

Seminární práce z předmětu KI/PZS

Počítačové zpracování signálu I.

JAN HRANIČKA

Osobní číslo: F24132

Obsah

1	Zadání	2
1.1	Část 1: Výpočet tepové frekvence z EKG	2
1.2	Část 2: Výpočet korelace měřených signálů	2
2	Postup řešení	2
2.1	Postup pro Část 1: Detekce R-vrcholů (Pan-Tompkins)	2
2.2	Postup pro Část 2: Korelační analýza a zarovnání	2
3	Výsledky	2
3.1	Validace algoritmu (MIT-BIH)	2
3.2	Tepová frekvence řidičů (DRIVE DB)	3
3.3	Korelace signálů (CHARIS DB)	3
4	Závěr	5

1 Zadání

1.1 Část 1: Výpočet tepové frekvence z EKG

Cílem první části práce je navrhnout algoritmus pro automatickou detekci R-vrcholů v EKG signálech z databáze **DRIVE DB**. Následně je úkolem ověřit přesnost tohoto algoritmu na referenční databázi **MIT-BIH** přímým porovnáním s anotacemi expertů.

1.2 Část 2: Výpočet korelace měřených signálů

Druhá část je zaměřena na provedení korelační analýzy mezi signály EKG, ABP (krevní tlak) a ICP (vnitrolební tlak) u 13 pacientů z databáze **CHARIS DB**. Úkol zahrnuje sjednocení vzorkovací frekvence, ošetření chybějících dat pomocí interpolace a časové zarovnání signálů na dominantní vrchol s využitím křížové korelace.

2 Postup řešení

2.1 Postup pro Část 1: Detekce R-vrcholů (Pan-Tompkins)

Pro detekci byl zvolen algoritmus Pan-Tompkins, který pracuje v několika krocích:

1. **Filtrace:** Pásmová propust 5–15 Hz pro odstranění šumu a zvýraznění QRS komplexů.
2. **Derivace a umocnění:** Převedení strmých hran na energetické špičky.
3. **Integrace:** Vyhlazení signálu klouzavým oknem.
4. **Prahování:** Adaptivní hledání špiček s minimálním rozstupem mezi tepy.

2.2 Postup pro Část 2: Korelační analýza a zarovnání

Protože tlakové vlny (ABP, ICP) následují za elektrickým impulsem srdce (EKG) s fyziologickým zpožděním, byla použita funkce `correlate` k nalezení optimálního posunu (*lag*). Signály byly centralizovány odečtením průměru a převzorkovány na jednotnou frekvenci 100 Hz pro zajištění kompatibility dat.

3 Výsledky

3.1 Validace algoritmu (MIT-BIH)

Před nasazením na data řidičů byl algoritmus otestován na databázi **MIT-BIH**.

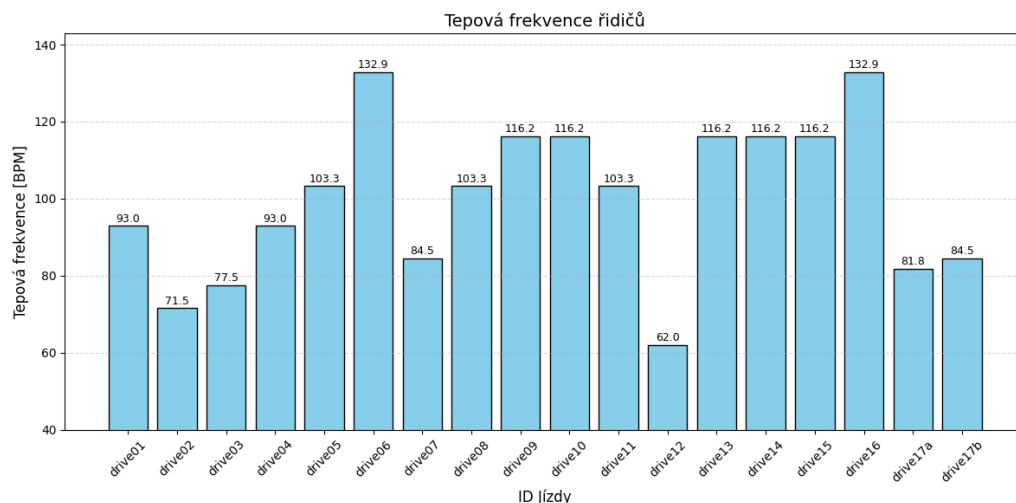
Záznam	Senzitivita (%)	Přesnost (%)
16265	99,6 %	100,0 %
16272	95,3 %	98,7 %
16273	99,8 %	100,0 %
16420	99,7 %	100,0 %
16483	99,9 %	53,9 %
16539	99,7 %	99,3 %
16773	74,9 %	100,0 %
16786	99,9 %	99,6 %
16795	99,7 %	73,4 %
17852	99,6 %	100,0 %
17453	99,6 %	100,0 %
18177	99,5 %	99,6 %
18184	99,8 %	99,8 %
19088	98,6 %	86,6 %
19090	99,7 %	99,9 %
19093	97,4 %	72,6 %
19140	99,9 %	56,7 %
19830	99,4 %	100,0 %

CELKOVÁ SENZITIVITA: 97,73 % (Schopnost najít tepy)

CELKOVÁ PŘESNOST: 87,73 % (Odolnost vůči šumu)

