

ORVOSBIOLÓGIAI SZÁMÍTÓGÉPES GYAKORLATOK

Mérési útmutatók



**BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
MÉRÉSTECHNIKA ÉS INFORMÁCIÓS RENDSZEREK TANSZÉK
2022.**

OSG M1. VÉRNYOMÁS- ÉS PULZUSMÉRÉS

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Vérnyomás, vérnyomásmérés

A keringési rendszer állapotáról nagyon fontos információt nyújt a pulzusszám és a vérnyomás, ezért ezek a leggyakrabban mért élettani paraméterek közé tartoznak. A keringési rendszer középpontjában a szív áll, amely folyamatos összehúzódásával és elernyedésével tartja fenn az állandó vérkeringést. A vér áramlására jellemző nyomás - a vérnyomás - értékét több paraméter együttesen határozza meg, ezek a szív izomereje, a szív által kilökött vér mennyisége, az érfal rugalmassága, a vérerek ellenállása, a vér viszkozitása. Bár a szív nem folyamatosan löki ki a vért a véreredényrendszerbe, az aorta pufferhatása miatt a véráramlás az artériákban mégis folyamatos, de nem egyenletes. Az artériás rendszerben a vérnyomás szélsőértékei a véges terjedési sebesség miatt időben nem esnek egybe a szív összehúzódásával (szisztole) és elernyedésével (diasztole) azonban megegyezés alapján a szívtávoli helyeken is a vérnyomás maximumát szisztolés, a minimumát diasztolés értéknek nevezzük.

A vérnyomás méréséhez valamilyen módon be kell avatkozni a keringési rendszerbe. Ez történhet közvetlen, direkt módon, a vérerek megnyitásával, vagy közvetett, indirekt módon, mely során a keringési rendszerben zavart hozunk létre, kívülről valamilyen hatást gyakorolva, s az erre adott válaszból következtetünk a vérnyomás értékére.

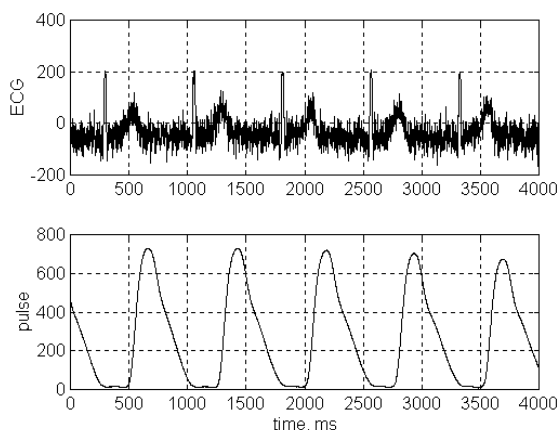
A leggyakrabban az utóbbi elven működő Riva-Rocci módszert alkalmazzák. E mérés során a páciens felkarjára helyezett rugalmas gumitömlőt (mandzsetta) felpumpáljuk annyira, hogy az teljesen megakadályozza a vér áramlását. Ezután a mandzsettanyomást csökkentve a vér kezdetben rövid időre bár, de minden szív összehúzódást követően elkezd áramlani. A szisztolés értéket egyenlőnek tartjuk azzal a legnagyobb mandzsettanyomással, amely fennállásakor az artériában lüktetés áll fenn. Tovább csökkentve a mandzsetta nyomását egyre hosszabb ideig tart periódusonként az áramlás, majd végül az érfalak egyáltalán nem záródnak el, a mandzsetta zavaró hatása megszűnik. A diasztolés értéket egyenlőnek tartjuk azzal a legnagyobb mandzsettanyomással, amely mellett az artéria rövid időre sem záródik el teljesen. Így a mérés során azt kell megállapítanunk, hogy a mandzsettanyomás, melyet folyamatosan mérünk, mikor egyezik meg a szisztolés illetve a diasztolés értékkel. Az egyezés többek között megállapítható az ún. Korotkov hangok detektálásával. A szisztolésnél nagyobb értékről csökkentve a mandzsetta nyomását az erek megnyílásakor az artéria fölött kattogó hangok jelentkeznek, melyek a mandzsettanyomás csökkenésével egyre erősödnek, majd egyre halkulnak, s amikor az erek a teljes szív ciklus alatt nyitottak, akkor megszűnnek. E hangok detektálása történhet "hallgatózással" vagy elektronikus úton is.

