

Orvosbiológiai számítógépes gyakorlatok

(BMEVITMM203)

Mérési jegyzőkönyv

OSG M2: EKG felvételek kiértékelése

Készítették:

Jánosa Dávid Péter (FDSA7Y)

Mokánszki Béla (FA8YEZ)

Veres Dániel Sándor (GLZPT9)

2014. április 17.



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Tartalom

Bevezető.....	2
Elméleti háttér.....	2
A mérés célja.....	2
Felhasznált eszközök.....	2
1. Feladat: alapvonalvándorlás.....	3
2. feladat: 50 Hz-es zajok szűrése.....	6
3. feladat: 35 Hz-es aluláteresztő szűrés	10
4. Feladat: R hullám detektálása.....	14
Algoritmus.....	14
Értékelés.....	16
6. Feladat: FAN tömörítés	18

Bevezető

Elméleti háttér

A számítógépes jelfeldolgozás a modern orvostudomány elengedhetetlen része. Bár a digitál-analóg konverzió előtti megfelelő analóg szűrők használata már csak a Shannon tétel miatt is mindig kulcskérdés lesz, az analóg jelfeldolgozás jelentősége folyamatosan csökken, a jelfeldolgozást ma már szinte mindig processzorok, vagy digitális jelfeldolgozó céláramkörök végzik.

Így van ez az EKG esetében is. Az EKG mérésből származó nyers jel általában kiértékelhetetlenül zajos: sújtja az alapvonal vándorlás, a hálózati 50 Hz, az izmok és a légzés zaja, valamint az esetleges elektróda-kontakt problémák. Ezen jelenségek kompenzálásához ma már minden esetben digitális szűrőket használnak. Azonban fontos még egyszer kiemelni, hogy bár a modern EKG berendezések változatos funkcióit (QRS detektálás, kései potenciálok észlelése, RR távolság elemzése, stb.) analóg módon nem lehetne megvalósítani, a megfelelő közösjel elnyomású analóg erősítők és a szintén a közösjel elnyomást javító analóg Driven Right Leg rendszerek nélkül a legjobb digitális algoritmusok sem lennének képesek megfelelő eredményeket elérni.

Egy másik lényeges probléma a digitális jelfeldolgozásban a rögzítésre került nagy adatmennyiség tárolása, ezért kulcsfontossággal bírnak az adattömörítő eljárások is.

A mérés célja

A mérés során a HHMD EKG regisztrátumait felhasználva elemezzük a különböző szűrési eljárások szükségességét és hatásosságát. Vizsgálni fogjuk az alapvonalvándorlást, az 50 és 35 Hz-es szűrést, a QRS detektálást és a FAN tömörítési algoritmust.

Felhasznált eszközök

Személyi számítógép MATLAB programmal, saját, HHMD-val készült EKG regisztrátumok. A regisztrátumok felvételi körülményeiről az M1-es mérés jegyzőkönyve tartalmaz részletes információkat.

1. Feladat: alapvonalvándorlás

Jellemezze az EKG regisztrátum alapvonal vándorlását!

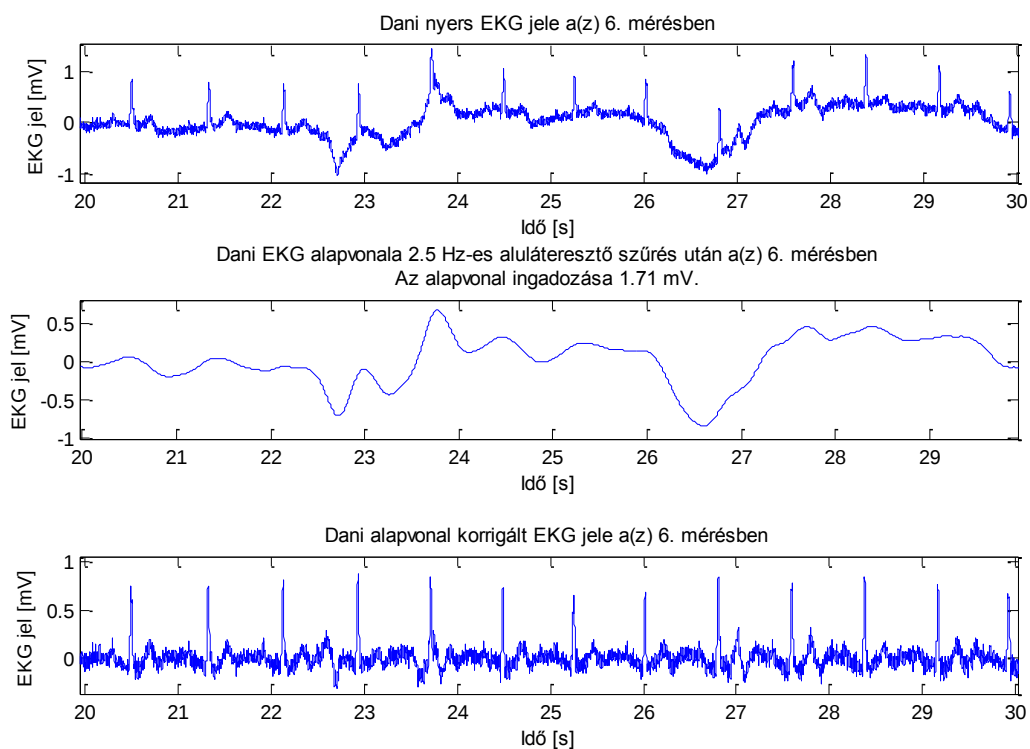
Az EKG regisztrátumok kiértékelését megnehezíti, ha a QRS komplexek, R és P hullámok nem azonos szintről indulnak, azaz az EKG alapvonala a mérés során vándorol. Ez megnehezíti a csúcsok egymáshoz képesti értékelését, valamint az EKG formai értelmezését is, így az alapvonal korrekció minden diagnosztikus EKG mérés lényeges eleme. A korrekción túl azonban érdemes a vándorlás mértékét is valamilyen könnyen értelmezhető számmal jellemezni, mivel az alapvonal vándorlás egyik fő oka a rosszul felhelyezett elektróda, vagy nem megfelelő kontakt gél lehet. Ez pedig további torzító hatást vihet a rendszerbe, mely nehezen lenne észrevehető. Így a nagy alapvonal vándorlás, bár önmagában kompenzálható, felveti az ismételt mérés szükségességét.

A MATLAB programunkban az alapvonalat az alábbi módon szűrtük:

Először a nyers regisztrátumot 2,5 Hz-es töréspontú, harmadfokú Butterworth aluláteresztő szűrővel szűrtük, így megkaptuk a nyers alapvonalat. Bár ez a szűrő a légzés hatásait is feltehetően jelentősen csökkenti az EKG jelen, azonban a mostani kiértékelésben ezen élettani aspektusra nem fogunk koncentrálni, sokkal fontosabb a lesz QRS komplexek megfelelő detektálhatósága, amihez egy erősebb alapvonal kompenzáció feltétlenül hasznos lesz. A szűrés után kapott görbét pontonként kivonjuk az eredeti jelből, így egy jól korrigált EKG regisztrátumot kapunk, ahogy azt majd az ábra is mutatja.

