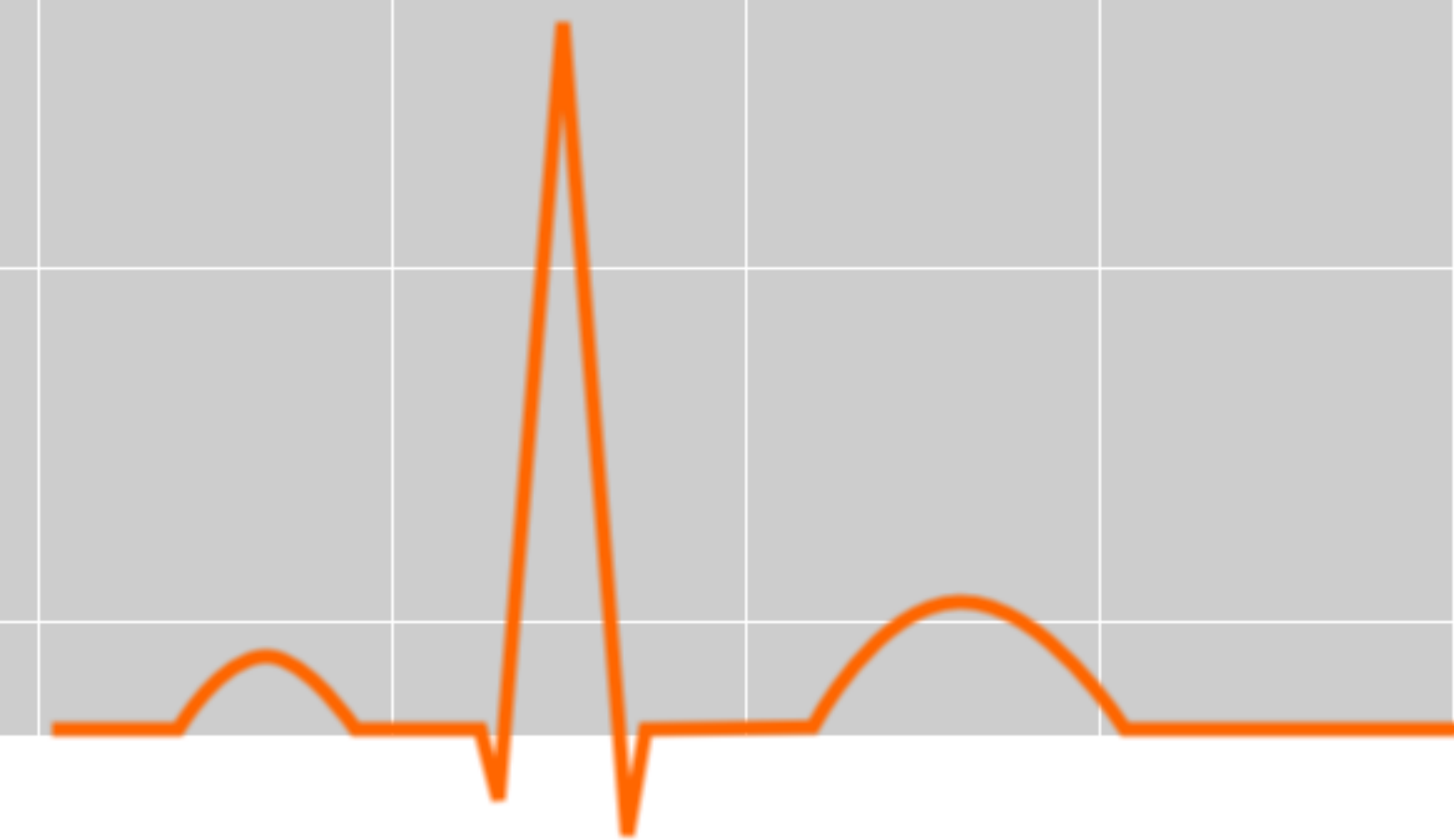




# ELEKTROKARDIOGRAM

## FILTRACE RUŠENÍ



### EKG

Grafická reprezentace časové závislosti rozdílů elektrických potenciálů, snímaných zpravidla z povrchu hrudníku, které vznikají jako důsledek šíření elektrického vzruchu svalovou tkání srdečních síní a komor.