Az oszcillometriás módszer azon alapul, hogy az artéria elaszticitása függ a transzmurális (érfalra ható) nyomástól, ami az éren belüli és az éren kívüli nyomás különbsége. Az éren belüli nyomáshullám által a mandzsettanyomásban okozott változás (oszcillometriás pulzus) akkor maximális, amikor a mandzsetta nyomása megegyezik az artériás középnyomással. A szisztolés és a diasztolés nyomás kiszámítható a változó mandzsettanyomás mellett fellépő oszcillometriás pulzusok amplitúdója alapján. A számításra különböző eljárásokat alkalmaznak.

Ezek a módszerek is viszonylagos kellemetlenségekkel járnak - kar elszorítása, hosszú idejű mérés - ezért valami jobb módszer kívánatos lenne. Egy új lehetőség kínálkozik a következő fiziológiai tényeket figyelembe véve.

Ahogy azt már említettük, a perifériás erekben a pulzushullám a szív összehúzódásához, elernyedéséhez képest késleltetve jelenik meg. Ez a késleltetés függ az érzékelési helynek a szívtől mérhető távolságától, az erek állapotától és a vérnyomástól is. Az EKG jel - mint villamos jel - viszont kvázi késleltetés nélkül jut a perifériás helyekre. Így például az ujjbegyen mérve a pulzushullámot és ezzel egy időben mérve az EKG R-hullámokat - mely a szív szisztolójával van összefüggésben - a késleltetésből következtethetünk a vérnyomásra. A gyakorlatban a módszer elsősorban a vérnyomás változás detektálására használható. Az 1. ábrán látható egy EKG és az azzal egy időben az ujjbegyen rögzített pulzushullám.

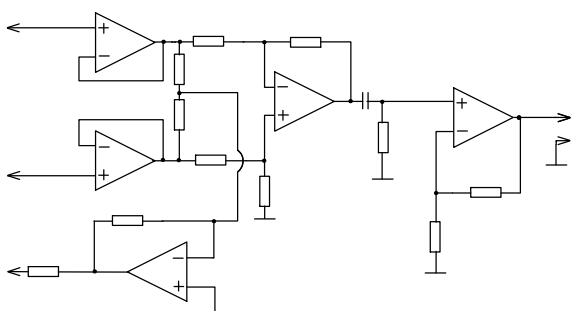
A pulzushullám mérése



1. ábra
EKG és ujjbegyen mért PPG

függ a hajszálerek vérrel való telítettségétől, azaz, az átvilágított erek térfogatától. Az így kapott jelet fotopletizmográfias (PPG) jelnek hívjuk. A PPG jel egy adott helyen (csuklón vagy ujjbegyen) történő mérésével megállapítható, mikor érkezik a pulzushullám erre a helyre.

