

ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA BIOSIGNÁLŮ IV.



ELEKTROKARDIOGRAM III.

LINEÁRNÍ FILTRY

- ☑ horní propust s lineární fázovou charakteristikou s
 $f_{\text{mez}} = f_{\text{HR}}$



třeba nejdřív zjistit HR

LINEÁRNÍ FILTRACE DRIFTU

✓ filtry s NIO

nelineární fázová charakteristika – kompenzace pomocí doplňkové filtrace v inverzním čase (šup sem, šup tam)

$$\mathcal{F}\{g_n\} = \mathcal{F}\{h_n * h_{-n}\}$$

$$G(e^{j\omega T}) = H(e^{j\omega T}) \cdot H(e^{-j\omega T})$$

$$|G(e^{j\omega T})| = |H(e^{j\omega T})|^2$$

$$\arg(G(e^{j\omega T})) \equiv 0$$

- další nevýhody tytéž jako u filtrace brumu

LINEÁRNÍ FILTRACE DRIFTU

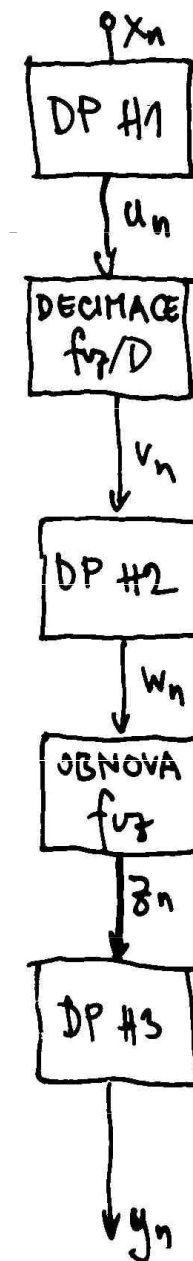
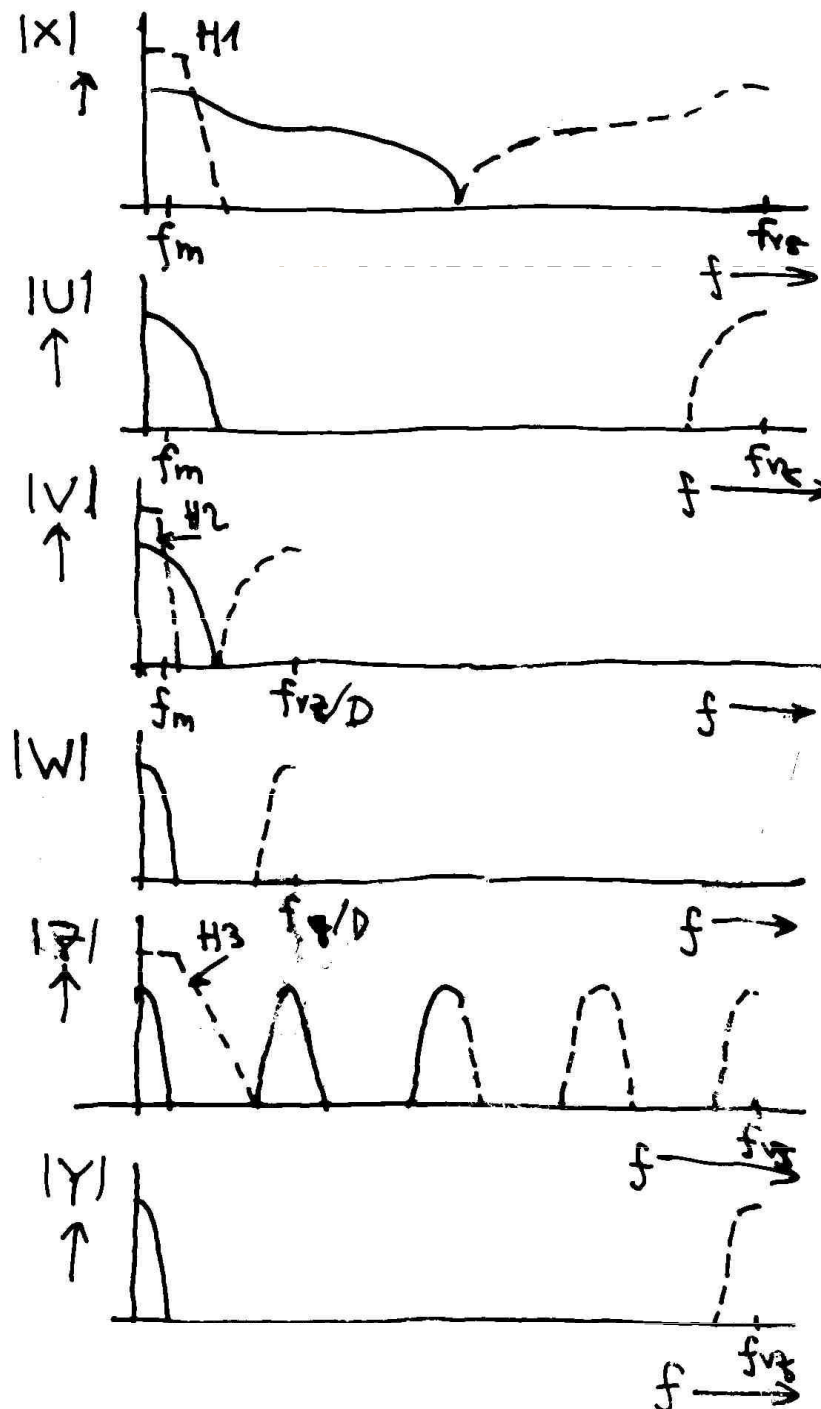
☑ **filtry s KIO**

