždy aktuální pásmo filtruje horní a dolní propustí dle Obr. 11. Výsledky tohoto rozkladu aplikovaného na 2 EKG cykly jsou na Obr. 23.



Obr. 22 Blokové schéma filtrace signálu.

Po provedení rozkladu je nutné zvolit typ prahování a způsob výpočtu prahu. Pro prahování jsem zvolil měkké prahování, neboť je v literatuře [3],[7] a [10] shodně označováno jako vhodnější. Klíčovou fází filtrace je volba postupu při výpočtu prahové hodnoty. Volbou špatné strategie výpočtu a aplikace prahu dochází k poškození původního signálu a ztrátě diagnostické informace, kterou nese. Existují dvě základní možnosti aplikace prahu na jednotlivé koeficienty. Rozdíl je v tom, zda aplikujeme práh na všechny koeficienty jednotně, nebo pro každý koeficient vypočteme vlastní práh a tedy aplikujeme tolik prahů, kolik máme stupňů rozkladu. Pro výpočet prahu je v prostředí Matlab vytvořeno několik funkcí, jak automatických, tak s možností ovlivnit parametry výpočtu. Při využití automatických metod jsou výsledky uspokojivé, avšak ne dobré. Pro zlepšení filtrace je proto nutné testovat jednotlivé metody a dle výsledků zvolit optimální řešení.

4.1 Testované metody výpočtu prahu

4.1.1 Metoda rigrsure

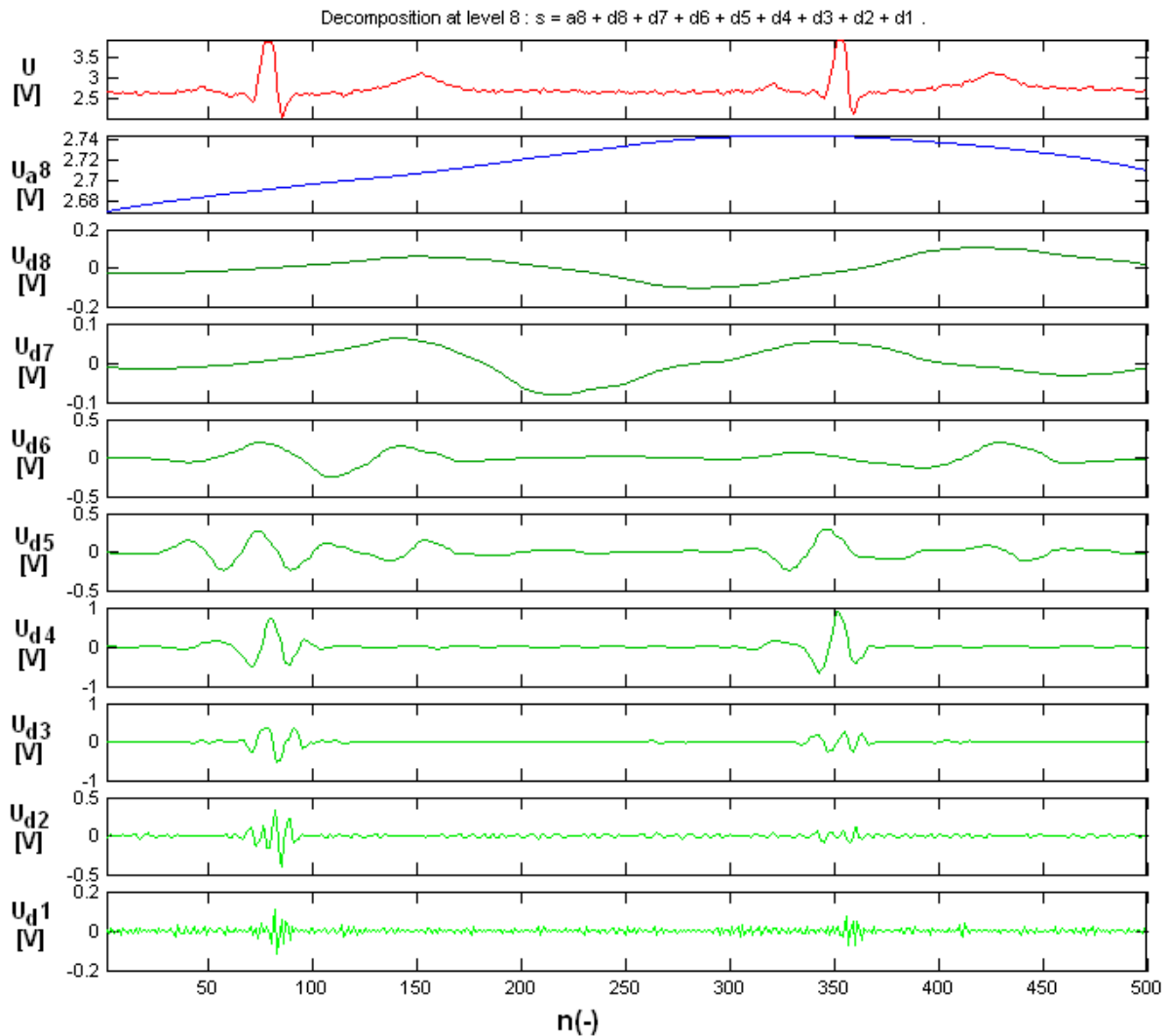
Jedná se o výpočet prahu metodou Steinova nestranného bodového odhadu. Metoda používá minimalizaci kvadratické ztrátové funkce vycházející z amplitudových vlastností signálu [16].

4.1.2 Metoda sqtwolog

V této metodě je práh vypočítán dle vztahu [16] [11]

$$\lambda = \sqrt{2 \ln(N)} \quad (14)$$

Kde N je počet vzorků signálu.



Obr. 23 Originální a do pásem rozložený signál pomocí DTWT.

4.1.3 Metoda heursure

Zde se kombinují předešlé dvě metody. Rozhodujícím činitelem je zde poměr signál-šum. Je-li odstup signál-šum dostatečně velký, tak se využívá metoda *rigrsure*, v opačném případě za přítomnosti velkého šumu se využije metoda pevného výpočtu, tedy *sqtwolog*.

4.1.4 Metoda minimaxi

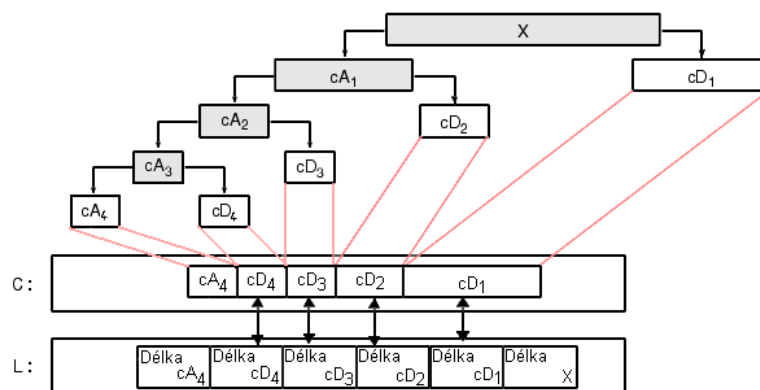
Pro délky signálu do 32 vzorků je hodnota prahu nastavena automaticky na 0. Pro delší signály je využito následujícího vztahu [16]

$$\lambda = 0,3936 + 0,1829 * \left(\frac{\ln(N)}{\ln(2)} \right) \quad (15)$$

kde N je opět délka signálu.

4.1.5 Metoda penalizační

V dosud uvedených metodách jsme využívaly vždy jen parametry signálu, ale nezaváděli jsme do výpočtu odhad šumu. U penalizační metody je výpočet prahu prováděn ze signálu po rozložení DTWT. Pro výpočet je tedy nejdříve nutno provést dekompozici vstupního signálu a provést odhad šumu. Dekompozice se provádí dle Obr.24 a výsledek je složen do proměnné C. Délky jednotlivých segmentů jsou uloženy v L.



Obr. 24 Dekompozice signálu a struktura výstupních dat.

Odhad šumu vyháží z pásma cD_1 viz Obr. 23 na předchozí straně. Právě toto pásmo obsahuje největší podíl šumu vůči užitečnému signálu. Samotný odhad je dán mediánem jako [7] [8]

$$\sigma = \frac{\text{med}(|d1|)}{0.6745} \quad (16)$$

Následuje výpočet penalizačního kritéria

$$\text{pen} = 2 * \sigma^2 * N_{cD8} * \left(\alpha + \ln \left(\frac{N_c}{N_c - N_{cD8}} \right) \right) \quad (17)$$

kde: α je činitel penalizace. Činitel musí být vyšší jak 1.
 N_c Délka za sebou seřazených koeficientů cA_8 až cD_1 .
 N_{cD8} Délka cD_8 .

Prahovou hodnotu pak získáme jako

$$thr = \min(pen - csum) \quad (18)$$

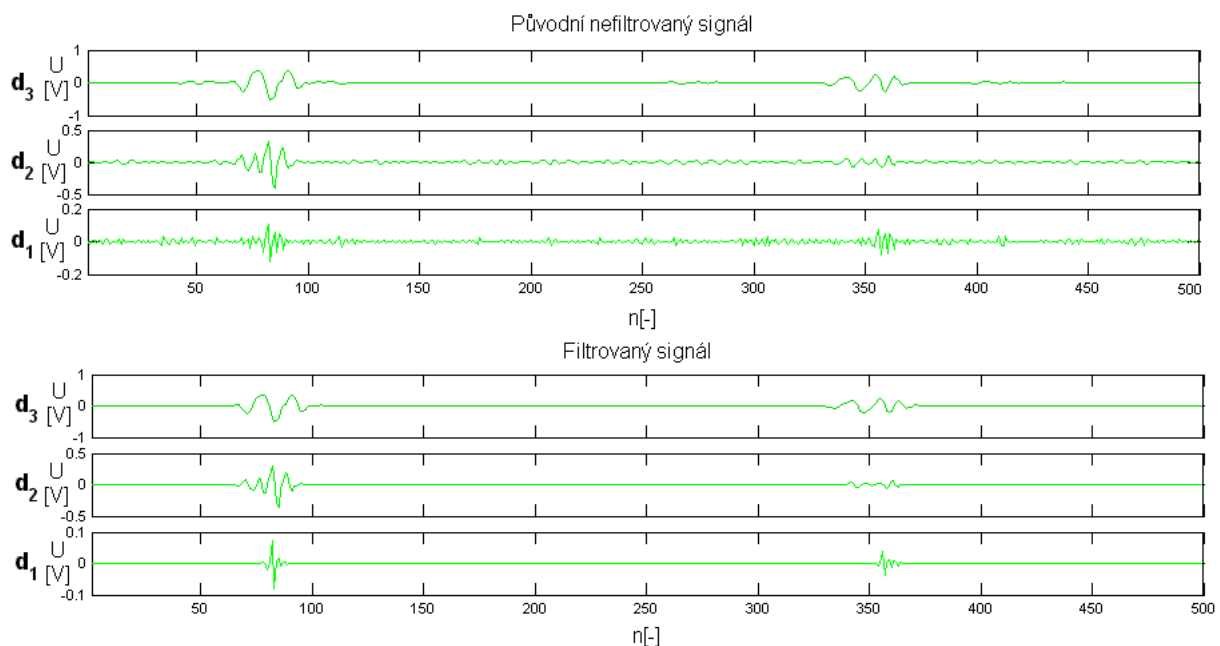
Proměnná $csum$ je definována jako kumulativní suma podle velikosti seřazených koeficientů C vyjma koeficientů cA_8 .

Pro výsledek penalizační metody je klíčová volba parametru α . S rostoucí hodnotou se vyhlazení zvyšuje, avšak dochází k vyšší ztrátě informace na rychlých kmitech QRS komplexu. Jako optimální jsem zvolil $\alpha=3$ na základě porovnání výsledků.

Jak již bylo zmíněno je zapotřebí pro danou aplikaci vybrat optimální strategii výpočtu prahové hodnoty. Pro aplikaci filtrace EKG signálu sejevila jako nejlepší kombinace měkkého prahování a penalizační metoda výpočtu prahu.