Az EKG jel mérése

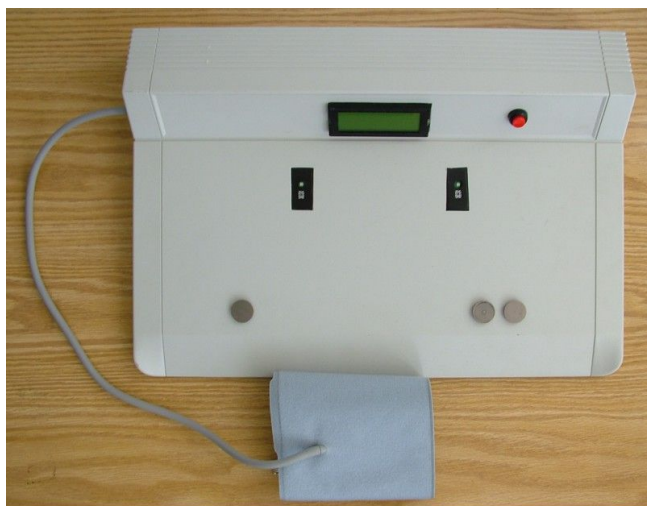


2. ábra
EKG jel felvételére szolgáló erősítő

Az EKG jelet a testfelszínre helyezett elektródok segítségével mérjük. A két elektród jele egy mérőerősítő bemeneteire kerül, így a kimeneti jel a két elektród közti potenciálkülönbséggel arányos. Az EKG jel felvételére szolgáló erősítő vázlata a 2. ábrán látható. A testfelszínre (erősítést követően) visszavezetett közös jel a közösjel elnyomást növeli, és így a jel/zaj viszonyt javítja.

A mérésen használt HHM készülék rövid leírása

A HHMD (home health monitoring device) a 3. ábrán látható. Az EKG felvételéhez a bal kezet a bal oldalon levő, a jobb kezet a két egymás mellett, jobb oldalon levő elektródra kell helyezni. Így az Einthoven I. elvezetés szerinti EKG jel rögzíthető. Az alkalmazott erősítő a 2. ábra szerin-



3. ábra HHM készülék

ti, a közösjel elnyomás növelésére a testfelszíni potenciált meghajtó kimenet a jobb kéz alatti egyik elektródra van vezetve.

A pulzusmérő fotoelektromos elven működik. Egymás után egy infravörös majd egy vörös LED világít, a visszaverődött fény intenzitását mindkét megvilágítás esetén fotodiódával érzékeljük. A fotodióda áramát egy műveleti erősítő csatlakoztatja feszültséggé alakítja.

A HHMD rögzíti: a felkarra helyezett mandzsetta nyomását (*press*), a tenyerek alatti elektródák segítségével regisztrált EKG jelet (Einthoven I. elvezetés, *ecg1*), továbbá a mutatóujjak alatti szenzorokkal mért fotopletizmográfiás (PPG) jeleket. A PPG jeleket a bal mutatóujjról két hullámhosszon

(*ppg1_red*, *ppg1_nir*), a jobb mutatóujjról pedig egy hullámhosszon (*ppgr_nir*) rögzíti a készülék. A HHMD további jeleket is felvesz, melyeket ezen mérési feladat során nem használunk. A készülék csatornánként 1000 minta/másodperc gyakorisággal és 12 bites felbontással rögzíti a jeleket.

A HHMD-t Konfigurációs mód-ban kell használni. Ekkor a vezérlés továbbá a jelek rögzítése és megjelenítése PC segítségével történik. A továbbiakban a legegyszerűbb használati módot ismertetjük. Egyes részekhez a leírás végén megjegyzések találhatók, melyekre szögletes zárójelbe tett számokkal hivatkozunk.

Felvétel készítése a HHMD-vel

A PC-re *student* felhasználóként jelentkezzen be, majd indítsa el az asztalon található *hbm.exe* programot (továbbiakban: kezelői felület).

Nyomja meg a HHMD gombját [1]. A kezelői felületen a bekapcsolástól számított 10 másodpercen belül meg kell nyomni a Kapcsolódás gombot [2]. A sikeres kapcsolódást jelzi, ha a gomb felirata Leválasztás-ra változik, és megjelenik a virtuális LCD ablak. Ezen (nagyjából) az a kép látható, amit önálló működés közben mutatna a HHMD [3].

A Fájl választás (vagy Tárolás) gombra kattintva minden mérés előtt ki kell választani, hova kívánjuk menteni a felvételt (a mintavételezés e nélkül is elindítható, ha nem kívánjuk tárolni a jeleket). Minden mérőcsoport nyisson magának egy mappát a mérésvezető által megadott könyvtárban. A fájlnevnél betűvel kell kezdődnie, a kiterjesztés automatikusan *hbm* lesz.

Akíró felvételt készítenek, amennyiben szükséges, helyezze bal felkarjára a mandzsettát, majd két kezét tegye a HHMD elektródjaira (a mérésvezető megmutatja a helyes tartást). A felvétel készítője (célszerűen a mérőtárs) a kezelői felület Start gombjára kattintva indítja a mérést. Ekkor a gomb felirata Stop-ra változik, ezzel állítható meg a mérés.