### Požadavky na systémy zpracování signálu EKG

Při nahrávání signálu je třeba zabezpečit podmínky snímání tak, aby nahrávaný signál byl pokud možno prostý jakýchkoliv parazitních složek, které by snižovaly kvalitu záznamu.

FILTRACE, AŽ KDYŽ NENÍ MOŽNÉ ŠUM ODSTRANIT NASTAVENÍM PODMÍNEK VYŠETŘENÍ

Vyskytuje-li se přes veškerou snahu v záznamu signálu EKG rušení jakéhokoliv druhu, je nezbytné je v záznamu potlačit - jak pro potřeby zobrazení, tak pro následnou analýzu.

ODSTRANIT CO NEJVÍCE RUŠENÍ, UŽITEČNÝ SIGNÁL VŠAK NESMÍ BÝT VÝZNAMNĚ OVLIVNĚNÝ

### Filtrace síťového brumu

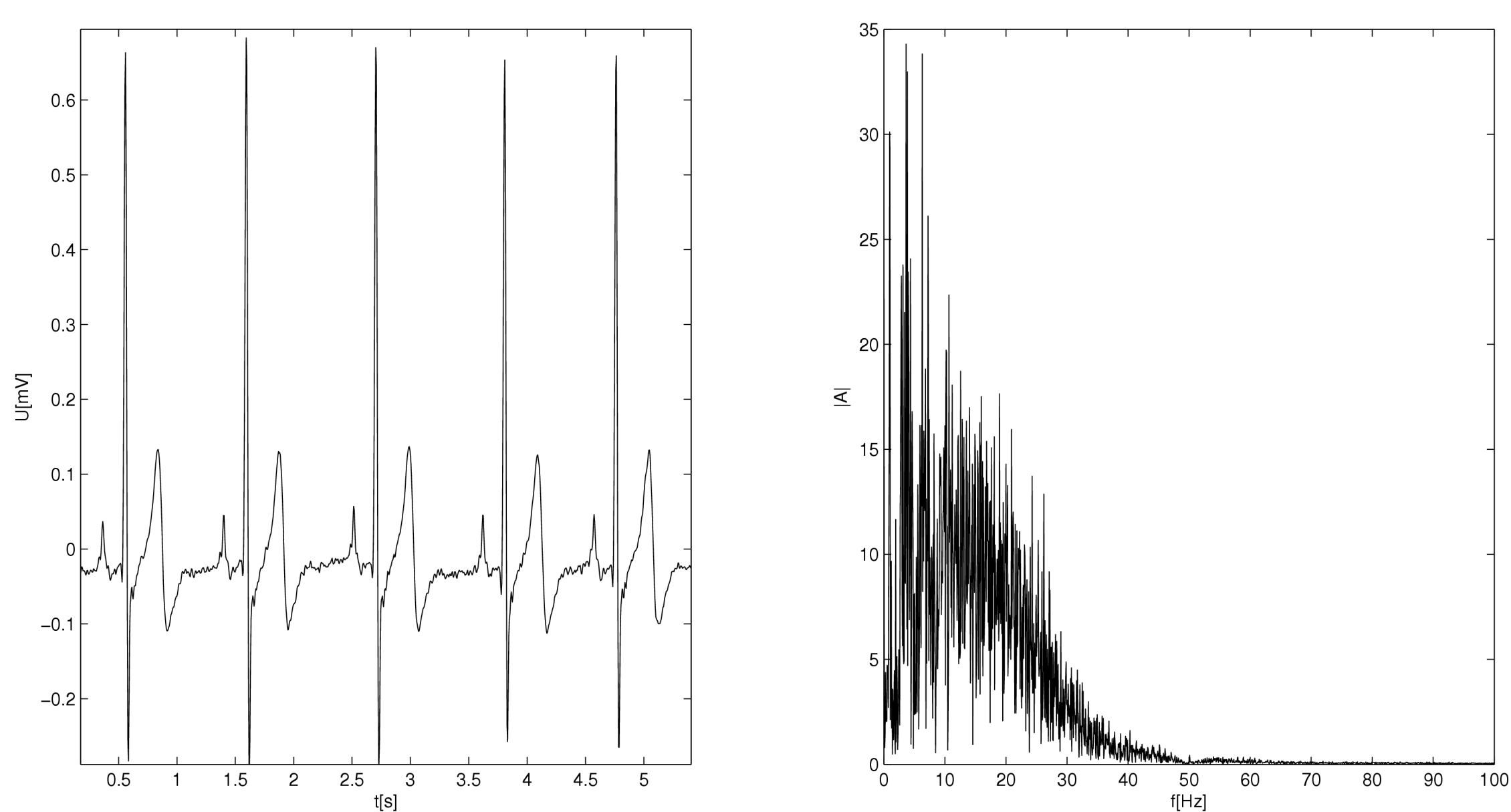
Prakticky mohou být použity tři principiálně odlišné postupy:

- a) frekvenční lineární filtry s co nejužším zadržovaným pásmem, aby bylo splněno pravidlo o nepoškození signálu EKG;
- b) adaptivní filtrace vycházející buď ze znalosti vlastností rušení nebo signálu EKG;
- c) nelineární heuristické algoritmy vycházející z ne vždy reálných předpokladů jako např. předpoklad o harmonickém průběhu rušení, předpoklad o nepřítomnosti myopotenciálů.

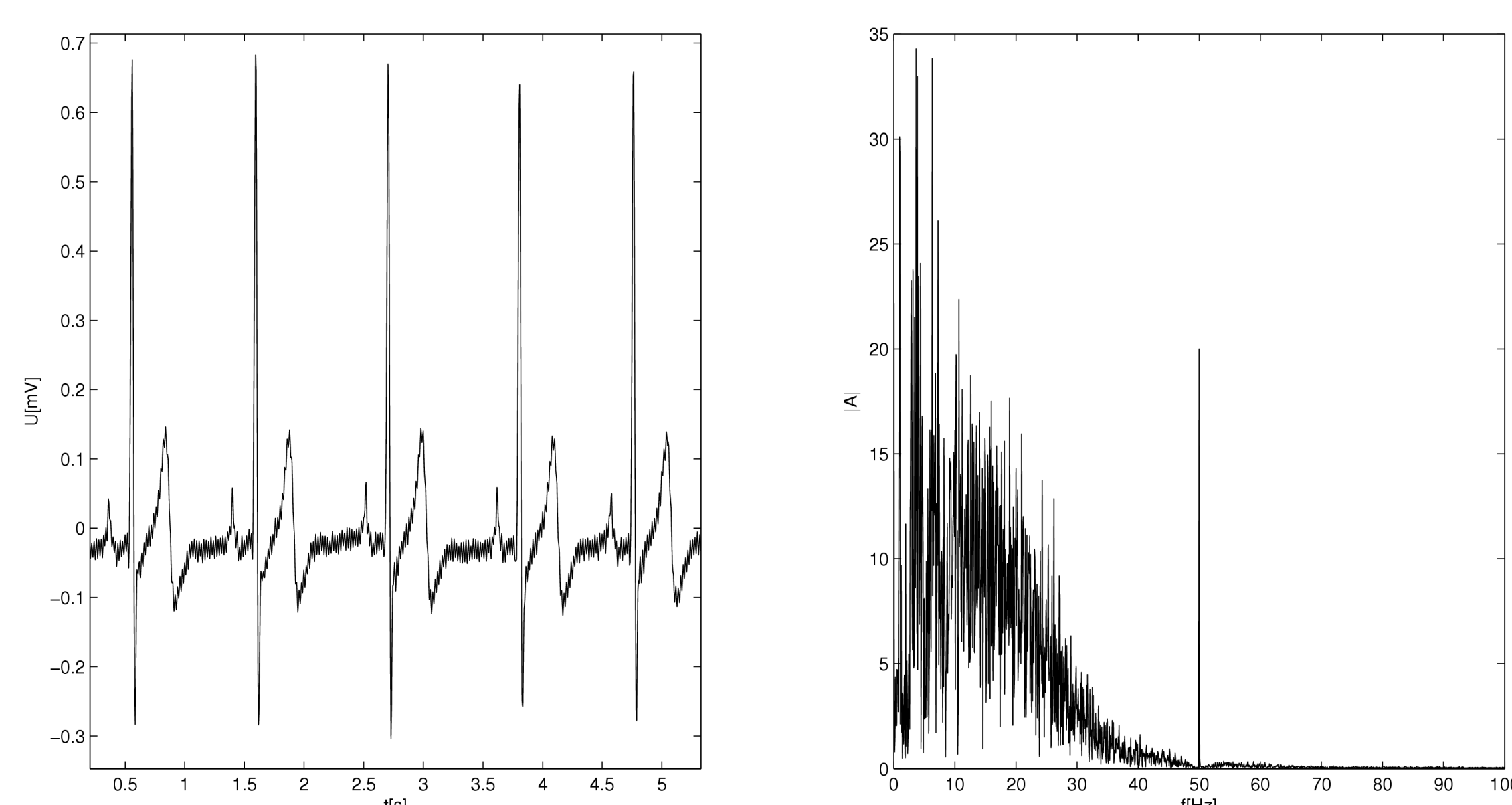
### Lineární filtrace

Lineární filtry, které ze směsi signálu EKG se šumem odstraňují určité pásmo kolem frekvence 50 Hz, zasahují i do spektrálního obsahu signálu EKG a mohou nepříznivě ovlivnit jeho tvar. Aby byl tento nepříznivý vliv na užitečný signál minimalizován, je třeba, aby zadržované pásmo bylo co nejužší.

Principiálně jsou pro návrh číslicových filtrů pro odstranění síťového brumu ze signálu EKG dvě možnosti - filtry s nekonečnou impulsní odezvou (IIR) a filtry s konečnou impulsní odezvou (FIR).