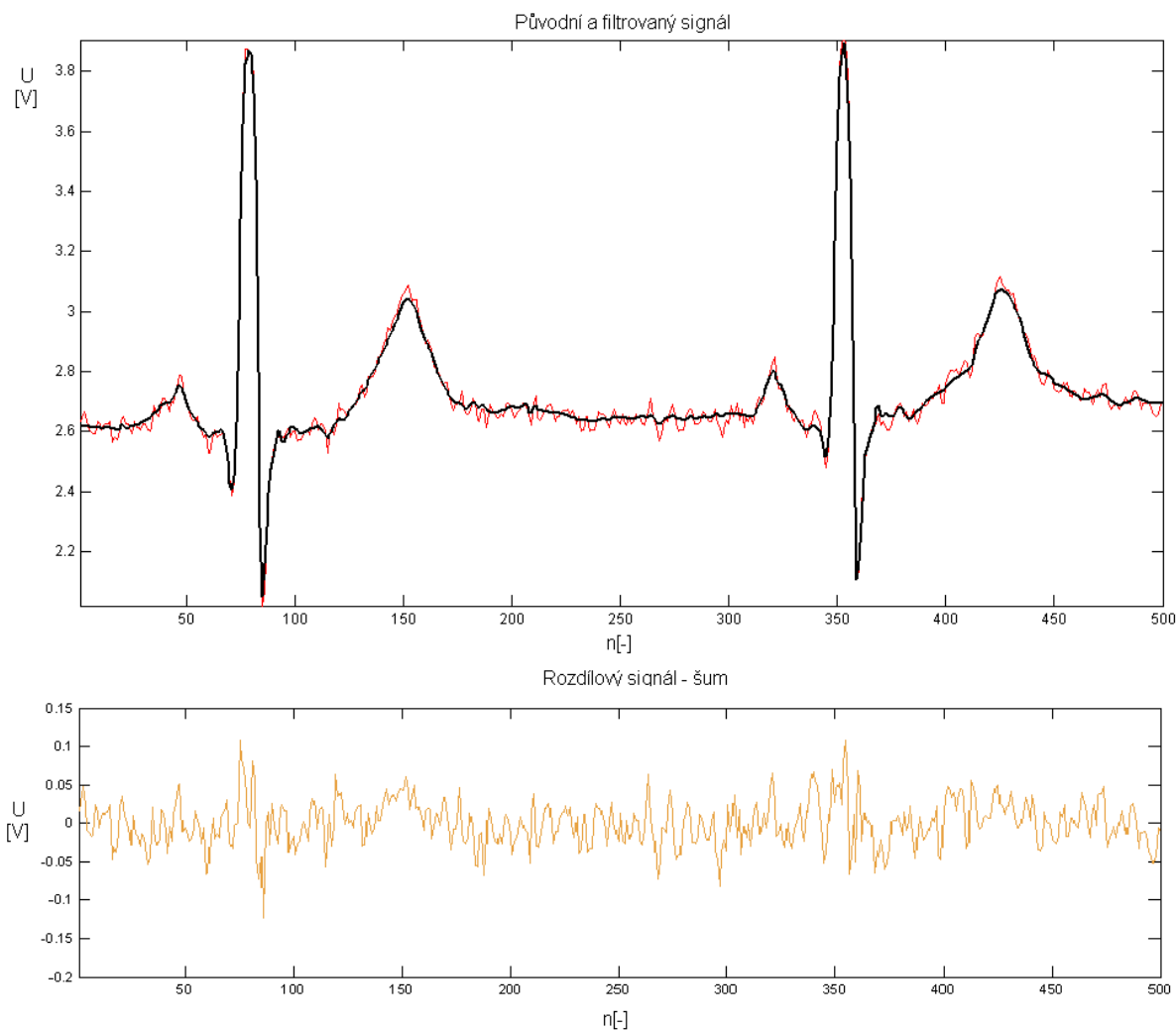
4.2 Výsledky filtrace

Filtr můžeme hodnotit jako dobrý v okamžiku, kdy je potlačeno rušení, tedy jsou rovné úseky signálu vyhlazeny, a nedochází k ořezávání rychlých změn v signálu, v našem případě QRS komplexu.



Obr. 25 Porovnání filtrovaných a nefiltrovaných pásem $d1$ až $d3$.

Vlastní šum se nejvíce objevuje v pásmech $d1$ a $d2$. Po filtraci je vidět (Obr. 25), že došlo v těchto pásmech k potlačení šumu, ale složky odpovídající QRS komplexu zůstaly zachovány. V situaci, kdy by došlo ke ztrátě informace v těchto pásmech, by výsledný signál byl ořezán na ostrých přechodech QRS komplexu.



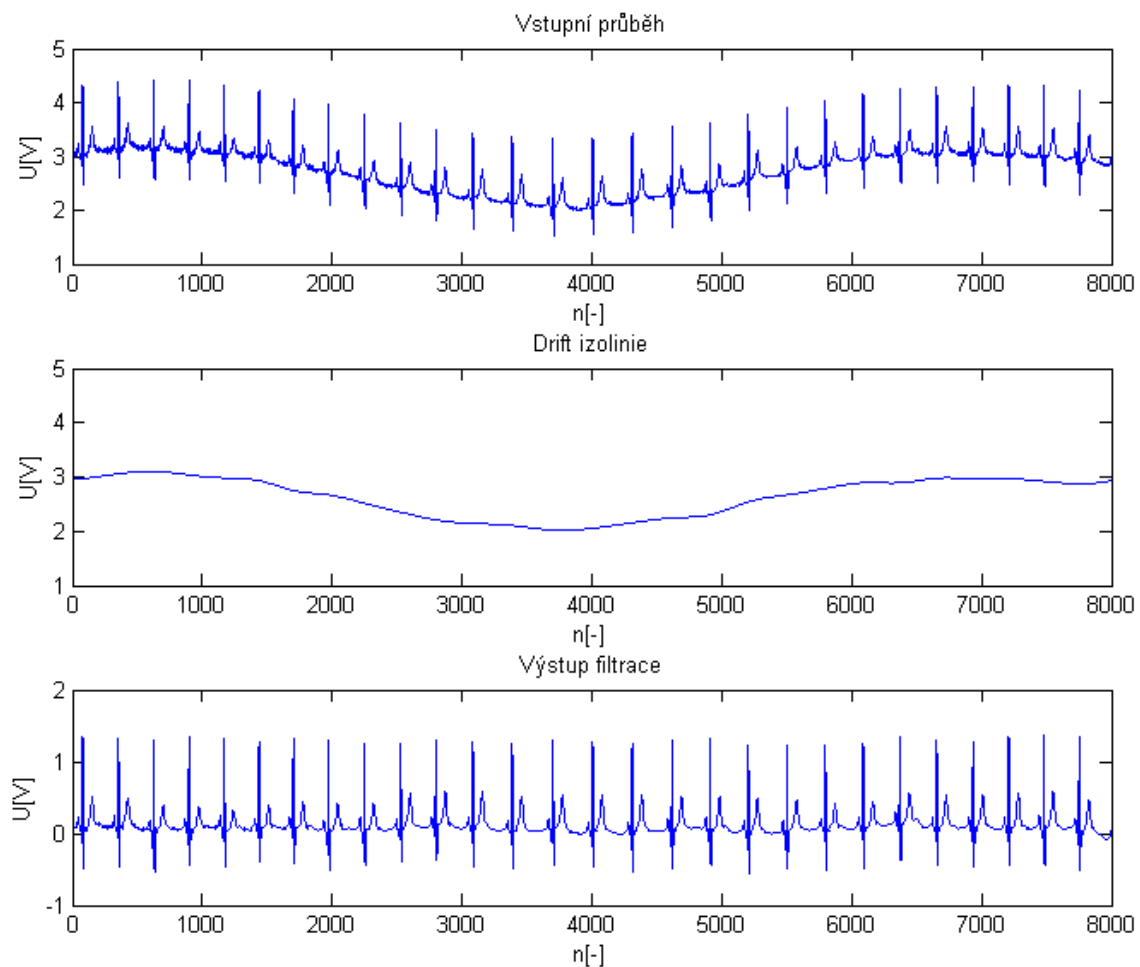
Obr. 26 Výsledky filtrace.

Navržený filtr potlačuje šum v původním signálu, aniž by ve větší míře ovlivňoval kmity QRS komplexu (Obr. 26). Dává tak dobrý základ pro správnou diagnostiku. V další části budou použity ještě kumulace několika EKG cyklů, lze tedy předpokládat, že potlačení šumové složky bude ve výsledku ještě vyšší.

4.3 Potlačení driftu nulové izolinie

Kolísání nulové izolinie se v záznamu projevuje pozvolným kolísáním stejnosměrné složky. Tyto změny se vyznačují frekvencí do 2 Hz. Drift izolinie vzniká při snímání signálu a to působením dýchání pacienta, pohybů a snímáním dalších procesů v těle pacienta. Pro odstranění kolísání je možné provést několik úprav. Základní metodou je navržení filtru, který by toto rušení potlačil. Provádí se návrh dolní propusti s mezním kmitočtem 0,05 Hz [4] (jsou používány též kmitočty 0,11Hz; 0,25 Hz; 0,50 Hz; 1,50 Hz). U tohoto řešení je třeba věnovat návrhu dostatečnou pozornost, aby navržený filtr neznehodnotil informaci nesoucí ST segmentem, která je klíčová pro diagnostiku závažných chorob. Další možností je využití vlnkové transformace či úpravou frekvenčního spektra. Možností, která bude využita zde, je nalezení statického místa v EKG cyklu. Pokud takto nalezené místo u každého cyklu vypovídá

o izolínii právě tohoto cyklu, můžeme poté nalezením těchto bodů a vhodnou interpolací této řady docílit výpočtu driftu. Výsledkem pak je křivka kolísání nulové izolínie, kterou použijeme pro korekci původního průběhu. Tato metoda je náročnější v tom ohledu, že vyžaduje rozměření signálu již při filtraci signálu. Odečtení kolísání izolínie provádíme až po filtraci dle Obr. 22. Pro odečtení izolínie se používají intervaly PQ a ST. Jelikož v použitých záznamech často dochází k elevacím ST segmentu, nebyl by tento interval příliš vhodný. Proto využijeme právě PQ interval, přesněji jeho plochou část. Pro výpočet využijeme průměrnou hodnotu z rozmezí Q-62ms až Q-38ms, aby hodnota použitá pro korekci nebyla tak náchylná na rušení. Po získání informací o nulové izolínii od každého průběhu je třeba takto získaná data interpolovat na délku odpovídající délce vstupních dat.



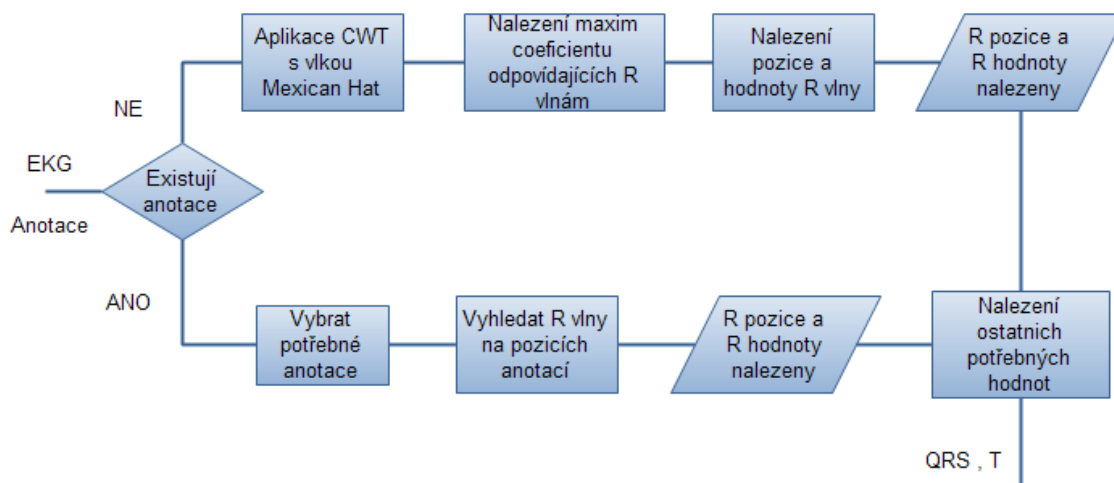
Obr. 27 Odstraní driftu nulové izolínie.

Jako nejjednodušší možnost se naskýtá volba lineární interpolace. Jelikož kolísání není nikdy lineární a taková to interpolace by nezohledňovala tvar a princip vzniku driftu je jako interpolace nutné využití nelineárních metod. Pro tuto aplikaci byla zvolena metoda kubického splainu dle [12]. Výsledky lze vidět na Obr. 27 na předchozí straně.