Alap esetben a jelek regisztrálása addig folytatódik, amíg azt a PC-ről meg nem állítjuk, a pumpa illetve a leeresztő szelep állapota pedig manuálisan vezérelhető [4]. A szelep záródik a Szelep pont kiválasztásakor, a csúszkával pedig a motorra jutó feszültséget változtathatjuk: a mandzsetta felfújási sebessége ennek függvényében változik, de a kettő közti kapcsolat nemlineáris, továbbá a pacienstől és a mandzsetta felhelyezésétől is függ. Ezek a kezelőszervek a kezelői felületen csak mérés közben érhetők el.

A mérés végeztével a Leválasztás gombra kattintva kapcsolható ki a HHMD. Ha a PC és a HHMD között kommunikációs hiba lép fel, akkor a mérés automatikusan leáll, de az addig regisztrált jelek nem vesznek el.

- [1] Ekkor az LCD kijelzőn hibaüzenetet kapunk, mert a készülékben nincs MMC kártya. Ez a PC-hez kapcsolódás esetén a HHMD-vel történő mérést nem akadályozza.
- [2] Ha előzőleg nem volt feszültség alatt az eszköz, akkor bekapcsolás után a szoftver verziószámát írja ki az LCD-re és a gomb megnyomásáig készenléti állapotban marad. Ha a HHMD a detektálási folyamat közben ki-kapcsol, akkor a kezelői felület 'megfagyhat'. Ekkor a Feladatkezelő segítségével le kell állítani, majd újraindítani.
- [3] Kijelzések az LCD-n: a mérés indítása óta eltelt idő másodpercben (jobb alsó sarok), a mandzsetta pillanatnyi nyomása (bal felül), ez alatt pedig a detektált szívösszehúzódások ütemében elmozduló kis nyíl. A jobb szélén látható három betűpár mutatja a regisztrált PPG jelek detektálhatóságát: LN/LR/RN rendre a bal nir/bal piros/jobbs nir jeleknek felel meg. Ha valamelyik betűpár eltűnik, akkor az ezzel jelölt PPG jelet a HHMD nem érzékeli.
- [4] Ha a HHM mód opciót kiválasztjuk, akkor a mérés a HHMD-ben definiált alábbi protokoll szerint történik. Az indítást követően 24 másodpercig a mandzsetta leeresztve marad. Ezt követően a HHMD kb. 6 mmHg/másodperc meredekséggel felfújja a mandzsettát egy maximális értékig, majd közel azonos meredekséggel megtörténik a mandzsetta leeresztése. (Sem a felfújás, sem a leeresztés során nemlineáris a mandzsetta-nyomás változása.) Amikor a leeresztés során a mandzsetta nyomása eléri a 40mmHg-t, a HHMD kinyit egy gyors leeresztő szelepet, így a nyomás meredeken közel nullára esik. A maximális mandzsettanyomás, illetve az a nyomás, aminél leeresztéskor a gyors leeresztő szelep kinyílik, a Konfiguráció gombra kattintva megadható. Alapértelmezésben ezek az értékek: 170 mmHg és 40 mmHg. A felfújás azonban nem szükségszerűen tart a maximális mandzsettanyomásig. A felfújás megáll, ha a vérnyomás már kisebb mandzsettanyomás alapján is biztonságosan meghatározható.

A HHMD-vel készített felvételek kiértékelése

A kiértékeléshez indítsuk el a Matlab-ot. A hhm kiterjesztésű fájl a hhmbinread segédprogrammal olvasható be. Az EKG értékeket mV-ban kapjuk a következő átalakítás után:

$$u [\text{mV}] = 3,3/4096 \cdot (x - 2048).^{*1}$$

A mandzsettanyomást mmHg-ban kapjuk meg a következő átalakítás után:

$$p [\text{mmHg}] = (x - 175)/15,5$$

Példa

Rajzoljuk ki a rögzített EKG jelet. Az elkészített felvételt a merocsop2.hhm fájl tartalmazza.

```
s=hhmbinread('merocsop2.hhm');
plot(3.3/4096*(s.ecg1-2048))
```

Természetesen s helyett tetszőleges név adható.

