

Orvosbiológiai számítógépes gyakorlatok

(BMEVITMM203)

Mérési jegyzőkönyv

EKG ÉS PPG FELVÉTELEK KIÉRTÉKELÉSE

Készítették:

Jánosa Dávid Péter (FDSA7Y)

Mokánszki Béla (FA8YEZ)

Veres Dániel Sándor (GLZPT9)

2014. április 24.



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.....	3
1. Feladat: szívfrekvencia variabilitás	4
2. feladat: tRR, tQT, tPQ idők.....	7
3. feladat: PPG jelből számított szívciklusok hossza.....	11
4. Feladat: pulzushullám terjedés.....	16

Bevezető

Elméleti háttér

Az EKG görbe a szív ciklikus működését kísérő potenciálváltozások sorozatából tevődik össze. A P hullám a pitvari depolarizációt jelzi, ez egybeesik a pitvari szisztolé kezdetével. A P hullám kezdetétől a Q hullám indulásáig (illetve végéig – eltérő nomenklaturák) eltelt idő a PQ intervallum – ez a pitvar-kamrai átvezetés ideje. A QRS komplexum a kamrai izomzat depolarizációját jelzi, ezzel párhuzamban a pitvari repolarizáció is megtörténik, ezt azonban a nagy amplitúdójú kamrai depolarizáció teljes egészében elfedi. A T hullám a kamrai izomzat repolarizációjával párhuzamos, tehát a kamrai szisztolé a QRS komplex kezdete és a T hullám vége közötti QT intervallumban zajlik. Az EKG hullámok tehát nagyon sok diagnosztikai tartalommal bírnak, a szívizom kontrakciót és egyéb fázisokat non-invazív módon mérhetjük.

Egészséges nyugalmi állapotban lévő felnőtt esetében az alábbi táblázat mutatja az egyes szakaszok fiatalkori normál időtartamát:

Elnevezés	Időtartam
PQ, (PR) intervallum	160±40 ms
QRS komplexum	102±20 ms
QT intervallum max.	400 ms

A mérés célja

A mérés célja, hogy az EKG és PPG jelek elemzésével vizsgáljuk a szív ciklus alapvető időbeli jellemzőit, valamint a szívritmus változását. Ezen kívül a regisztrált adatok felhasználásával kísérletet teszünk a pulzushullám terjedési sebességének meghatározására is.

Felhasznált eszközök

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

Az első és második feladatban használt kódokat az evaluation_PQRST_uj.m, a harmadik feladat kódjait az eval_om3_PPG.m, a negyedik feladatét az eval_om3_pseb.m fájl tartalmazza.

A Spearman korrelációs próbákhoz a GraphPad ingyenesen letölthető InStat3 programcsomagját használtuk.

1. Feladat: szívfrekvencia variabilitás

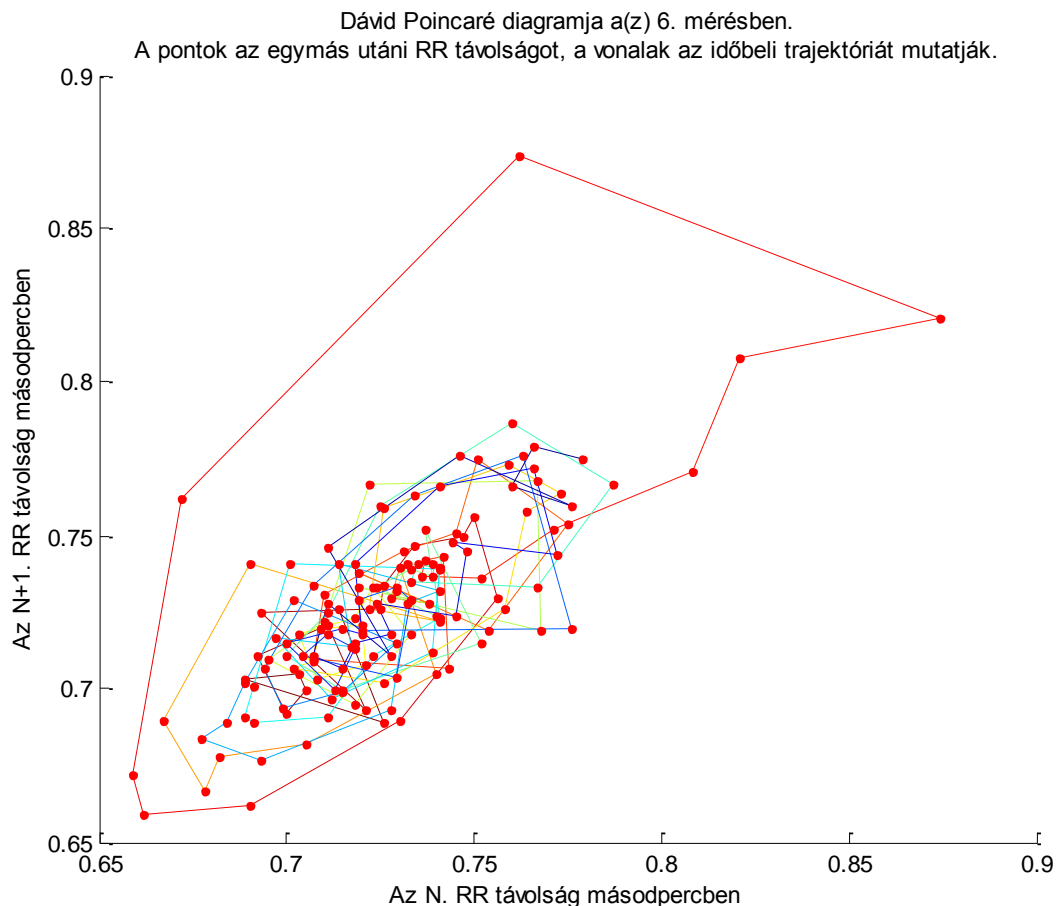
Legalább 100 másodperc hosszú EKG regisztrátum alapján jellemezze a szívfrekvencia variabilitást (HRV).

Egy szív ciklus hosszát az RR távolsággal jellemezhetjük. Ennek meghatározásához finomítottuk az **M2** mérésben használt QRS detektort oly módon, hogy az algoritmus változatlan maradt, azonban miután megtalált egy QRS komplexet, annak helyét egy lokális, 0,1 másodperc sugarú maximumkereséssel pontosan az R hullám csúcsára tesszük. Ez elengedhetetlen a pontos RR távolság méréshez.

A szív ciklus variabilitását több módon is vizsgálhatjuk. Az egyik, talán legtöbb vizuális információt hordozó módszer az RR plot, vagy más néven Poincaré diagram. Ezen az egyes szív ciklusok hossza úgy jelenik meg, hogy egy pont x koordinátája az N. RR távolság, míg a pont y koordinátája az N+1. RR távolság. Amennyiben a pontokat összekötjük, megkaphatjuk a szívritmus változásának időbeli trajektóriáját is.

Az eljárással először egy nagyjából nyugalmi szituációt, a 6., HMMD protokoll szerinti mérésnél vizsgáljuk. Ekkor az egyetlen stressz hatást a felfújódó mandzsetta szorítása jelentette. Bár ez nem tökéletes nyugalom, a terheléses vizsgálatokhoz képest a különbségek szembetűnőek lesznek.

A diagramon vörös pontok jelölik az egyes RR párok pontjait, és az időbeli változásnak megfelelően változó színű vonalak kötik össze őket.



