

TDK-dolgozat

Varga Levente

XXXI. Országos Tudományos Diákköri Konferencia (OTDK)

Budapest, 2013. március 25-27.

Szívritmus-szinkronizálás mikrokontrolleres rendszerrel

Szerző:

Varga Levente

Babeş-Bolyai Tudományegyetem, Kolozsvár, Matematika és Informatika Kar,
Információnérnöki szak, alapképzés, IV. év

Témavezetők:

Dr. Libál András egyetemi adjunktus,

Babeş-Bolyai Tudományegyetem, Kolozsvár, Matematika és Informatika Kar,
Magyar Matematika és Informatika Intézet tanszék

Dr. Tunyagi Arthur egyetemi adjunktus,

Babeş-Bolyai Tudományegyetem, Kolozsvár, Fizika Kar,
A Magyar Tagozat Fizika Intézete tanszék

Kivonat

A dolgozat egy nagyon érdekes és eredeti témát közelít meg, aminek úgy elméleti, mint gyakorlati szempontból is fontos következményei lehetnek. Az ember egyik legfontosabb szervének, a szívnek a ritmikus összehúzódását és elernyedését szívritmusnak nevezzük, amelyet egy Atmel Atmega mikrokontroller segítségével megvalósított hangfelvevő és hanglejátszó rendszer felhasználásával elemzünk és próbálunk meg szabályozni. A mért adatokat egy LabVIEW környezetben írt program segítségével jelenítjük meg és dolgozzuk fel. A fent említett technológiákat használva lehetőségünk van egy vagy több személy szívritmusának elemzésére, szabályozására és adott esetben szinkronizálására.

Kulcsszavak: szívritmus, szinkronizálás, mikrokontroller, LabVIEW.

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	7
2. Szívritmus	8
2.1. Szívritmus szabályozás	9
2.1.1. Szívritmus szabályozás, szinkronizálás szívhang segítségével	9
3. Szinkronizálás	11
3.1. Kuramoto modell	12
3.2. Szinkronizálás kialakulásának valószínűsége	13
4. Hardver	14
4.1. Board	14
4.1.1. Mikrokontroller	15
4.1.2. Universal Serial Bus (USB) csatlakozó/virtuális soros port	16
4.1.3. 16 MHz-es kvarc kristály	17
4.2. Lejátszó készülék	17
4.3. Elektrokardiográfia (EKG) vevőkészülék	17
4.4. Hardver feladatainak összefoglalása	19
5. LabVIEW	20
5.1. A LabVIEW kezelőfelülete	20
5.2. Az elkészített program leírása	21
5.3. Szűrés és hangfeldolgozás	23
6. Eredmények és következtetések	24

Ábrák jegyzéke

1.	Szívhangok szemléltetése. Szívciklus ábrázolása az idő függvényében. A két kisebb ábrán a szisztolés és diasztolés hangok láthatók.	8
2.	Szinkronban levő ingaórák. A XVII. században Huygens megfigyelte, hogy a falra akasztott ingaórák szinkronizálódnak. Az általuk keltett vibrációkat ebben az esetben a fal közvetítette.	11
3.	Szívritmus (bal oldal) és vastaps (jobb oldal) számának ábrázolása egy perc alatt normál eloszlású valószínűségi változók segítségével.	13
4.	Az Atmel Atmega 32 mikrovezérlőt tartalmazó EvB 4.3 board komponensei: 1. Mikrovezérlő; 2. USB csatlakozó; 3. Liquid Crystal Display (LCD) kijelző; 4. 7 szegmens kijelző; 5. Secure Digital (SD) kártyaolvasó; 6. Light-Emitting Diode (LED) sor; 7. nyomógombok; 8. Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory (EEPROM) memória; 9. kvarc kristály (16 MHz).	14
5.	Atmel Atmega 32 mikrovezérlő pin konfigurációja. A dolgozat során vizsgált módszer a PA1, PA0 (bemeneti analóg jel) és a PD4 (kimeneti analóg jel) nevű pin-eket használja.	15
6.	Két párhuzamos csatorna az adatkommunikációra. Az egyik csatorna a számítógéptől szállítja az adatokat a hardverhez, a másik meg pontosan ennek az ellentettjét csinálja, a hardvertől a számítógéphez továbbítja az adatokat.	16
7.	Lejátszó készülék, amely tartalmaz egy 3.5 milliméteres csatlakozó aljzatot és két kondenzátor. A két kondenzátor egy aluláteresztő szűrőt valósít meg.	17
8.	EKG vevőkészülék (EKG tapasz a hozzá csatlakoztatott kábellel).	18
9.	A 3 darab elektróda felhelyezésének módja. Az alsó elektróda a referencia pont, a felső kétfő méri a potenciál különbséget a szív két oldalán.	18
10.	Az EKG vevőkészülék által rögzített jel (szívritmus).	19
11.	LabVIEW segítségével megvalósított program kezelőfelülete. A felső képen a rögzített adat az alsó képen a generált szívritmus látható.	20
12.	Az elkészített program főbb alkotó elemei.	22
13.	(a) Aluláteresztő szűrő, amelynek 10 kHz-en van a vágási frekvenciája. (b) Házi készítésű aluláteresztő szűrő.	23

Rövidítések

ADC Analog-to-Digital Converter

BPM Beats Per Minute

DIP Dual In-line Package

EEPROM Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory

EKG Elektrokardiográfia

GND Ground

LCD Liquid Crystal Display

LED Light-Emitting Diode

MVC Model–View–Controller

PWM Pulse-Width Modulation

SD Secure Digital

UART Universal Asynchronous Receiver/Transmitter

USB Universal Serial Bus

1. Bevezetés

Mindennapjaink során számos élethelyzetbe kerülünk. Minden helyzet más és más, így különböző módon viszonyulunk minden egyes helyzethez. Ezt teszi velünk együtt a szívünk is, alkalmazkodik az adott helyzethez azzal, hogy lassabban vagy éppen hevesebben kezd el dobogni.

A szívünk által keltett szívdobbanások vagy más néven szívverések ritmikus egymás utáni bekövetkezését szívritmusnak nevezzük. A dolgozat ezt a folyamatot elemzi és próbálja meg befolyásolni, szabályozni az alábbiakban leírt módszer segítségével.

A módszer megvalósításához egy hardver megépítésére és egy szoftver megírására van szükség. A hardver megvalósítja a kapcsolatot a számítógéppel, rögzíti a vizsgált személy szívritmusát és lejátsza a számítógép által generált szívritmust. A szoftver részen történik a kapcsolat felépítése egy virtuális soros porton keresztül a számítógép és a board között. Továbbá két aszinkron módon, párhuzamosan működő részben a szoftver legenerálja a szívritmust és elküldi a mikrokontrollernek, valamint feldolgozza és megjeleníti a rögzített adatokat.