- **Lynnovy filtry** – už se o tom mluvilo, společné odstranění driftu s brumem
- dlouhá impulsní odezva \Rightarrow vysoká výpočetní náročnost

LINEÁRNÍ FILTRACE DRIFTU

✓ filtry s KIO

filtrace s
decimací
vzorkovacího
kmitočtu



FILTRACE DRIFTU • SPLAJNY

splajn (spline) je po částech polynomická funkce, která má v každém aproximačním intervalu stupeň nejvýše r a její derivace jsou do řádu $r-1$ všude spojité

(aproximace lomenou přímkou je splajn 1. řádu)

FILTRACE DRIFTU • SPLAJNY

interpolace signálu ze znalosti hodnot ve vybraných uzlových bodech (body v PQ intervalech) kubickým polynomem

$$n(t) = n'''(0).t^3/6 + n''(0).t^2/2 + n'(0).t + n(0)$$

postupným derivováním polynomu získáme soustavu lineárních rovnic, která je v diskrétní podobě

$$n_{i+1} = n_i + n'_i + n''_i/2 + n'''_i/6$$

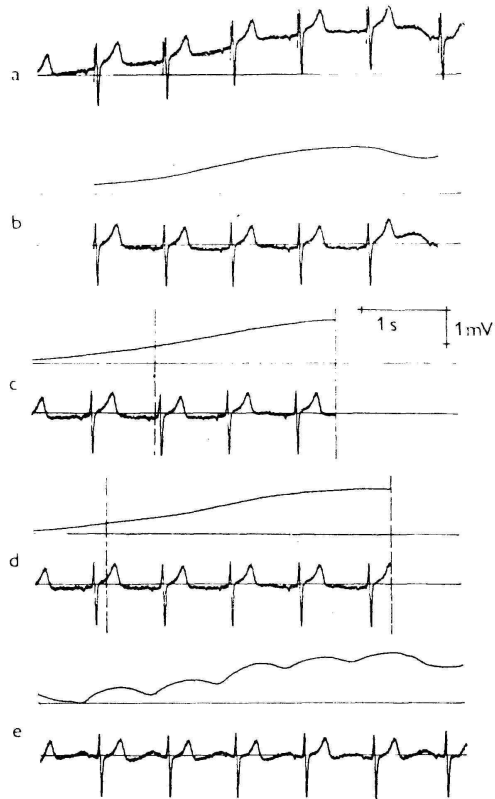
$$n'_{i+1} = n'_i + n''_i + n'''_i/2$$

$$n''_{i+1} = n''_i + n'''_i$$

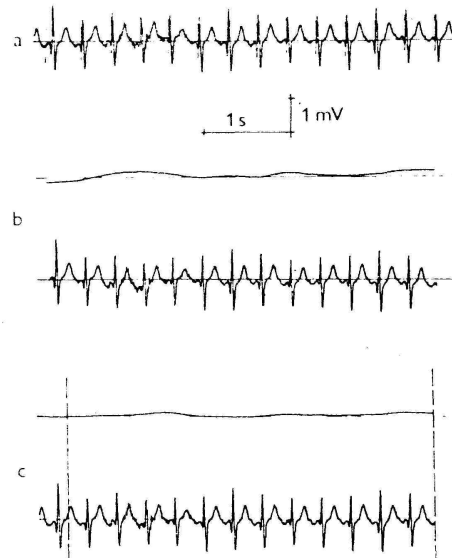
$$n'''_{i+1} = n'''_i + n'''_i$$

- ☑ **nevýhoda** – nutnost přesného nalezení uzlových bodů

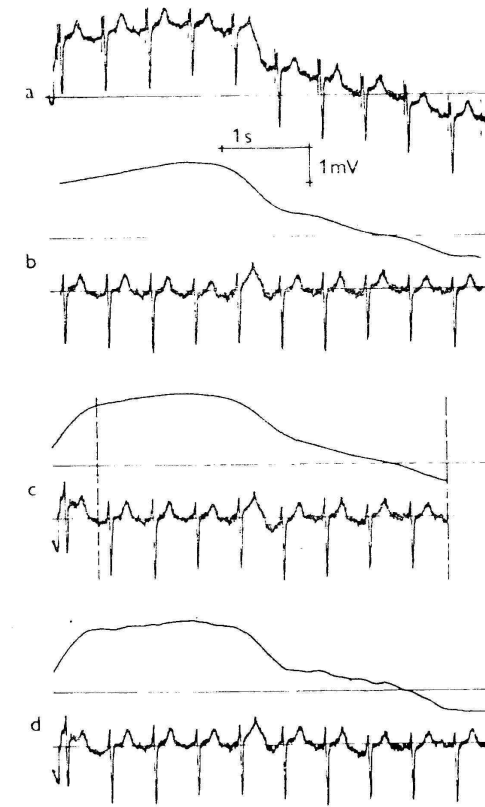
FILTRACE DRIFTU EXPERIMENTY



Obr. 2. Filtrace driftu nulové izolácie EKG — a) vstupní signál (svislými čarami znázorněny referenční body pro aproximaci splajny); odhad průběhu driftu a výstupní signál; b) aproximace splajny; c) Linnovy horní propusti s $f_{mez} = 0,7$ Hz; d) Linnovy horní propusti s $f_{mez} = f_{ckg}$; e) algoritmu Siemens (u bodů c) a d) jsou čárkovanými čarami vyznačeny oblasti bez přechodového děje).