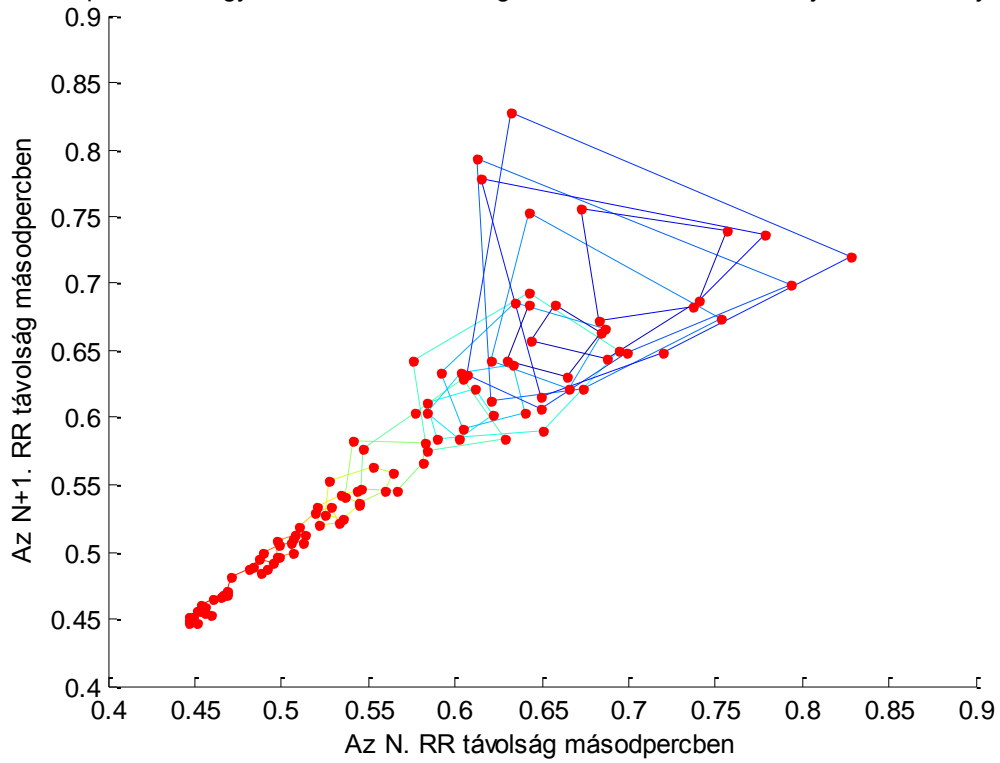
1. ábra: Dávid Poincaré diagramja egy nagyjából nyugalmi mérésben,

A diagramon jól látszik, hogy bár van néhány kiugró RR távolság, a pontok nagy része egy $0,15 \times 0,15$ másodperces négyzetben koncentrálódik. Az értékek **átlaga 0,727 másodperc**, míg **varianciája 897 ms^2** . Ez alapvetően megfelel a várakozásainknak és a [szakirodalmi adatoknak](#) is. Tudjuk, hogy a szívfrekvencia nyugalmi állapotban is lassan változik. Ennek pontos mérését azonban nehezíti, hogy a HRV spektrális komponensei $0,1-0,001$ Hz-es tartományban vannak. Ennek vizsgálatához 10 perc feletti mérések lehetnek szükségesek. Ennyi időre biztosítani az alany változatlan, nyugalmi stressz szintjét egyáltalán nem egyszerű feladat és jelen mérésünknek nem is volt célja.

Ezután érdemes egy pillantást vetni a terheléses vizsgálatok Poincaré diagramjára is, ahol a mérést fokozott fizikai igénybevétel után végeztük, és ahol a mérés közben az alanyok pulzusa és légzése fokozatosan tért vissza a normál tartományba. A mérés részletes leírását az **M1** jegyzőkönyv tartalmazza.

Dani Poincaré diagramja a(z) 5. mérésben.

A pontok az egymás utáni RR távolságot, a vonalak az időbeli trajektóriát mutatják.



2. ábra: Szívfrekvencia változása fizikai igénybevétel után.

A színezett trajektória szépen kirajzolja, hogy a mérés nagyjából 100 másodperce alatt a pulzus az eredetinek majdnem a felére esett vissza.

2. feladat: tRR, tQT, tPQ idők

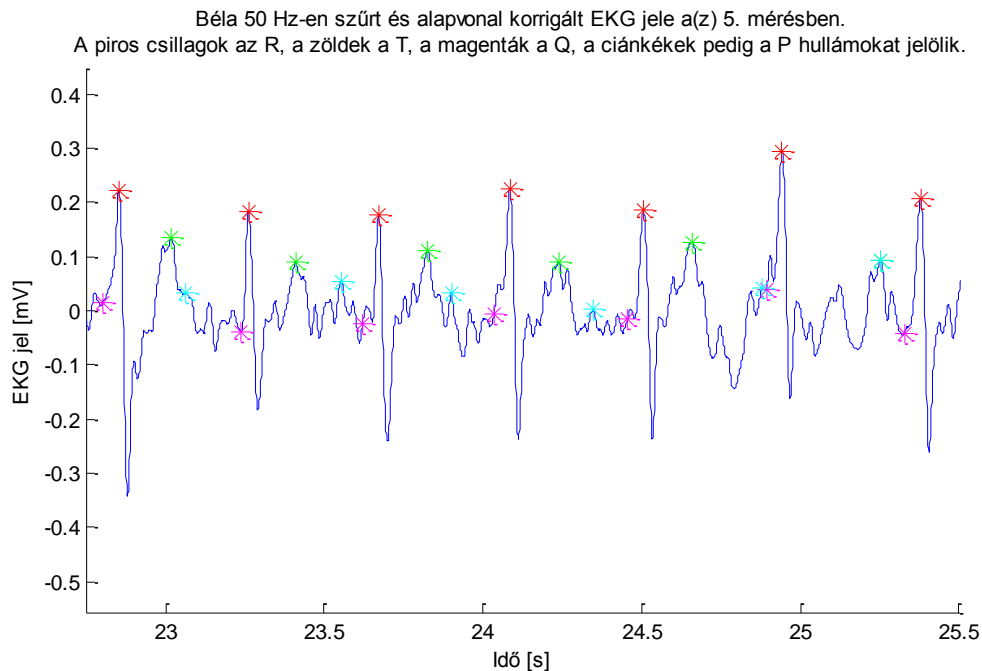
Írjon programot, amely az EKG regisztrátumban levő minden szív ciklusra kiszámítja a tRR, tQT és tPQ idő értékét. Határozza meg az adott EKG regisztrátumra ezen időértékek átlagát és szórását.

Sajnálatos módon az EKG nomenklatúrájában csak a csúcsok rövidítésével jelölt részek határai nem egyértelműek – pl. PQ rövidítés alatt a P hullám elejétől a Q hullám végéig terjedő részt, vagy a P hullám végétől a Q hullám elejéig tartót tekintjük. Ezért a hivatalos nevezéktanban a távolság (interval), illetve a szakasz (segment) kifejezést is hozzá kell tenni a rövidítéshez: ekkor az intervallum a korábbi hullám vagy pont elejétől a későbbi hullám vagy pont végéig tart, amíg a szakasz a hullámok közötti részt jelöli. Az időtartamot jelölő „hullám” – pl. P hullám – kifejezés az adott hullám elejétől annak végéig terjedő időhosszat jelenti. A feladat kiírásában szereplő tQT, illetve tPQ idő megjelölés nem teljesen egyértelmű, ezért mi a következő megfontolásokkal élünk. A Q hullám időtartam igen rövid, sőt egyes regisztrátumainkban alig detektálható, ezért számításainkban a Q hullámot pontnak tekintettük. A PQ „idők” közül általában – a klinikai szempontból az átvezetési sebességet leíró – a PQ intervallumot használják. A P hullám elejének megtalálása azonban regisztrátumainkban meglehetősen nehéz, sőt még szemmel sem tudjuk biztosan megállapítani. Mivel a P hullám szélessége kicsi, ezért a PQ intervallum becslésére számításainkban a P hullám maximuma és a Q hullám maximuma között eltelt időt számítottuk tPQ időként. A QT „idők” közül a klinikai gyakorlatban a QT intervallumot használják, azonban megjegyzendő, hogy ezt gyakran meghamisítja az U hullám megjelenése, főleg egy zajos mintán, így a QT intervallum pontos meghatározására az aVL elvezetést használják. Regisztrátumaink – főleg az 1-4-es mérésben – meglehetősen nagy zajjal terheltek, továbbá az I-es elvezetésben fiatalokon jelentős lehet az U hullám, ezért a későbbi táblázatban tQT-ként a Q hullámcsúcs és T hullámcsúcs időkülönbségét adtuk meg, de MATLAB kódunkban lehetőséget adtunk a T hullám végének közelítő számítására is.