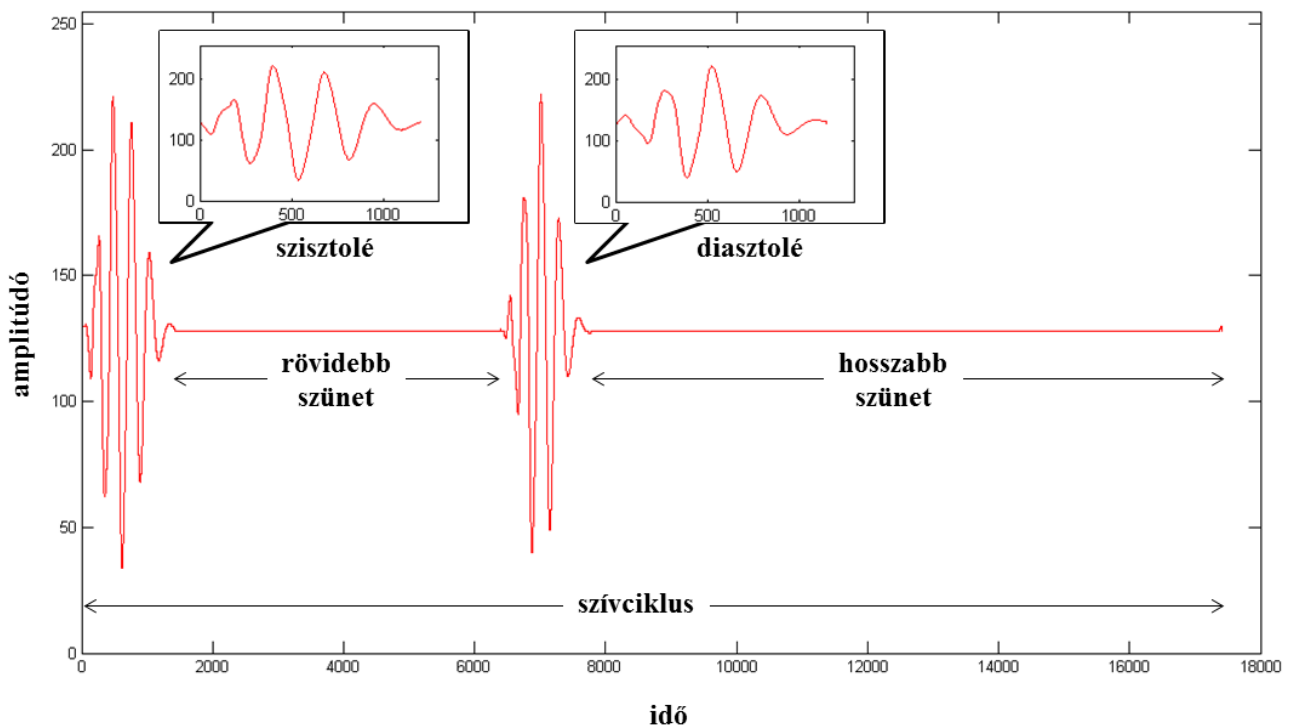
A hardver részhez még hozzá tartozik egy vevőkészülék, amely rögzíti a kísérletben részt vevő személy szívritmusát és egy lejátszókészülék, amely eljuttatja a generált szívritmust egy fülhallgató segítségével a személy fülébe. Valamint a zajos jel szűrésére használt aluláteresztő (low pass) szűrő.

Mindezeket megvalósítva vizsgálható a szívritmus szinkronizálása egy vagy akár több személy esetében.

2. Szívritmus

Az emberi szervezet egyik legfontosabb alkotó eleme a szív, mely összehúzódásokkal és elernyedésekkel pumpálja a vért az emberi test minden pontjába. Egy összehúzódás és elernyedés párost nevezünk szívverésnek vagy szívdobbanásnak.

Az 1. ábrán látható szívverés két különböző szívhangból, továbbá a két szívhang közt elhelyezkedő rövidebb szünetből épül fel. Az első szívhang a szisztolés hang, amely a szív összehúzódásakor keletkezik. Ezt követi egy rövidebb szünet, majd a következő szívhang a diasztolés hang, amely a szív elernyedésekor jön létre. Két szívverés között egy hosszabb szünet következik, amely után a teljes folyamat kezdődik előlről.



1. ábra. Szívhangok szemléltetése. Szívciklus ábrázolása az idő függvényében. A két kisebb ábrán a szisztolés és diasztolés hangok láthatók.

Egy szívverés kezdetétől a következő szívverés kezdetéig történő események összességét szívciklusnak nevezzük, amely magába foglal egy szívverést és az azt követő hosszabb szünetet. Normál körülmények között egy szívciklus körülbelül 1 másodpercig tart.

Az egységnyi idő alatt mért szívciklusok száma határozza meg a szívritmust vagy más néven szívfrekvenciát. Általában az egységnyi idő egy perc és a szívritmust Beats Per Minute (**BPM**)-ben mérjük, amely kifejezi az egy perc alatt bekövetkezett szívciklusok számát.

2.1. Szívritmus szabályozás

A dolgozat célja a fent említett szívritmus befolyásolása, szabályozása. A szabályozás folyamata alatt a szívciklusok számának növekedését vagy éppen csökkenését értjük, amelyek maguk után vonják a szívritmus változását.

Korábbi kutatásokból kiderült, hogy a hangot, konkrétan a zenét használják fel a szívritmus befolyásolására. A zene képes befolyásolni az agyunkat, annak működését és az agyunk által képes befolyásolni az egész lényünket:

- egy nem verbális eszköz; a hallókérgen keresztül közvetlenül kapcsolatban áll a limbikus rendszerrel, amely rendszer szabályozza a vérnyomást és a szívverést;
- aktiválja a memóriában történő áramlást, serkenti a képzeletünket, ez által segíti a jobb és bal félteke közti kommunikációt;
- serkenti az endorfinok termelését, amelyek befolyásolják hangulatunkat, érzelmi állapotunkat.

A kutatók egy 8 perc hosszú zeneszámról és annak hatásairól is beszámoltak, amely a legnyugtatóbb zeneszámok toplistájának első helyezettje. A “Manchester trio Marconi Union” nevű zenekar által kifejlesztett “Weightless” című zeneszámban hallható ritmus és basszus folyamatos lassulása segít lassítani a szívverést, a légzést és csökkenti a stressz hormonok termelését. A kísérlet eredményei azt mutatták, hogy a zeneszám közel 11 százalékkal nyugtatóbb bármely más hangnál, sőt egyes személyeknél álmoságot is kiváltott [5].

A hanghatások és a ritmikus ingerek is stimulálják a szívritmust, számolt be erről a következő cikk [1]. A kísérletben résztvevő személyeket fizikai vibrációval ingerelték, majd vizsgálták a viselkedésüket. A kísérlet részeként vizsgálták szerelmes párok szívritmusát is, és arra az eredményre jutottak, hogy minden esetben körülbelül 15 perc elteltével nagyon közel került egymáshoz a két személy szívritmusa, miközben ölelték egymást.

2.1.1. Szívritmus szabályozás, szinkronizálás szívhang segítségével

A 2.1. részben említett cikkeket alapul véve a dolgozat célja a szívritmus szabályozása, adott esetben szinkronizálása. Az elmélet szerint, amelyen a kutatás alapszik, a cikkekben említett zeneszámok lecserélődnek egy számítógép által generált szívhangra, amelyet tetszés szerint lehet változtatni. A szinkronizáció a következő lépések ismétlésével valósítható meg:

- a generált szívhang ciklikus lejátszása során felépül egy szívritmus, amely egy fülhallgató segítségével a vizsgált személy fülébe jut;

- a vizsgált személy szívritmusát a mellkasára helyezett vevőkészülék rögzíti;
- a küldött és a kapott szívritmust a számítógép feldolgozza és megjeleníti.