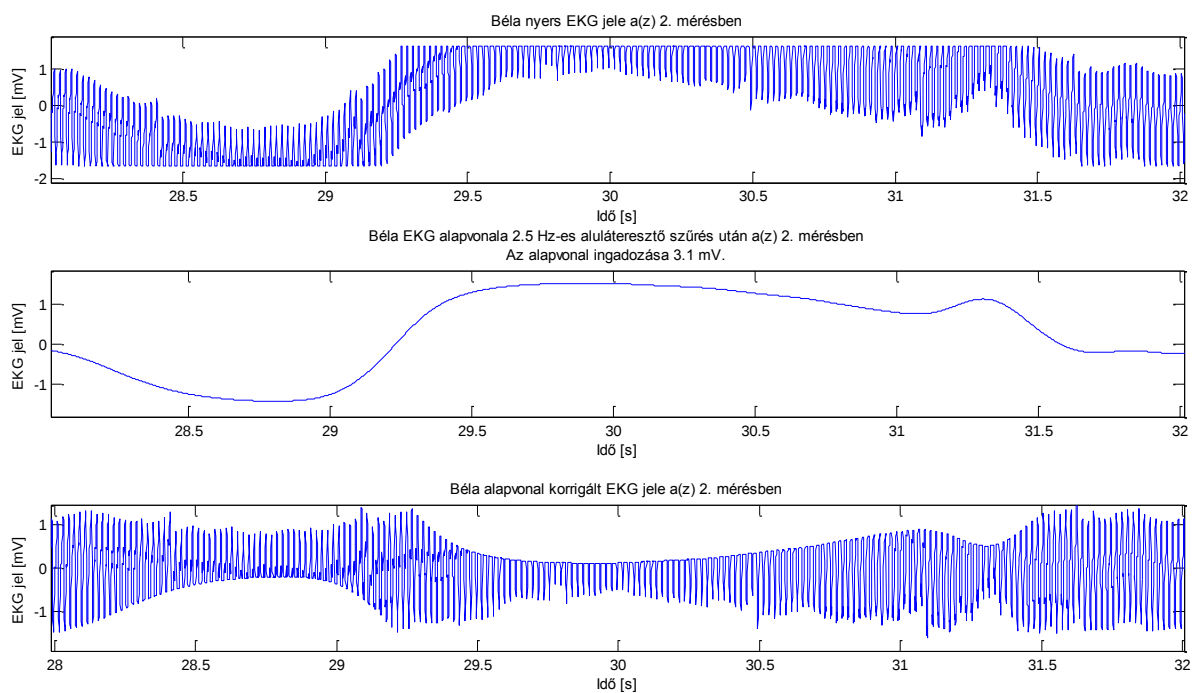
Az alapvonal vándorlását annak minimum és maximum értéke közti különbségével jellemeztük.

Fontos, hogy ezen a regisztrátumon kizárólag alapvonalkorrekciót végeztünk, hogy ennek hatását önmagában elemezhesük. A felvétel diagnosztikus minősége a még később ismertetett technikák és az alapvonal korrekció együttes használatával tovább javítható, ennek eredményét a QRS detektálásról szóló feladatban láthatjuk majd.



1. ábra: Alapvonal korrekció és annak hatása.

A méréseink során az alapvonal ingadozásának mértéke 1,5 mV és 3,5 mV között váltakozott, de gyakrabban volt 2,5 mV felett. 3 mV-os alapvonal ingadozás esetén az erősítő a mérés valamely szakaszában már kiült, ami a jelek vágását eredményezte. Ilyen esetben az alapvonal korrekció a jelfeldolgozás ismerete nélkül nehezen értelmezhető műtermékeket eredményez.



2. ábra: Alapvonal korrekció által torzított jelkiülés. A probléma a korrigálatlan 50 Hz-es zaj ellenére is jól látszik.

A feladat során használt MATLAB kódot az evaluation_main_ekg.m fájl megfelelő fejezete tartalmazza.

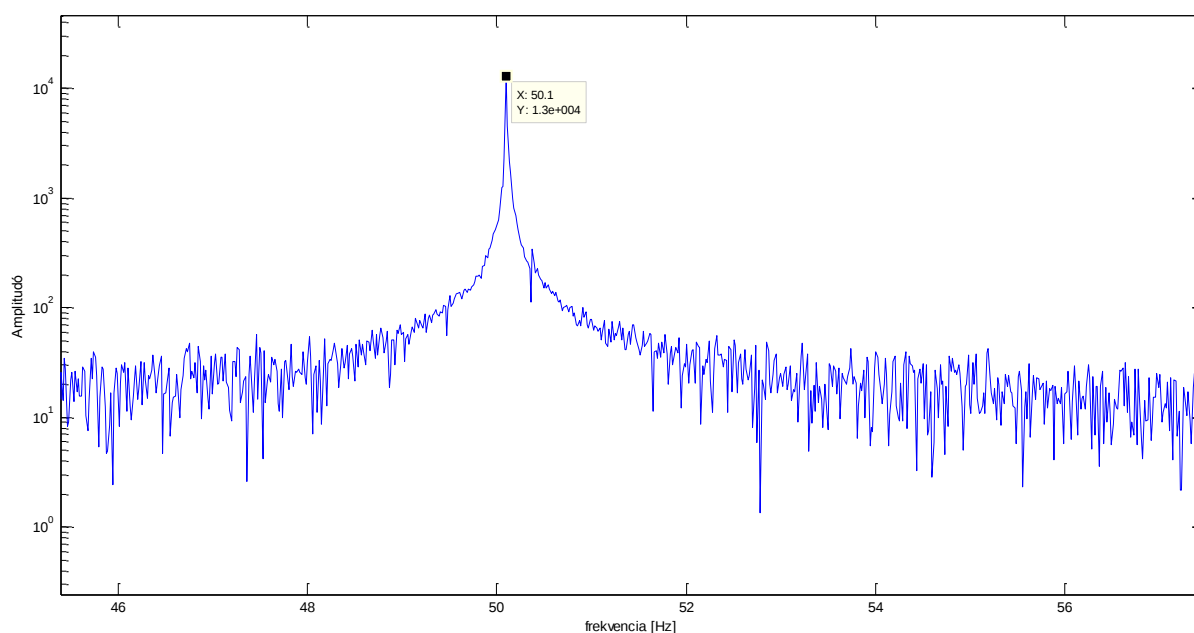
2. feladat: 50 Hz-es zajok szűrése

Írjon programot, amely 50 Hz-es lyukszűrést végez. A szűrő típusa és fokszáma legyen változtatható. Jellemezze a szűrővel az EKG felvételeken elért jel/zaj viszony javulását.

Az EKG regisztrátumok esetében a mindig jelen levő és egyik legjelentősebb (nyugalmi felvételek esetében általában a legjelentősebb) zajforrás az 50 Hz-es hálózati zaj, így ennek szűrése kiemelt fontossággal bír.

A zaj szűrését szolgáló MATLAB programunkban (eval_om2_2.m) a szűrő típusa Butterworth és Chebyshev lehet. További paraméterként állíthatjuk a szűrő fokszámát, illetve a szűrő középértékét és sugarát.