3.2 Tepová frekvence řidičů (DRIVE DB)

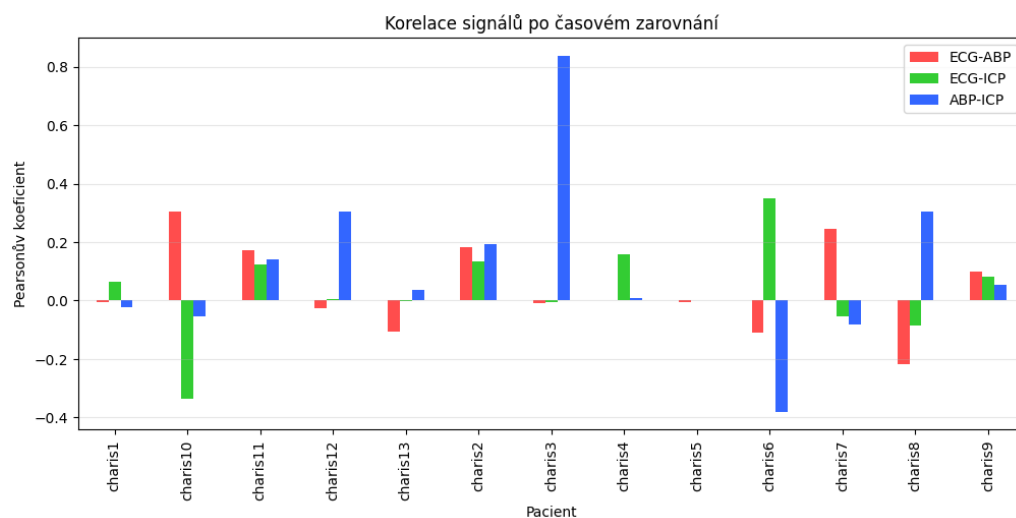
Následující graf zobrazuje vypočtenou tepovou frekvenci pro jednotlivá měření v databázi DRIVE DB.



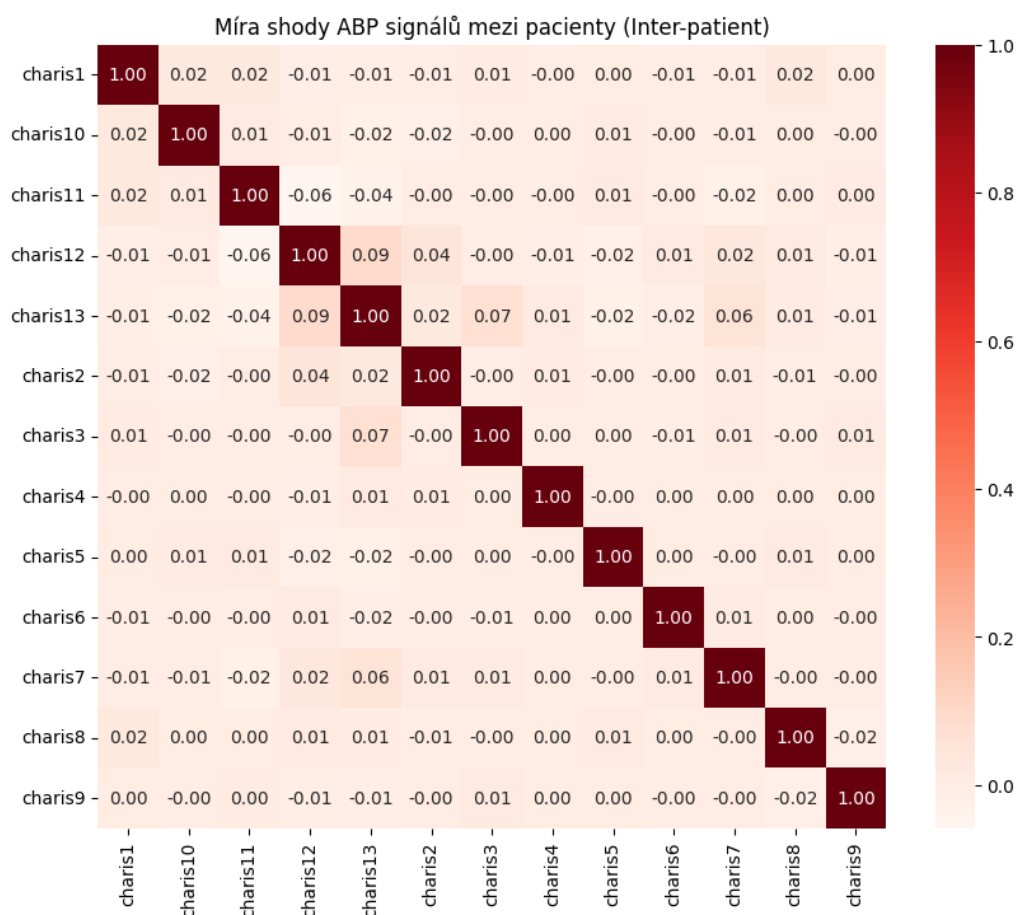
Obrázek 1: Průměrná tepová frekvence [BPM] u jednotlivých subjektů.

3.3 Korelace signálů (CHARIS DB)

Po časovém zarovnání signálů na dominantní vrchol byly vypočteny korelační koeficienty. Bez zarovnání by korelace vykazovaly hodnoty blízké nule.



Obrázek 2: Matice korelací ABP signálů mezi všemi 13 pacienty.



Obrázek 3: Míra shody ABP signálů mezi pacienty (Inter-patient).

4 Závěr

V první části zaměřené na detekci tepů dosáhl algoritmus celkové senzitivity přes 97 %, což potvrzuje jeho vysokou robustnost i při zpracování reálných dat s výskytem artefaktů.

Druhá část práce prokázala, že pro korektní analýzu vícesvodových medicínských dat je kritickým krokem časové zarovnání. Po synchronizaci signálů na dominantní vrchol vykazují signály EKG a ABP silnou fyziologickou vazbu, což je jasně patrné z výsledných korelačních matic.