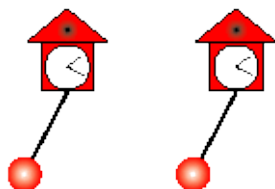
A fenti lépéseket alkalmazva kialakul egy körforgás, amely során a generált szívritmus esetleges változtatásával kialakul a szinkronizáció.

Az elmélet hasonlóan alkalmazható több személy esetében is. Ebben az esetben nem csak a generált mintát vehetjük alapul a vizsgált személyek szívritmusának elemzésekor, hanem az egymáshoz való viszonyulásukat is vizsgálhatjuk.

3. Szinkronizálás

A szinkronizálás jelensége nagyon gyakori a természetben. Mindannyian találkoztunk már vele, ha máshol nem is, a középiskolás fizika órákon tanulmányozott metronómok, ingaórák esetében. Az iskolában végzett kísérletek során a 2. ábrán látható ingaórák egy bizonyos idő elteltével szinkronizálódtak, köszönhetően a környezetüknek (fal, deszkalap), amely közvetítette az általuk keltett vibrációkat. Ezt a jelenséget először a XVII. században Christiaan Huygens tanulmányozta [2]. Két falra akasztott ingaóra esetében figyelte meg, hogy az órák ingái egyszerre mozognak.

Ez egy klasszikus példa, de számos más szinkronizálással is találkozhatunk nap, mint nap. Ilyenek például a biológiai egyedek esetében kialakult spontán szinkronizációk: tücskök cripelése, neuronok tüzelése, vagy akár a hosszú ideig együtt élő nők menstruációs ciklusa is összehangolódhat.



2. ábra. Szinkronban levő ingaórák. A XVII. században Huygens megfigyelte, hogy a falra akasztott ingaórák szinkronizálódnak. Az általuk keltett vibrációkat ebben az esetben a fal közvetítette.

A spontán szinkronizáció egy jól ismert kollektív viselkedési forma. Fontos kutatási terület, amelynek érdekes következményei és számos alkalmazási lehetőségei (fizika, biológia, kémia, közgazdaságtan, társadalomtudományok, stb.) vannak. Számos esetben találkozunk nagy számú oszcillátort tartalmazó rendszerrel, amelyben az oszcillátorok egy spontán korrelált ritmikus tevékenységet végeznek. Egyes esetekben (például ingaórák) a jelenség tanulmányozása viszonylag egyszerű, míg más komplexebb rendszerek esetében (például biológiai egyedekből álló rendszer) jóval bonyolultabb a probléma. Ezekben az esetekben a rendszer nem homogén oszcillátorokból áll össze. A jelenség nagymértékben függ attól, hogy milyen típusú az elemei közötti kölcsönhatás. Ezekben az esetekben a kölcsönhatástól függően előfordulhat, hogy kialakul a szinkronizáció, de az is előfordulhat, hogy nem [3]. Az említett komplex rendszerek tanulmányozásához szükségünk van néhány speciális modellre.

A szinkronizálás tanulmányozására használt csatolt oszcillátorokra épülő modell a legismertebb. Attól függően, hogy milyen kölcsönhatás tapasztalható a modellben, több kategóriáról beszélhetünk. Ezek közül az egyik a fázisban csatolt oszcillátorok modellje, amelyet Yoshiki Kuramoto javasolt. A modellben globálisan csatolt oszcillátorok vannak, amelyek különböző

saját frekvenciával rendelkeznek. A rendszerben fellépő erő hatására az oszcillátorok fázisai egyre szűkebb tartományba kerülnek, míg nem beáll a szinkronizáció.

Az irodalomban más modellekkel is találkozunk, mint például Peskin által bevezetett, majd Strogatz által kijavított impulzusban csatolt oszcillátorok modellje [4]. Ebben a modellben az oszcillátorok impulzusokkal állnak kapcsolatban egymással. Nincsenek globálisan csatolva, csak lokális szinten hatnak kölcsön a szomszédaikkal. A modell jól alkalmazható nagy egyedszámú biológia rendszerek esetében.

Az említett modellek alkalmazhatóak a dolgozatban vizsgált rendszer esetében is.

3.1. Kuramoto modell

A Kuramoto modell egy matematikai modell, amely a szinkronizációt vizsgálja csatolt oszcillátorok esetében. A modell tartalmaz N darab oszcillátort, amelyek közül mindegyiket egy ϕ_k fázis és egy ω_k frekvencia jellemez. Az oszcillátorok globálisan csatoltak, mindegyik W kölcsönhatásban áll az összes többivel.

$$\frac{d\phi_k}{dt} = \omega_k + W_k, \quad k = 1, 2, \dots, N, \quad (1)$$

$$W_k = \sum_{j=1}^N F(\phi_j - \phi_k), \quad k = 1, 2, \dots, N. \quad (2)$$

A (2) számú egyenletben szereplő $F(x)$ függvény periodikus a $[0, 2\pi)$ intervallumon. Kuramoto bebizonyította, hogy az egyenletrendszer megoldható, ha az $F(x)$ -et egy szinusz függvénynek határozzuk meg. Így a (2) számú differenciálegyenlet a következő képen alakul:

$$F(x) = \frac{K}{N} \sin(x) \quad (3)$$

$$\frac{d\phi_k}{dt} = \omega_k + \frac{K}{N} \sum_{j=1}^N \sin(\phi_j - \phi_k) \quad (4)$$

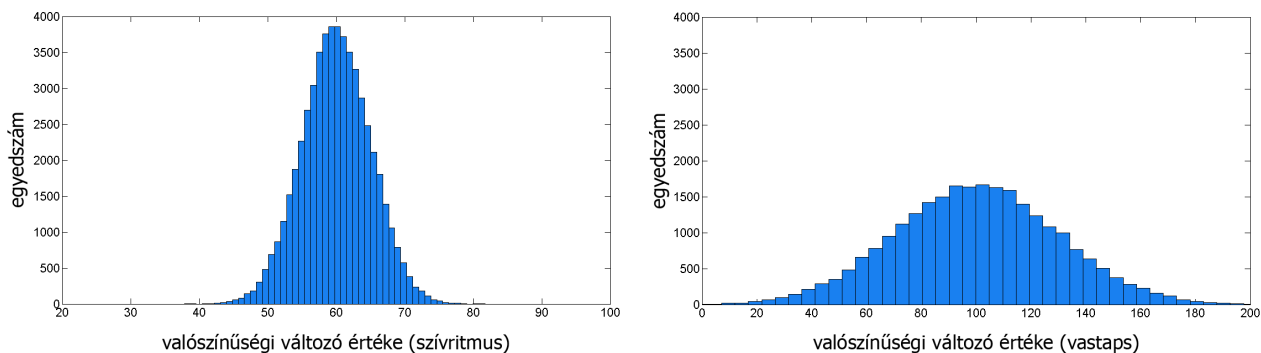
A szinkronizáció fokát egy R rendparaméter segítségével fejezzük ki, amely az (5) számú egyenletben van meghatározva. A maximális érték $R = 1$ jelenti a teljes szinkronizációt, ebben az esetben minden oszcillátor ϕ_k fázisa egyenlő. Ha $R = 0$ a rendszer egyáltalán nincs szinkronizációban és ha $0 < R < 1$ esetben vagyunk, akkor részleges szinkronizációról beszélhetünk.

$$R = \left| \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N e^{i\phi_k} \right| \quad (5)$$

A Kuramoto modell számos területen alkalmazható komplex rendszerek szinkronizálására, mint például a vastaps kialakulásának vizsgálatára [3], vagy a dolgozatban leírt szívritmus szinkronizálására.