Az első felmerülő kérdés az volt, hogy milyenek válasszuk a szűrő középértékét, illetve sugarát. Ehhez megvizsgáltuk az eredeti EKG jel Fourier-spektrumát – példaként Dani 1. mérését mutatjuk (a felvétel módja – ld. M1-es jegyzőkönyv – miatt itt jó látható az 50 Hz-es zaj), de a többi mérés eredménye is ez:



3. ábra: a hálózati zaj frekvenciája

Látható, hogy 50,0 Hz helyett 50,1 Hz-nél jelenik meg a regisztrátumokban a hálózathoz tartozó zaj. Érdekes kérdés, hogy az eltérés reális-e. Ebben segít, hogy a MAVIR Zrt. honlapján (<http://www.mavir.hu/web/mavir/rendszerterheles>) visszamenőleg megtekinthető minden fontosabb terhelési és elosztási adat, így a

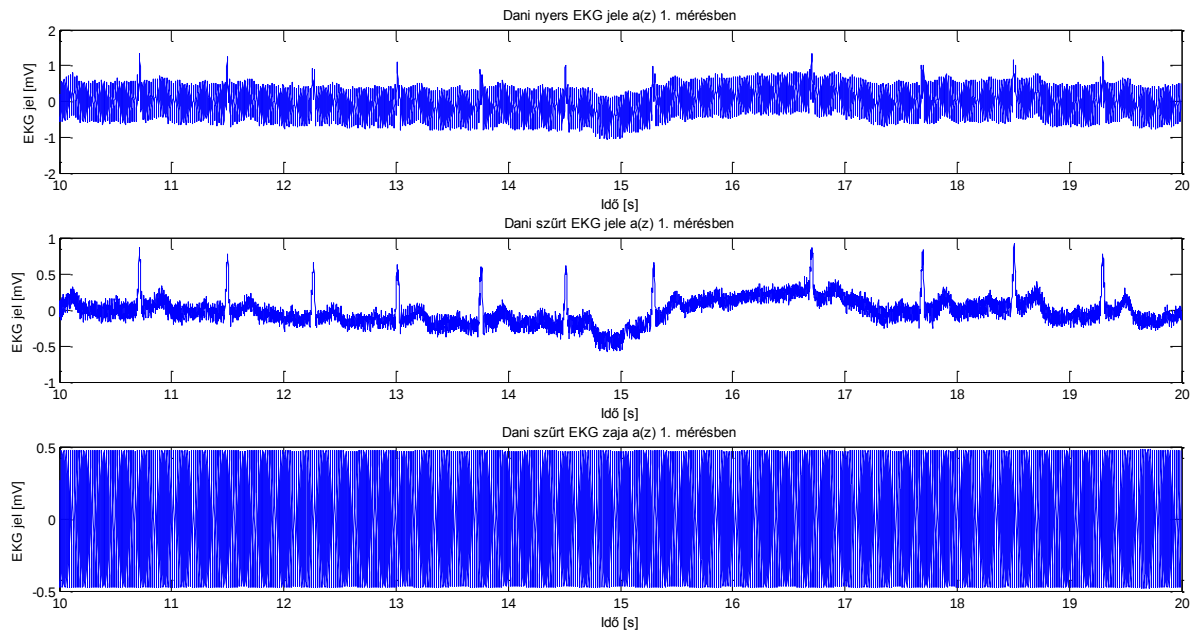
hálózati frekvencia is. Ezeket vizsgálva az adott héten azt láttuk, hogy a hálózati frekvencia 49,94 és 50,06 között változott, ami bár jóval magasabb, mint kezdeti várakozásaink, önmagában nem indokolja az 50,1 Hz-es csúcsot a spektrumban. Mivel a mintavételi frekvencia és a regisztrátum hossza is elég nagy, a jelenségért valószínűleg nem az FFT frekvencia szivárgása, vagy a picket fence effektus felel. (Utóbbi lényege, hogy az FFT spektrum csak diszkrét pontokban meghatározható, és előfordulhat, hogy egy kiugró érték azért nem látszik, mert két ilyen diszkrét érték közé esik. Ezért, ha a tényleges csúcsdetektálás a lényeges, érdemesebb más ablakozó függvényt, pl. Flat top-ot használni.)

Hipotézisként felmerült, hogy az eltolódást az okozza, hogy a HMDD mintavételi frekvenciája nem pontosan 1 kHz, vagy az eredmény egyszerűen számítási hiba. Előbbi megítéléséhez azonban nincs elégséges információnk, utóbbi, pedig kevésbé tűnik valószínűnek.

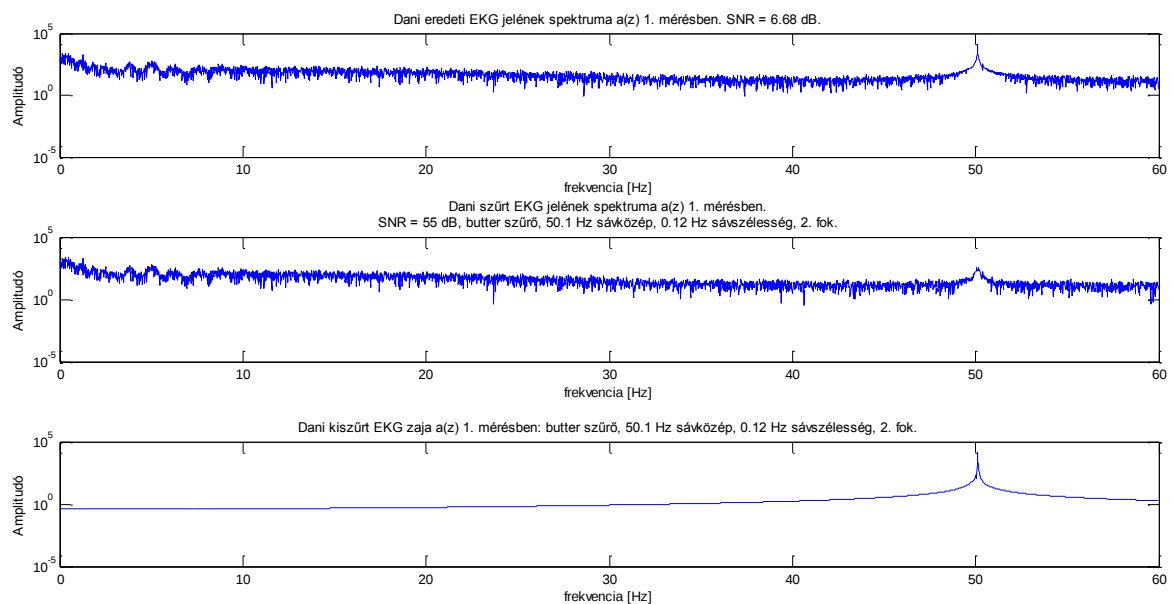
Ennek következtében **ebben a konkrét mérésben** érdemes a szűrést vagy 50,1 Hz-es középpel, vagy 50 Hz-es középpel, de szélesebb sugárral elvégezni. Mivel könnyű meghatározni a pontos kiszűrendő frekvenciaértéket, viszont a széles tartományú szűrés az EKG jelet is torzítja, ezért a szűréseket 50,1 Hz-es középértékkel végeztük.

A szűrés jóságát a jel/zaj viszonytal szoktuk jellemezni. Természetesen felmerül a kérdés, hogy mi a jel, illetve a zaj ezekben az esetekben. Leegyszerűsítve a problémát jelen esetünkben mivel az 50 Hz-es szűrést szeretnénk jellemezni, ezért úgy tekintjük, hogy minden zaj a regisztrátumban (illetve szűrt regisztrátumban), amely a szűrő középértékének egy adott sugarú környezetében van; illetve a jel a spektrum azon része, ami ezt nem tartalmazza. A jel, illetve zaj hányadosának (SNR) számításához a 0 Hz-t nem tartalmazó Fourier-spektrumok megfelelő tartományának amplitudónégyzet-összegének hányadosát, mint teljesítményarányt számítottuk. A jel/zaj arány javulását a szűrt és nem szűrt EKG jel jel/zaj arányának különbségeként kapjuk. A zajnak tekintendő tartományt rögzítettük: 50,1 Hz-es középértékkel, illetve 0,4 Hz-es sávszélességgel.

