

EKG

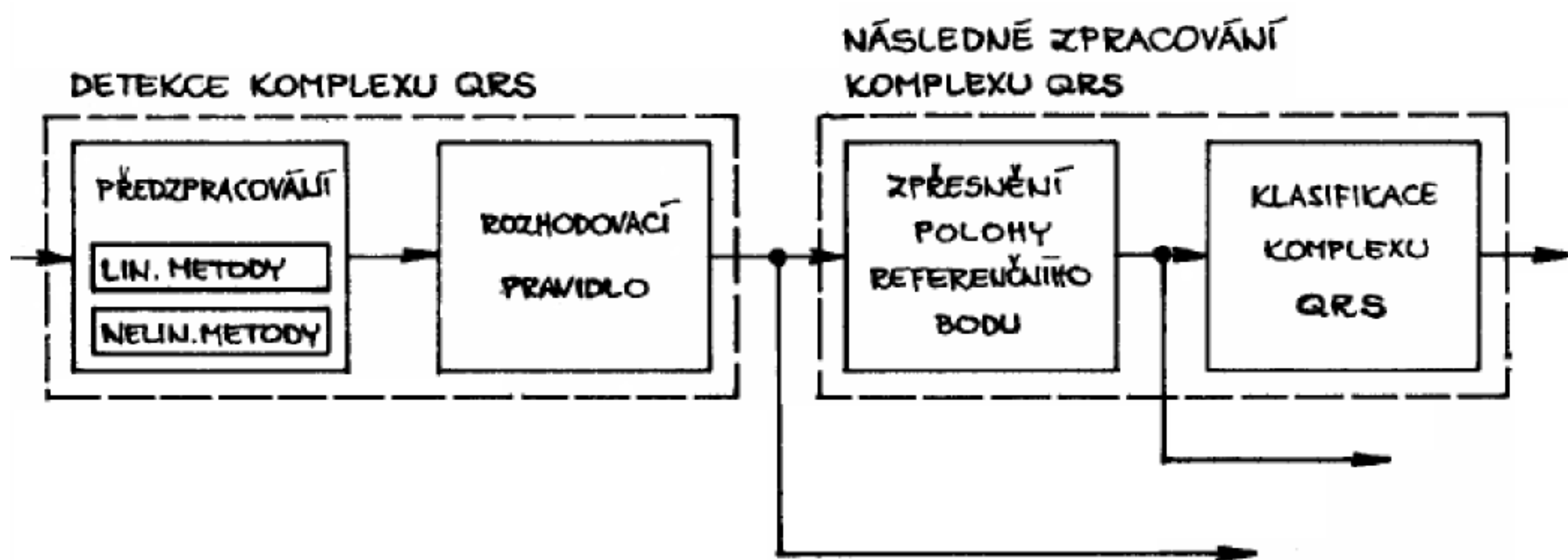
Grafická reprezentace časové závislosti rozdílu elektrických potenciálů, snímaných zpravidla z povrchu hrudníku, které vznikají jako důsledek šíření elektrického vzruchu svalovou tkání srdečních síní a komor.

Detekce komplexu QRS

Detekce komplexu QRS, obecně nejvýraznějšího útvaru v průběhu signálu EKG, je základní procedurou jakékoliv počítačové analýzy EKG. Na její spolehlivosti, přesnosti a rychlosti většinou závisí i kvalita celkových výsledků zpracování. Detektory QRS se musí umět vypořádat se značnou variabilitou průběhu signálu EKG způsobenou pozvolnými i náhlými fyziologickými změnami tvaru komplexu QRS, ale i technickými artefakty způsobenými rychlými změnami polohy nulové úrovně, síťovým nebo impulsním rušením, svalovými potenciály, případně budicími impulsy kardiostimulátorů. Kromě těchto potíží je nutné, aby tyto algoritmy spolehlivě zvládly detekci i v přítomnosti vysokých a strmých vln T nebo P.



Obr. 1 Příklady variability morfologie signálu EKG - komorové extrasystoly ve dvou horních křivkách; respirační modulace vln R; myopotenciály; impulsní rušení; vysoké vlny P; vysoké vlny T



Obr. 2 Obecné blokové schéma detektoru komplexu QRS

Účelem předzpracování při detekci komplexu QRS je zvýraznit ve zpracovávaném signálu právě jen komplex QRS a ostatní složky signálu, včetně artefaktů a šumu, co nejvíce potlačit. Tento blok většinou využívá jak lineárních, tak nelineárních algoritmů.