3.2. Szinkronizálás kialakulásának valószínűsége

A szinkronizálás szempontjából tanulmányozott valószínűségi változók (szívritmus, vastaps) általában normál eloszlást követnek, ahogyan az ábrázolva van a 3. ábrán látható hisztogramokon is. Biológiai szempontból ezeknek a sztochasztikus mennyiségeknek különböző a várható értéke és a szórása. Például a 3. ábra bal oldalán levő hisztogram (szívritmus) szórása kisebb, mint a jobb oldali hisztogram (vastaps) esetében a szórás.



3. ábra. Szívritmus (bal oldal) és vastaps (jobb oldal) számának ábrázolása egy perc alatt normál eloszlású valószínűségi változók segítségével.

A két hisztogram tükrözi, hogy a szívritmus esetében sokkal nagyobb a valószínűsége a szinkronizáció kialakulásának, mivel az egyedek nagyon hasonló tulajdonsággal rendelkeznek (szűkebb értéktartományba tartozik a szívritmus). Ezzel ellentétbe a vastaps esetében sokkal szélesebb az értéktartomány, így kevesebb az esély a szinkronizációra.

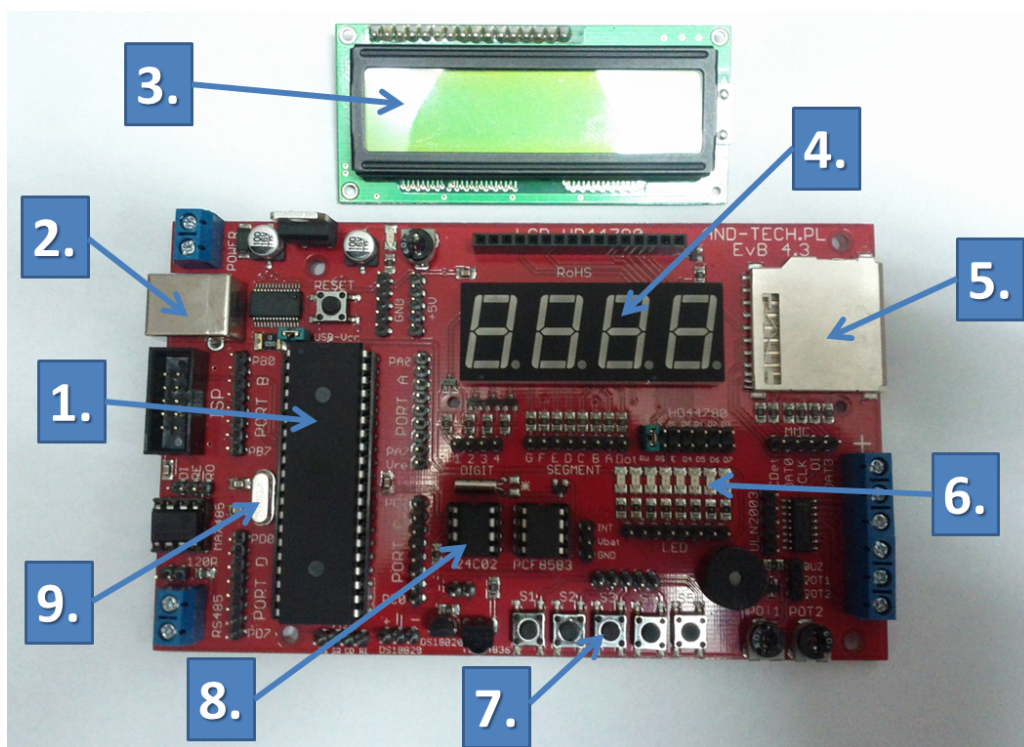
4. Hardver

A javasolt módszer alapján a szívritmus szinkronizálásának vizsgálatához szükséges egy speciális hardver, amelynek segítségével megvalósíthatóak a megfelelő eszközök a kísérlet elvégzéséhez. A választás egy mikrokontrollerrel és más hasznos áramköri elemmel felszerelt board-ra (nyomtatott áramkör) esett.

Ez a board biztosítja a generált szívhang lejátszását egy fülhallgatón keresztül. Rögzíti a kísérleti személy szívéhez erősített vevőkészülék által mért adatokat. Majd ezeket továbbítja egy virtuális soros port-on keresztül a számítógépnek, amely feldolgozza és megjeleníti azokat.

4.1. Board

A 4. ábrán látható EvB 4.3 típusú, Atmel Atmega 32-es mikrokontroller által vezérelt board számos komponenssel és funkcionalitással rendelkezik.



4. ábra. Az Atmel Atmega 32 mikrovezérlőt tartalmazó EvB 4.3 board komponensei: 1. Mikrovezérlő; 2. **USB** csatlakozó; 3. **LCD** kijelző; 4. 7 szegmens kijelző; 5. **SD** kártyaolvasó; 6. **LED** sor; 7. nyomógombok; 8. **EEPROM** memória; 9. kvarc kristály (16 MHz).

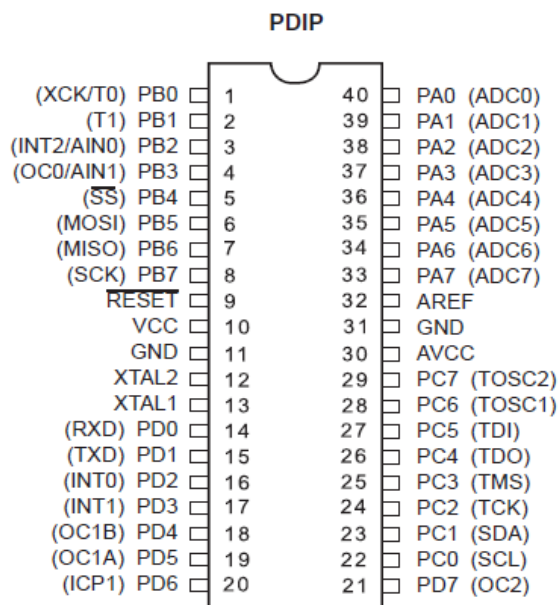
Az EvB 4.3 board főbb komponensei:

1. Atmel Atmega 32-es programozható mikrovezérlő;

2. **USB** csatlakozó, amelyen keresztül a virtuális soros port kapcsolás és az áramellátás valósul meg;
3. két soros **LCD** kijelző;
4. 7 szegmens kijelző;
5. **SD** kártyaolvasó;
6. piros és zöld színű **LED**-ek;
7. nyomógombok;
8. **EEPROM** memória, amely megőrzi az adatokat az áramellátás megszűnte után is;
9. 16 MHz-en oszcilláló kvarc kristály.