5 Detekce QRS komplexu a T vlny

5.1 QRS detektor využívající anotace

Pro detekci a rozměření signálu jsou využity dvě metody. První vychází z existence anotačních dat. V okamžiku kdy je přítomen soubor .atr s anotacemi k souboru dat, využijí se právě tyto data. Anotace obsahuje informaci o každém jednotlivém EKG cyklu a je polohována přibližné poloze QRS komplexu. Dává nám tak poziční informaci, kde přibližně se jednotlivé QRS komplexy nacházejí a jakého diagnostického významu jsou. To je dost důležitá informace pro další část rozměření dat. Je-li EKG cyklus normální nebo jsou-li v něm změny na úrovni elevace jednotlivých úseků či vln nenastává v dalším rozměření žádný problém. V okamžiku, kdy by se v signálu objevil EKG cyklus, který může být následkem určitého onemocnění či stavu, nebo je natolik ovlivněn šumem, že jeho diagnostická informace je ztracena a cyklus je nepoužitelný, je možné, že na takovýto cyklus nebude algoritmus schopný reagovat a provést identifikaci jednotlivých klíčových bodů. Proto jsou na začátku procesu vždy hledána odpovídající anotační data. Pro detekci QRS komplexu jsou využity jen anotace s kódovým označením menším jak 12. Jakákoli další anotace nesplňující tuto podmínku nepředstavuje v tuto chvíli důležitý údaj a není tak v této části využita. Anotační informace neodpovídá přesné pozici R vlny, pro správné rozměření signálu je nutné okolí anotace prohledat a najít požadované klíčové body.

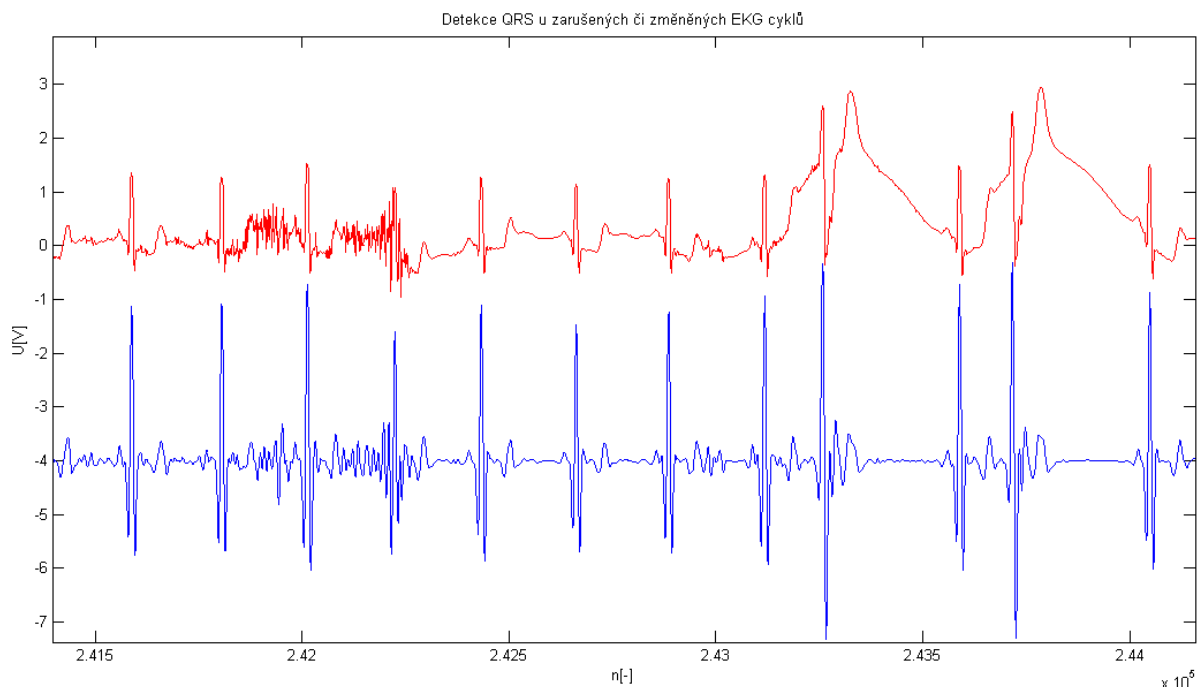


Obr. 28 Blokové schéma detekce QRS komplexu.

V situaci, kdy nejsou anotace k dispozici, je stejně nutné provést rozměření signálu. To má za úkol druhý R detektor. Ten se už nespolehá na data zvenčí, ale jednotlivé R vlny nachází sám diagnostikou vstupního signálu.

5.2 QRS detekce bez anotací

Pro detekci R vlny je možné postupovat pouhým prohledáváním signálu a hledáním jednotlivých R vln na základě jejich dostatečné amplitudové odlišnosti od ostatních částí signálu. Při tomto způsobu detekce bude často docházet k výpadkům detekce vlivem nestandardních parametrů QRS komplexu či T vlny. Proto se běžně provádí předzpracování signálu s využitím různých technik jako filtrace dolní propustí a umocnění signálu či využití některých pásem spektra vlnkové transformace. Většina detektorů má však společnou myšlenku a to potlačit ostatní části záznamu a vyzdvihnout právě QRS komplex, který se tak dá snáze detekovat. Hlavními přínosy těchto metod je detekce i těch QRS komplexů, které nejsou snadno detekovatelné z důvodu rušení či aktuálního srdečního stavu. Pro předešlý detektor využívající anotace nebylo potřeba předzpracovat signál pro detekci QRS komplexu z důvodu již nalezených komplexů při hodnocení průběhů. Pro tento detektor využíváme spojitě vlnkové transformace CWT a vhodně nastaveného parametru měřítka pro zvýraznění QRS komplexu i ve špatně čitelných částech záznamu [4] [9]. V CWT je využita vlnka Mexican Hat. Právě s touto vlnkou a příslušným měřítkem=4 bylo možné dosáhnout největšího zvýraznění QRS komplexu a potlačení šumu. Na Obr. 29 je vykreslen úsek záznamu EKG (červeně) kde se objevuje jak silně zašuměné EKG cykly, tak deformované cykly způsobené předčasnou systolou komor a jemu odpovídající průběh po CWT (modře).



Obr. 29 Ukázka signálu použitého pro detekci přítomnosti QRS v EKG.

Vlastnosti vlnky tak dovolují nalézt polohu R vlny i u cyklů kdy by to bylo z původního průběhu velmi složité. Šum, který pak v originálu překrývá celý QRS komplex (viz Obr. 29, 4. cyklus) znamená pouze mírné zvýšení signálu po CWT v okolí maxima odpovídajícího poloze QRS.

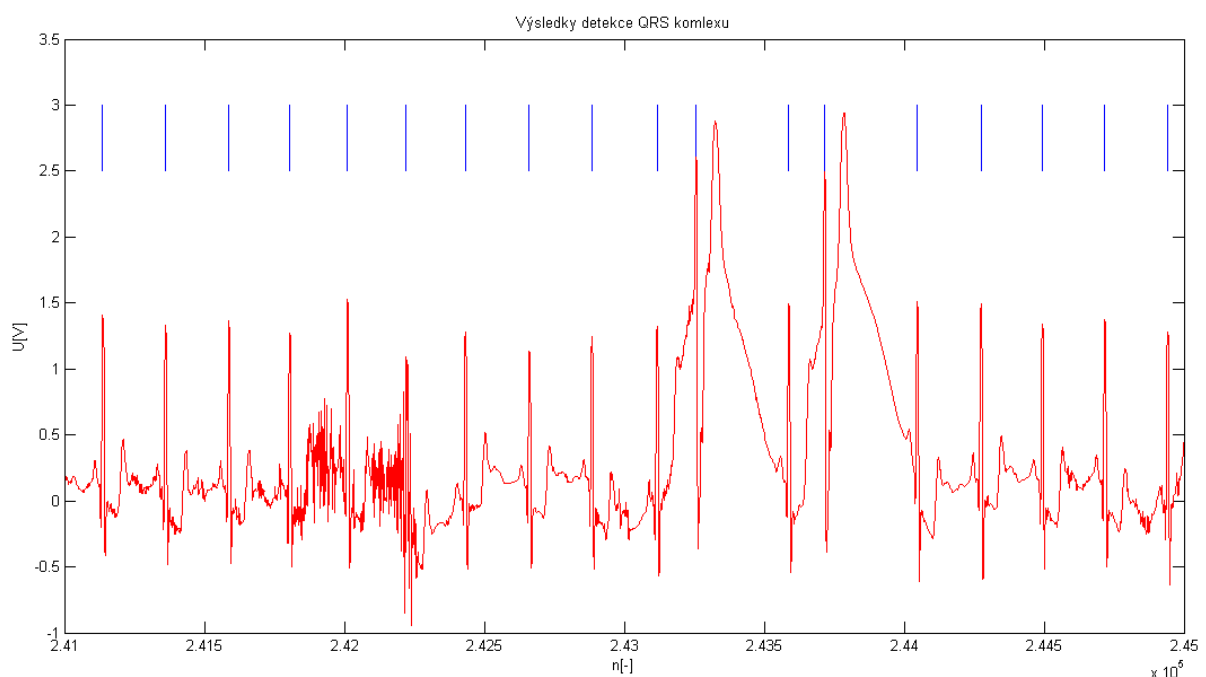
Po takové to úpravě následuje zjištění maxim z průběhu po CWT. Pro rozhodnutí zda, se jedná nebo nejedná o maximum odpovídající QRS komplexu se stará adaptivní prahování. Na počátku detekce je práh odvozen od maximální hodnoty v průběhu o délce 500 vzorků.

Po první detekci je pro každý nový cyklus vypočítána nová prahová hodnota odpovídající

$$thr(n) = 0,5 * \max(\text{coef}(R_{\text{poz}}[n-1])) \quad (19)$$

kde coef signál po CWT originálu
n pořadové číslo QRS komplexů
Rpoz pozice R vlny

Výsledky detekce QRS komplexu pro stejný signál jako na Obr. 29 můžete vidět na Obr. 30. Svislé modré čáry na horní straně označují místo algoritmem označené jako QRS komplex.



Obr. 30 Výsledky detekce QRS komplexu.

5.2.1 Účinnost QRS detektoru

Výsledky QRS detektoru ukazují, že si tento algoritmus dokáže poradit i s poměrně problematickými průběhy a správně je detekovat jako QRS komplex. Pro zjištění do jaké míry je detektor spolehlivý porovnáme data získaná detekcí pomocí anotací a tohoto detektoru. Hodnoty nalezených R vln pro oba detektory jsou v tabulce 3.

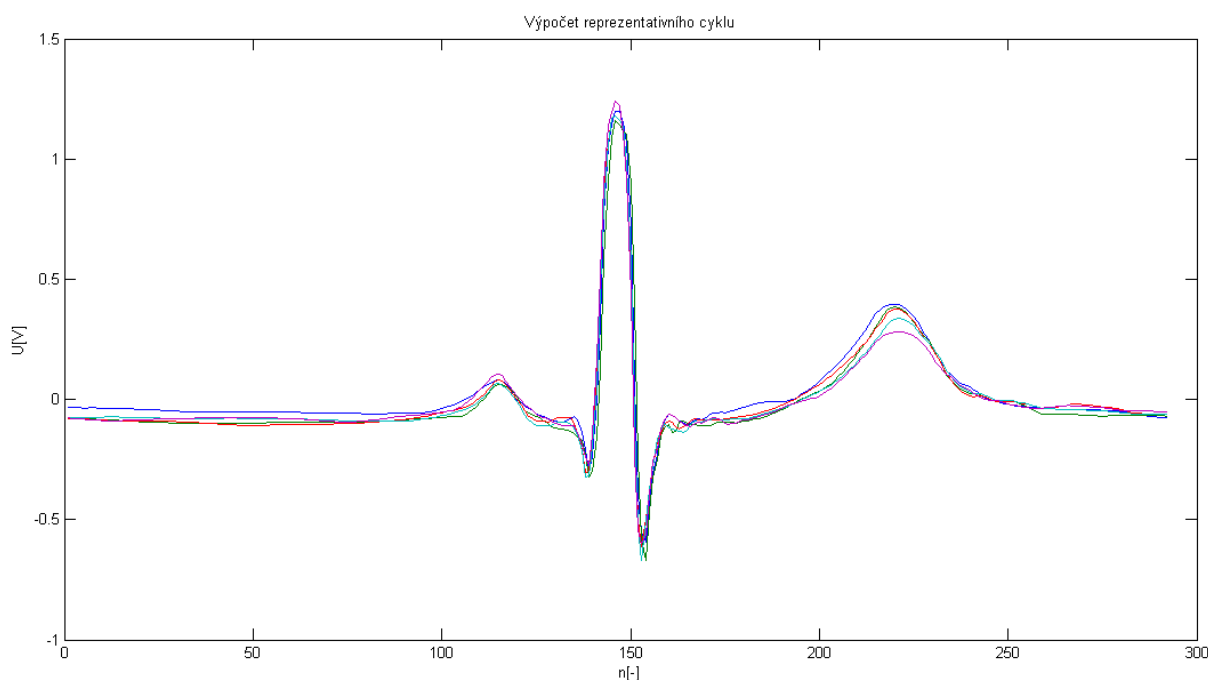
	Detekce s pomocí anotací	Detekce s CWT	Rozdíl
Záznam 1	7026	7028	+2
Záznam 2	6627	6629	+2
Záznam 3	6372	6371	-1
Záznam 4	7533	7534	+1
Záznam 5	8944	8936	-8

Tabulka 3 Výsledky detekce QRS komplexu

Navržená detekce je spolehlivá, její chyba se pohybuje do 10 QRS komplexů od hodnoty počtu QRS komplexů získané z anotací. Anotace jsou ručně opraveny, tak se dá předpokládat jejich vysoká přesnost. I tak u některých průběhů anotace není a po detekci druhým detektorem vzniká situace, kdy je počet nedetekovaných hodnot vyšší jak teoreticky maximální počet. Vyšší počet detekcí je také možný při falešně pozitivní detekci šumu či artefaktu v signálu. U některých QRS komplexů nebyla odezva CWT dostatečně velká, aby na ni algoritmus zareagoval.