A következő ábra Dani 1. mérésének (ez a mérés volt talán a legzajosabb – ld. M1-es jegyzőkönyv) 2. fokú Butterworth szűrővel (50,1 Hz közepű 0.06-os sugarú) szűrt jelét mutatjuk be. Jól látható a szűrés hatékonysága.

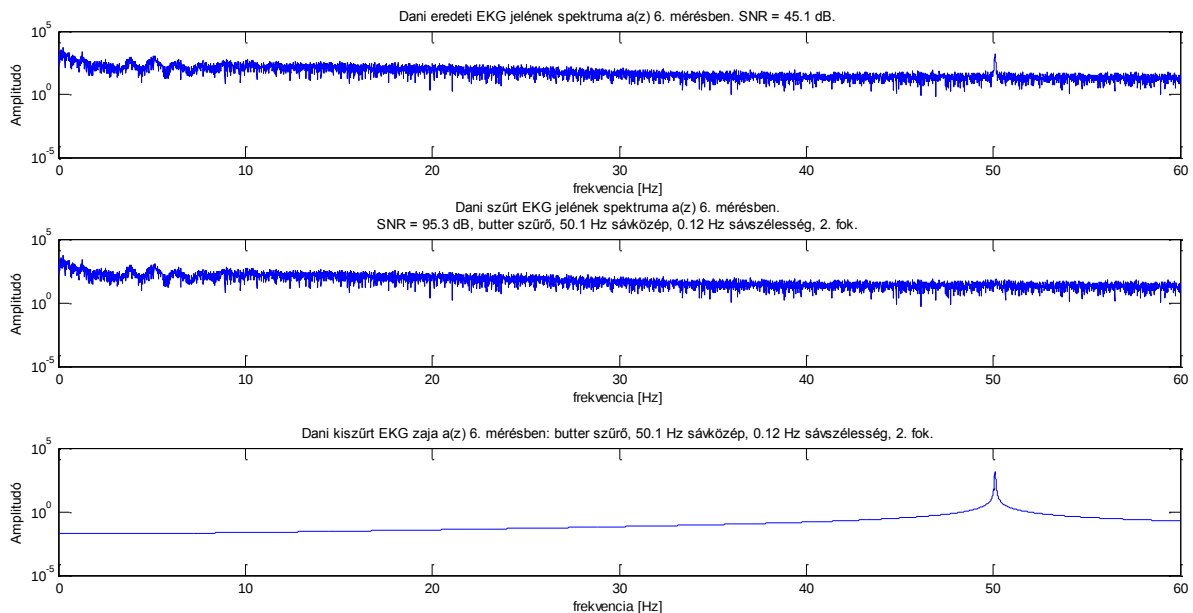


4. ábra: 2.fokú Butterworth szűrő (50,1+ -0,06 Hz)



5. ábra: 2.fokú Butterworth szűrő (50,1+ -0,06 Hz)

A következő ábra Dani 6. mérését mutatja ugyanezzel a szűrővel. Jól látható, hogy bár az eredeti jel kevésbé zajos (nagyobb az SNR is) – ennek okát ld. M1-es jegyzőkönyvben –, szűréssel a jel/zaj arány tovább növelhető.



6. ábra: 2.fokú Butterworth szűrő (50,1+-0,06 Hz) kevésbé zajos jelen

A zajos (1.) minta esetében a jel/zaj arány javulása a szűrővel 48 dB, míg a 6. mérésben 50 dB volt.

Ha a szűrő sávszélességét tovább növelve kb. 8 Hz-nél kapjuk a maximális SNR javulás értékeket a mintáknál (138 dB 8 Hz-nél). Ekkor azonban a szűrt jel spektrumában erőteljes kivágást látunk, ami felveti az EKG jel esetleges torzulását – ezt azonban az időtérben nem észleltük. A szűrő sávszélességét tovább növelve akár 30 Hz-ig pedig a jel/zaj arány javulása romlik. (Megjegyezzük azonban azt is, hogy még 30 Hz-es sávszélességnél sem látunk az orvos által vizsgálandó EKG jelben torzulást a szűrés hatására.) A szűrő fokának növelésével zajos mintánál hasonló eredményre jutottunk, mintha a sávszélességet növelnénk, de talán az SNR javulás kisebb – pl. 4. fokú 50,1 Hz közepű 6 Hz szélességű Butterworth szűrővel kapjuk a kb. 126 dB javulást.

Chebyshev szűrőkkel - a szűrő szélesebb vágása miatt – kisebb sávszélességnél kaptuk a maximális SNR-t, azonban próbálkozásaink során az SNR javulás maximuma általában elmaradt a Butterworth szűrőétől.

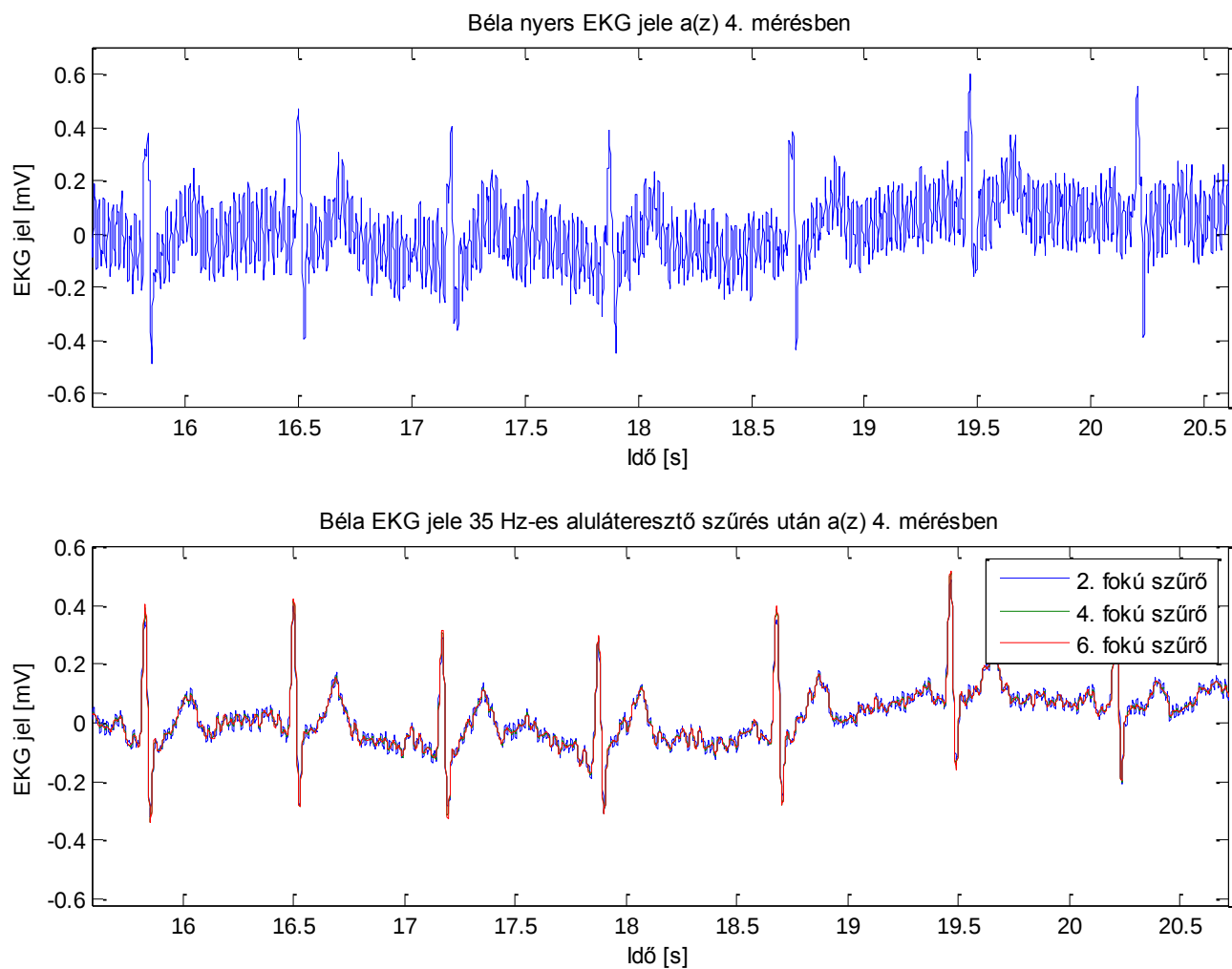
A feladat során használt MATLAB kódot az eval_om2_2.m fájl tartalmazza.