A feladat megoldásához szükség van tehát a Q, P, T hullámok csúcsainak, (illetve a T hullámok végének) detektálására. Ezeket az alábbi metódus mentén igyekeztünk meghatározni.

Mivel láttuk, hogy a QRS komplex detektálás meglehetősen hatékony, a továbbiakban ennek eredményeit használtuk. Q hullámcsúcsnak (Q pontnak) az R csúcs előtt

lévő 0,05 másodperces régióban talált minimumot vettük. Tisztább jel esetén ez elég nagy hatékonyságú identifikáció, de zajosabb jelnél komoly problémákkal küzd.



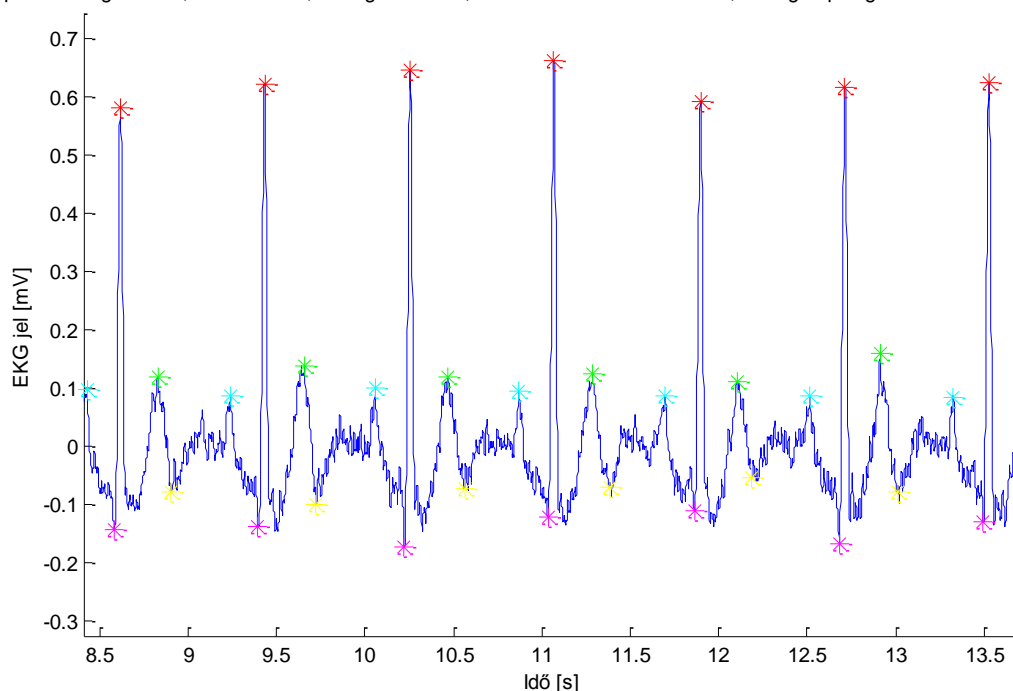
3. ábra: Q hullám detektálásának nehézségei zajos (de szűrt) jel esetén.

A P hullámcsúcs az a maximum, ami az R hullám előtti $[-0,2; -0,05]$ másodperces időtartamba esik. A felső határra azért volt szükség, hogy a maximumkeresés ne álljon meg az R hullámnál, ami egyébként a keresés kiindulópontja lenne.

A T hullámcsúcs az a maximum, ami az R hullám utáni $[0,05; 0,35]$ másodperces intervallumban van. Az alsó korlátra az előbbiekhöz hasonló okból volt szükség. A T hullám végének a T hullámcsúcsot maximum 0,1 másodperccel követő minimumot tekintettük.

A T és P hullámcsúcsok detektálása általában hatékonyabb, de itt is sokszor előfordul, hogy főleg a P csúcs zajba veszik. Egy globális eredmény látható a következő ábrán:

Dani 50 Hz-en szűrt és alapvonal korigált EKG jele a(z) 2. mérésben.
 A piros csillagok az R, a zöldek a T, a magenták a Q, a ciánkék a P hullámokat, a sárgák pedig a T hullámok végét jelölik.



4. ábra: P, Q, R és T detektálás

Nyilvánvaló, hogy a hullámok detektálásának ez egy primitív módja, bár kétségtelen előnye, hogy minden R hullámhoz egyet definiál minden más hullámból, így egy ciklus alatt nem lesz több P, Q vagy T hullám a jelben, ami megzavarná a későbbi számításokat. Valamint feltételezhetően sokkal jobb eredményt lehetne elérni, ha a P, Q és T hullámok detektálását külön e célra agresszívbabban szűrt jelen végeznénk. Ilyen szűrést azonban globálisan nem ejthetünk meg, mert az ebből a szempontból zavaró magasabb frekvenciás komponensek eliminálása az R hullám detektálás hatékonyságát jelentősen csökkentené.

A hullámok helyének megtalálása után a megfelelő távolságok számítása már egyszerű feladat. Az eredményeket Dani regisztrátumaira ismertetem, mivel az RR plot bemutatásánál is az ő adatait használtam. Azonban a mellékletként rendelkezésre bocsátott MATLAB kód bármely hallgató regisztrátumain elvégzi ugyanezeket a számításokat.

Mérés száma	μ_{RR}	σ_{RR}^2	μ_{QT}	σ_{QT}^2	μ_{PQ}	σ_{PQ}^2
1.	0,8447 s	0,0268 s ²	0,2384 s	167,8 ms ²	0,1486 s	1200 ms ²

2.	0,7736 s	0,0030 s ²	0,2388 s	166,7 ms ²	0,1441 s	647,6ms ²
3.	0,8951 s	0,0100 s ²	0,2510 s	1155 ms ²	0,1402 s	1200 ms ²
4.	0,9845 s	0,1562 s ²	0,2463 s	794,4 ms ²	0,1409 s	1900 ms ²
5.	0,5738 s	0,0082 s ²	0,2184 s	172,4 ms ²	0,1115 s	269,3 ms ²
6.	0,7827 s	0,0006 s ²	0,2426 s	428,1 ms ²	0,1562 s	717,2 ms ²

Az, hogy a legkisebb RR varianciát a végig nyugalminak tekintett hatodik mérésben kaptuk, nem meglepő. Azonban az, hogy a második legkisebb RR variancia a terhelés utáni 5. mérésben jött ki, további kérdéseket vet fel.

A probléma gyökere, hogy az R detektor nem tökéletes, így néha teljes szív ciklusok kimaradnak. Mivel az elemszámhoz képest az ilyen kimaradások száma nem elhanyagolható, valamint a variancia nem robosztus mutató, könnyen előfordulhat, hogy a kimaradt ciklusok okozta outlier pontok húzzák el a varianciákat a mérésekben. Hogy ezt a hatást kiküszöböljük, vagy vágni kellene az adatokat (bizonyos értékek feletti pontokat kihagyni), vagy robosztus mutatót, pl. mediánt és MAD-ot kellene használni. Jelen mérés keretében az utóbbit alkalmaztuk, a robosztus mutatókat az alábbi táblázat foglalja össze:

Mérés száma	med _{RR}	MAD _{RR}	med _{QT}	MAD _{QT}	med _{PQ}	MAD _{PQ}
1.	799 ms	24 ms	238 ms	8,5 ms	162 ms	5,5 ms
2.	783 ms	43,5 ms	244 ms	9 ms	148 ms	1,8 ms
3.	894 ms	30 ms	249 ms	3 ms	150 ms	1,5 ms
4.	861 ms	49 ms	248 ms	9 ms	159 ms	8 ms
5.	564 ms	69 ms	218 ms	9 ms	112 ms	7,5 ms
6.	782 ms	16,5 ms	242 ms	8 ms	163 ms	5 ms