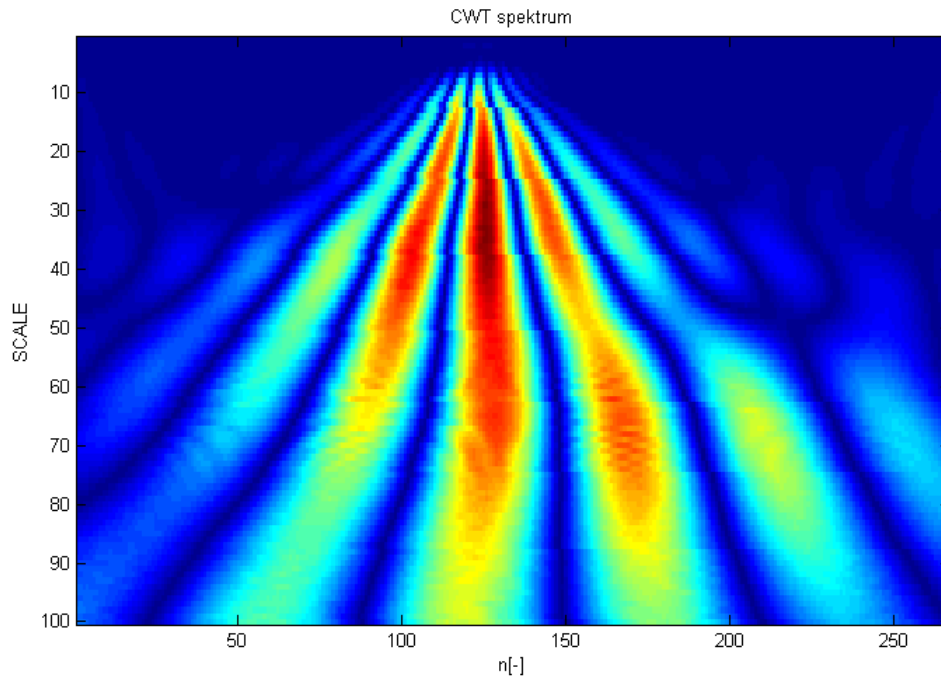
6 Příprava průběhů pro výpočty trendů

Pro výpočty vývojových trendů hledáme reprezentativní průběh v daném čase, aby daný trend vypovídal o elevacích v EKG cyklu pro určitý časový úsek. Trend poté bude záviset na stavu, ve kterém se aktuálně srdce nachází, ne jen na aktuálním úseku EKG cyklu. Reprezentativní cyklus vypočítáme vždy jako průměr z pěti po sobě jdoucích cyklů. Jak ukazuje Obr.31. Dosáhneme tím jednak snížení vlivu ojedinělých změn, jako jsou předčasné systoly komor a dojde také k potlačení šumu. Ten se za předpokladu nulové střední hodnoty při průměrování odečte.

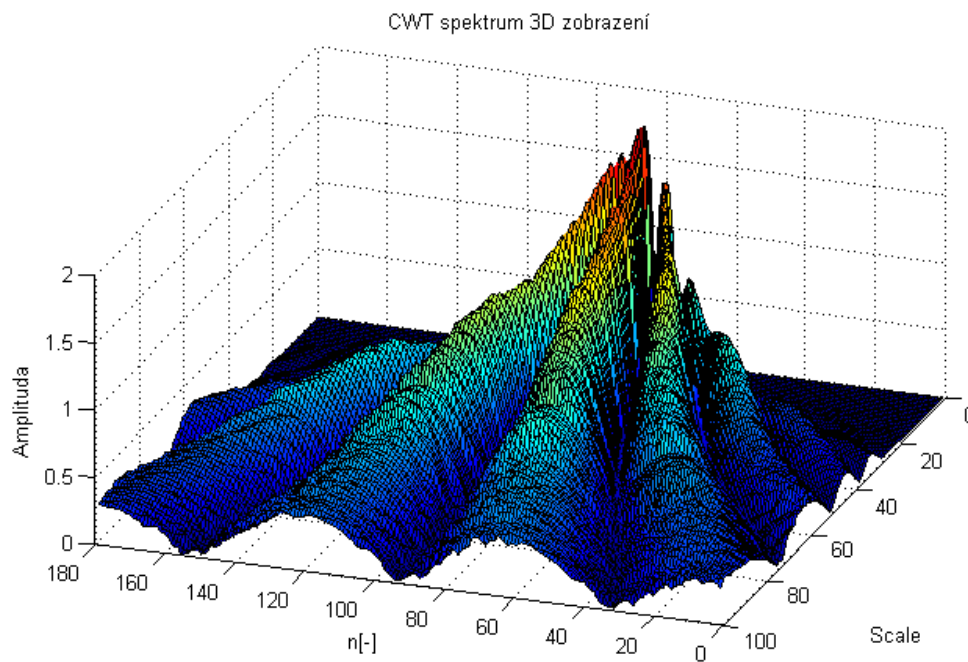


Obr. 31 Průměrování EKG.

Takto získaný průběh je základem pro výpočet spektra pomocí spojité vlnkové transformace neboli CWT. CWT již byla v algoritmu použita pro detekci QRS komplexu. Zde je však využití odlišné. Pro výpočet spektra využíváme vlnku typu morlet s měřítkem v rozsahu 0 až 100 majícího 100 hodnot. Výstupem transformace je spektrum s délkou odpovídající délce vstupního signálu a počtem měřítek specifikovaných proměnou f . Podobu spektra získaného z jednoho průměrovaného cyklu ukazuje Obr. 32.



Obr. 32 Spektrum CWT, 2D zobrazení.



Obr. 33 Spektrum CWT 3D zobrazení.

V Obr. 32 jsou hodnoty spektra barevně kódovány od modré po červenou. Pro přehlednější vyobrazení amplitudy jednotlivých částí spektra je možné spektrum znázornit v 3D zobrazení, viz Obr. 33.

Možností jak hodnotit originální signál podle spektra je více. Zde se budeme zabývat informací, kterou nám nese amplituda spektra. Jedná se jednak o součet jednotlivých částí spektra, které nesou jednak poziční tak i frekvenční informaci o originálním signálu, tak i změny lokálních vlastností v těchto oblastech. Vyhodnocení spektra provádíme v závislosti na periodě tvorby průměrovaných EKG cyklů ze záznamu EKG. Algoritmus je nastaven tak, že hodnotí 50% ze všech cyklů vyskytujících se v záznamu. To ve výsledku znamená, že na každý desátý cyklus připadá jeden výpočet spektra.

7 Postupy výpočtu trendů

V práci se zaměřujeme na sledování změn ST segmentu. Rozsah dat, který slouží pro výpočet trendu, zahrnuje i část T vlny, tedy její náběžnou část. Je tak učiněno z důvodu, že změny těchto dvou útvarů na sebe často navazují. Pro diagnostiku ST segmentu a T vlny je nutné využívat oblasti spektra, které postihují právě nízké frekvence. Naopak pro QRS komplex bychom brali v úvahu opačnou část spektra. V aplikaci na hodnoty měřítka to znamená, že pro získání námi hledané informace musíme pracovat v měřítku 30 a výše, viz Obr. 34. Všechny nižší hodnoty v tomto případě nenesou relevantní informaci pro hodnocení ST segmentu. Při každém zvýšení dolní hranice lze pozorovat zvýraznění změn ST segmentu a T vlny, které jsou indikovány strmými výkyvy ve sledovaném průběhu. Naopak s rostoucím limitem klesá množství informace, ze kterých se trend vypočítává a tím i k její ztrátě. Je tedy nutno volit limit tak, aby nedošlo k přílišné ztrátě informace a některé změny by nebyly postihnuty.

Výsledné trendy se vypočítávají dle vztahu

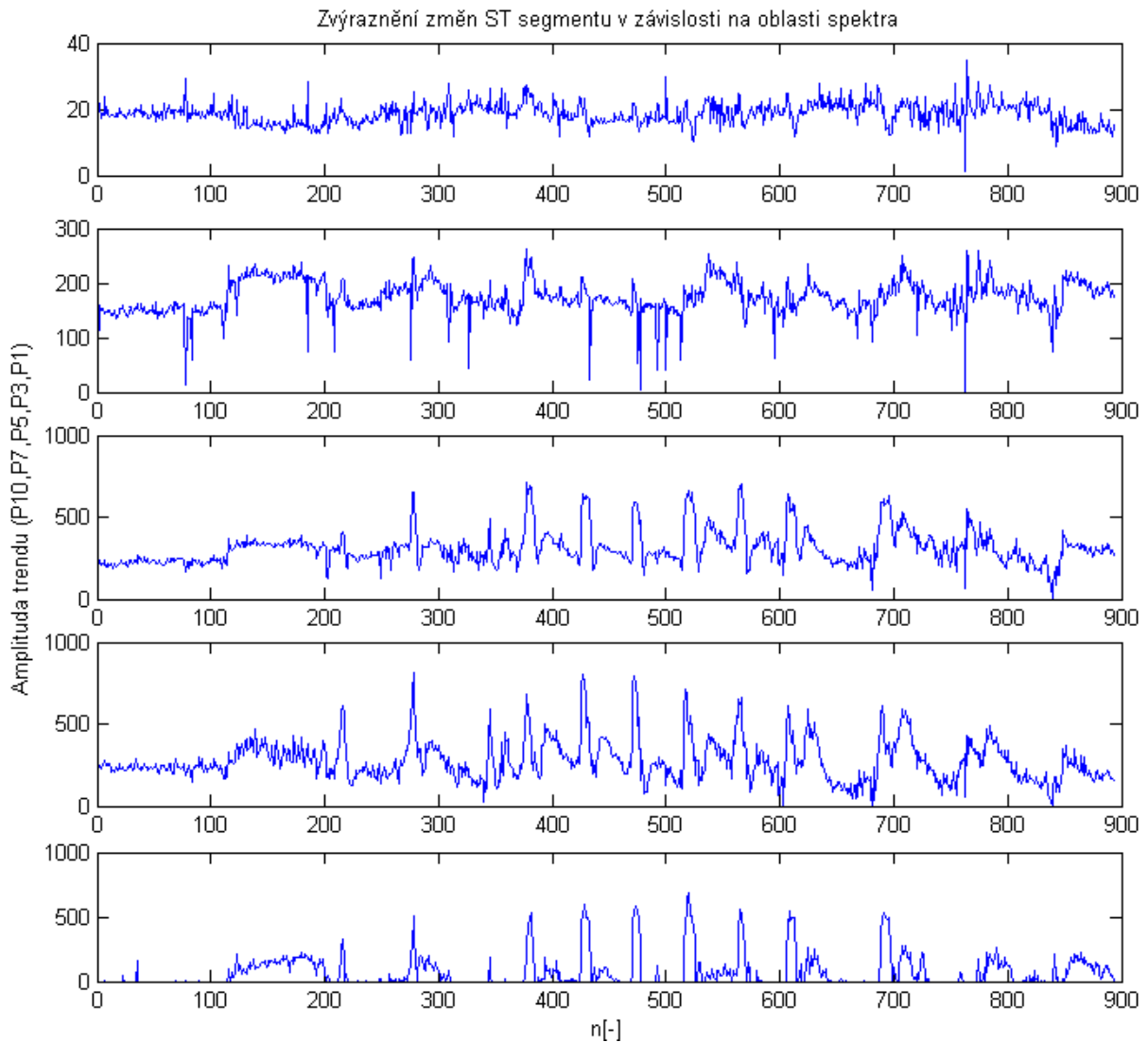
$$ST = \frac{\sum_a^b C(S_{poz} : T_{poz})}{N} \quad (20)$$

Kde C je spektrum CWT
 Spoz pozice minima aktuální S vlny
 Tpoz pozice vrcholu T vlny
 N počet všech hodnot v daném rozsahu
 a,b hranice dle zvolené oblasti součtu dle zvolené metody.