3. feladat: 35 Hz-es aluláteresztő szűrés

Írjon programot, amely az EKG jelen 35 Hz-es aluláteresztő szűrést végez. Jellemezze a szűrés hatását.

A 35 Hz-es aluláteresztő szűrés elsősorban az izommozgásokból eredő hatások kiküszöbölését végzi el. Ez a QRS, T és P hullámok értékelésekor segítséget jelent, azonban fontos megjegyezni, hogy a jelenlegi szakirodalmi adatok alapján az EKG hasznos jeltartománya egészen 100 Hz-ig elmeget. Ráadásul ennek 35 Hz feletti részében vannak azok a kései potenciálok, melyek a hirtelen szívhalál egyik előrejelzői lehetnek. Így az ilyen globális szűrés mindig mérlegelést igényel.

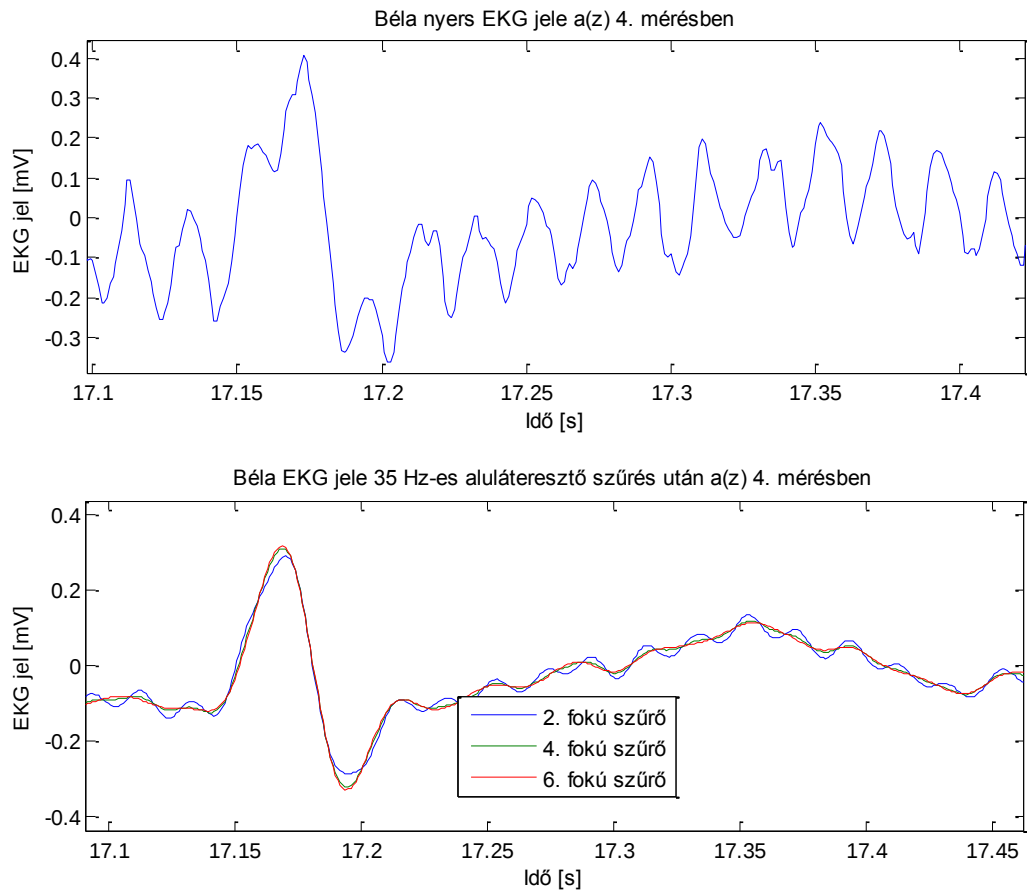
Ezen túlmenően probléma, hogy – matematikai tétel szerint – ideális szűrő nem létezik. Mind a digitális, mind az analóg szűrők meredeksége véges, amplitúdó menete pedig az áteresztési tartományban sem egyenes. Emiatt a megfelelő szűrő kiválasztása mindig kompromisszumot igényel. Az alacsony fokszámú, maximálisan lapos szűrők kevésbé torzítják a hasznos jelet, azonban áteresztésük a zárási tartományban is nagyobb. A magasabb fokszámú szűrőkre ezek ellenkezője igaz. Ahhoz, hogy érzékeltethessük a problémát, a mintáinkat 2., 4., és 6. fokú Butterworth szűrőkkel is megszűrtük, az eredményt pedig közösen ábrázoltuk mind idő, mind frekvencia tartományban.



7. ábra: 35 Hz-es aluláteresztő szűrés hatása az EKG jeleken.

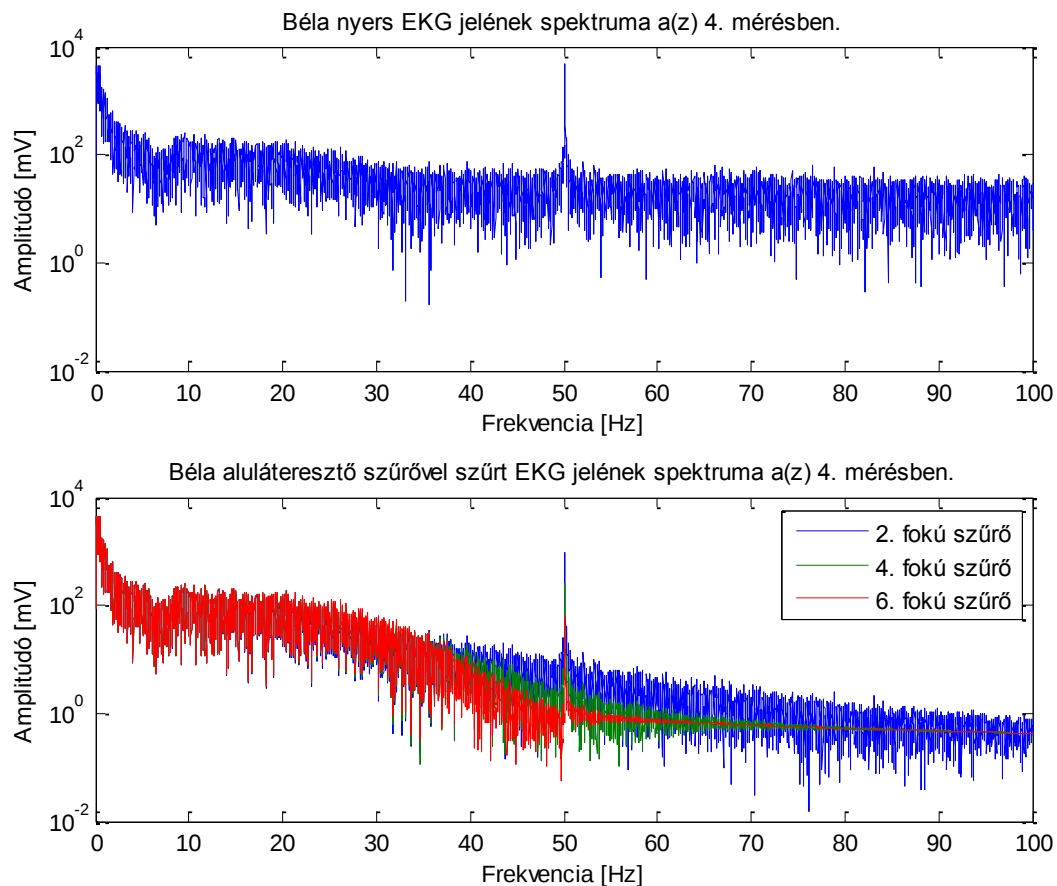
Az ábrán jól látszik, hogy minél magasabb fokú szűrőt használunk, annál kisebb a jel fűrészsége, ami megfelel előfeltevésünknek, mely szerint a magasabb fokszámú szűrők zárása hatékonyabb. Azonban már a maximálisan lapos, másodfokú szűrő esetén is elegendően jó a szűrés ahhoz, hogy a QRS komplex és T hullám, valamint néhol a P hullám is láthatóvá váljon.