A hhmbinread-del történt beolvasás után az alábbi változók érhetők el:

```
s.ecg1:      Einthoven I elvezetésben felvett EKG
s.press:     mandzsetta nyomása
s.ppgl_nir:  a bal mutatóujjon infravörös fényt használva felvett PPG
s.ppgl_red:  a bal mutatóujjon vörös fényt használva felvett PPG
s.ppgr_nir:  a jobb mutatóujjon infravörös fényt használva felvett PPG
s.ppgl_red_dc: a bal mutatóujjon vörös fényt használva felvett PPG DC leválasztás nélkül
```

*1: Ez a laboratóriumban levő „2” jelű HHMD-re, és a tantárgy honlapján elérhető felvételek döntő többségére igaz. A laboratóriumban levő „1” jelű HHMD esetében, (és az ezzel a HHMD-vel készült, a honlapon ugyancsak elérhető felvételek esetében): $u [\text{mV}] = 3,3/8192 \cdot (x - 2048)$

Mérési feladatok

1. Készítsenek a HHMD-t felhasználva egy 100 másodperc hosszú regisztrátumot a mérőcsoport minden tagjáról, nyugalmi helyzetben, a mandzsetta felfűjást kikapcsolva. Vizsgálják meg:
 - a légzés hatását a szívfrekvenciára,
 - a légzésfrekvencia illetve a szívfrekvencia állandóságát,
 - milyen pontosságú becslés adható a légzésfrekvencia értékére.
2. Vizsgálják meg az EKG és a PPG jel frekvenciatartalmát
 - normál nyugalmi helyzetben,
 - rövid fizikai igénybevételt (pl. 30 guggolás vagy 2 perc helyben futás) követően,
 - visszatartott lélegzet mellett (legfeljebb 30 másodpercre),
 - ütemezett légzés mellett (a vizsgált személy ütemező jelre – pl. 4 másodpercenként - kezdi el a belégzést)Értékeljék a kapott eredményeket.
3. A mérőcsoport minden tagjáról készítsenek felvételt, a HHMD készülék vérnyomásmérő üzemmódjában (HHM ablak bejelölve). Értékeljék a mérést:
 - hogyan változik az EKG és a PPG közti késleltetés a mandzsettanyomás emelkedésekor,
 - mekkora mandzsettanyomásnál szűnik meg (felfűjás) illetve indul újra (leeresztés) a PPG jel pulzálása,
 - hogyan változik a PPG jel, amikor a mandzsettanyomás megközelíti a szisztolés nyomást.

Tanácsok a jegyzőkönyv elkészítéséhez

A pillanatnyi szívfrekvenciát célszerű a pan_tompkins.m program által kijelölt R csúcsok közti távolság alapján megállapítani. Nézze meg, hogyan jelenik meg a pillanatnyi szívfrekvencia változása a frekvencia spektrumban. A pan_tompkins.m program elérhető a Moodle-ban és a tantárgy honlapján. Használata:

qrs=pan_tompkins(ecg);

A qrs vektor egyes elemei azok az időpontok, ahol a program a QRS csúcsokat detektálta. A detektált QRS-ek egy lehetséges ábrázolása:

```
close all;  
a=hhmbinread('nocuff7.hhm');  
plot(a.ecg1);  
hold  
qrs=pan_tompkins(a.ecg1);  
plot(qrs,a.ecg1(qrs),'ro');
```

Az ábrán látható, hogy a program nem feltétlenül a szűretlen jelben levő QRS csúcspontokat jelöli ki.

A 2. feladat megoldásához célszerű a PPG jelből egy szakaszt kivágni, amelyiken a jel középértéke az egyes szív ciklusokban alig változik. Ha ez észszerű, akkor érdemes olyan hosszú regisztrátumot készíteni, ami a frekvencia tengely léptékezését egyszerűsíti. A frekvencia spektrum felrajzolása előtt javasolt a DC szint eltávolítása.