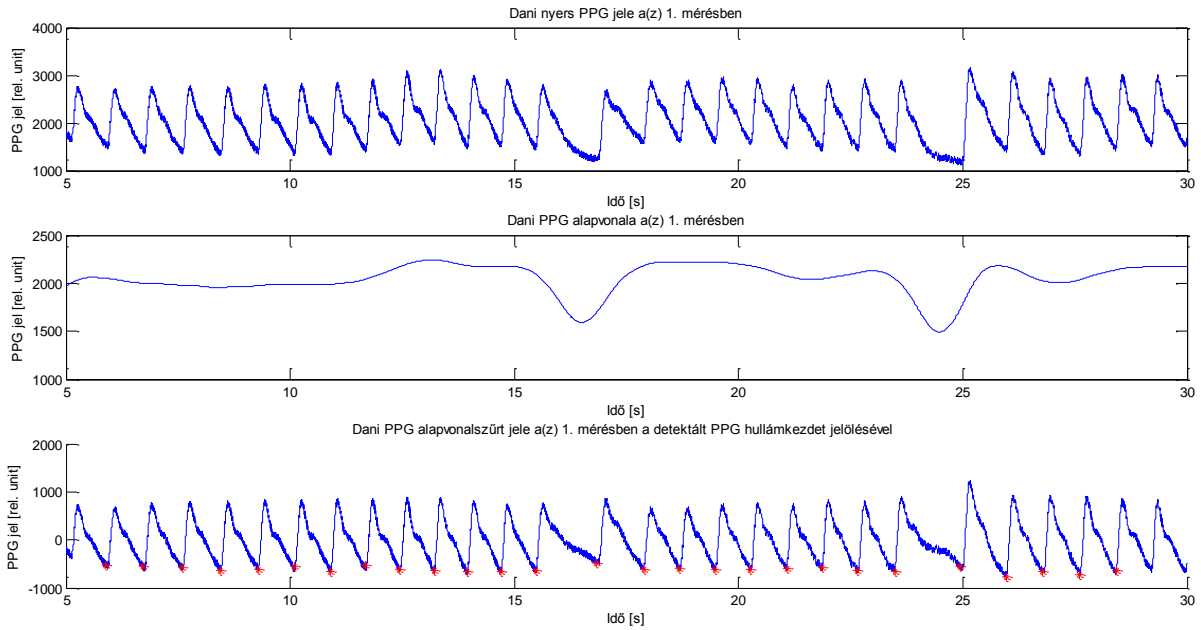
Ez a mérés már jobban igazodik a mérési körülményekhez. Érdekes továbbá, hogy míg az RR távolság egy szituációtól függő, meglehetősen instabil érték, addig a QT és PQ idők stressz és terhelés függése, valamint mérésen belüli szórása is kisebb. Ez a tény is felhasználható arra, hogy hatékonyabb ablakozásokkal hatékonyabb P, Q és T hullám detektálást végezzünk.

3. feladat: PPG jelből számított szívciklusok hossza

Határozza meg a szívciklusok hosszát a PPG jelből.

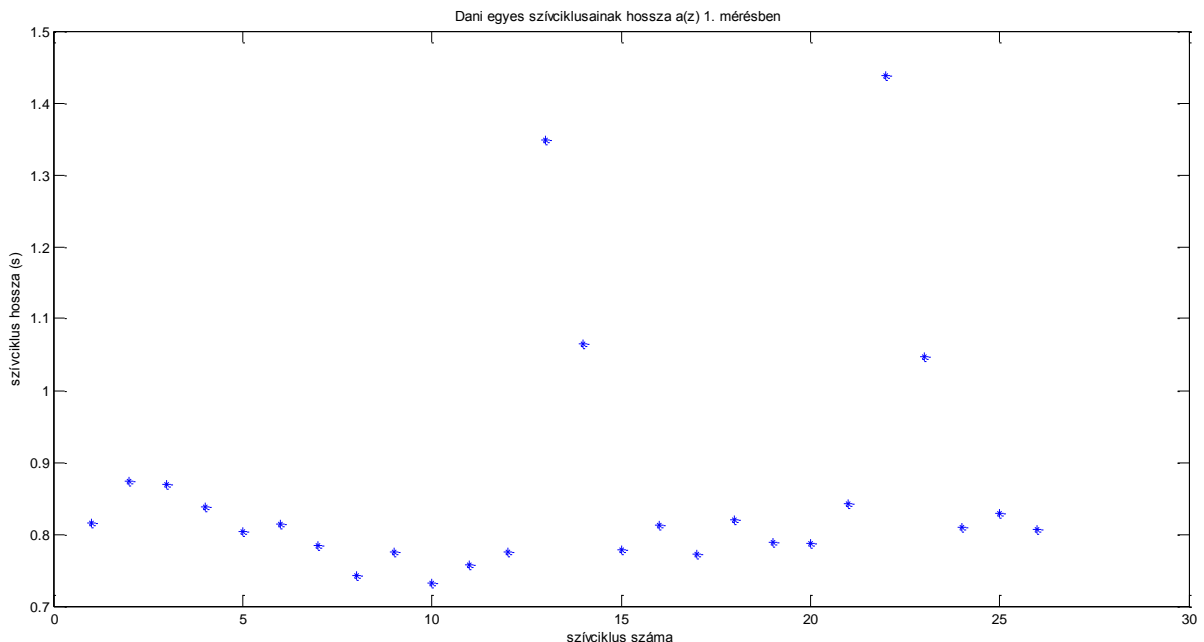
A szívciklusok hossza nemcsak az EKG jelből, hanem a – jelen esetünkben ujjbegyen mért – PPG jelből is meghatározható, hiszen a szív működése során kilökött vérmennyiség megjelenik a perifériás artériákban a szív működésének megfelelő periodikusan változó mennyiségben, amennyiben a pulzushullám terjedését nem befolyásoljuk (pl. vérnyomásmérő mandzsetta éreleszorító hatásával). Ekkor tehát a PPG jel periódusideje (hossza) megegyezik a szívciklus hosszával.

A PPG jel periódusának számításához a PPG hullámok felfutása előtti minimális értékeket detektáltuk, ezek között eltelt időket vizsgáltuk. A PPG regisztrátum mindig néhány másodperccel a mérés kezdete után értelmezhető csak a használt detektor miatt, így a regisztrátumok első néhány másodpercét (pl. 5 s) mindig elhagytuk. A PPG jel nagysága függ attól, hogy milyen erővel nyomjuk ujjunkat az érzékelőre, ezért a nyomáskülönbségből származó alapvonalat kellett először szűrnünk. Ehhez MATLAB kódunkban a nyers regisztrátumot 0,5 Hz-es töréspontú harmadfokú Butterworth aluláteresztő szűrővel szűrtük, hogy megkapjuk az alapvonalat, amelyet kivontunk a PPG jelből. A PPG jel minimumpontját egy előre feltételezett szívfrekvencia és egy hibasáv időbeli tolásával ablakolt lokális minimumkereséssel végeztük. (A következőkben bemutatandó példákban a bal kéz infravörös jelét használtuk.) Ezeknek megfelelő eredmény látható a következő ábrán:



5. ábra: PPG jel detektálása

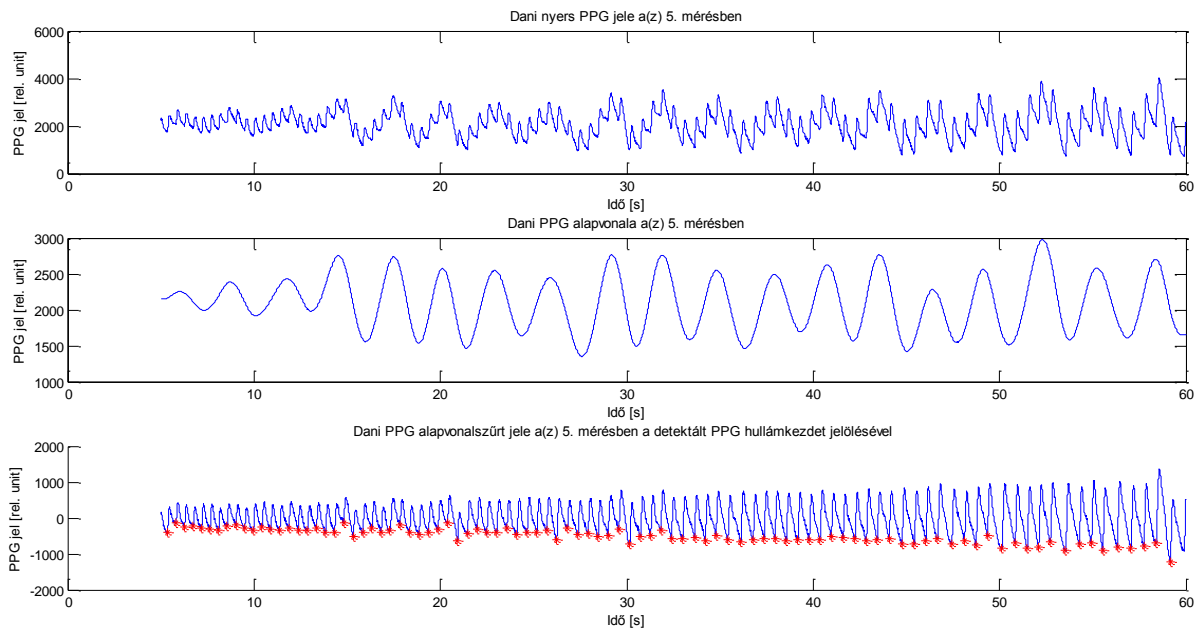
A hullámok helyének megtalálása után a megfelelő távolságok számítása már egyszerű feladat. Az eredményt az előbb bemutatott jelnek megfelelően ábrázolom, azonban a mellékletként rendelkezésre bocsátott MATLAB kód bármely hallgató bármely regisztrátumának adott szakaszán elvégzi ugyanezeket a számításokat.



6. ábra: PPG jelből számított szív ciklushosszok

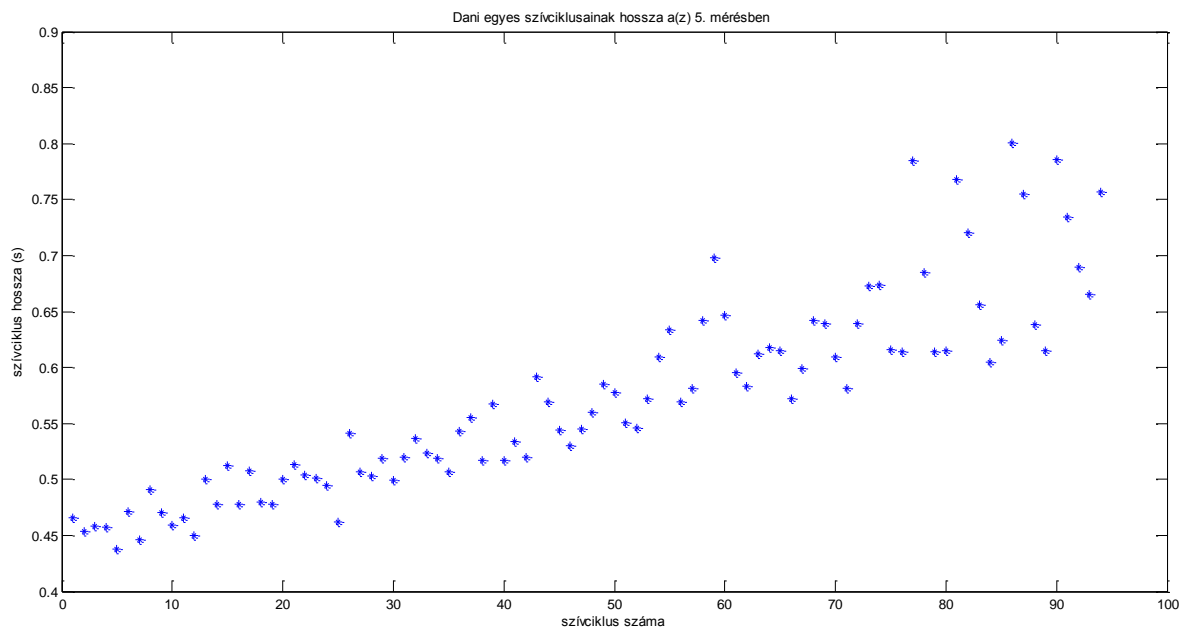
Az ábrán jól látható a Daninál ismert erőteljes légzési színuszaritmia is.

A PPG hullámok detektálásának ilyen egyszerű módja láthatóan jól működik nyugalomban, azonban a paraméterek beállítása annál nehezebb, minél nagyobb a szívfrekvencia változása a vizsgált szakaszon – sőt a kód módosítása nélkül nem is használható tökéletesen, ha a minimális és maximális frekvencia hányadosa legalább 2. Regisztrátumaink közül a legnagyobb szívfrekvencia-tartomány az 5. mérésben (ld. M1-es jegyzőkönyv) található, így ennek eredményeit is bemutatom.



7. ábra: PPG jel detektálása fizikai terhelés után

Az ábrából látható, hogy a fizikai megterhelés következtében a vizsgált alany kevésbé tudja állandó nyomással ujját az érzékelőn, így itt az alapvonaliszűrés még jelentősebb. Megfigyelhetjük azt is, hogy egyszerű algoritmusunk itt is nagyon jól működött. A szív ciklusok hossza pedig elvárásainknak megfelelően folyamatosan csökkent, ahogy Dani nyugalmi állapotát közelítette. Ezt mutatja a következő ábra is.



8. ábra: PPG jelből számított szívciklushossz terhelés után

Az ábrából látható, hogy a fizikai megterhelés következtében a vizsgált alany kevésbé tudja állandó nyomással ujját az érzékelőn, így itt az alapvonaliszűrés még jelentősebb. Megfigyelhetjük azt is, hogy egyszerű algoritmusunk itt is nagyon jól működött. A szívciklusok hossza pedig elvárásainknak megfelelően folyamatosan csökkent, ahogy Dani nyugalmi állapotát közelítette. Ezt mutatja a következő ábra is.

A szívciklushossz ilyen módon való számításának jóságát számos módon jellemezhetjük, amelyek közül a legkézenfekvőbb talán az előző feladatban kapott eredményekkel való összevetés. Ezért itt is kiszámítottuk a medián és MAD értékeket, amelyeket összevetettünk az előző feladatbeli értékekkel. A 6. – vérnyomásméréssel egybekötött – mérésben természetesen a mandzsetta elszorító hatása lényeges – ezt a következő feladatban tárgyaljuk is –, ezért itt csak az első 40 s-t vettük figyelembe. Ennek eredményét mutatja a következő táblázat:

Mérés száma	EKG med _{RR}	EKG MAD _{RR}	PPG med	PPG MAD
1.	799 ms	24 ms	810 ms	33 ms
2.	783 ms	43,5 ms	776 ms	46 ms
3.	894 ms	30 ms	904 ms	31 ms
4.	861 ms	49 ms	905 ms	76 ms
5.	564 ms	69 ms	572 ms	66 ms
6.	782 ms	16,5 ms	781 ms	30 ms

A táblázat EKG és PPG adatai ránézésre jó egyezést mutatnak. Természetesen vizsgálhatnánk ciklusról ciklusra az EKG-ból és PPG-ből kapott ciklushosszak különbségét, korrelációját, stb. is, de úgy éreztük, ez nem ad számottevő többletet a feladat szempontjából a ráfordított időhöz képest.