4.1.1. Mikrokontroller

A 4. ábrán bemutatott EvB 4.3 board-ot egy Atmel Atmega 32-es típusú mikrokontroller vezérli. A nevében szereplő 32-es szám a 32 KByte programozható memóriára utal [6]. A mikrokontroller egy 40 pin-el ellátott Dual In-line Package (**DIP**) típusú integrált áramkör, amelyből 32 darab ki- és bemeneti pin-ként használható. A pin-ek neve és konfigurációja az 5. ábrán látható.



5. ábra. Atmel Atmega 32 mikrovezérlő pin konfigurációja. A dolgozat során vizsgált módszer a PA1, PA0 (bemeneti analóg jel) és a PD4 (kimeneti analóg jel) nevű pin-eket használja.

Vannak alapértelmezetten definiált pin-ek, amelyeken keresztül feszültséggel táplálódik meg a mikrokontroller vagy éppen az Analog-to-Digital Converter (**ADC**) átalakító. Ezeken az

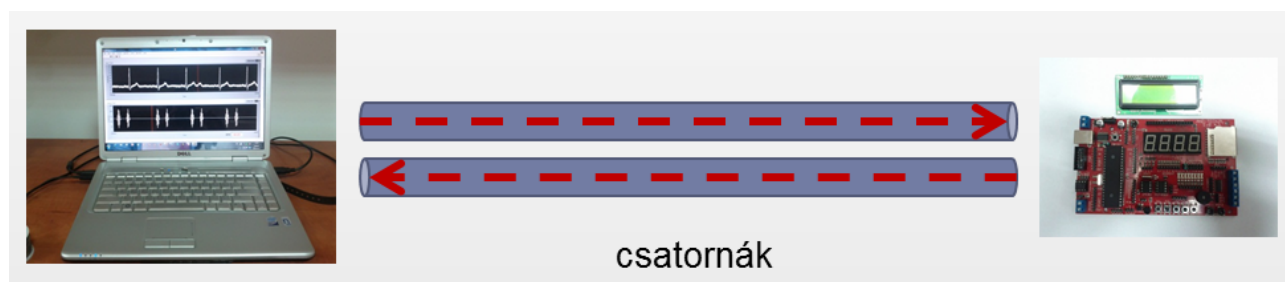
alapbeállításokon kívül a dolgozat során megvalósított projekt felhasználja a következő pin-eket:

- az **EKG** vevőkészülék szenzorai kábeleken keresztül csatlakoznak a PA1 és PA0 pin-ekhez. A szív két oldalán elhelyezett szenzoroktól a két pin-en (PA0, PA1) keresztül érkező analóg jeleket a mikrokontrollerbe beépített **ADC** átalakító először kivonja egymásból, majd digitális jellé alakítja. Az átalakított jelet a board elküldi a számítógépnek;
- a generált szívritmust a Pulse-Width Modulation (**PWM**) modul juttatja el a kísérleti személy fülébe. A **PWM** modul egy 16 bites időzítő segítségével van implementálva, amely az OC1B (PD4) nevű pin-t használja.

4.1.2. **USB** csatlakozó/virtuális soros port

Az **USB** csatlakozón keresztül, amely egyben egy virtuális soros port is, valósul meg a kapcsolat a board és a számítógép között. Ezen a kapcsolaton keresztül folyik az adatkommunikáció a board és a számítógép között, amely feldolgozza és megjeleníti az adatokat. Továbbá az **USB** csatlakozó látja el árammal a hardvert.

Az adatok küldése esetében két egymás mellett párhuzamosan futó csatornát kell elképzelni, ahogyan az látható a 6. ábrán. Az egyik csatorna a számítógéptől szállítja az adatokat a hardverhez, a másik meg pontosan ennek az ellentettjét csinálja, a hardvertől a számítógéphez továbbítja az adatokat. Ennek a két csatornának a segítségével valósul meg a teljes kommunikáció az Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (**UART**) protokolon keresztül.



6. ábra. Két párhuzamos csatorna az adatkommunikációra. Az egyik csatorna a számítógéptől szállítja az adatokat a hardverhez, a másik meg pontosan ennek az ellentettjét csinálja, a hardvertől a számítógéphez továbbítja az adatokat.

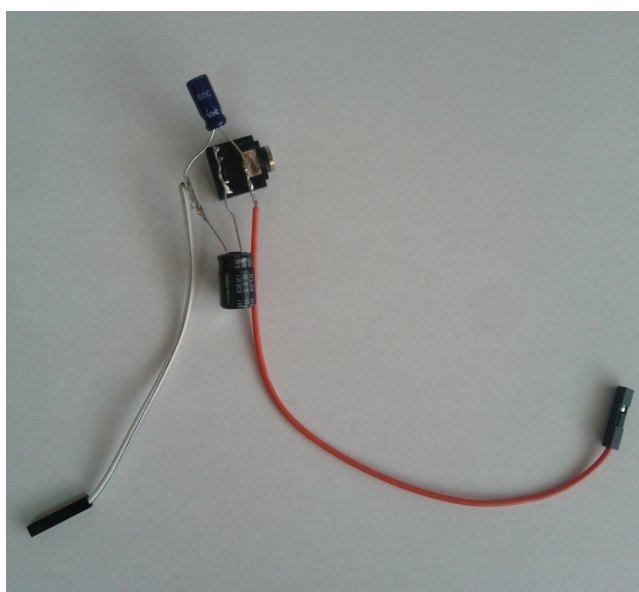
A számítógép irányából nézve a kapcsolatot írunk a virtuális soros port-ba és olvasunk belőle. Ugyan ez történik a hardver oldalán is, csak a csatornáknak pontosan a másik végén állunk. Az írás és az olvasás esetében is létezik egy baud rate (baudráta), jel(szimbólum)/s-ban kifejezett érték, amely megmutatja, hogy egy másodperc alatt az adott csatornán hány jelet küldhetünk át. Dolgozatunk esetében ez 117647 jel/s, ekkora sebesség szükséges ahhoz, hogy valós időben hallható legyen a rögzített szívritmus.

4.1.3. 16 MHz-es kvarc kristály

A board tartalmaz egy 16 MHz-en oszcilláló kvarc kristályt, amelynek fontos szerepe van a projektben, ugyan is ez állítja elő a pontos időt. Ezt az időt felhasználva működik az **ADC** átalakító, a **PWM** és a mikrovezérlő maga is.

4.2. Lejátszó készülék

A projekt során felhasznált lejátszó készülék a 7. ábrán van feltüntetve. Az ábrán látható készülék egy kimeneti eszköz, amelyhez bármilyen 3.5 milliméteres csatlakozóval rendelkező hangszóró hozzá kapcsolható. Tartalmaz egy 3.5 milliméteres csatlakozó aljzatot, két darab kondenzátort és két kábelt.



7. ábra. Lejátszó készülék, amely tartalmaz egy 3.5 milliméteres csatlakozó aljzatot és két kondenzátor. A két kondenzátor egy aluláteresztő szűrőt valósít meg.