Obr. 1 Časový průběh a spektrum signálu EKG bez síťového brumu

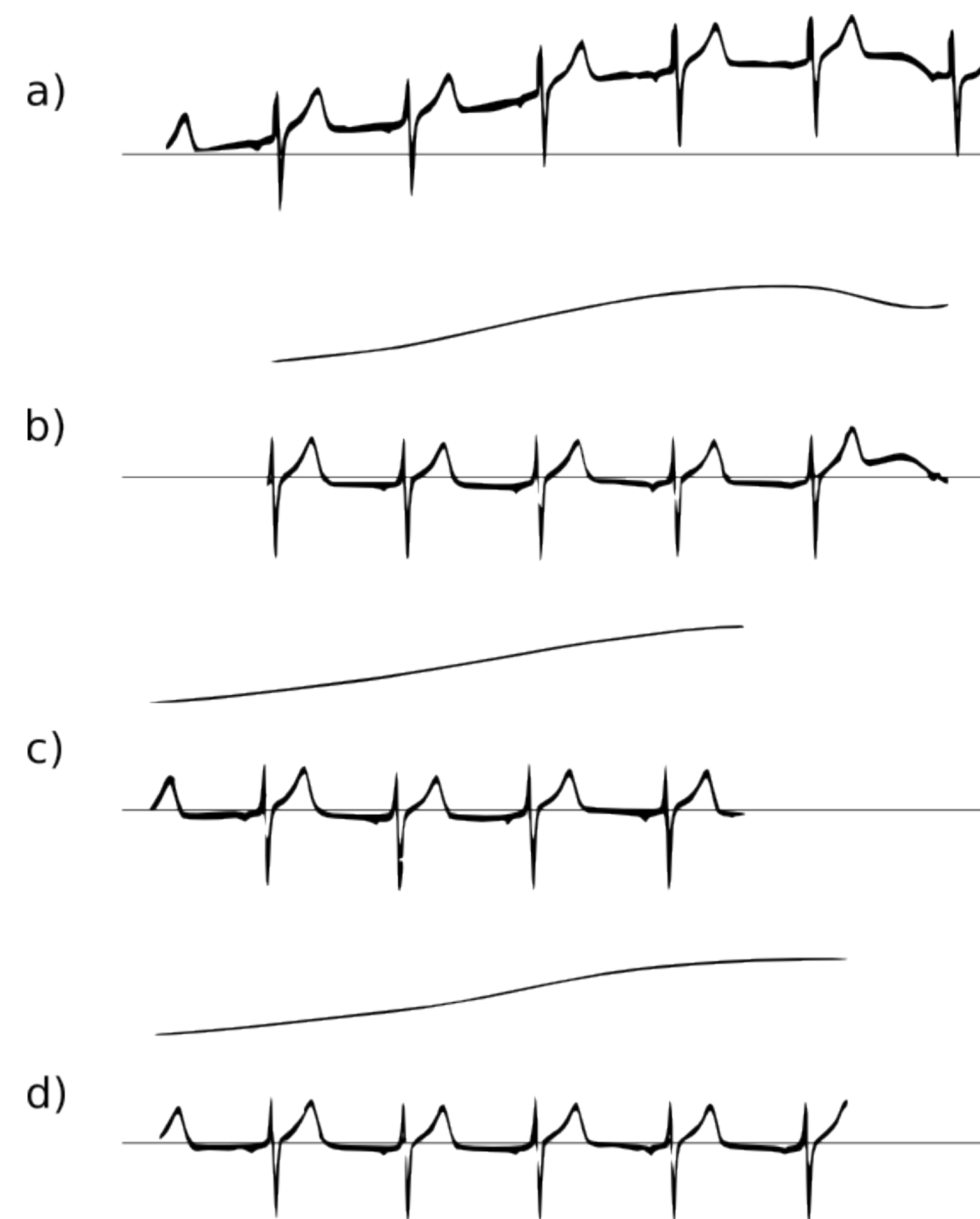


Obr. 2 Časový průběh a spektrum signálu EKG včetně síťového brumu na 50Hz

### Filtrace driftu izoelektrické linie

Prakticky se používají následující přístupy:

- a) lineární filtrace horní propustí s pevně nastavenou mezní frekvencí (v případě filtru s lineární fázovou charakteristikou je to nejčastěji 0,6 - 0,7Hz);
- b) lineární filtrace horní propustí s mezní frekvencí přizpůsobenou srdečnímu rytmu;
- c) odečtení polynomiálního odhadu kolísání driftu izoelektrické linie vstupního signálu. Odhad se zpravidla určuje zpravidla pomocí po částech nelineární aproximace, např. splajnem;
- d) nelineární heuristické algoritmy vycházející z určitých předpokladů o vlastnostech signálu EKG a jeho rušení.



Obr. 3 Filtrace driftu nulové izoliny EKG - a) vstupní signál; b) odhad a odstranění driftu aproximací splajnem; odhad driftu a filtrace Lynnovými horními propustmi s mezní frekvencí - c)  $f_{mez} = 0,7\text{Hz}$ ; d)  $f_{mez} = f_{EKG}$

### Filtrace myopotenciálu

Složky myopotenciálů frekvenčně zasahují do spektra signálu EKG. Proto je lineární filtrace buď málo účinná nebo nepříznivě ovlivňuje signál EKG. Z tohoto důvodu je nezbytné pro odstranění myopotenciálů používat jiných postupů, např. zprůměrování.