Vypočítaná hodnota tedy odpovídá střední hodnotě v daném pásmu.

Pro výpočet trendu bylo vytvořeno pět postupů:

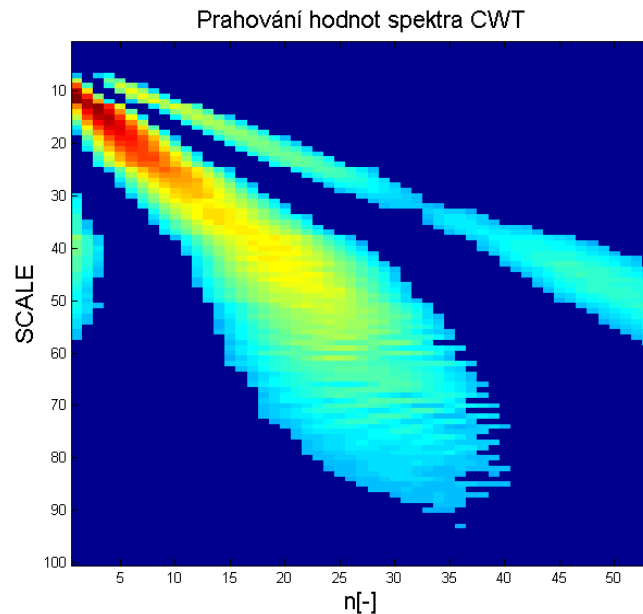
- ST_A - výpočet používá měřítka v rozsahu 1 až 100, data nejsou upravována.
- ST_B - výpočet používá měřítka v rozsahu 80 až 100, data nejsou upravována.
- ST_C - výpočet používá měřítka v rozsahu 1 až 100, data jsou prahována.
- ST_D - výpočet používá měřítka v rozsahu 80 až 100, data jsou prahována.



Obr. 34 Změny ve vypočítaném trendu v závislosti na vybrané oblasti spektra.

Prahování provádíme ve vypočteném spektru tak, že si vybíráme pouze hodnoty přesahující hodnotu 0,5. Pro spektrum z Obr. 32 to tedy znamená, že vybíráme pouze hodnoty v barevném rozsahu světle modrá až tmavě červená, viz Obr. 35. I u metod s použitým prahováním se vypočtená hodnota vztahuje na počet sčítaných bodů, tedy jen bodů přesahujících nastavený práh.

V další části textu budou na několika záznamech demonstrovány výsledky algoritmu v porovnání se standardní hodnotou hodnocení ST segmentu a to zjišťováním hodnoty v čase 80ms po J bodu a anotacemi pořízenými kardiologem při tvorbě záznamu.



Obr. 35 Výsledek prahování na spektrum.

7.1 Rozptylové charakteristiky

Pro hodnocení srdce jako systému vytvářejícího určitou automatickou opakující se činnost je pro zjištění, zda je tento systém stabilní či nikoliv, je vhodné vytvořit charakteristiky popisující rozptyl určitého parametru v čase. Vytváření těchto závislostí je možné sledováním vývoje určité veličiny v čase a její standartizací vůči určitému vztažnému bodu v signálu. Jako sledovaná veličina byla zvolena maximální hodnota ve spektru CWT. Výsledkem tohoto sledování jsou dvě závislosti četnosti maxim v oblasti spektra. Liší se rozsahem měřítek. Hledání se provádí v rozsahu 1:40 a 41:100. Hodnoty byly zvoleny dle rozložení spektra tak, aby dělily spektrum na část, kde změny ST segmentu nejsou patrné a na část kde jsou.

Další metodou jak popsat takový to systém je metoda Poincarého map. Definujeme-li každou hodnotu systému jako [13]

$$x_{n+1}(t + \Delta t) = \Psi(x_n(t + \Delta t)) \quad (21)$$

kde x výstupní hodnota systému
 Δt časové posunutí
 Ψ označení systému.

Následně můžeme výstupní hodnoty systému označit jako $P = \{x_1, x_2, x_3 \dots x_n\}$.

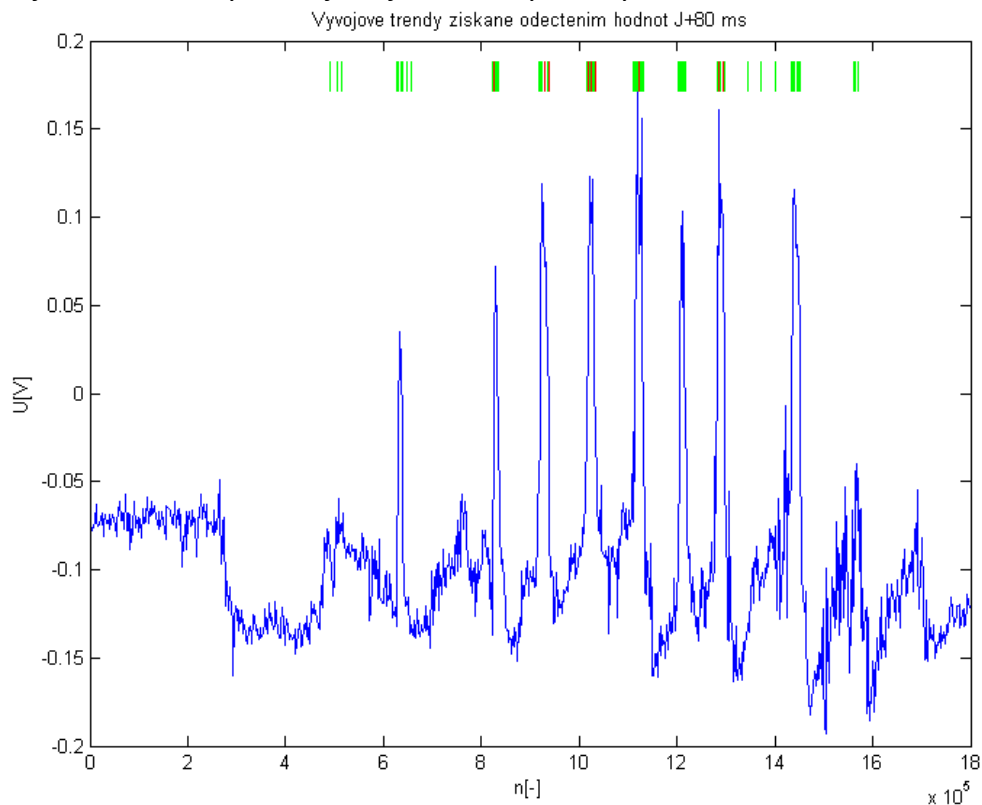
Poincarého mapa poté tvoří rovinu, kde jednotlivé body tvoří dvojice hodnot x_{n+1} a x_n či $(x_{n+2} - x_{n+1})$ a $(x_{n+1} - x_n)$. Pro stabilní systém je typická distribuce v jednom shluku bodů. Jsou li body rozptýleny do dvou nebo více shluků, vypovídá to o nestabilitě systému.

V následující části textu budou popsány výsledky algoritmu při sledování vývojových trendů s popisem jednotlivých částí na třech různých záznamech EKG a jejich porovnání s konvenční metodou hodnocení změn ST segmentu. U každého vypočítaného trendu je do grafu přidána informace o anotačním záznamu. Jedná se o svislé čáry umístěné v horní části grafů. Tyto čáry udávají pozici, na které je od kardiologa označený EKG cyklus se změnou ST segmentu či T vlny. Pro značení změn ST segmentu se využívá červená čára pro změny T vlny zelená čára. Je tak učiněno pro možnost srovnání metod strojového hodnocení s hodnocením odborníka. U obrázků distribuce maxim je využito barevné škály od modré po červenou s rostoucí četností výskytu maxim na dané pozici.

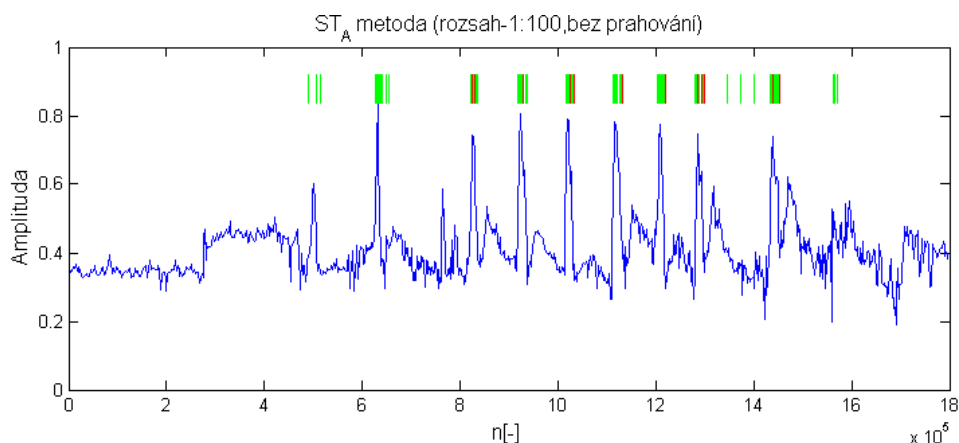
8 Výsledky programu

8.1 Trend ST segmentu záznamu 1

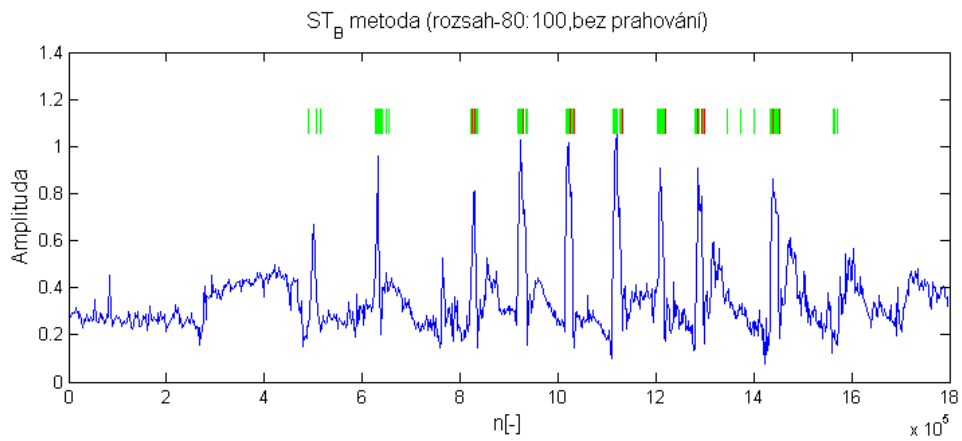
V záznamu 1 je v čase rozloženo 8 úseků s velkým počtem změn jak ST segmentu tak T vlny. Hodnotící metody by tak měly tyto změny bezpečně detekovat. U metody J+80 (Obr.36) jsou detekované změny výrazné. Nedochozí však v oblasti s prvním výrazným počtem změn k žádné reakci. Metody detekce ST_A až ST_D (Obr.37–Obr.40) jsou v detekci změn stejně úspěšné, detekují navíc i první skupinu změn, která nebyla dříve viditelná. V porovnání jednotlivých metod dávají výraznější výsledky metody ST_B a ST_D , které obě využívají pásmo měříték pouze od 80 do 100. Metoda ST_D se dá u tohoto záznamu označit jako nejvíce vhodná, vyzdvihuje nejvíce změny v daných oblastech.