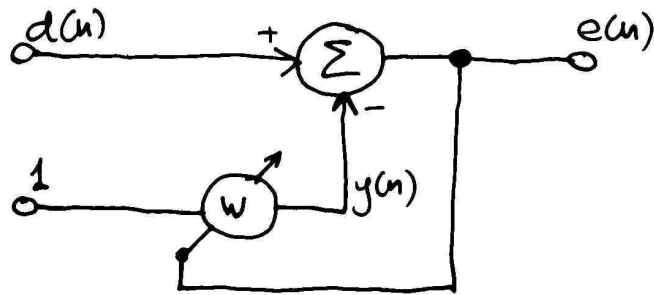


Obr. 3. Filtrace driftu nulové izolácie EKG — a) vstupní signál (svislými čarami znázorněny referenční body pro aproximaci splajny); odhad průběhu driftu a výstupní signál b) aproximace splajny (ve 4. cyklu chybně určen referenční bod); c) Linnovy horní propusti s $f_{mez} = f_{ckg}$ (čárkovanými čarami vymezena oblast bez přechodového děje).



Obr. 4. Filtrace driftu nulové izolácie EKG — a) vstupní signál (svislými čarami znázorněny referenční body pro aproximaci splajny); odhad průběhu driftu a výstupní signál b) aproximace splajny; c) Linnovy horní propusti s $f_{mez} = f_{ckg}$ (čárkovanými čarami vymezena oblast bez přechodového děje); d) algoritmu Siemens.

FILTRACE DRIFTU ADAPTIVNÍ FILTRY



$$y(n) = w(n)$$

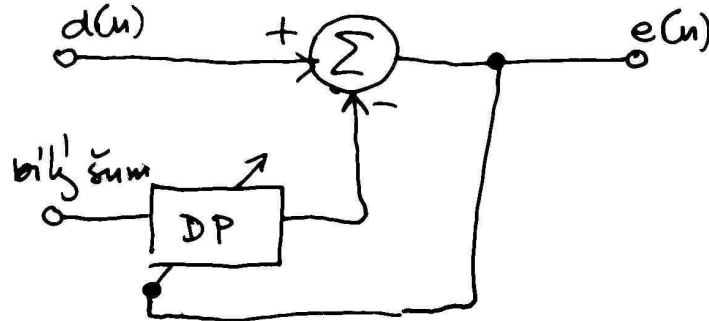
$$e(n) = d(n) - y(n) = d(n) - w(n)$$

LMS algoritmus

$$w(n+1) = w(n) + 2\mu e(n) =$$

$$= w(n)(1 - 2\mu) + 2\mu d(n)$$

$$\mu = \frac{\mu_{max}}{N} \dots \text{širka pásma}$$



MYOPOTENCIÁLY

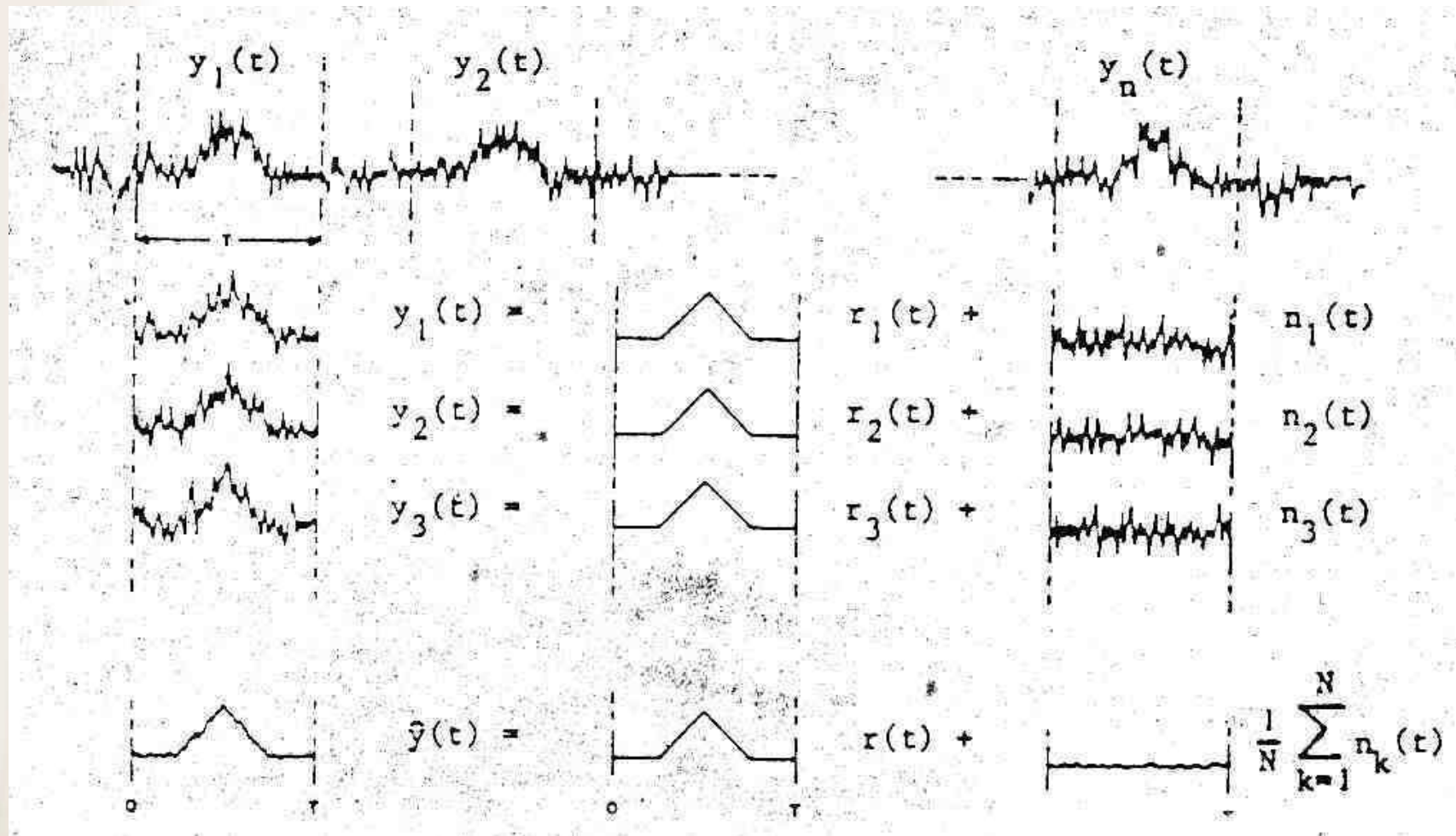
- ☑ překrývání spekter rušení a užitečného signálu ⇒ lineární filtry ???
- ☑ Draft IEC62D ... $f_{\text{mezDP}|_{3\text{dB}}} \in \langle 35; 45 \rangle$ Hz
sklon amplitudové charakteristiky v ZP max. - 6dB/okt.