A hullámmeneteket részleteiben az alábbi ábra mutatja:



8. ábra: Eltérő fokszámú szűrők hatása a hullámmenetre

Az eredeti és a szűrt jel spektrumát megvizsgálva azonban jól látszik, hogy a másodfokú szűrő, bár a vágási frekvencia alatt a jelet kevésbé torzítja, viszont a törésponttól egyébként messze eső 50 Hz-en a szűrés hatékonysága kérdéses.



9. ábra: EKG jel spektruma különböző fokszámú szűrőkkel

Ez mutatja, hogy a gyakorlatban akkor is érdemes lehet 50 Hz-es lyukszűrőt alkalmazni, ha egyébként egy 35 Hz-es aluláteresztő szűrést már beiktattunk, mivel az 50 Hz az EKG jelek zajának egyik legjelentősebb forrása, aminek kiszűrése fontos feladat.

A feladat során használt MATLAB kódot az `evaluation_main_ekg.m` fájl megfelelő fejezete tartalmazza.

4. Feladat: R hullám detektálása

Írjon programot, amely R-hullám detektálást végez. Értékelje az R-hullám detektor szelektivitását és specificitását a laborban készített EKG felvételeket felhasználva.

Algoritmus

A feladat megoldásához Pan és Tompkins az IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1985 évi 3. számában publikált algoritmust használtuk, apróbb módosításokkal, az alábbiak szerint:

A jelen először az első feladatban ismertetett módon alapvonal korrekciót végeztünk, majd a második feladatban ismertetett módon szűrtük az 50 Hz-es zajt egy 2. fokú, 49,8 Hz és 50,2 Hz közti sávzáró Butterworth szűrővel.

Ezután a jelet középpontosan differenciáltuk az alábbi képlet szerint:

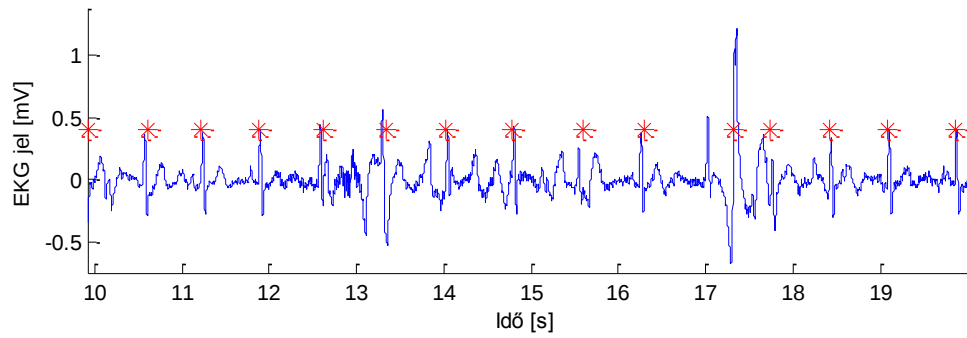
$$f'(x) = \frac{-2f(x - 2h) - f(x - h) + f(x + h) + f(x + 2h)}{4h}$$

h értékét empirikus módon 0,01 másodpercnek választottuk.

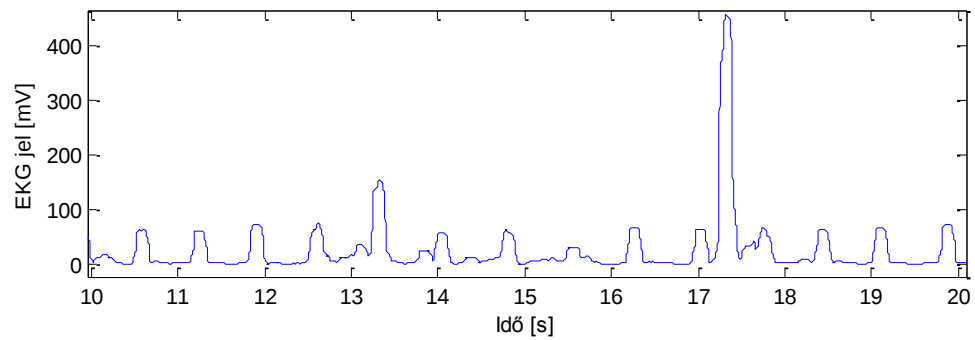
A differenciált jelet négyzetre emeltük, majd erre egy 0,15 másodperces ablakszélességű mozgóablak átlagolást alkalmaztunk. A kapott görbén az R hullámok helyét a teljes görbe amplitúdó átlagát meghaladó csúcsokként definiáltuk.

Az eredményeket az alábbi ábrák mutatják be:

Béla 50 Hz-en szűrt és alapvonal korrigált EKG jele a(z) 2. mérésben.
A piros csillagok az R hullámokat jelölik.