Például:

```
close all;  
a=hhmbinread('nocuff7.hhm');  
plot(a.ppg1_nir);  
grid
```

```
ppg_c=a.ppgl_nir(30001:80000);  
ppg_nodc=ppg_c-mean(ppg_c);  
figure  
plot(abs(fft(ppg_nodc)))  
grid
```

A 3. feladatnál vizsgálja meg, hogy a `ppgl_nir`, `ppgl_red` és `ppgl_red_dc` jelek közül melyik használható legjobban a pulzálás megszűnésének és újra indulásának megállapítására.

Felkészülést segítő kérdések

1. Hogyan befolyásolja a légzés a pillanatnyi szívfrekvenciát?
2. Mit értünk „pulzushullám” alatt? Hogyan terjed ez a szívtől az ujjbegyig?
3. Miért nem állandó a szívfrekvencia nyugalmi állapotban sem?
4. Hogy működik a Pan-Tompkins R csúcs detektor?
5. Hogyan lehet egy időfüggvényt frekvenciatartományban jellemezni?

OSG M2. EKG FELVÉTELEK KIÉRTÉKELÉSE

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Napjainkban egyre gyakoribb a számítógépes jelfeldolgozás alkalmazása a korszerű orvosi műszerekben. Egyre több berendezés rendelkezik PC-hez csatlakoztatható soros vagy párhuzamos kapcsolódási felülettel. Vannak olyanok is, amelyek önmagukban valósítják meg a jelfeldolgozási funkciókat: az analóg bemeneti- és erősítő fokozatokat követő A/D átalakítás után digitálisan végeznek a jelen különböző műveleteket. Egyes szűréseket, a jel/zaj viszony javítását és a tömörítési algoritmusokat is digitális formában valósítják meg.

A mérés célja egyes EKG jelfeldolgozási módszerek megismerése a MATLAB program segítségével.

A mérés során a jelfeldolgozási műveleteket valós, az Orvostechika laborban saját magukról felvett EKG regisztrátumokon fogják elvégezni.

Az EKG jeleket feldolgozó algoritmusok megvalósítására a MATLAB Signal Processing Toolbox-ban található függvényeket lehet használni. Itt definiálva vannak különböző szűrőtípusok, pl. Butterworth, Csebisev stb. A kívánt szűrő együtthatóit a MATLAB az alábbi függvény meghívására számítja ki:

$$[B,A]=\text{szűrőtípus}(\text{fokszám, vágási frekvencia, típus})$$

alul- és felüláteresztő szűrő esetén. Aluláteresztő szűrőnél a típust nem kell megadni, felüláteresztőnél viszont a 'high' típusjelző szükséges.

Sávzáró és sáváteresztő szűrő esetén a következő a szintaktika:

$$[B,A]=\text{szűrőtípus}(\text{fokszám, ingadozási sáv, sáv szélesség, típus})$$

Csebisev szűrő esetén az ingadozási sávot is meg kell adni. Sávzáró szűrő tervezésekor a 'stop' típusjelző szükséges.

A frekvencia értékeket nem Hertzben, hanem a mintavételezési frekvenciához viszonyított értékben kell megadni. Az egységnyi érték a mintavételezési frekvencia fele.

A szűrés a következőképpen történik: a B és az A együtthatók a szűrő paraméterei vektorformában.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{B(1) + B(2)z^{-1} + \dots + B(nB)z^{-(nB-1)}}{1 + A(2)z^{-1} + \dots + A(nA)z^{-(nA-1)}}$$

A 'filter' függvény végzi el a digitális szűrést. $Y = \text{filter}(B,A,X)$, ahol B és A a szűrő együtthatók, X a bemeneti Y pedig a kimeneti adatok vektora.

Példa: Az ekg nevű vektorban 500 Hz-cel mintavételezett adatok vannak. Az ekglpf tartalmazza a Butterworth típusú, negyedfokú, 35 Hz törésponti frekvenciájú aluláteresztő szűrés után kapott adatsort.

$$\begin{aligned} [B,A] &= \text{butter}(4,0.14); \\ \text{ekglpf} &= \text{filter}(B,A,\text{ekg}); \end{aligned}$$

A *filter* függvény fokszámtól függő késleltetést okoz, a *filtfilt* függvény késleltetése nulla.