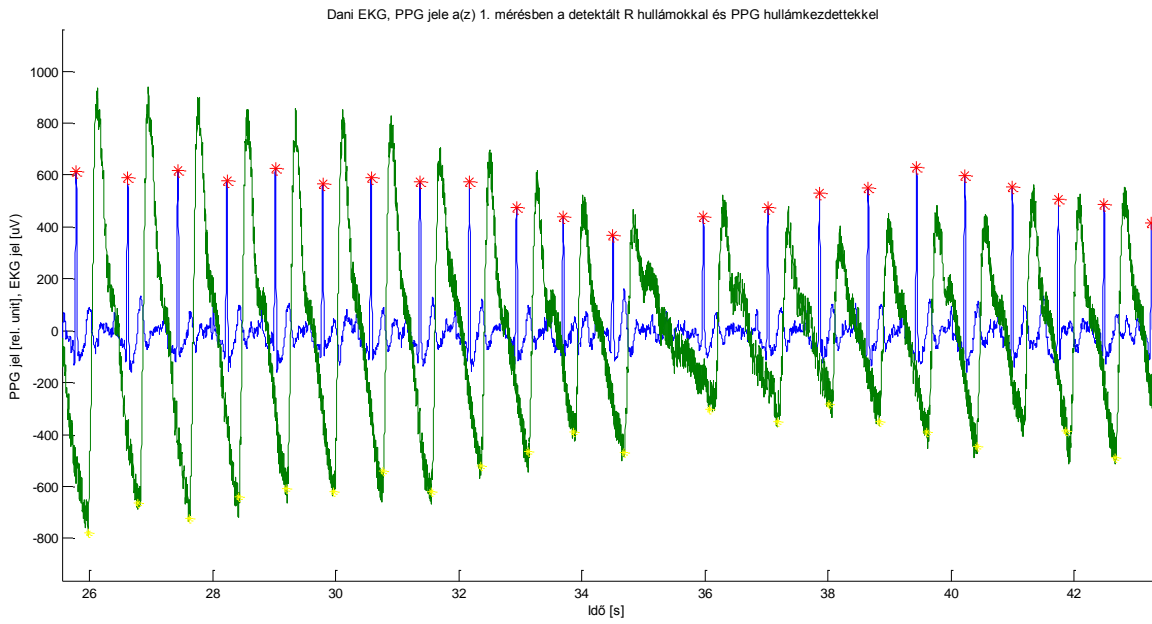
4. Feladat: pulzushullám terjedés

Határozza meg az EKG QRS és a PPG jel felfutásának kezdete közti időt minden szív ciklusra. Ennek alapján becsülje meg a pulzushullám terjedési sebességét.

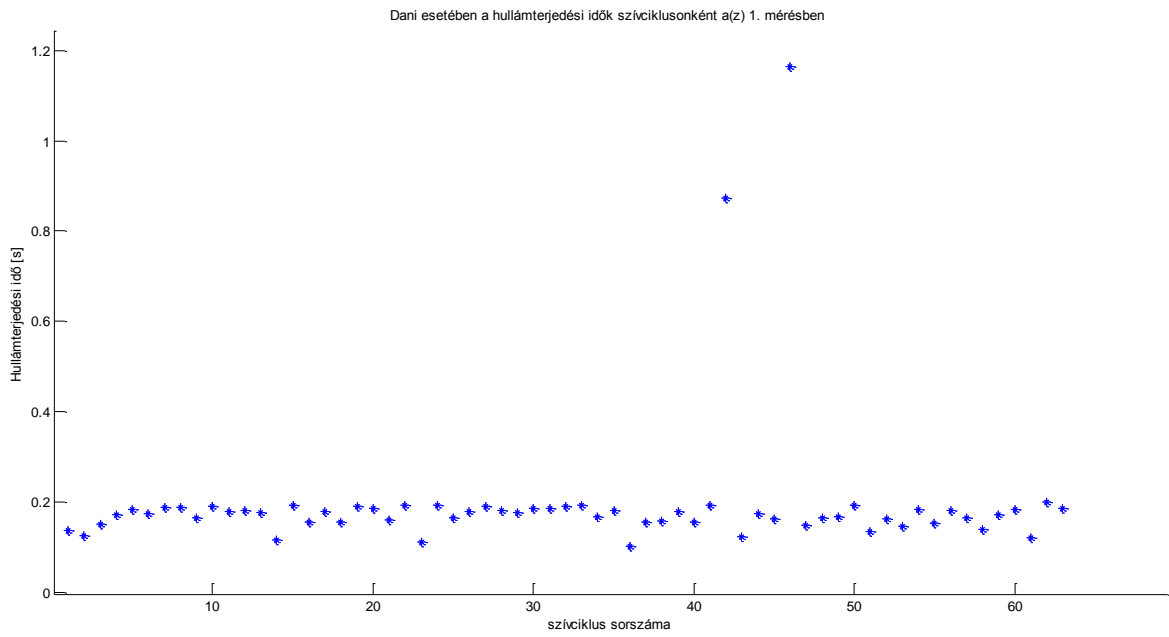
A pulzushullám terjedési sebességének számításához a vér szívből való kilökődésének és az adott ponton (P) mért pulzushullám kezdetének időkülönbsége, valamint az aorta kezdeti pontjának (A) és a P pontnak az erek mentén mért legkisebb távolsága szükséges.

Az A és P pont távolságának becslését 3 ponton átmenő, a középsőn (B) megtört rugalmas mérőszalaggal végeztük. A 3 pont a következő volt. A': a bal 5. bordaköz szegycsonti vége, B: a bal kulcscsont-felkarcsont találkozásának térsége, P': a bal mutatóujj vége. Az A'P' távolság Bélánál 83 cm-nek, Daninál 84 cm-nek, Dávidnál 92 cm-nek adódott.

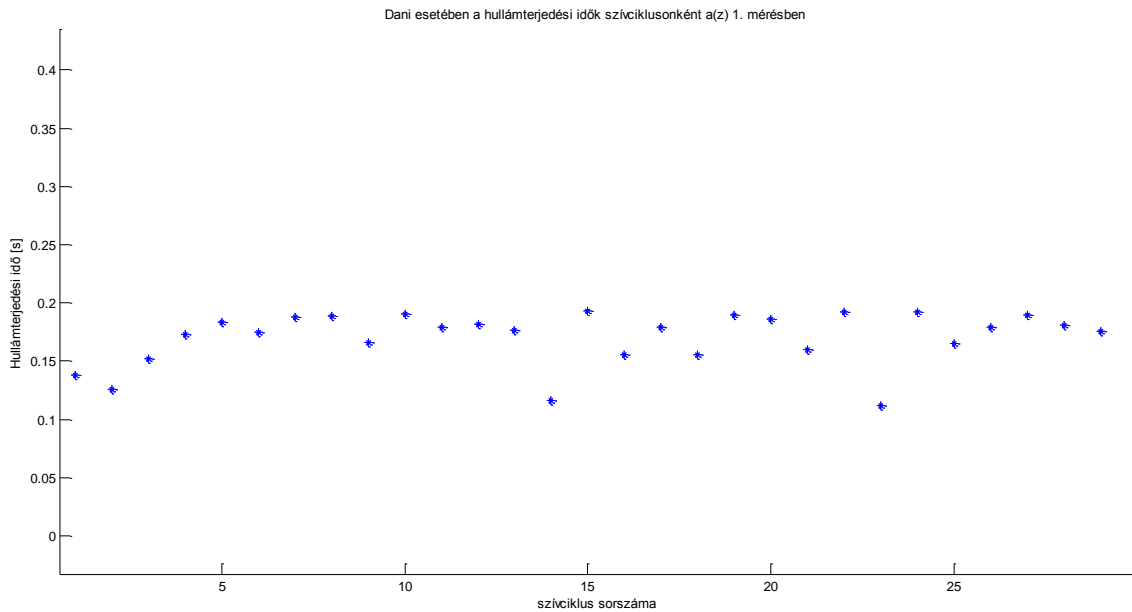
Bár fiziológiailag nem teljesen igaz, de becslésnek megfelelő módon, a szív kilökődésének időpontját az R csúcs időpontjának, a pulzushullám kezdetét pedig az előző pontban meghatározott PPG jel minimumpontjának időpontját vettük. Mind az R hullám, mind a PPG minimum detektálásának vannak hibái, ezért azokat az időkülönbségeket használtuk a terjedési sebesség meghatározásához, ahol egy detektált R hullámot legrövidebb időn belül követő detektált PPG minimum követte. A következő ábrán mutatjuk be a szűrt EKG és PPG jeleket, valamint a detektált R hullámokat és PPG hullámkezdeteket, és a kapott terjedési időket egy példán keresztül egy nyugalmi mérésben. (A MATLAB kódok felhasználásával természetesen ez a többi jel esetében is megtehető.)