MYOPOTENCIÁLY ZPRŮMĚŘOVÁNÍ

$$y(t + kT) = x(t + kT) + n(t + kT)$$

- signál $x(t)$ je časově invariantní;
- $n(t)$ je aditivní a nekorelovaný s $x(t)$;
- $n(t)$ je stacionární;
- $n(t)$ má normální rozložení s nulovým průměrem;

MYOPOTENCIÁLY ZPRŮMĚŘOVÁNÍ



MYOPOTENCIÁLY ZPRŮMĚŘOVÁNÍ

$$\tilde{y}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y(t+kT) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} r(t+kT) + \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} n(t+kT)$$

$$\tilde{y}(t) = r(t) + \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} n(t+kT)$$

$$E[\tilde{y}(t)] = E[r(t)] + \frac{1}{N} E\left[\sum_{k=0}^{N-1} n(t+kT)\right], \quad 0 \leq t < T$$

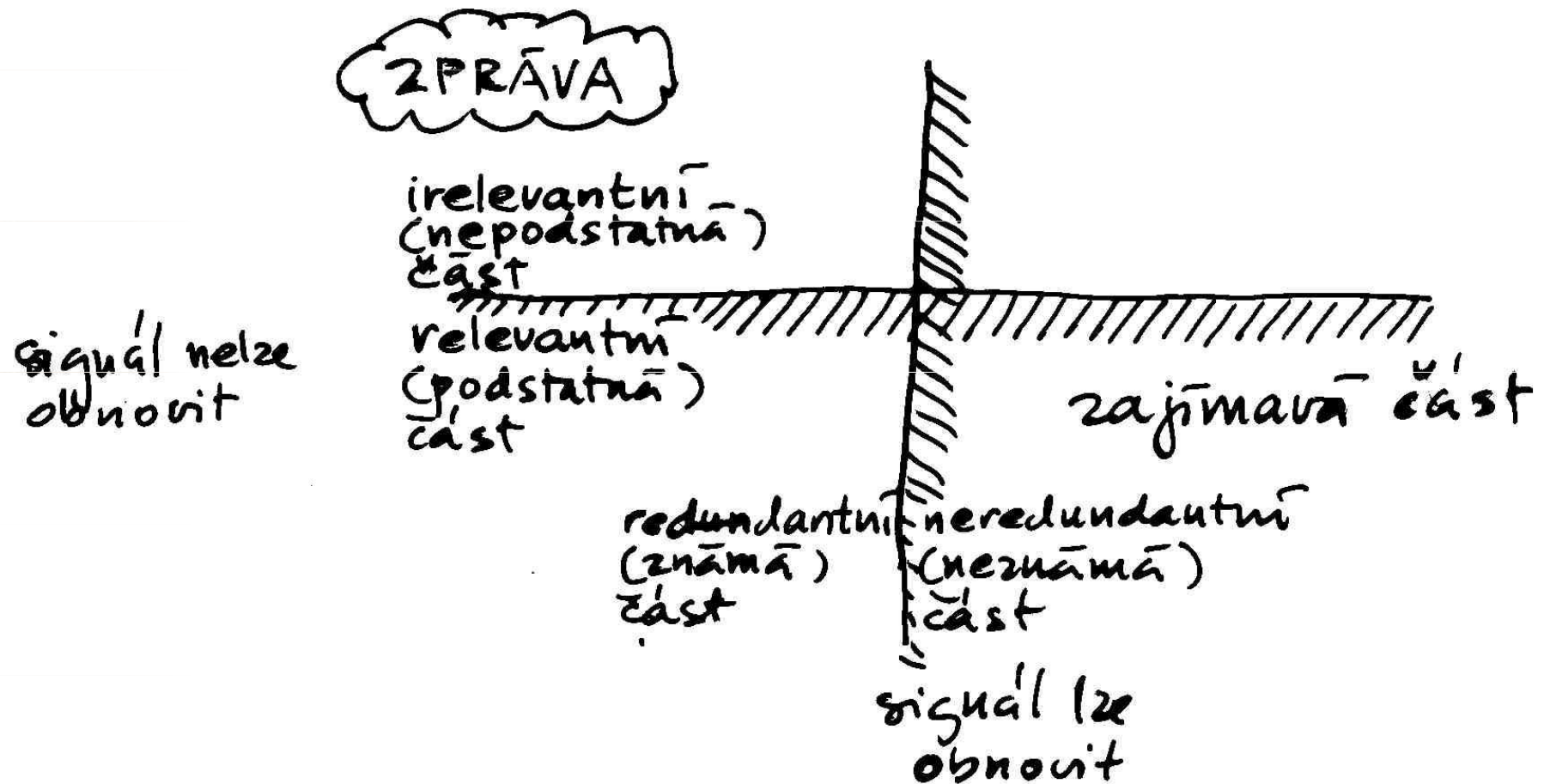
protože $E[n(t)]=0$ je

$$E[\tilde{y}(t)] = r(t)$$

MYOPOTENCIÁLY ZPRŮMĚŘOVÁNÍ

- rovnoměrné váhy
- exponenciální váhy
- adaptivní váhy podle obsahu šumu

REDUKCE DAT



REDUKCE DAT

PROČ?

PROTO: - přenos dat } vratná redukce
- uchování dat }
- snazší zpracování dat (reálný čas) } nevratná
- klasifikace } redukce

METODY

! neadaptivní - parametry redukčního systému jsou furt stejné používají se pro signály o známých dostatečně časově stálých vlastnostech

adaptivní - parametry redukčního systému se přizpůsobují okamžitým charakteristikám signálu; s výhodou se používají tam, kde charakteristiky signálu nejsou předem známy

REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

- ☑ odstranění deterministické složky signálu