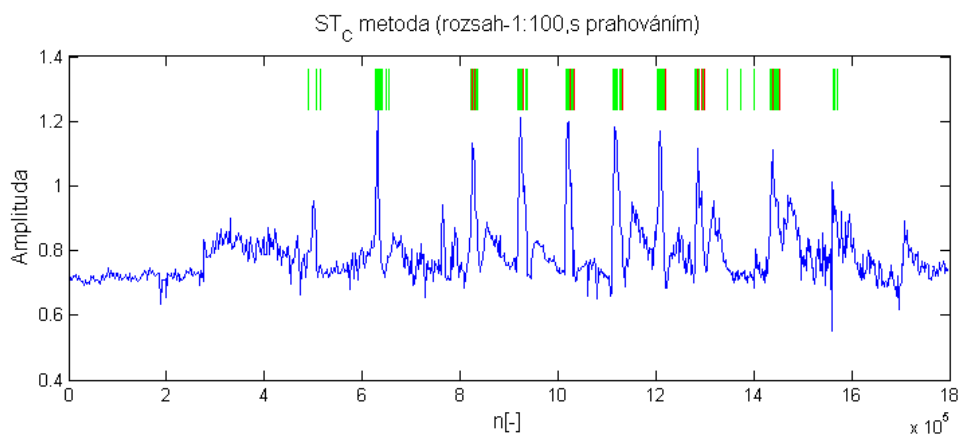
Obr. 36 Trend ST segmentu metoda J+80ms



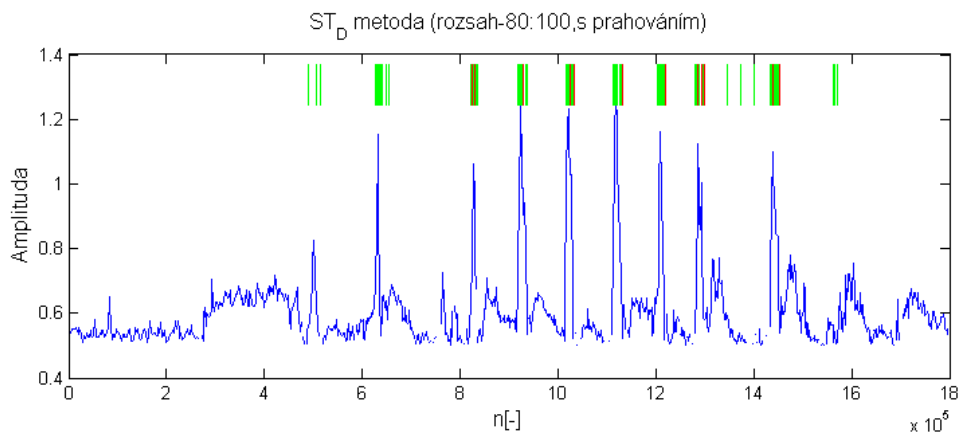
Obr. 37 Trend ST segmentu metoda ST_A



Obr. 38 Trend ST segmentu metoda ST_B



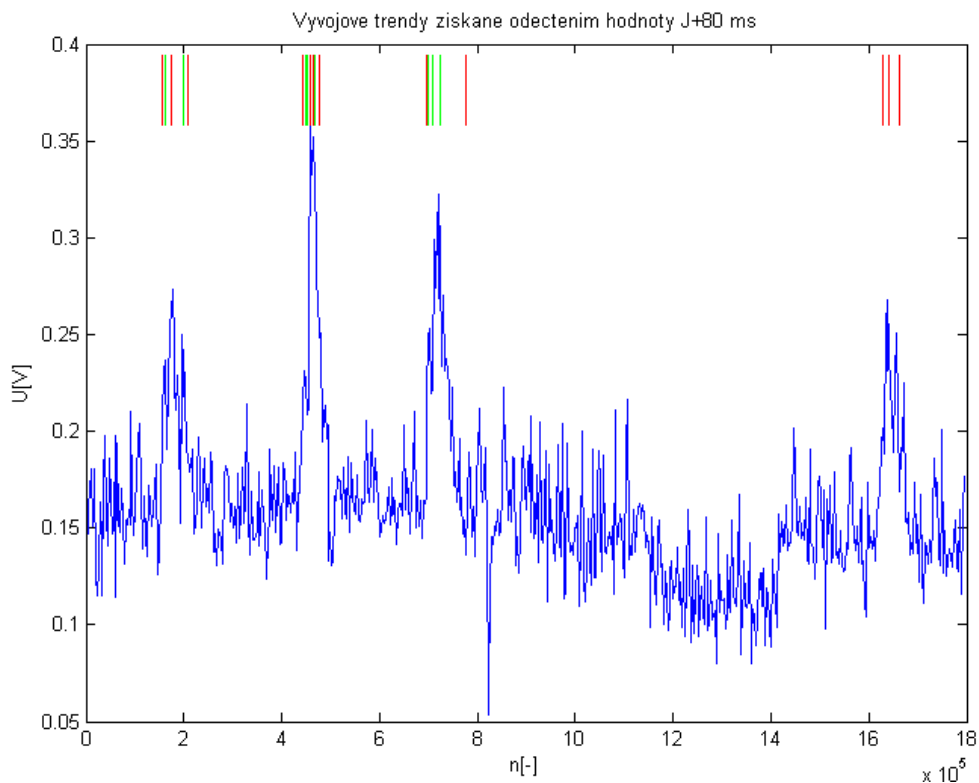
Obr. 39 Trend ST segmentu metoda ST_C



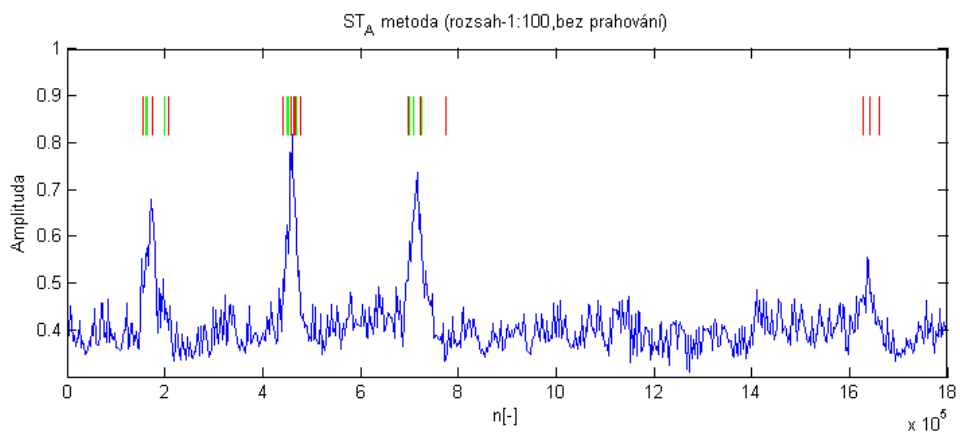
Obr. 40 Trend ST segmentu metoda ST_D

8.2 Trend ST segmentu záznamu 2

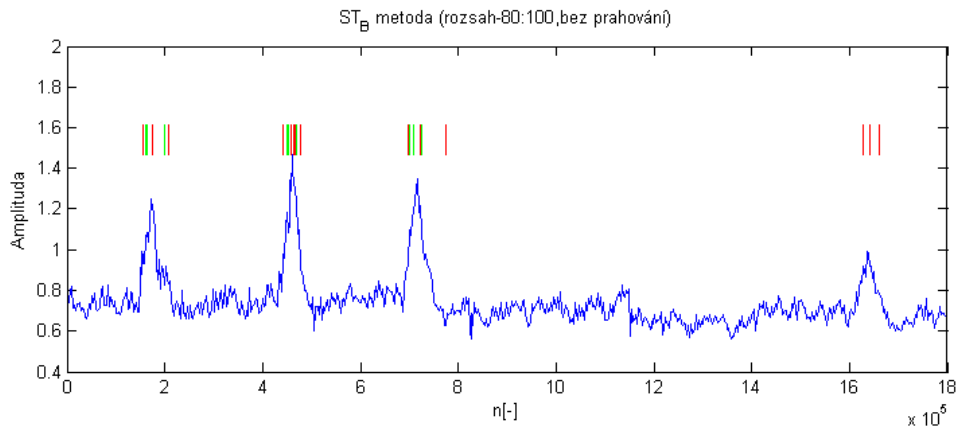
V tomto záznamu jsou nyní 4 oblasti zájmu. Všechny metody indukují správně. Rozdíly mezi jednotlivými metodami jsou pouze v úsecích bez změn. Metoda J+80ms (Obr.41) se v tomto záznamu vyznačuje nejvyšším kolísáním v úsecích mezi registrovanými změnami. V tomto ohledu dává tato metoda u tohoto záznamu nejhorší výsledky. Metody ST_B (Obr. 43) a ST_D (Obr. 45) opět vykazují nejlepší výsledky, když nejvíce potlačují kolísání mimo úseky změn. ST_A (Obr. 42) a ST_C (Obr. 44) metoda vykazuje vyšší rozkmit mimo detekované změny.