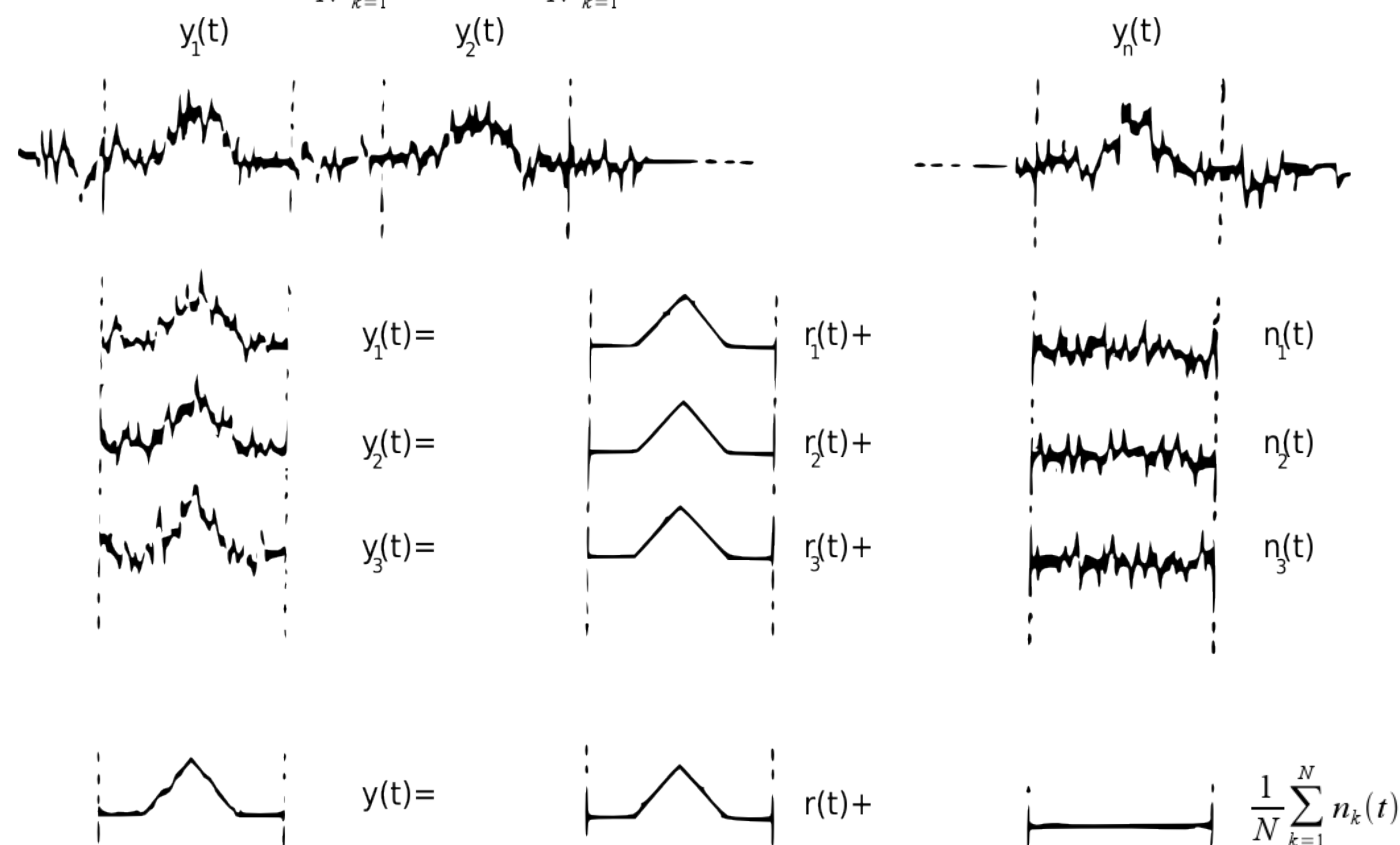
### Zprůměrování

Předpokládejme, že signál  $y(t)$  je aditivní směsí užitečné  $r(t)$  a šumové  $n(t)$  složky

$$y(t) = r(t) + n(t).$$

Odhad užitečné složky signálu se vypočte jako

$$\hat{y}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N r(t+kT) + \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N n(t+kT) \approx E[r(t)] + E[n(t)] = r(t) + 0$$



Obr. 4 Princip zprůměrování