$$e(n) = f(n) - f_e(n)$$

$e(n)$... hodnota n -tého vzorku
nedeterministické složky signálu;

$f(n)$... vzorek původního signálu;

$f_e(n)$... odhad původní hodnoty signálu,
představující hodnotu vzorku deterministické
složky signálu

REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

☑ predikční odhad

$$f_{ep}(n) = \sum_{j=1}^m a_j \cdot f(n-j)$$

$m \geq 1$ řád prediktoru

a_j ... váhový koeficient hodnoty $f(n-j)$ původního signálu

REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

☑ interpolační odhad

$$f_{ei}(n) = \sum_{j=1}^k a_j \cdot f(n-j) + \sum_{j=1}^l b_j \cdot f(n+j)$$

$$m = k + l \quad (k \geq 1; l \geq 1)$$

$a_j, b_j \dots$ váhové interpolační koeficienty

REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

☑ **diferenční odhad**

$$e(n) = d^{(m)}(n) = f(n) - \binom{m}{1} f(n-1) + \binom{m}{2} f(n-2) - \dots + (-1)^{m+1} f(n-m)$$

$$f_{ed}(n) = \binom{m}{1} f(n-1) - \binom{m}{2} f(n-2) + \dots + (-1)^{m+1} f(n-m)$$

zatímco funkci predikčního a interpolačního algoritmu určují řád i koeficienty, v případě diferenčního algoritmu jen řád

REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

- ☑ koeficienty a_j , b_j závisí na statistických vlastnostech signálu
- ☑ určí se různě – např. dle kritéria minimální střední kvadratické chyby, které zajistí nalezení redukované zprávy s minimálním rozptylem (minimální entropií – maximální redundancí – je-li Gaussovo rozdělení)

REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

- ☑ řád ... empiricky max. 2

$$e(n) = f(n) - a.f(n-1) - b.f(n-2)$$

- ☑ má-li být signál obnovitelný, pak a_j , b_j musí být celé



$$a = 2; b = -1$$

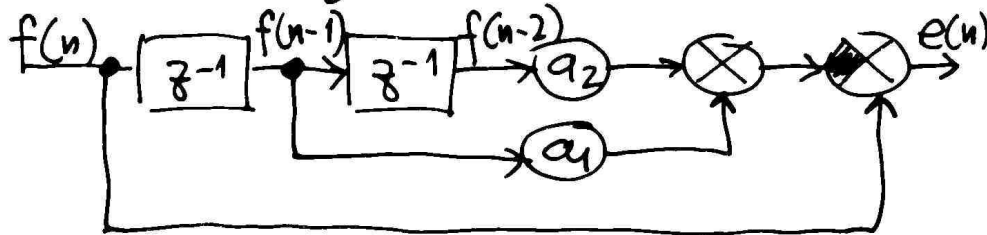
$$a = 1; b = 0$$

REDUKCE DAT

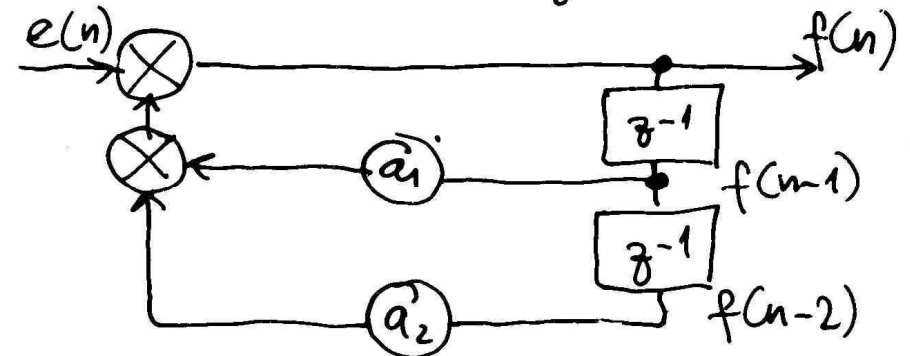
ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

redukční a rekonstrukční algoritmus

redukční algoritmus



rekonstrukční algoritmus



$$f(n) = e(n) + a_1 f(n-1) + a_2 f(n-2)$$

na mezi stabilitě - pozor na možnost poruč!

REDUKCE DAT

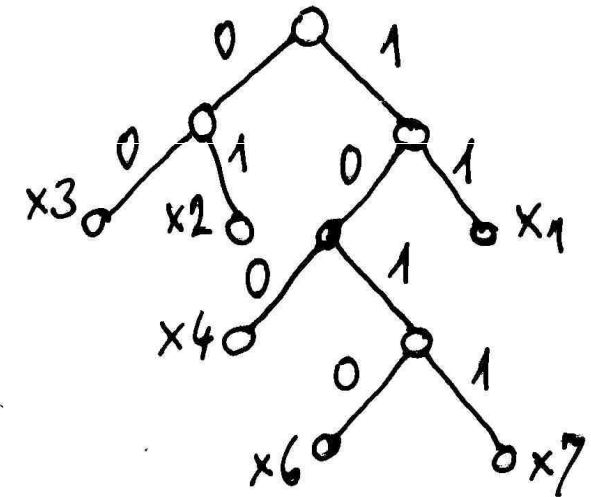
ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

kódy s minimální redundancí

Huffmanův kód

x_i	$P(x_i)$	konstrukce	kód
x_1	0,32		11
x_2	0,24		01
x_3	0,18		00
x_4	0,12		100
x_5	0,08		1011
x_6	0,06		1010

dekódovací strom



REDUKCE DAT

ALGORITMY VRATNÉ REDUKCE

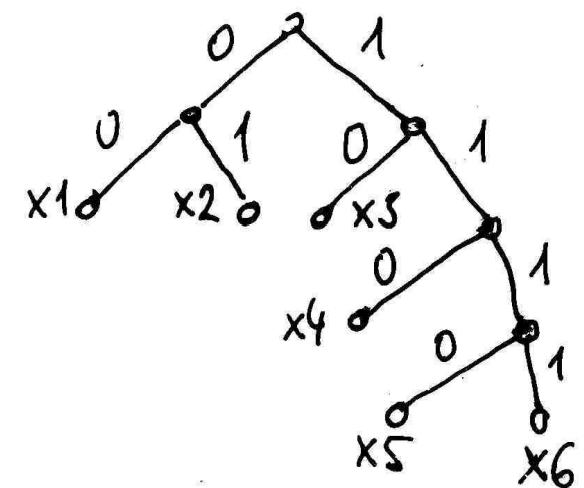
kódy s minimální redundancí

Shannonův-Fanův kód

Shannonův-Fanův kód

x_i	$P(x_i)$	konstrukce	kód
x_1	0,32	} 0,58 } 0	00
x_2	0,24		} 1
x_3	0,18	} 0,44 } 0,18 } 0	10
x_4	0,12		} 0,26 } 0
x_5	0,08	} 1 } 1 } 0	1110
x_6	0,06		} 1 } 1

dekódovací strom

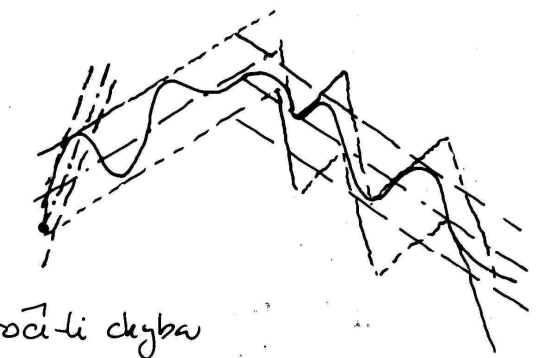
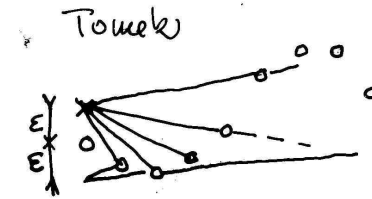
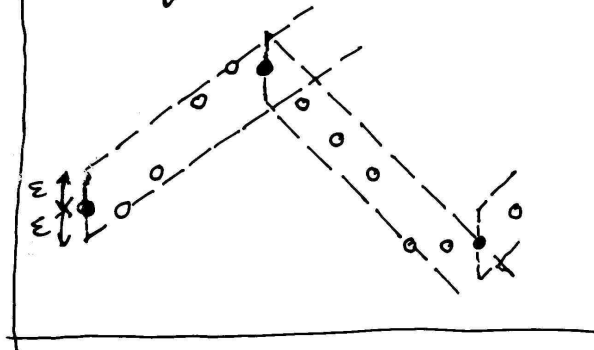