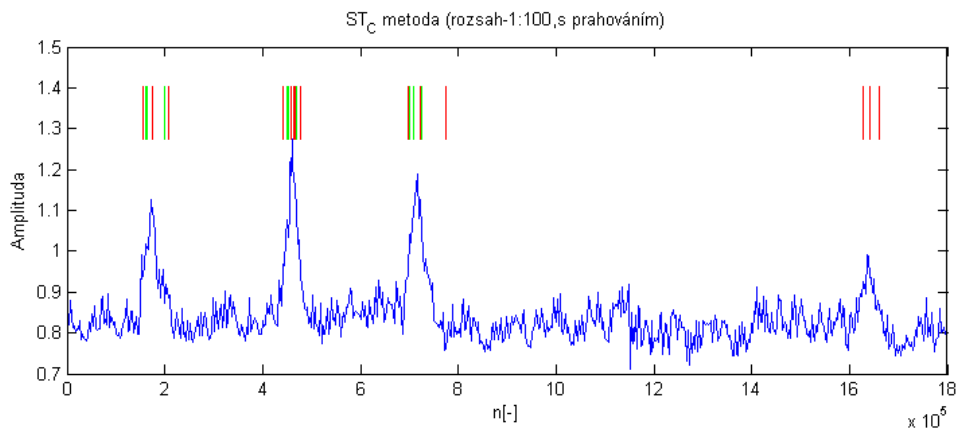
Obr. 41 Trend ST segmentu metoda J+80ms



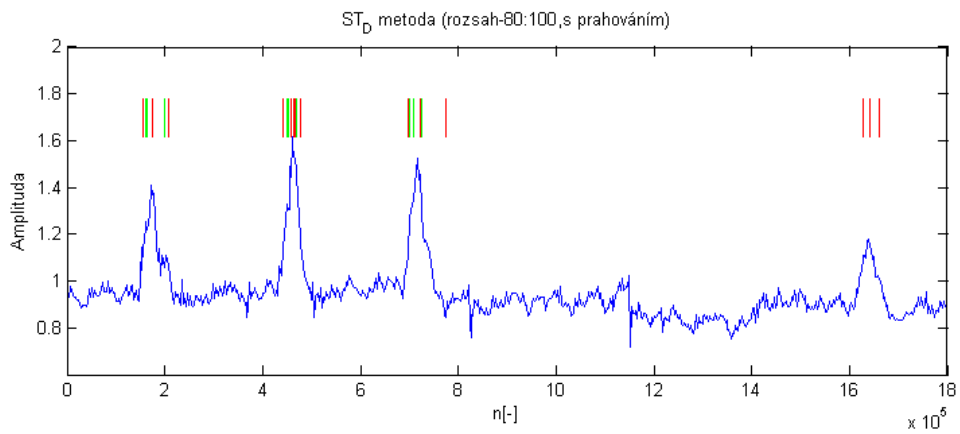
Obr. 42 Trend ST segmentu metoda ST_A



Obr. 43 Trend ST segmentu metoda ST_B



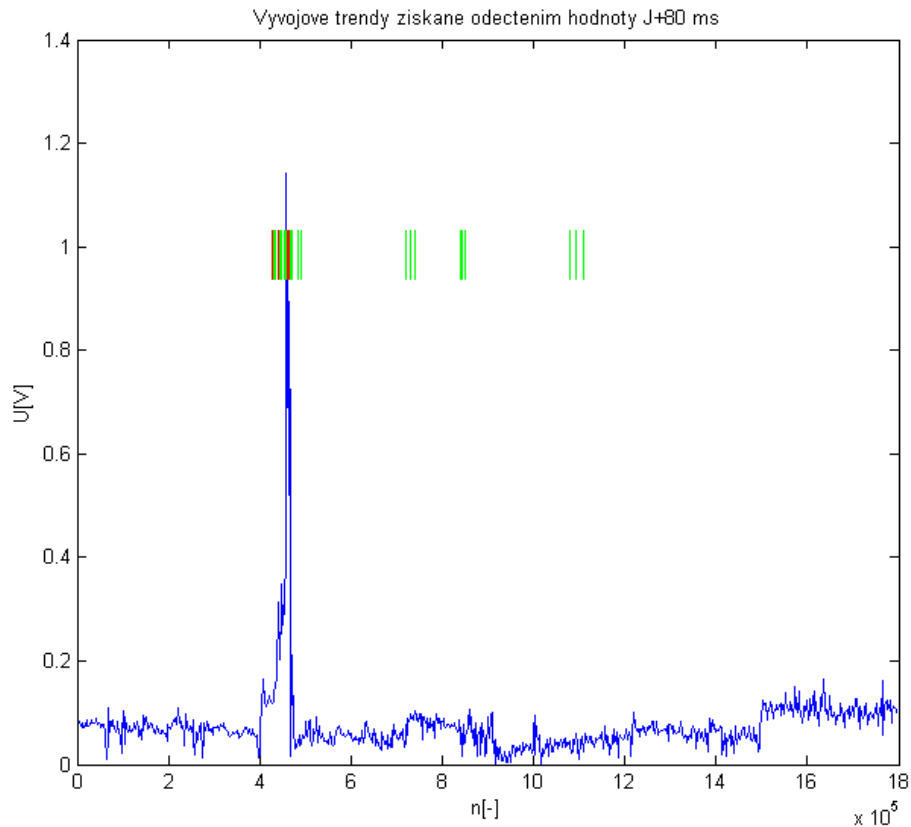
Obr. 44 Trend ST segmentu metoda ST_C



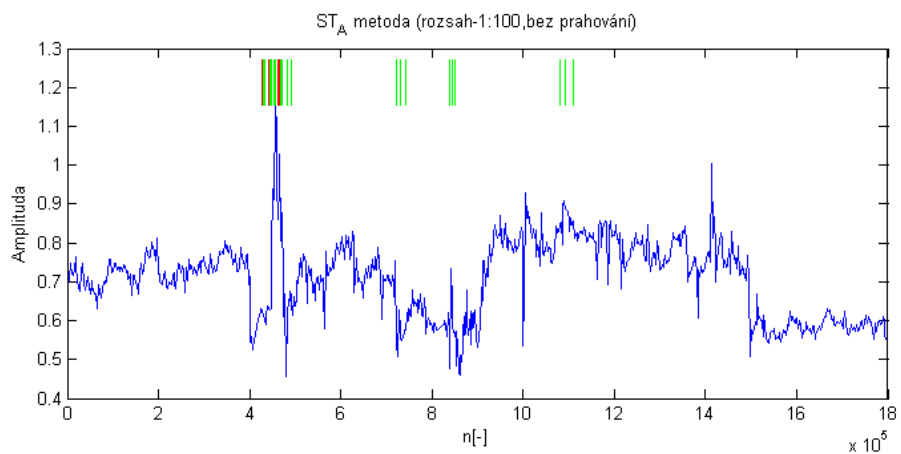
Obr. 45 Trend ST segmentu metoda ST_D

8.3 Trend ST segmentu záznamu 3

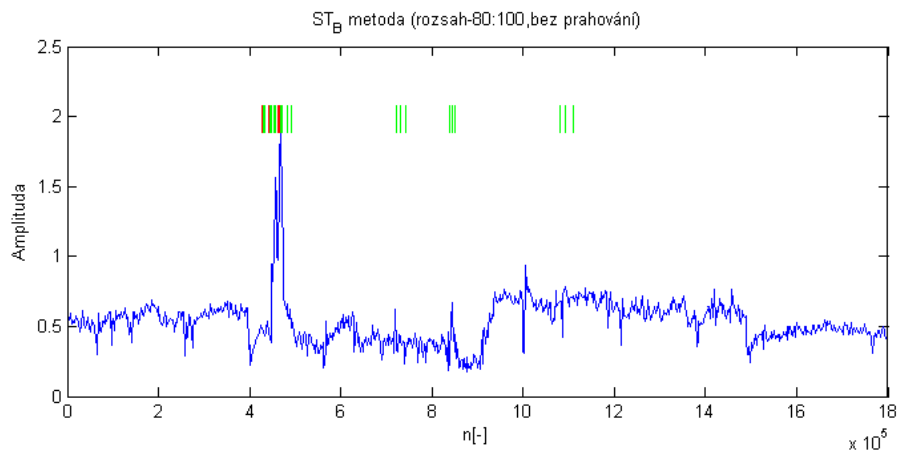
U třetího záznamu se vyskytuje jedna oblast změn, která je silně detekována všemi metodami, viz metoda J+80 na Obr. 46. U dalších třech oblastí je však situace odlišná. Odezvy na tyto oblasti jsou jen těžko patrné. Jen málo patrné indikace změn jsou viditelné pouze u metody ST_B (Obr. 48). ST_A (Obr. 47) a ST_C (Obr. 49) a ST_D (Obr. 50) metody jsou úspěšné v detekci změn první oblasti, avšak další oblasti změn neregistrují prokazatelně vůči okolí.



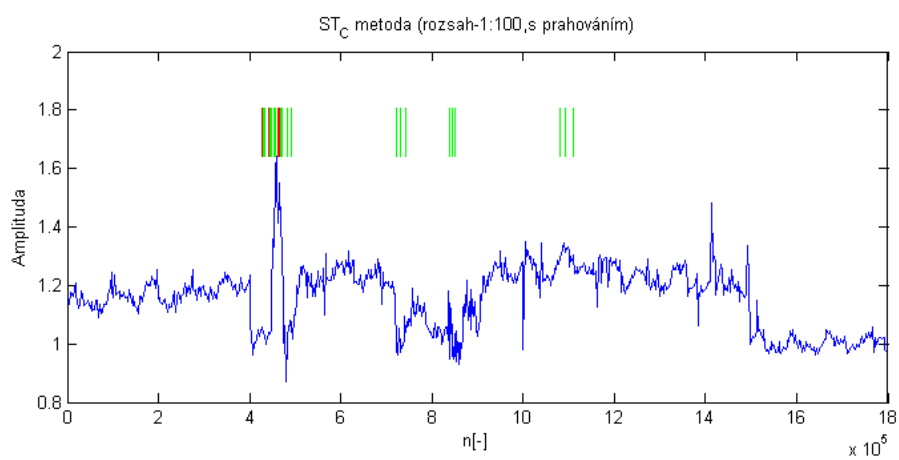
Obr. 46 Trend ST segmentu metoda J+80ms



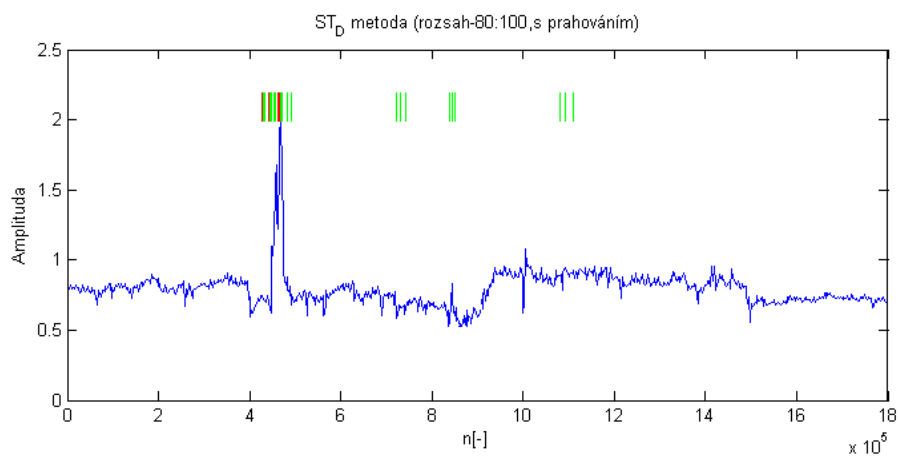
Obr. 47 Trend ST segmentu metoda ST_A



Obr. 48 Trend ST segmentu metoda ST_B



Obr. 49 Trend ST segmentu metoda ST_C

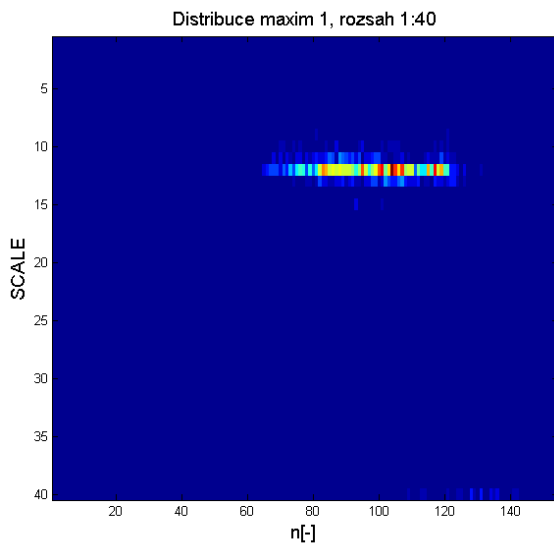


Obr. 50 Trend ST segmentu metoda ST_D

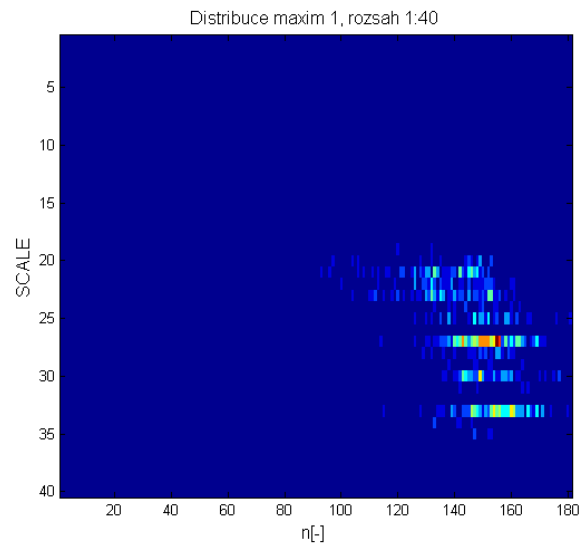
8.4 Změny polohy maxima

U rozptylové charakteristiky maxim je očekávána situace, kdy se bude z jednotlivých bodů tvořit shluk v určitém bodě. Jako příznak možných změn se dá očekávat větší rozprostření či tvorba více útvarů. Jelikož se ve spektru tvoří v daném časovém pásmu dva útvary s lokálními maximy (viz Obr. 32), je zjišťována vždy pozice maxima v těchto útvarech. Jako limit je nastavena hodnota měřítka 40. Poté pásmo 1 je <1,40> a pásmo 2 <41,100>.

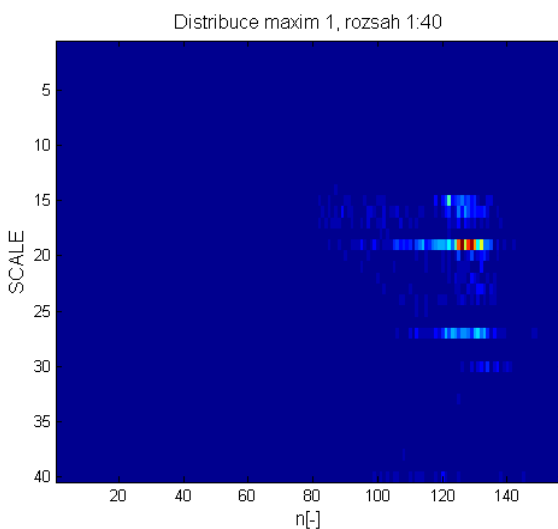
8.4.1 Rozptylové charakteristiky pro první pásmo



Obr. 51 Rozložení maxim pro záznam 1.



Obr. 52 Rozložení maxim pro záznam 2.

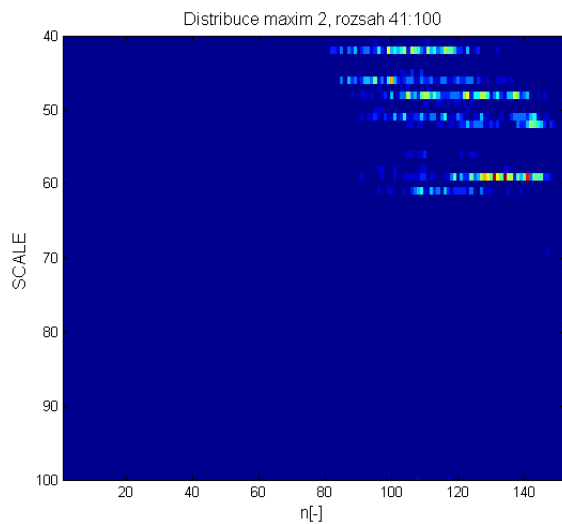


Obr. 53 Rozložení maxim pro záznam 3.

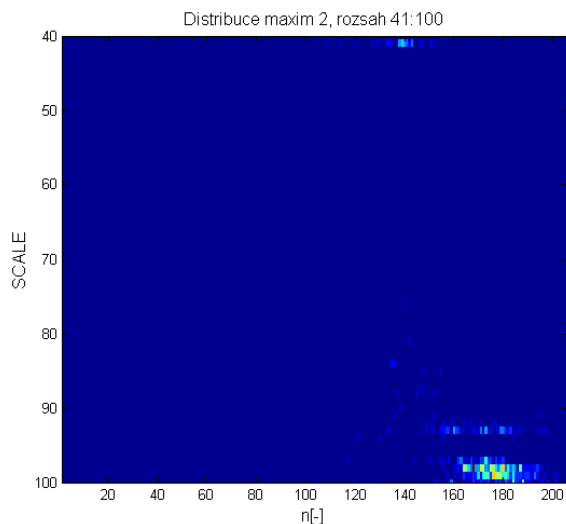
Rozptyl jednotlivých rozložení ukazuje na stabilitu rozložení výkonu v čase pro daná pásma. Pro záznam 1 na Obr. 51 se tvoří pouze jediný útvar a tedy rozložení maxima je v čase stabilní. U záznamu 2 (Obr. 52) dochází k značnému rozptylu s tvorbou dvou center. Je tak vidět značná nestabilita a kolísání výkonu v jednotlivých částech pásma v čase. Pro třetí

záznam (Obr. 53) je rozptyl hodnot soustředěn okolo jednoho maxima ve střední části pásma. Dochází však k tvorbě jednoho soustředěného útvaru o 10 hodnot měřítka níže. Lze tak usuzovat na stabilní odchylku od původního EKG.