Az EKG készülékekben alkalmazott alapvető szűrőtípusok az izomremegés elleni 30-35 Hz-es aluláteresztő szűrő és az 50 Hz-es hálózati frekvencia hatását csökkentő sávzáró szűrő. A 15-20 Hz közötti sáváteresztő szűrő az R-hullám detektálást segíti.

Az R hullám detektálása az EKG jelfeldolgozás alapvetően fontos feladata. Erre a feladatra nagyon sokféle eljárást használnak. Néhány algoritmus leírásának elérhetősége:

http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins_willis/Pan.pdf

http://www.sm.luth.se/csee/courses/sms/046/2004/QRS_tutorial.pdf

<http://carg.site.uottawa.ca/doc/ELG6163GeoffreyGreen.pdf>

<http://www.docentes.unal.edu.co/jdpulgaring/docs/A%20comparison%20of%20the%20noise%20sensitivity%20of%20nine%20QRS%20detection%20.pdf>

Az otthoni felkészülés során készítsenek el egy R hullám detektáló programot.

Az EKG jel tartalmaz olyan kis amplitúdójú, de nagy információtartalmú részeket (pl. késői potenciál) amelyeket a zajok elfednek. Az EKG jel kváziperiódikus, ezért megpróbálkozhatunk az egyes periódusok átlagolásával. A periódusok nem egyenlő hosszúságúak, a szívfrekvenciát normál nyugalmi helyzetben is befolyásolja a légzés (és egyéb fiziológiai hatások is). Az átlagoláshoz a triggerjelet az R-hullám csúcsa fogja szolgáltatni. Első lépésben ezeket a csúcsokat kell a regisztrátumból meghatározni. Tekintsük az első periódust alaphosszúságúnak és a többi periódust erre normáljuk. Ha már azonos hosszúságú periódusok állnak rendelkezésre, el lehet végezni az átlagolást. Így egy csökkentett zajtartalmú jel nyerhető, ezt kivonva a zajos alapperiódusból annak zajtartalmát kapjuk meg. A jel/zaj viszony a teljesítményspektrum alapján számítható.

Mérési feladatok

Az otthoni felkészülés során a mérési feladatokhoz szükséges MATLAB programokat el kell készíteni.

1. Jellemezze az EKG regisztrátum alapvonalvándorlását nagy belégzést tartalmazó felvételen.
2. 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 javulást.
3. Írjon programot, amely az EKG jelen 35 Hz-es aluláteresztő szűrést végez. Jellemezze a szűrés hatását.
4. Írjon programot, amely R-hullám detektálást végez. Értékelje az R-hullám detektor szenzitivitását, $S = TP / (TP + FN)$ és pozitív prediktivitását, $P^+ = TP / (TP + FP)$ a laborban készített EKG felvételeket felhasználva.
5. Valósítsa meg programozottan az indított átlagolást és jellemezze a jel/zaj viszony javulását.

Tanácsok a jegyzőkönyv elkészítéséhez

Az 1. feladatnál egy ábrán jelenítse meg az eredeti jelet és (más színnel) az előállított alapvonalat.

A 2. feladatnál a jel/zaj viszony megállapításához mind a jelből mind a zajból távolítsa el a DC összetevőt. Célszerű egy ábrán jeleníteni meg az eredeti és (más színnel) a szűrt jelet. A jel és a zaj effektív értékét számítsa ki a jel/zaj viszony kvantitatív meghatározásához.

A 3. feladatnál a nyers és a szűrt jeleket célszerű azonos ábrában, különböző színekkel megjeleníteni.