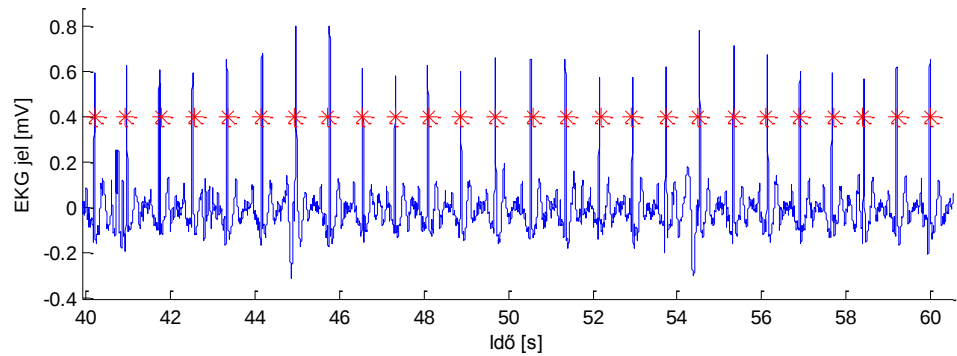


Béla R hullám indikátor görbéje a(z) 2. mérésben

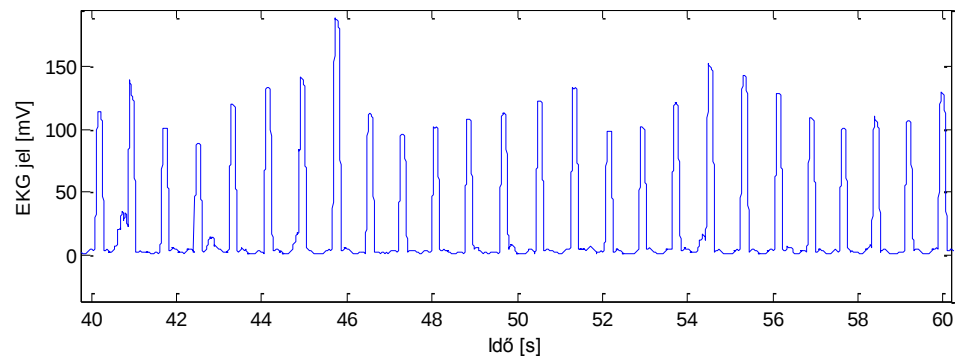


10. ábra: R hullám detektáló algoritmus működése közepesen zajos jelen.

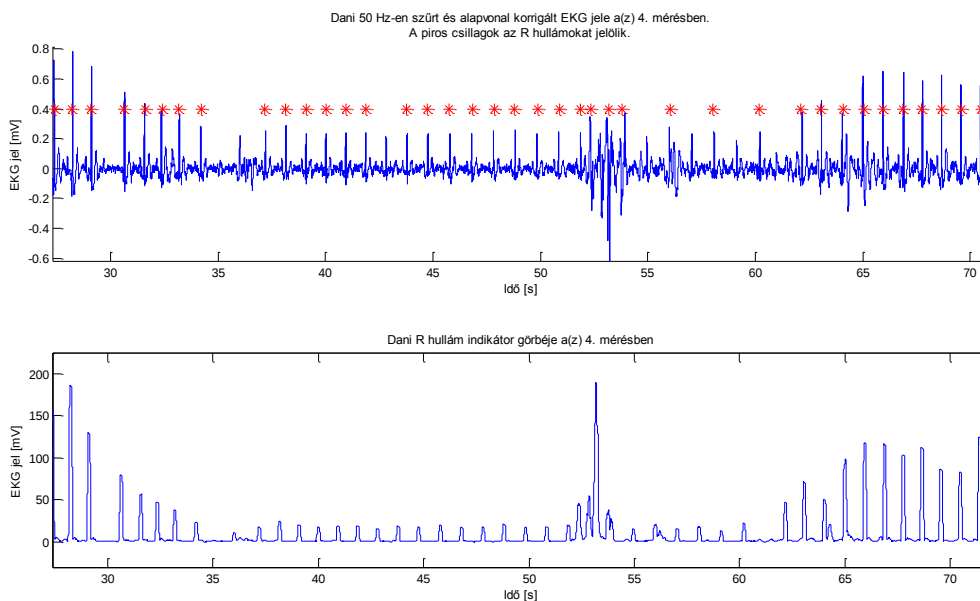
Dani 50 Hz-en szűrt és alapvonal korrigált EKG jele a(z) 6. mérésben.
A piros csillagok az R hullámokat jelölik.



Dani R hullám indikátor görbéje a(z) 6. mérésben



11. ábra: R hullám detektáló algoritmus működése tiszta jelen.



12. ábra: R hullám detektáló algoritmus működése erősen zajos jelen.

Értékelés

Az algoritmus értékelése a vártnál nehezebb feladatnak bizonyult. Az értékelésre nem dolgoztunk ki automatizált eljárást, hiszen ha biztosan tudnánk felismerni az R hullámokat valamilyen tulajdonságuk alapján, úgy ezt az eljárást eleve beépítettük volna az algoritmusba.

Az értékeléshez Dávid 6 mintáját elemeztük, kézzel.

4 minta (1.,2.,3. és 6. mérés) tökéletes volt, azaz minden R hullámot, és csak az R hullámokat ismertük fel.

Az 5. mérésben több mint 130 R hullámból csupán egyet nem ismert fel az algoritmus, és nem produkált álpozitív eredményeket. Így a **szenzitivitás 99,2%**, mert minden általunk felismert R hullám valóban az volt.

A specificitás meghatározása problémásabb, mivel elméletileg végtelen sok nem R hullámot definiálhatunk egy EKG regisztrátumban. A definíciós problémának számos, ilyen vagy olyan szempontból kompromisszumos megoldása van, mi azonban kerülőutat választva inkább a **pozitív prediktivitást** adjuk meg értékelő számként. Ez a ténylegesen megtalált R hullámok, valamint az összes valódi R hullám és tévesen R hullámnak klasszifikált képletek aránya. Ebben az esetben ez **jobb, mint 99,2%**.

A 4. mérésben a helyzet komplexebb volt:

Szemmel 114 P hullámot számoltunk össze, bár ennek a jelnek némely része olyan zajos, hogy ez a szám nem tekinthető objektívnek. Az algoritmus nem talált meg ebből 8-at, és hibásan R hullámnak klasszifikált 3 képződményt.

Ez esetben a **szelektivitás** $106/114 = 93\%$, míg a **pozitív prediktivitás** $106/(106+3) = 97\%$

Azonban meggyőződésünk, hogy az algoritmus paramétereinek finomhangolásával, valamint egy jobb küszöbérték választással ezek az értékek még tovább javíthatók.

A feladat során használt MATLAB kódot az evaluation_main_ekg.m fájl megfelelő fejezete tartalmazza.

6. Feladat: FAN tömörítés

Alkalmazza a FAN tömörítési algoritmust a hálózati eredetű zajt elnyomó szűréssel kapott jelre. A hibasáv változtatásával vizsgálja meg a tömörítés hatékonyságát és az információvesztés nagyságát.

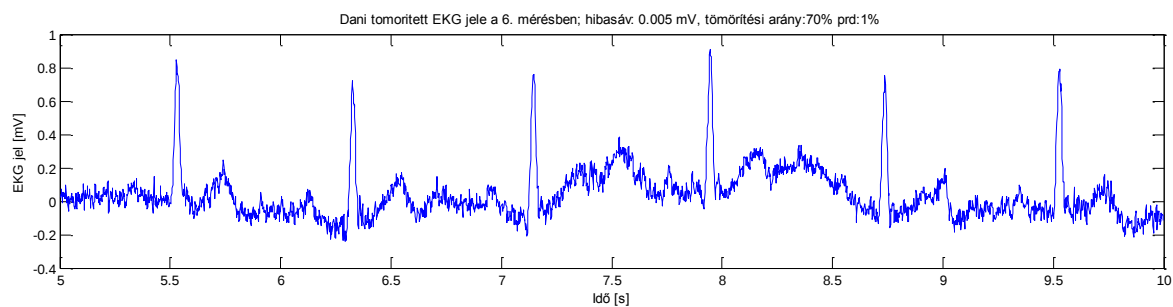
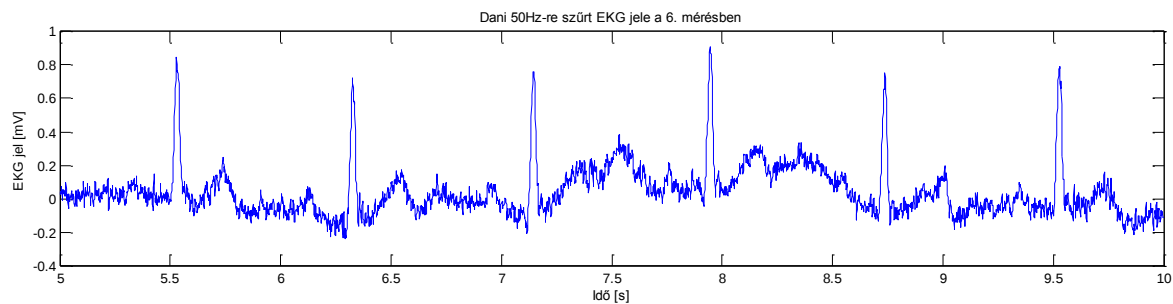
A hálózati eredetű zajt elnyomó szűréshez 2. fokú Butterworth ($50,1 \pm 1$ Hz) lyukszűrőt használtunk.