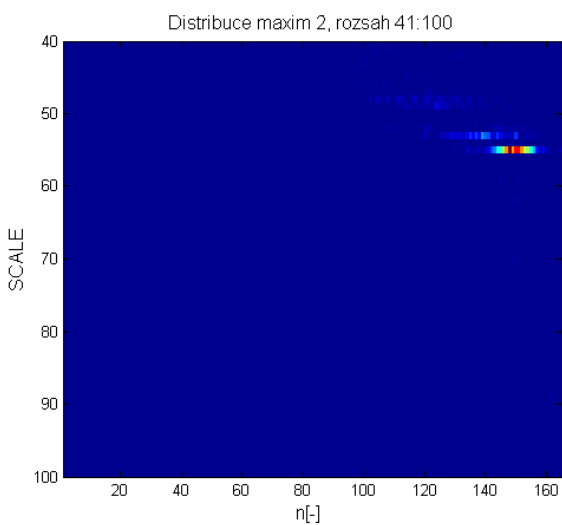
8.4.2 Rozptylové charakteristiky pro druhé pásmo



Obr. 54 Rozložení maxim pro záznamu 1.



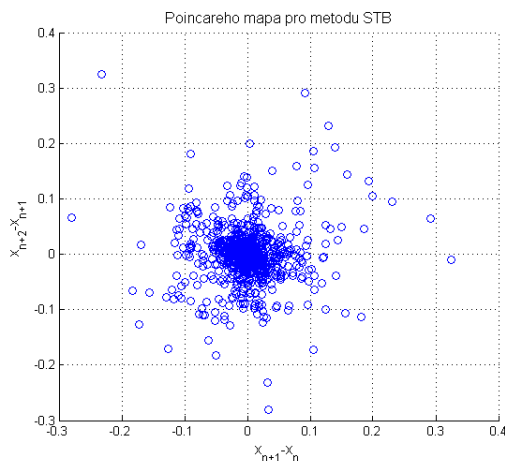
Obr. 55 Rozložení maxim pro záznamu 2.



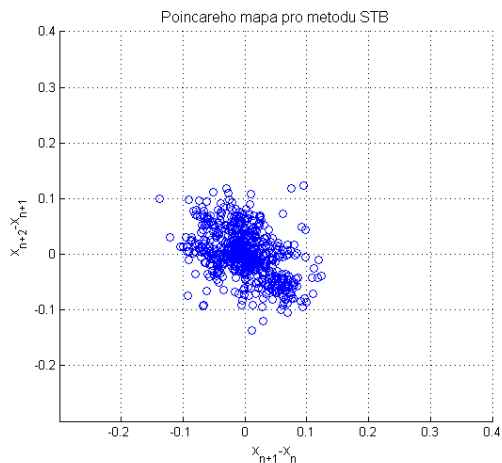
Obr. 56 Rozložení maxim pro záznamu 3.

Rozložení maxim u druhého pásma má opačné výsledky jak v prvním pásmu. Pro záznam 1 (Obr. 54) dochází ke značnému rozptylu s tvorbou několika lokálních maxim. U záznamu 2 (Obr. 55) a záznamu 3 (Obr. 56) jsou maxima soustředěna do jednoho shluku.

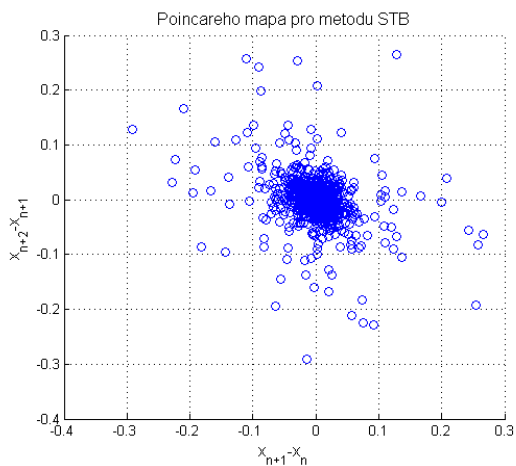
Poincareho mapy



Obr. 587 Poincareho mapa pro záznam 1.



Obr. 57 Poincareho mapa pro záznam 2.



Obr. 59 Poincareho mapa pro záznam 3.

U znázornění stability srdce jako dynamického systému je očekávána distribuce bodů tvořící jednotný útvar okolo nulové hodnoty. Jakékoli výchylky jednotlivých bodů nebo tvorba více od sebe vzdálených objektů demonstruje odklon od normální funkce. Pro výpočet poincareho map slouží jako zdrojová data výstupní hodnoty z metody ST_B.

Dle distribuce bodů v mapě lze jako nejvíce blížící se ideálnímu stavu hodnotit záznam 2(Obr. 58). Obsahuje centralizovaný útvar s nejmenším počtem vychýlených bodů, jen s malými odklony od středové hodnoty. Obdobně lze hodnotit poincareho mapu záznamu 3 (Obr. 59). Zde však dochází k většímu rozprostření hodnot od nulové hodnoty. U záznamu 1 (Obr. 57) dochází již k většímu rozptýlu hodnot, které se vyčleňují ze středového shluku bodů.

9 Závěr

V této práci bylo úkolem vytvořit algoritmus sledování vývojových trendů EKG s využitím vlnkové transformace. Vlnková transformace byla využita i v částech algoritmu zabývajících se filtrací a segmentací EKG signálu, neboť se jedná o velmi užitečný nástroj při těchto úkonech. Filtrace načítaných dat byla provedena na základě DTWT s penalizační metodou výpočtu prahové hodnoty. Tato metoda účinně odstraňuje šum ze signálu při malém ovlivnění rychlých změn QRS komplexu. Pro detekci QRS komplexu a následné detekci bodů klíčových pro další funkci programu byly navrženy detektory QRS komplexu využívající jak informace anotací tak pracující samostatně pouze s vloženým signálem. Pro výpočet trendů je rozměření signálu klíčovou záležitostí. Právě přesná detekce R a Q vlny, bodu J a vrcholu T vlny je zárukou přesného výpočtu trendu. Při detekci bez anotačních dat byla využita CWT jako prostředek pro zvýraznění QRS komplexu a naopak k potlačení ostatních částí EKG signálu a rušení. Touto metodou bylo možné dosáhnout spolehlivosti detekce na úrovni jednotek chybně detekovaných QRS komplexů z celkového počtu přesahujícího 6000 cyklů.

Pro samotný výpočet vývojových trendů byly využity 4 metody založené na registraci výkonu v určitých pásmech CWT spektra. Pro zjištění správnosti registrovaných trendů byla použita metoda zjištění hodnoty v 80ms po bodu J a kardiologem vytvořené anotace. Grafy v kapitolách 8.1 až 8.3 ukazují úspěšnost detekce změn ve sledovaných úsecích na třech záznamech u pacientů s diagnózou srdečního onemocnění projevujícího se právě změnami ST segmentu a T vlny. Detekce odchylek od normálu je u všech navržených metod srovnatelná se zvolenou referenční metodou. U záznamu 1 byla detekována i oblast nepostihnutá referenční metodou. U metody ST_D se využitím jen části spektra a jeho prahováním docílilo zvýraznění registrovaných změn a potlačení kolísání v oblastech beze změn.

Pro určení stability srdce jako dynamického periodického systému byly navrženy metody sledování polohy maxima ve dvou oblastech spektra a metoda poicareho mapování. U obou metod byly pro zdravé srdce očekávány koncentrace bodů do jednoho místa s malým rozptylem. Jak ukazují grafy v kapitolách 8.4.1 a 8.4.2, docházelo u sledování polohy maxima rozdělení, někdy i roztržení shluku bodů, což ukazuje na frekvenční změny ve sledované oblasti. U metody poicareho mapování docházelo k tvorbě jedné oblasti u všech tří záznamů. U prvního a třetího záznamu byla většina bodů formována úzce do středu mapy, avšak docházelo k značným výchylkám od středu mapy. Pro druhý záznam byly body rovnoměrně rozprostřeny v okolí středu bez výraznějších odchylek. Obě metody ukázaly změny, ke kterým v průběhu záznamu docházelo, a byly již detekovány v předešlé části.

Navržené metody jsou dobrým zdrojem informací pro hodnotícího lékaře jako upozornění na výskyt změn v EKG signálu u dlouhých záznamů. Záleží na zvolených parametrech transformace a volbě úseku spektra a touto metodou můžeme úspěšně hodnotit jakoukoli část EKG cyklu.

Literatura

- [1] Khan G., *EKG a jeho hodnocení*, Praha, Grada Publishing a.s. 2005
- [2] Jiří J., *Analýza signálu a obrazu*, Brno, Nakladatelství VITIUM 2002
- [3] Kozumplík J., *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*, Habilitační práce ÚBMI FEKT VUT v Brně, 2004.
- [4] Kozumplík J., *Analýza a interpretace biologických dat*, přednášky VUT
- [5] Nikolaev N., Nikolov Z., Gotchev A., Egiazarian K., *Wavelet domain Weirner filtering for ECG denoising using improved signal estimate*.Sofia-Tampere. IEEE 2000.
- [6] Honzíková N., Ing. Petr Honzík, *Biologie člověka*, Brno 2003
- [7] Chouakri SA, Bereksi-Reguig F., Ahmaïdi S., Fokapu O., *Wavelet Denoising of the Electrocardiogram Signal Based on the Corrupted Noise Estimation*. IEEE Computers in Cardiology 2005
- [8] Zadražil M., Kozumplík J., *Wavelet filtering with median thresholds.*, DBME, Brno University of Technology 2003
- [9] Gutierrez A., Hernandez PR., Lara M., Perez SJ., *A QRS Detection Algorithm Based on Haar Wavelet*, IEEE Computers in Cardiology 1998 Vo125
- [10] Prasad V.V.K.D.V., Siddaiah P., Prabhakara R. B., *A New Wavelet Based Method for Denoising of Biological Signals*, International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.8 No.1, January 2008
- [11] Kania M., Fereniec M., Maniewski R., *Wavelet Denoising for Multi-lead High Resolution ECG Signals*, MEASUREMENT SCIENCE REVIEW, Volume 7, Section 2, No. 4, 2007
- [12] Martínez J. P., Olmos S., *Methodological Principles of T Wave Alternans Analysis: A Unified Framework*, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 52, NO. 4, APRIL 2005
- [13] Strumillo P.,Ruta J., *Poincaré Mapping for Detecting Abnormal Dynamics of Cardiac Repolarization*, IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY January/February 2002
- [14] Ting Z., Yang Y., *Threshold Denoising Analysis of Machinery Vibrating Signal Based on Wavelet Transform*, The Eighth International Conference on Electronic Measurement and Instruments ICEMI'2007

Internetové zdroje

[15] Šmíd R., *Úvod do vlnkové transformace*, ČVUT Praha, FEL katedra měření,

Dostupný na WWW: <http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smíd>

[16] Elektronická dokumentace programu MATLAB

Dostupná na WWW: <http://www.mathworks.com/>

[17] Elektronická dokumentace k databázi medicínských dat

Dostupná na WWW: <http://www.physionet.org>

Seznam zkratek

atr	Koncovka souboru obsahujícího anotace.
AV uzel	Atrioventrikulární uzel.
aVF	Svod snímající napětí na levé noze.
aVL	Svod snímající napětí na levé ruce.
aVR	Svod snímající napětí na pravé ruce.
BW	Šířka pásma(bandwidth)
CWD	Spojité vlnková transformace
DP	Filtr typu dolní propust.
DTWT	Vlnková transformace s diskretním časem.
DWT	Diskretní vlnková transformace
EKG	Elektrokardiogram/Elektrokardiograf.
HP	Filtr typu horní propust.
IDTWT	Inverzní vlnková transformace s diskretním časem.
QRS	Komplex tří kmitů - Q,R,S.
SA uzel	Sinoatriální uzel.
ST segment	Úsek mezi vlnou S a T.
thr	práh nebo limit (threshold)