A csatlakozó aljzathoz csatlakoztatható például egy fülhallgató. A két kondenzátor segítségével egy aluláteresztő (low pass) szűrő van megépítve, amely a megfelelő frekvenciákat levágva kiszűri a zajokat a kimeneti jelből, így tisztábban hallható a generált szívritmus. A két kábel pedig a kapcsolatot valósítja meg a mikrokontrollerrel, a narancssárga kábel csatlakozik a Ground (**GND**)-hez, míg a fehér kábel hozzá van kapcsolva a mikrokontroller PD4-es pin-jéhez, amelyen keresztül érkezik a generált hang.

4.3. **EKG** vevőkészülék

A vevőkészülék az egyik legfontosabb alkotó eleme a projektnek. Összekapcsolja a kísérleti személyt a board-al, amely rögzíti a szívritmus adatait. Fontos az, hogy az amúgy is zajos és halk szívritmust elég pontosan és zajmentesen lehessen rögzíteni.

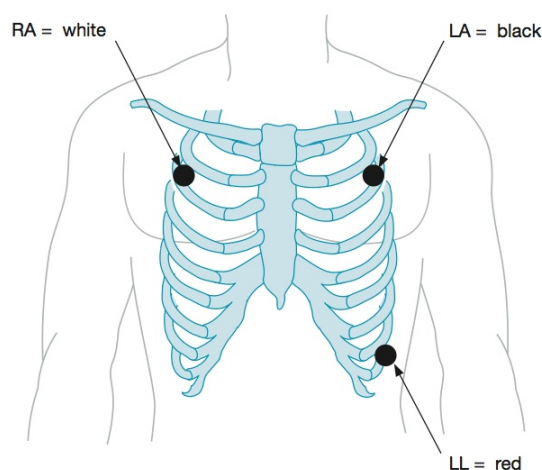
A megvalósított projekt egy orvosok által is használt technológiát alkalmaz a szívritmus vizsgálatára. Ez a technológia az Elektrokardiográfia (EKG). Ahogyan a neve is mutatja a szív elektromos jelenségeit vizsgálja, amelyek a szív összehúzódásakor illetve elernyedésekor keletkeznek.



8. ábra. EKG vevőkészülék (EKG tapasz a hozzá csatlakoztatott kábellel).

A 8. ábrán látható elektródát közvetlenül rá kell helyezni a test felszínére. Ehhez a kis fémlemezhez csatlakoztatott kábeleken keresztül az elektromos feszültség a testből eljut a mikrokontrollerhez, ami feldolgozza azt.

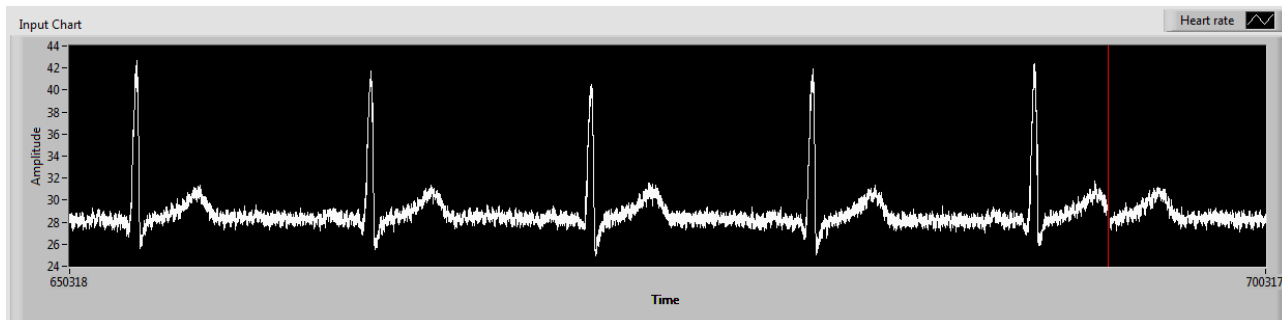
A testre helyezett elektródák száma változó, függ attól, hogy szívritmust vagy éppen szívrendellenességeket szeretnénk vizsgálni. A projekt esetében elegendő lesz csupán 3 darab elektróda, ahogyan azt a 9. ábra is szemlélteti. Az orvosi gépek esetében az elektródák száma akár 5 vagy 12 is lehet.



9. ábra. A 3 darab elektróda felhelyezésének módja. Az alsó elektróda a referencia pont, a felső kétfő méri a potenciál különbséget a szív két oldalán.

A 9. ábrán fel van tüntetve a 3 elektróda pontos elhelyezése. A felső két fémlemez közül az egyik a szív bal oldalán, míg a másik a szív jobb oldalán helyezkedik el. Fontos, hogy így legyen,

mivel a szív bal és jobb oldala közti ± 5 mV-nyi feszültségváltozást kell mérni. A harmadik, alsó fémlemez bárhol lehet, mivel ez csak referenciapontként szolgál. Pontosabban, ha az alsó elektródán 0 V feszültség van, akkor ehhez lesz hozzá adva, illetve ebből lesz kivonva az 5 mV.



10. ábra. Az EKG vevőkészülék által rögzített jel (szívritmus).

Az elvégzett mérések a 10. ábrán látható jelet eredményezik. Megfigyelhető, hogy a mért jelen van egy kis zaj, de ennek ellenére nagyon jól kivehetők az úgynevezett EKG jelek. Jól látszik, hogy mikor húzódott össze és mikor ernyedett el a szív és ez által meghatározható a vizsgált személy szívritmusa.

4.4. Hardver feladatainak összefoglalása

A mikrokontroller beprogramozása után a board csatlakozik a számítógéphez az USB port-on keresztül. A kísérleti személyre felhelyeződnek az EKG tapaszok és a fülhallgató készülék. A számítógép által generált szívhangok a virtuális soros port-on keresztül eljutnak a board-ig, majd a PWM modulon keresztül a kísérleti személyig. Ezzel egyidőben a vevőkészülék által rögzített adatok a bemeneti pin-eken keresztül eljutnak a board-ig, majd a virtuális soros port-on keresztül a számítógépig, amely feldolgozza és megjeleníti azokat.

Ugyan ez a mechanizmus alkalmazható több hardver (kísérleti személy) esetében is. A többi hardver különböző USB csatlakozón keresztül kapcsolódik a számítógéphez, amely a kommunikáció kialakítása után mindegyik eszközzel a fent leírt módszert valósítja meg.