A 4. feladatnál egyszerű detektort készítsen. Nem cél, hogy a felvétel összes R csúcsát megtalálja a detektor – és egy R csúcsot se jelezzon ott, ahol ilyen nincs. Azaz, nem baj, ha az egyszerű

detektor fals negatív és fals pozitív minősítéseket is ad. Cél az, hogy tapasztalatot szerezzen élet-tani jelek kiértékelésében. Elemezze, miért ad a detektor fals pozitív és fals negatív minősítést, ha egy hónap is rendelkezésre állna, milyen irányban lenne érdemes a detektort továbbfejleszte-ni. Javaslom, hogy az eredeti jelen más színnel (pl. kék időfüggvényen egy piros x-szel) jelölje a detektor által megtalált R csúcsokat. Ennek alapján manuálisan állapítsa meg, hány R csúcsot nem talált meg a program, illetve hány helyen jelzett R csúcsot ott, ahol az nem volt jelen.

Az 5. feladatnál az R csúcsoknál illessze egymásra az egyes szívciklusokat. Így az R csúcshoz közeli részeknél kisebb mértékben okoz aluláteresztő szűrés jellegű torzítást, hogy az egyes szívciklusok hossza nem egyforma.

Felkészülést segítő kérdések

1. Ha az időtartományban 1024 minta áll rendelkezésünkre és $f_s = 500$ Hz a mintavételezési frekvencia, akkor a frekvenciatartományban spektrumanalíziskor mekkora frekvenciafel-bontást érhetünk el?
2. Ha $f_s = 1000$ Hz a mintavételi frekvencia, hogyan kell specifikálni a MATLAB számára
 - a) 60 Hz-es negyedfokú maximálisan lapos lyukszűrőt,
 - b) 40 Hz-es ötödfokú, késleltetés nélküli Csebisev típusú aluláteresztő szűrőt,
 - c) 50 Hz-es harmadfokú Butterworth típusú sávszűrőt?
3. Hogyan kell jel/zaj viszonyt számolni?
4. Hogyan valósítja meg az interpolációt az indított átlagolás során?

OSG M3. EKG ÉS PPG FELVÉTELEK KIÉRTÉKELÉSE

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Az OSG M2: EKG felvételek kiértékelése c. mérési feladatnál leírtak itt is érvényesek.

Mérési feladatok

1. Legalább 100 másodperc hosszú EKG regisztrátum alapján jellemezze a szívfrekvencia variabilitást (HRV).
2. Írjon programot, amely az EKG regisztrátumban levő minden szívciklusra kiszámítja a t_{RR} , t_{QT} és t_{PQ} idő értékét. Határozza meg az adott EKG regisztrátumra ezen időértékek átlagát és szórását.
3. Határozza meg a szívciklusok hosszát a PPG jelből.
4. Határozza meg az EKG QRS és a PPG jel felfutásának kezdete közti időt minden szívciklusra. Ennek alapján becsülje meg a pulzushullám terjedési sebességét.

Tanácsok a jegyzőkönyv elkészítéséhez

Az 1. feladatnál használja a *pan_tompkins.m* programot. Vizsgálja meg, jól alkalmazható-e a Poincaré diagram. Ha igen, annak melyik paramétere jellemzi jól a HRV-t. Indokolja meg, ha nem, és ez esetben más módszert válasszon a HRV jellemzésére.

A 2. feladatnál készítsen **egyszerű** kiértékelő programot! A program az eredeti EKG jelen más színnel jelölje meg a t_{RR} , t_{QT} és t_{PQ} idők megállapításához szükséges pontokat. Ezeket ellenőrizze vizuálisan. Ne törekedjen tökéletes program írására, ilyen program elkészítésére a labor ideje nem elegendő. A hibásan kijelölt pontokat ne vegye figyelembe az átlag és a szórás számításakor. Azt igyekezzen megérteni, mi volt az oka, amikor az egyszerű algoritmus a számításhoz szükséges pontokat hibásan jelölte ki, és ezt röviden írja le a jegyzőkönyvben.

A felkészülést segítő kérdések

1. Hogyan jellemezhető a szívfrekvencia variabilitás (HRV)?
2. A t_{RR} idő változása hogyan befolyásolja a t_{QT} és t_{PQ} idő értékét?
3. Hogyan lehet normálni a t_{QT} időt?
4. Miért nehéz a pulzushullám ujjbegyhez való megérkezését detektálni?
5. Hogyan lehetséges, hogy eltérő időt kapunk azonos szívciklusra az EKG illetve a PPG jel alapján számolva?