REDUKCE DAT

ALGORITMY NEVRATNÉ REDUKCE

- ☑ úsek signálu je nahrazen s určitou tolerancí funkcí, jejíž parametry reprezentují průběh reálných dat

predikce polynomem 1. řádu

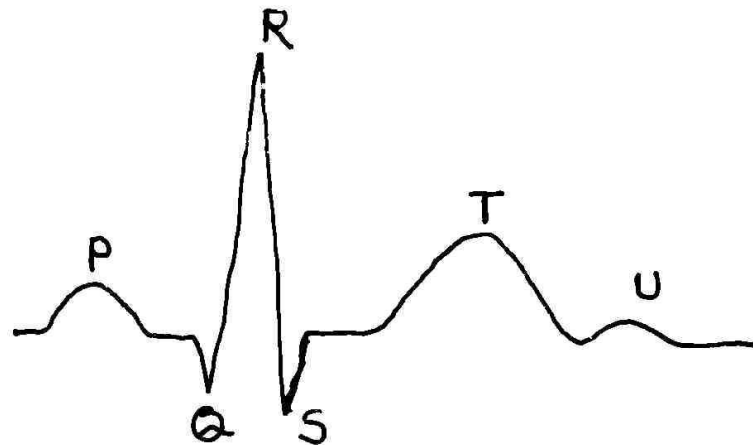


optimalizace délky úseků (iterační):

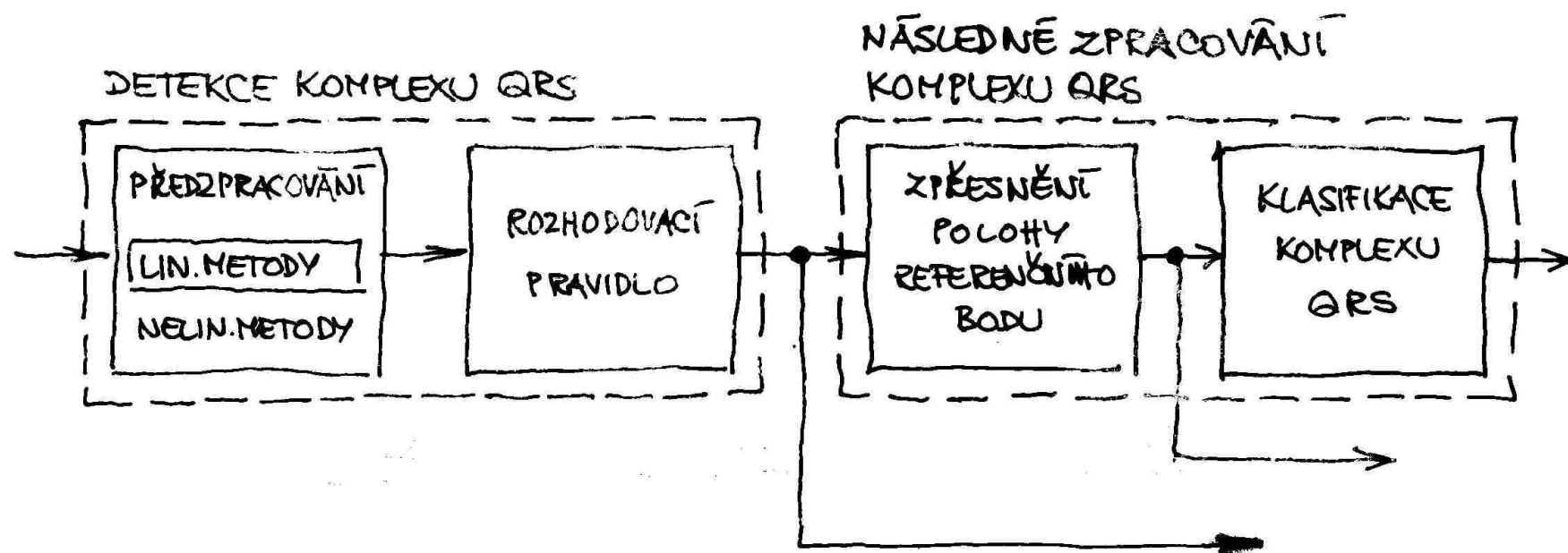
1. optimalizace polohy bodu zlomu
2. spojování sousedních úseků, nepřekročí-li chyba spojeného úseku povolenou mez
3. vzdělování úseků, jejichž chyba přesahuje povolenou toleranci v místě maximální chyby

DETEKCE VLN V SIGNÁLU EKG

- ☑ komplex QRS
- ☑ vlna P;
- ☑ vlna T



DETEKCE KOMPLEXU QRS



DETEKCE KOMPLEXU QRS

- ☑ problémy detekce QRS:
- ☑ změny morfologie fyziologického původu;
- ☑ změny morfologie způsobené technickými artefakty
 - myopotenciály
 - přechodné artefakty způsobené elektrodami
 - síťové rušení
- ☑ vysoké vlny P a T