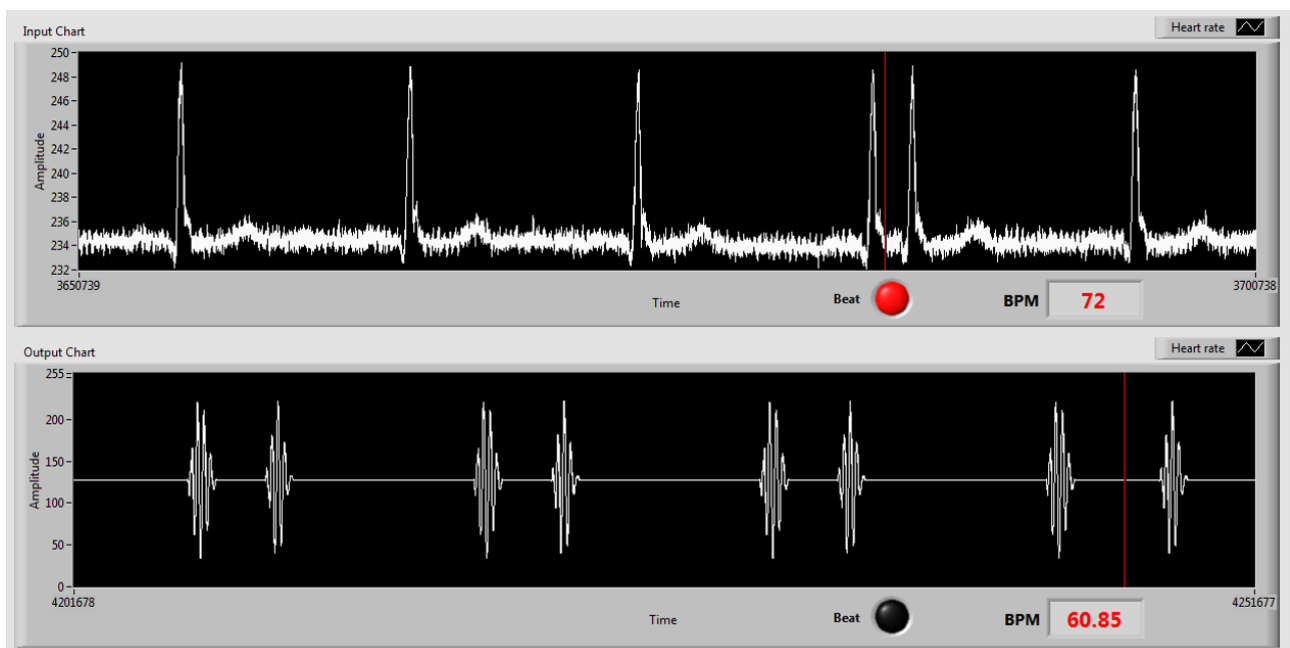
5. LabVIEW

A LabVIEW a “National Instruments” cég által kifejlesztett vizuális, úgy nevezett “g” (graphical), programozási nyelv. Arra hívatott, hogy egyszerűbbé tegye a mérnökök, és nem csak a mérnökök számára a fizikai műszerek virtuális műszerekre való cseréjét, így elkerülve az esetleges meghibásodásokat, amelyek a fizikai műszereken okozhatóak egy tervezés során.

A kutatás során számos próbálkozás történt többféle programozási nyelvben a szívritmus adatainak megjelenítésére. De egyik sem volt képes olyan szintű valós kommunikációt biztosítani, amely megfelelő lett volna a szinkronizálás elemzéséhez. Jelen pillanatban a LabVIEW az a programozási nyelv, mely úgy a soros port-on történő kommunikációt, mint az adatok valós idejű megjelenítését nagyon jól kezeli.

5.1. A LabVIEW kezelőfelülete

A LabVIEW nyelv segítségével egyszerű fogd és vidd (drag and drop) műveletekkel rakható össze egy programot, a nyelv számos beépített funkcióját felhasználva. Két kezelőfelület áll rendelkezésre, az első az előlap (front panel) (11. ábra), amely a program futása közben látható. Az Model–View–Controller (MVC) elv szemszögéből ez felel meg a nézet (view) résznek. A második a blokk diagram (block diagram) (12. ábra), amely a háttérben történő eseményeket, magát a programot tartalmazza. Ez pedig a vezérlő (controller) résznek felel meg.



11. ábra. LabVIEW segítségével megvalósított program kezelőfelülete. A felső képen a rögzített adat az alsó képen a generált szívritmus látható.

5.2. Az elkészített program leírása

A projekt során elkészített alkalmazás blokk diagramja a 12. ábrán látható. Két fő feladata van:

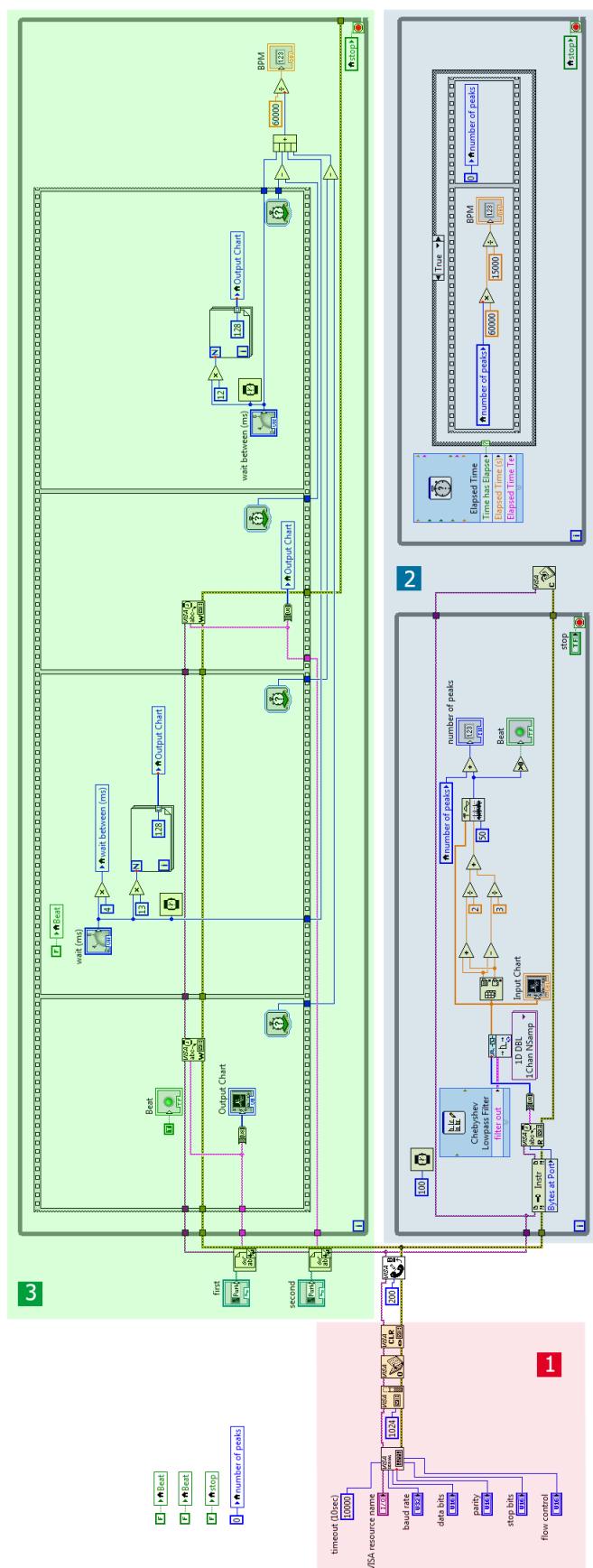
- a mikrokontrollertől érkező adatok feldolgozása és megjelenítése;
- a szívritmus generálása, majd ennek eljuttatása a kísérletben résztvevő személyhez.

A fejlesztés szempontjából a megírt program 3 fő komponensből áll:

- az első komponens USB csatlakozón keresztül valósítja meg a kapcsolatot az Atmel Atmega mikrokontrollerrel;
- a második és harmadik komponens aszinkron módon, párhuzamosan dolgozik egymás mellett. A második komponens feldolgozza a beérkező adatokat, és megjeleníti azokat. A harmadik komponens legenerálja a szívritmust a megfelelő beállításokkal, majd elküldi a mikrokontrollernek.