9. ábra: EKG és PPG jel az 1. mérésben a detektált R hullámokkal és PPG hullámkezdetekkel



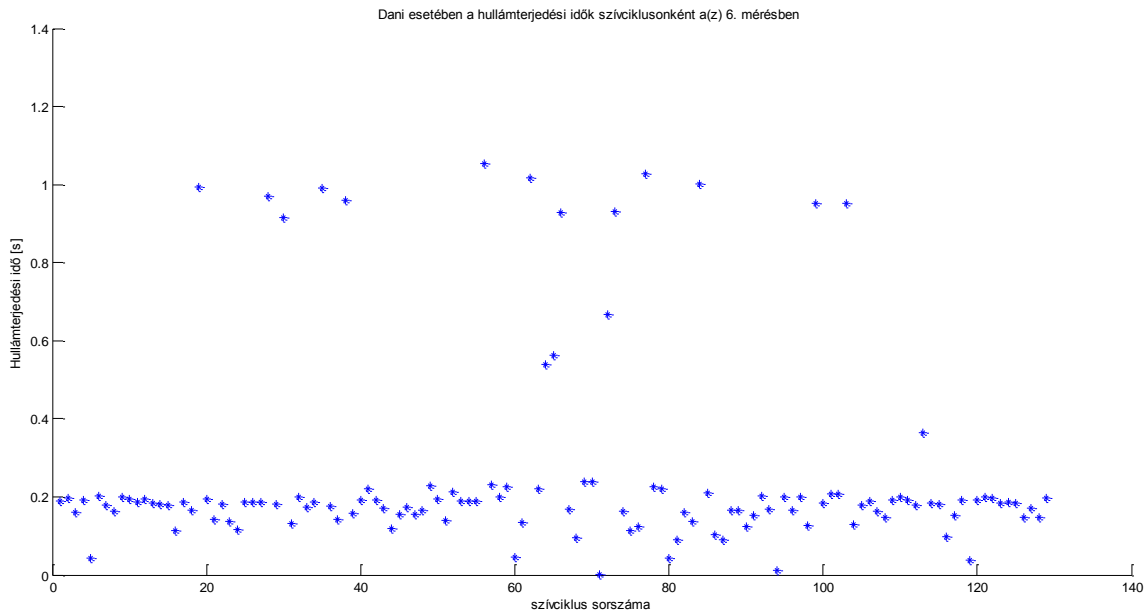
10. ábra: hullámterjedési idők szívciklusonként



11. ábra: 10. ábra részlete

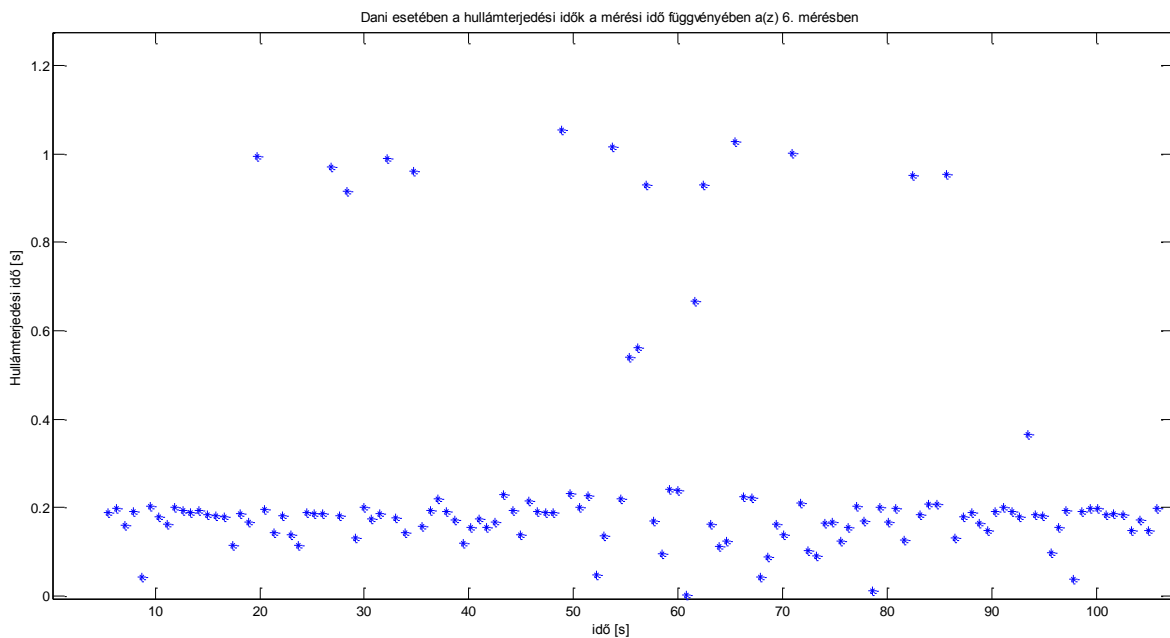
A jellemző terjedési időt az ábrán is látható, illetve az előző feladatokban is említett okok (jelen esetben a nem detektált PPG minimum miatt kiszóró pontok) miatt a mediánnal, illetve a MAD értékkel jellemezhetjük. A mutatott példánkban a terjedési idő **mediánja 176 ms, MAD értéke pedig 52 ms**. A medián időből Dani esetében az 1. mérésben számítható **pulzushullám terjedési idő** így **4,77 m/s**.

A regisztrátumok közül kiemelendő a 6. mérés (vérnyomásméréssel egybekötött) során a pulzushullám-terjedési idő változásának nyomonkövetése. Dani esetében a következőt látjuk:



12. ábra: pulzushullám terjedési idő a 6. mérésben

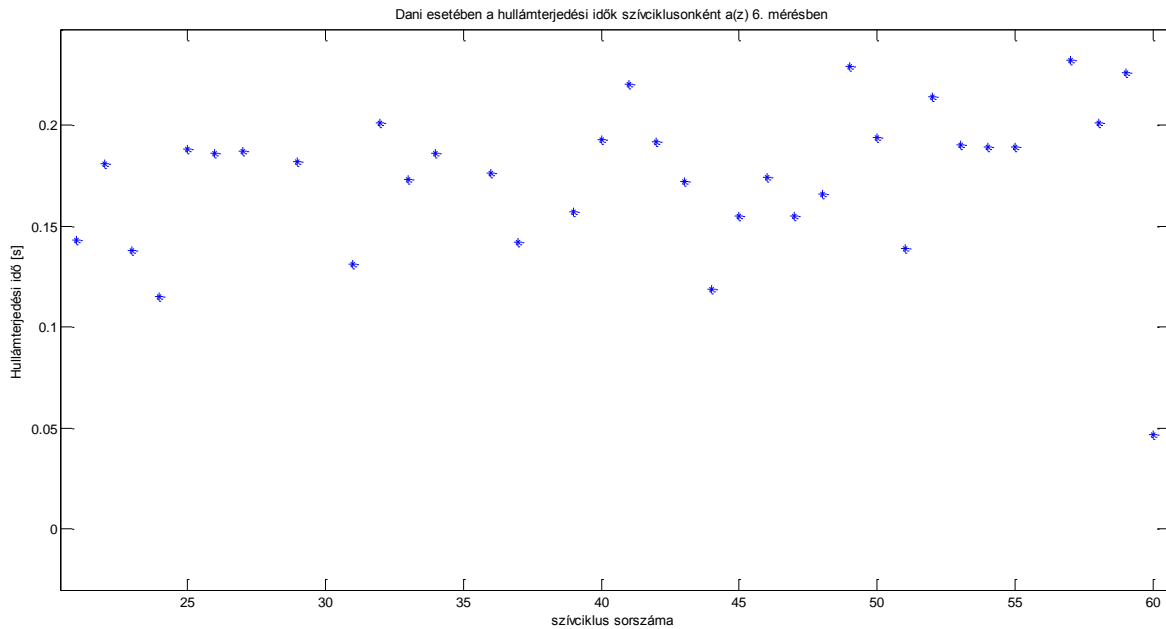
A vérnyomásmérő adott időprotokollnak megfelelően hajtotta végre a mérést, ezért, hogy lássuk, hogy a vérnyomásmérésnek melyik fázisában vagyunk, a következő ábrán nem a szívciklusszám, hanem a regisztrálás idejét tüntettük fel az x tengelyen:



13. ábra: hullámterjedési idő a 6. mérésben - időskálán

Megfigyelhetjük, hogy a vérnyomásmérő pumpálásának kezdetén (25-30 s) – feltehetőleg a szokatlan nyomás miatt az alany kevésbé tudja ugyanúgy a detektoron tartani az ujját –, illetve a szisztolés nyomást elérve (a vérátfolyást megakadályozva,

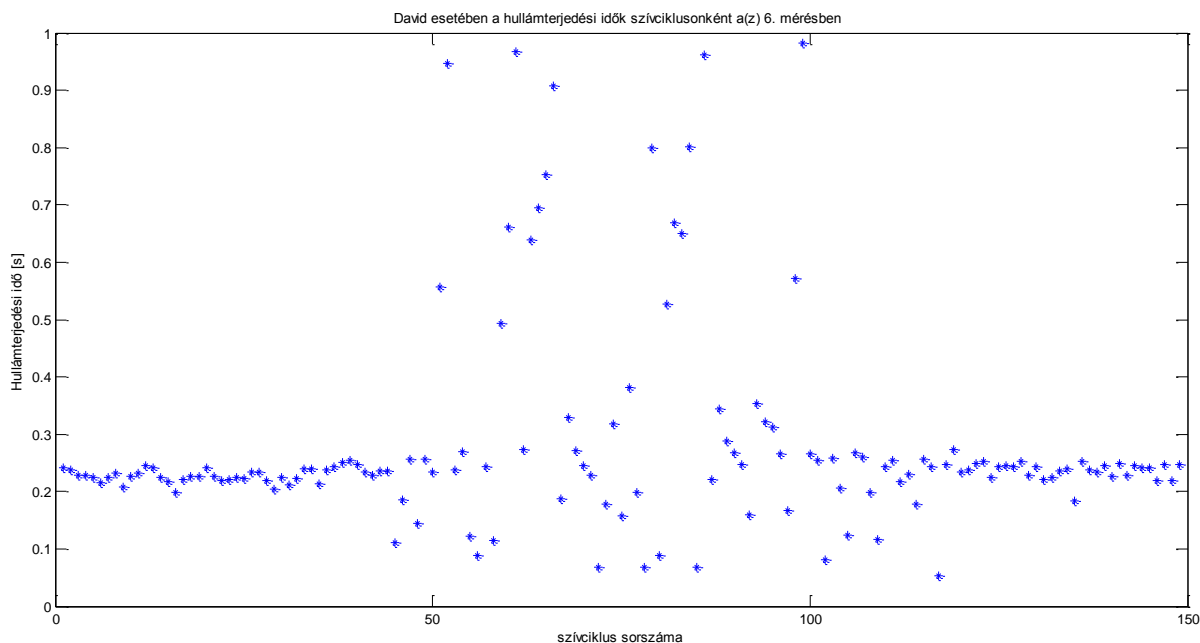
kb. 50-70 s) a pulzushullám detektálhatósága romlik. Az órán felmerült kérdés, amely szerint a vérnyomás emelésével (kb. 25-60. ciklus) a terjedési idő fokozatosan nő, a következő ábra alapján csak sejthető:



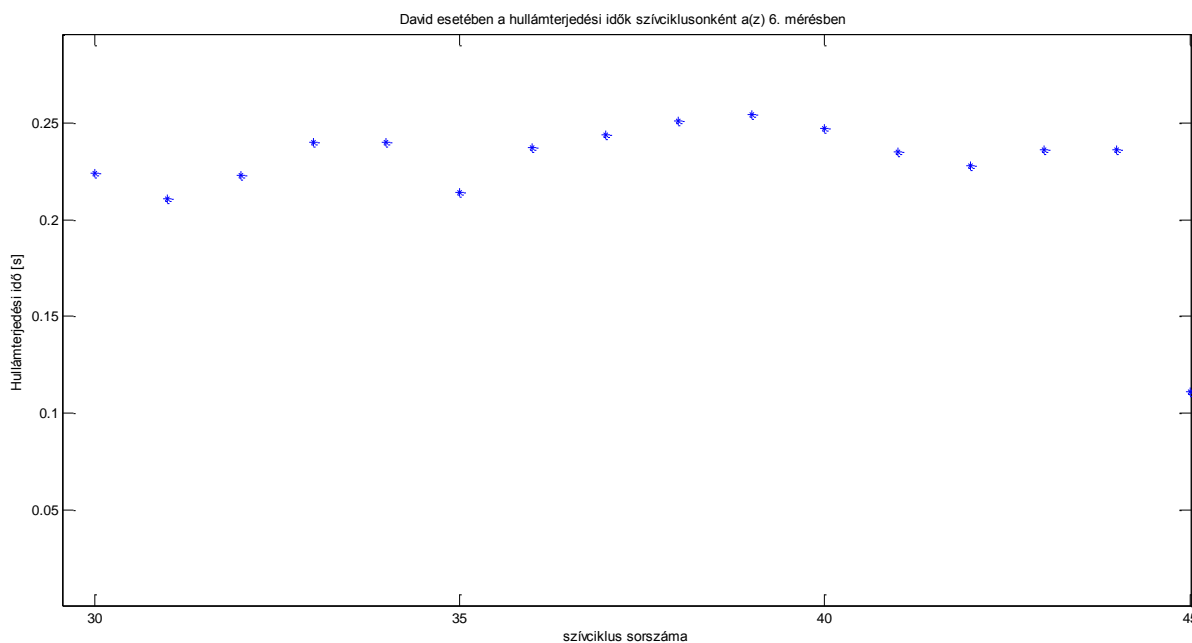
14. ábra: pulzushullám idők a vérnyomás növelésekor

Ezen szakaszon a kiugró pontokat elhagyva Spearman korrelációs próbát végezve 0,0529-es p értéket kapunk.

Dávid esetében valamivel szebb képet kapunk, nála a PPG detekciós hibák (kiszóró pontokat eredményezve) csak a feltehetően a szisztolés érték feletti nyomásoknál jelentkeznek. A második ábrán a vérnyomás emelésekor mérhető értékeket emeltük itt is ki – természetesen itt ez egy rövid szakaszt jelent a szisztolés érték eléréséig.



15. ábra: pulzushullám terjedési idők Dávid 6. mérésében



16. ábra: Pulzushullám terjedési idők alakulása növekvő mandzsettanyomásnál Dávid esetében

Az előzőek szerint itt is Spearman korrelációs próbát végezve 0,0776-os p értéket kapunk.

Ezek alapján úgy gondoljuk, hogy a fenti kérdés tisztázása jobb szűrési és detektálási algoritmusokra esetleg lehetséges, és ha ez valóban a feltételezések szerint alakul, segítheti az oszcillometriás vérnyomásmérést.