DETEKCE KOMPLEXU QRS



DETEKCE KOMPLEXU QRS PŘEDZPRACOVÁNÍ

☑ **lineární metody**

souhlasná filtrace (matched filtering) ...
přizpůsobené filtry

(filtrace systémem s impulsní charakteristikou,
která má časově inverzní průběh, než
detekovaný signálový prvek)

DETEKCE KOMPLEXU QRS PŘEDZPRACOVÁNÍ

✓ lineární metody souhlasná filtrace

SOUHLASNĚ FILTRY :

PŘENOSOVÁ FUNKCE SOUHLASNĚHO FILTRU

$$K(j\omega) = c_1 \cdot S^*(j\omega) \cdot e^{-j\omega t_0}$$

kde $S(j\omega)$ je spektrální funkce hledaného užitečného signálu

IMPULSOVÁ ODEZVA SOUHLASNĚHO FILTRU

$$k(nT) = c_2 \cdot s(-nT),$$

kde $s(nT)$ je průběh hledaného užitečného signálu

VÝSTUPNÍ SIGNÁL PODLE KONVOLUČNÍHO TEOREMU

$$y(nT) = \sum_{u=0}^{M-1} x(uT) \cdot k(nT - uT) = c_2 \sum_{u=0}^{M-1} x(uT) \cdot s(uT - nT)$$

DISKRÉTNÍ KORELAČNÍ FUNKCE POSLOUPNOSTÍ $x(uT)$ A $s(uT)$

$$B_{sx}(nT) = \sum_{u=0}^{M-1} x(uT) \cdot s(uT - nT)$$

DETEKCE KOMPLEXU QRS PŘEDZPRACOVÁNÍ

☑ **lineární metody**

?! možné změny průběhu komplexů QRS \Rightarrow nelze klást konkrétní požadavky na časově invariantní filtr \Rightarrow je třeba vycházet z obecných vlastností

QRS – většina energie ve frekvenčním pásmu 5 ÷ 30 Hz, maximum v pásmu 10 ÷ 15 Hz, minimum rušení v pásmu 5 ÷ 20 Hz

DETEKCE KOMPLEXU QRS PŘEDZPRACOVÁNÍ

☑ **nelineární metody**

práce s jedním svodem \times s více svody

→ jeden svod - menší výpočetní náročnost;
menší množství informace; možnost selhání
při upadnutí svodu

1. určitě více než jeden, v případě že existuje;
2. max. 3 vyjadřují-li prostorovou aktivitu

DETEKCE KOMPLEXU QRS

PŘEDZPRACOVÁNÍ

- ☑ **nelineární metody**
vícesvodová detekce

modul vektoru prostorové rychlosti

$$z(n) = (\Delta x^2(n) + \Delta y^2(n) + \Delta z^2(n))^{1/2}$$

čtverec modulu vektoru prostorové rychlosti

$$z(n) = \Delta x^2(n) + \Delta y^2(n) + \Delta z^2(n)$$

funkce absolutních hodnot diferencí srovnávací napětí

$$z(n) = |\Delta x| + |\Delta y| + |\Delta z|$$

koincidenční funkce

$$z(n) = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$$

modul vektoru prostorového napětí

$$z(n) = (x^2(n) + y^2(n) + z^2(n))^{1/2}$$

diference modulu vektoru prostorového napětí

$$z(n) = \Delta((x^2(n) + y^2(n) + z^2(n))^{1/2})$$

DETEKCE KOMPLEXU QRS PŘEDZPRACOVÁNÍ

☑ **nelineární metody**

zvýraznění větších hodnot signálu a potlačení malých hodnot signálu

→ umocnění

→ $z(nT) = y^2(nT) * h_e(nT)$, kde $y(nT)$ je hodnota první diference nebo filtrovaného vstupního signálu

DETEKCE KOMPLEXU QRS

ROZHODOVACÍ KRITÉRIA

☑ základní prahová kritéria

- srovnání signálu s pevným prahem
- kombinace pevného strmostního kritéria a detektoru maxima

$$(x_i - x_{i-1}) \cdot (x_{i+1} - x_i) < 0$$

$$|x_i - x_{i-1}| > K$$

- detektor maxima s dvouprůchodovým detektorem prahovou úrovní

DETEKCE KOMPLEXU QRS

ROZHODOVACÍ KRITÉRIA

✓ adaptivní prahová kritéria

- proměnný práh \times proměnné zesílení signálu;
- proměnný práh podle dlouhodobých změn v signálu

\times

proměnný práh během srdečního cyklu

$$\alpha_1 \quad \text{pro } n = \tau + 1, \dots, \tau + D_1$$

$$\Theta(n) = f(n) \quad \text{pro } n = \tau + D_1 + 1, \dots, \tau + D_2$$

$$\alpha_2 \quad \text{pro } n = \tau + D_2 + 1, \dots,$$

kde $f(n)$ je monotónně klesající a $\alpha_1 \geq f(n) \geq \alpha_2$;

- logická pravidla;

DETEKCE KOMPLEXU QRS ROZHODOVACÍ KRITÉRIA

☑ **sekvenční prahové algoritmy**

- využívají znalosti vlastností signálu před i po okamžiku zpracování