Az első komponensben beállítódnak a virtuális soros port tipikus adatai például a port neve, a baud rate, amely egyenlő 117647 jel/s-al, a ki- és bemeneti puffer méretek, stb. A második komponensben az éppen a bemeneti pufferben levő adatok beolvasása után egy aluláteresztő szűrő alkalmazását követően megjelenítjük a kapott jelet. A harmadik komponens külső fájlokból beolvassa a két szívhangot, amelyeket eltárol, majd a kezelőfelületen megadott beállításokkal lejátsza azokat. Attól függően, hogy milyen hosszú szünetek vannak beállítva, változni fog a generált szívritmus, amelyet szintén megjelenít.

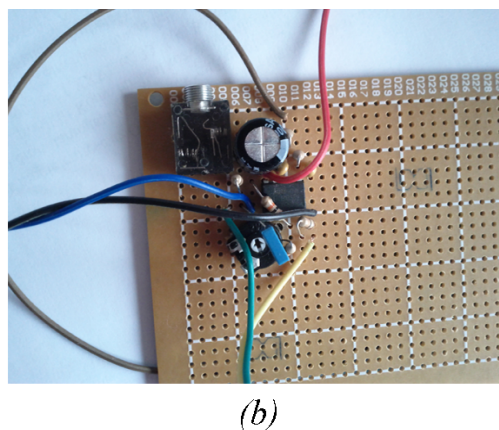
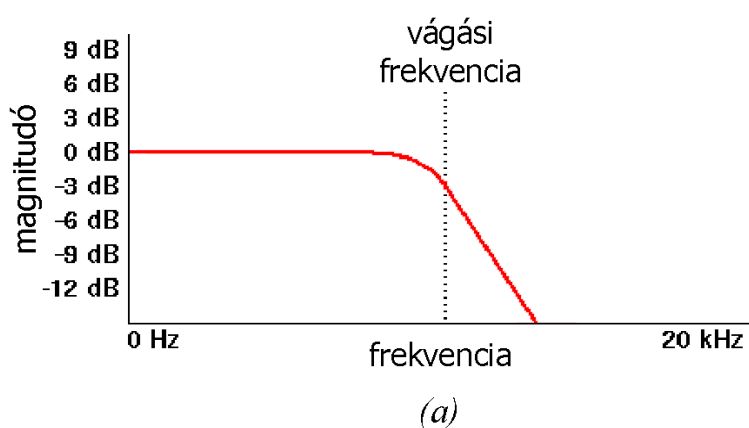
Az így megjelenített bemeneti és kimeneti szívritmust össze lehet hasonlítani, és a megfelelő beállításokat eszközölve elérhető, hogy beálljon a szinkronizáció.



12. ábra. Az elkészített program főbb alkotó elemei.

5.3. Szűrés és hangfeldolgozás

A vevő készülék hibájából vagy a hang rögzítése során, értjük ez alatt az ADC átalakítást, vagy akár mindkettőből kifolyólag a virtuális soros port-on beérkező adatok zajosak. A zaj csökkentése érdekében szűrőket lehet használni, hogy kiszűrjék az értékes információkat. A szűrés a megfelelő frekvenciák levágásával valósítható meg. A hang esetében például a PWM modulra kerülő zajokat lehet kiszűrni, ahogyan az látható a 13. ábra (a) részében.



13. ábra. (a) Aluláteresztő szűrő, amelynek 10 kHz-en van a vágási frekvenciája. (b) Házi készítésű aluláteresztő szűrő.

Kezdetben egy házi készítésű aluláteresztő szűrővel történt a szűrés, amely a 13. ábra (b) részében tekinthető meg. A szűrő sajnos kevésbé volt sikeres, mivel a szűrés után is elég zajos maradt a jel, köszönhetően a hosszú és árnyékolatlan kábeleknek, valamint a házi forrasztásnak.

Ezzel ellentétben LabVIEW-ban számos virtuálisan megvalósított szűrő található, amelyek elég precízek és nagyon könnyen testre szabhatók a pontos eredmény elérése érdekében. Könnyen behelyezhetők újabb és újabb szűrők egy kattintás segítségével, anélkül, hogy meg kellene építeni őket. Ez jelentősen megkönnyíti a legmegfelelőbb szűrő kiválasztását.

Tehát fizikai szűrő csupán a lejátszó készülék esetében használandó. Ebben az esetben nem áll fent a hosszú kábelek miatti hiba, mivel, csak két kondenzátorról van szó, melyek minimális távolságra helyezkednek el egymástól.

6. Eredmények és következtetések

A projekt során elkészült egy olyan rendszer, amellyel tetszőleges ritmusú szívhang állítható elő. A rendszer egy Atmel Atmega mikrovezérlőt és egy LabVIEW-ban elkészített programot felhasználva egy könnyen kezelhető felületet nyújt a szívritmus szinkronizáció vizsgálatához.

Az említett kezelőfelületnek és programnak a megvalósítása során több gyakorlati akadályra sikerült megfelelő megoldást találni, úgy mint a megfelelő kommunikációs protokoll kiválasztása (ahol kellően nagy mennyiségű adatot lehet valós időben átküldeni egy általános porton); a megfelelő szűrő kiválasztása (amely elkészült hardver illetve szoftver szinten is); a szívritmus hangjának visszajátszása **EEPROM** memóriából illetve hangállományból; módosítható paraméterek bevezetése a szívritmus sebességének változtatására (úgy, mint a szívhangok közötti szünet illetve a szívdobbanások közötti szünet egymástól független beállítása).

Az eddig elvégzett mérések eredményei biztatóak. A valós időben történő adatkommunikáció, az adatok feldolgozása és megjelenítése sikeresen megvalósult. Még nem készült konkrét analízis, de az elvégzett kutatások azt mutatják, hogy elég nagy a valószínűsége a szinkronizáció kialakulásának.

A kutatás következő részében a mért eredmények analízisére, illetve további mérések elvégzésére kerül sor. A generált szívritmus és a vizsgált személy szívritmusának szinkronizációja mellett több személy esetében is analízisre kerülnek a mért adatok. Így vizsgálható a személyek egymáshoz való szinkronizálódása is.

Hivatkozások

- [1] P. Coussement, M. Demey, M. Leman, “Coming from the heart: heart rate synchronization through sound”, in AMBER’09 Istambul, (2010)
- [2] A. Pikovsky, M. Rosenblum, “Synchronization”, in Scholarpedia, vol. 2, no. 12, pp. 1459 (2007)
- [3] Z. Neda, E. Ravasz, Y. Brechet, T. Vicsek, A. L. Barabási, “Physics of rhythmic applause”, in Phys Rev. E, vol. 61, pp. 6987–6992 (2000)
- [4] R. Mirollo, S. Strogatz, “Synchronization of pulse-coupled biological oscillators”, in Journal on applied mathematics, vol. 50, pp. 1645–1662 (1990) 21
- [5] <http://www.telegraph.co.uk/news/uknews/8830066/Band-creates-the-most-relaxing-tune-ever.html>, accesat la data 15.05.2012
- [6] <http://www.atmel.com/Images/doc2503.pdf>, accesat la data 10.05.2012