Lineární metody

Operací, pomocí které lze vyhledat v signálu ovlivněném šumem prvek určitého tvaru, je tzv. *souhlasná filtrace* (matched filtering). Souhlasný filtr je takový lineární systém, jehož impulsní charakteristika $g(nT)$ má časově inverzní průběh než detekovaný signálový prvek. Je-li tedy pro impulsní charakteristiku

$$g(nT) = c \cdot s(-nT),$$

kde $s(nT)$ je průběh hledaného úseku signálu, pak pro výstupní signál souhlasného filtru určený pomocí konvolučního vztahu platí

$$y(nT) = \sum_{m=0}^{N-1} x(nT) \cdot g(nT - mT) = c \cdot \sum_{m=0}^{N-1} x(nT) \cdot s(mT - nT)$$

Srovnáme-li tento vztah s výrazem pro diskrétní korelační funkci, jež má pro posloupnosti $x(nT)$ a $s(nT)$ tvar

$$y(nT) = \sum_{m=0}^{N-1} x(nT) \cdot s(mT - nT),$$

zjistíme, že oba výrazy jsou až na konstantu úměrnosti stejné. Lze tedy konstatovat, že tzv. souhlasný filtr je systém počítající korelaci mezi průběhem určitého signálového prvku a daného signálu.

Nelineární metody

Základní nelineární operací při detekci komplexu QRS je výpočet druhé mocniny předzpracovaného signálu, která dále relativně zvýrazňuje vyšší hodnoty signálu od menších.

Nejvýraznější vlastností komplexu QRS ve srovnání s ostatními úseky signálu EKG je rychlost změny signálové úrovně, v číslicové reprezentaci vyjádřené pomocí diference. Při výpočtu detekčního signálu ze tří svodů tuto geometrickou představu nejlépe vyjadřuje velikost modulu prostorové rychlosti

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

Tuto hodnotu je nutné počítat pro každý vzorek signálu a jelikož výpočetní pracnost druhé odmocniny je poměrně vysoká a navíc není důležitá absolutní úroveň vypočtené hodnoty, nýbrž pouze relativní srovnání s jinými hodnotami či prahem, tak se používá zjednodušeného vzorce pro výpočet čtverce modulu prostorové rychlosti

$$u(nT) = \Delta x^2(nT) + \Delta y^2(nT) + \Delta z^2(nT).$$

V některých případech (tam kde jsou komplexy výrazné a dostatečně odlišné od ostatních částí signálu EKG, příp. šumu) lze vystačit s funkcí absolutních hodnot diferencí svodových napětí

$$u(nT) = |\Delta x(nT)| + |\Delta y(nT)| + |\Delta z(nT)|.$$

Rozhodovací kritéria

Mezi *základní rozhodovací pravidla* patří srovnání signálu s neměnnou prahovou hodnotou, kde spolehlivost může být zvyšována kombinací s dalšími kritérii, jako je např. kombinace pevného strmostního kritéria a detektoru maxima, tj.

$$\begin{aligned} (x(nT) - x(nT-1)) \cdot (x(nT)+1 - x(nT)) &< 0 \\ |x(nT) - x(nT-1)| &> K. \end{aligned}$$

V *adaptivních rozhodovacích pravidlech* hodnota prahu reaguje na průběžné změny hodnot maxim předzpracovaného signálu v dlouhodobém záznamu. Při kontinuálním monitorování srdeční činnosti. Může přiřazovat různou váhu extrémům předzpracovaného signálu v rámci jednoho srdečního cyklu po dobu přibližně 300 ms po předcházející excitaci. Funkční vyjádření takto proměnného prahového kritéria můžeme psát

$$\Theta(nT) = \begin{cases} \alpha_1 & \text{pro } n = \tau + 1, \dots, \tau + D_1 \\ f(nT) & \text{pro } n = \tau + D_1 + 1, \dots, \tau + D \\ \alpha_2 & \text{pro } n = \tau + D_2 + 1, \dots, \end{cases}$$

kde $f(nT)$ je monotónně klesající a $\alpha_1 \geq f(nT) \geq \alpha_2$.

Detekce vlny P

a) vázané vlny P na komplex QRS

Detekce vázaných vln P spočívá v nalezení dostatečně velkých výchylek v předzpracovaném signálu před komplexem QRS, jejichž vzdálenost od komplexu zůstává ve sledovaném záznamu signálu relativně stabilní.

b) nevázané vlny P na komplex QRS

Při detekci nevázaných vln P se nepředpokládá žádná apriorní informace o poloze hledaných vln a úloha spočívá buď ve slepém prohledávání intervalů signálu mezi konci vlny T a začátky komplexu QRS s tím, že jakákoliv dostatečně významná nenulová výchylka je považována za vlnu P nebo ve vyhledávání určitého specifikovaného tvaru ve zmíněných částech signálu EKG (založeno na korelační analýze).

Detekce vlny T

Vlna T vyjadřuje repolarizační fázi činnosti srdečních buněk, která následuje po jejich depolarizaci popsané komplexem QRS. Z toho vyplývá, že výskyt vlny T je vždy jednoznačně vázán na přítomnost komplexu QRS. Tedy, je-li v signálu EKG detekován komplex QRS, není třeba rozhodovat o přítomnosti vlny T. Základní informací o vlně T, kterou je vhodné z hlediska následné analýzy stanovit, je proto především údaj o jejím konci.