A FAN algoritmus tömörítésének mértéke a hibasáv nagyságától függ, amely programunkban állítható. A tömörítés hatékonyságát a tömörítési aránnyal (cr) jellemeztük, amely a tömörített és az eredeti adatsor elemszámának, hányadosának %-ban kifejezett értéke.

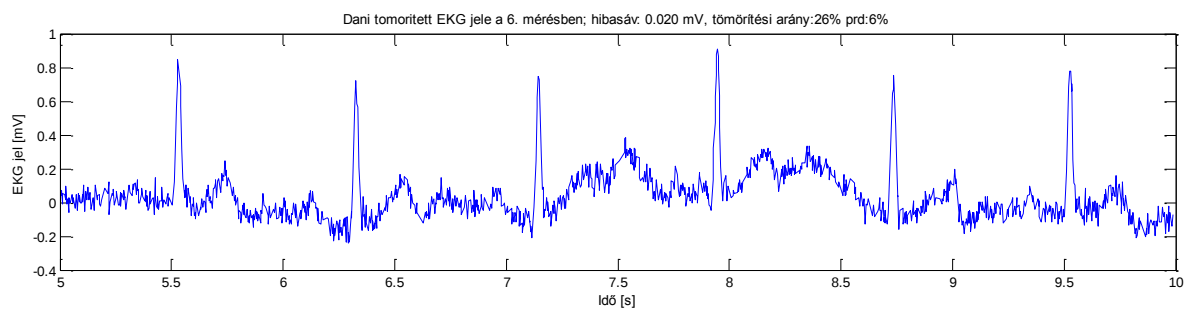
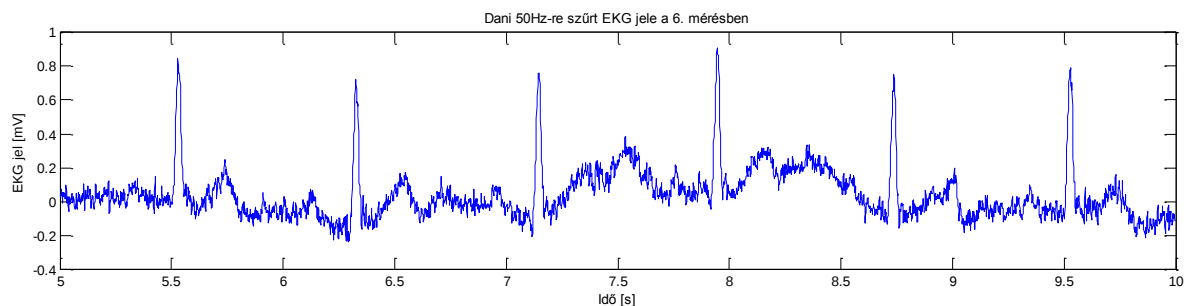
Az információvesztés nagyságának jellemzése több módon lehetséges, ugyanis a matematikai és orvosi diagnosztikus információ fogalma eltér. A diagnosztikus információvesztést a tömörített elektrokardiogram szemrevételezésével tehetjük meg. A matematikai információvesztés mértékét a percent root-mean-square difference (prd) %-os értékével jellemeztük.

Programunkban az egyszerűség kedvéért egész számokban fejeztük ki a cr és prd %-os értékeit.

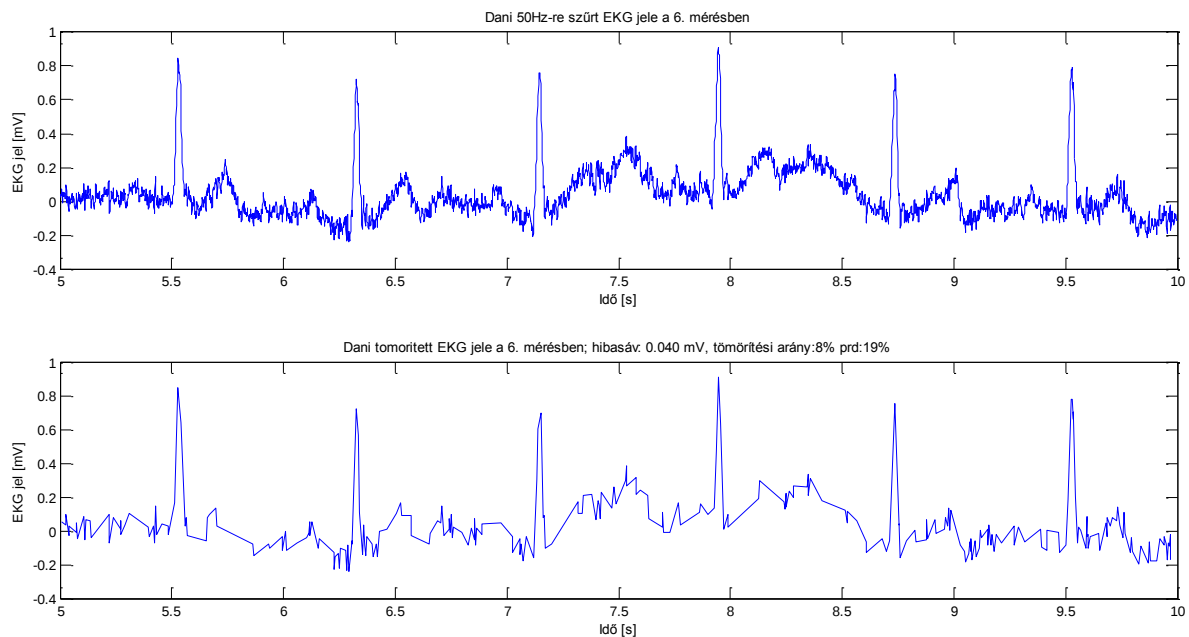
A teljesség igénye nélkül mutatnánk be néhány eredményt különböző hibasávok esetében Dani 6. mérési adatain.



13. ábra: FAN tömörítés 0,005 mV-os hibasávval



14. ábra: FAN tömörítés 0,02 mV-os hibasávval



15. ábra: FAN tömörítés 0,04 mV-os hibasávval

Látható, hogy a tömörítési hibasáv növelésével nő a tömörítési arány, de ezzel együtt nő a matematikai információvesztés.

Szemrevételezéssel vizsgálva a klinikai információvesztést: 0,02 mV-os, 29%-os tömörítésnél nem látunk még eltérést, de 0,04-es hibasávnál már lényegessé válik a torzulás az elektrokardiogramban.

A feladat során használt MATLAB kódot az eval_fan.m fájl tartalmazza.