

A szív működése, elektromos jeleinek értelmezése

Bevezetés

Az emberi szervezet egyik legfontosabb, és a mai életvitel miatt az egyik legtöbb káros hatásnak kitett szerve a szív. Napjainkban a technika fejlődésének, és ezeknek a felismeréseknek köszönhetően az orvostudomány egyre nagyobb hangsúlyt fektet a szív kóros elváltozásainak figyelésére. Mivel a piacon elérhető vizsgáló készülékek általában drágák, működésük helyhez kötött, használatuk pedig orvosi felügyeletet igényel, életképes megoldás, ha a monitorozást egy önálló, mobil, költségkímélő, ugyanakkor önmagában is dolgozni tudó készülék végzi el, ami használható információt közöl az orvos számára.

Célunk egy mobiltelefonra csatlakoztatható EKG készüléket megtervezni, illetve megvalósítani. Mivel a vezeték nélküli telefonok egyre elterjedtebbé válnak, célszerű megoldás, hogy az eszközt összekössük ezen készülékkel, és a gépi kommunikációt, valamint a szakértő számára szükséges információcserét ezen keresztül valósítsuk meg. A telefonok alapvető funkciójából adódóan pedig további hasznát is vesszük e két készülék kettőséből, hisz orvosi tanácsot is közölhetünk ezen keresztül a beteg részére.

A szív mint szerv és jeladó

Ahhoz, hogy az elektrokardiográf (EKG) alkalmazásának lehetőségét megértsük, szükséges néhány alapvető dolgot tisztázni a szív működéséről. Mivel ez egy speciális szerv, működését le lehet bontani egészen sejti szintre. Minden sejtnél, nyugalmi állapotban, belső és külső része között potenciálkülönbség van. Belül túlsúlyban vannak a káliumionok és az anionok (negatív töltésű fehérjék), kívül pedig a nátriumionok. A sejtfa szeptív permeabilitással rendelkezik, ez biztosítja, hogy alapállapotban ezen ionok ne diffundáljanak, így őrzik meg a sejt integritását. A sejtfa potenciálkülönbséget úgy tartja meg, hogy nem engedi, hogy a nátriumion beszivárogon a sejtbe. Ez a potenciálkülönbség körülbelül 90mV-os. A szívizomra jellemző, hogy sejtjei alapvetően nem rendelkeznek nyugalmi potenciállal, elektromosan instabilak. Hogy működjenek, ingerületet kell közölni velük. A szív számára a szinuszcsozó rendelkezik a legnagyobb ingerületképzési frekvenciával. Ez egy elektromos jel, és körülbelül 100 ingerületet jelent percenként. A szinuszcsozó a szív része, az ingerületet pedig a szívsejtek juttatják tovább, köztük egy speciális, úgynevezett gap junction kapcsolat van, ami folyamatos ingerületterjedést biztosít az egész szervben belül. Ez miatt az ingerület normális működés esetén az egész szívben tovaterjed. Mivel az emberi test alapvetően vízből áll, ami vezeti az elektromos áramot, a sinuszcsozó által adott, és a szíven áthaladt jel az emberi test felszínén is detektálható. Ez önmagában véve egy változó irányú és nagyságú elektromos erőter, amit a szív működést kísérő elektromos változások hoznak létre, és ezt lehet a testen elhelyezett felületi elektródákkal érzékelni. A testfelszínről meghatározott helyzetű elektródákkal elvezetett, ciklusosan változó elektromos aktivitást nevezzük EKG-nak.

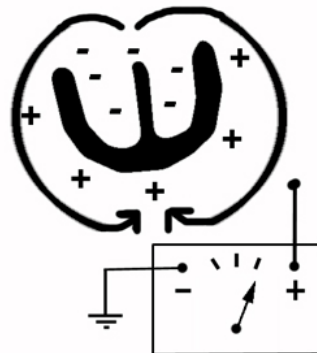
Ha két elektródát elhelyezünk a testen, feszültségkülönbség akkor mérhető, mikor a sejt „működésbe lép”, tehát akciós potenciál alakul ki, és a változás a két mérőelektródát különböző időben éri el. Mikor az ingerület terjedése eléri az első elektródát, a sejtfa felszín a depolarizáció csúcsán negatívvá válik a még nem depolarizálódott, második elektróda alatti felülethez képest. A felszínen tehát egyenlőtlen töltéeloszlás alakul ki. A feszültségkülönbség akkor éri el a maximális értéket, amikor a test felületén elhelyezkedő negatív és pozitív töltések száma egyenlő, tehát amikor a sejtfa felszín egyik fele már

depolarizálódott, de a másik nem. Az EKG-val mért feszültség tehát két tényezőtől függ: milyen töltésvizonyok alakulnak ki a szívizom felszínén, és hogy az elektródák milyen helyzetről csatlakoznak a készülék bemeneteire. Ez utóbbi megállapodás kérdése, érthető, hogy ha felcseréljük a két elektródát, ellentétes irányú feszültséget kapunk. Mikor a sejt már nem aktív, és a kémiai töltéshordozók visszatérnek eredeti helyükre, repolarizációnak nevezzük. Ilyenkor a sejtfal két oldalán visszaáll az eredeti sejtintegritás, tehát a kiindulási állapot. A szív működés ezen állapotát is az előzőekben ismertetett módon mérhetjük, mivel a repolarizáció általában a depolarizációval párhuzamosan, kis idővel később történik meg. Ha a második elektróda alatti testfelület is depolarizálódott már, de az első alatt megkezdődik a repolarizáció, ellentétes irányú feszültséget kapunk, a hullám vizsgált fázisa a kiindulási állapotba mutat, ami azt jelenti a szív esetén, hogy a szerv adott részén a működés befejeződött, az ingerület más sejtcsoportra adódott át.

Alapvető mérési módszerek

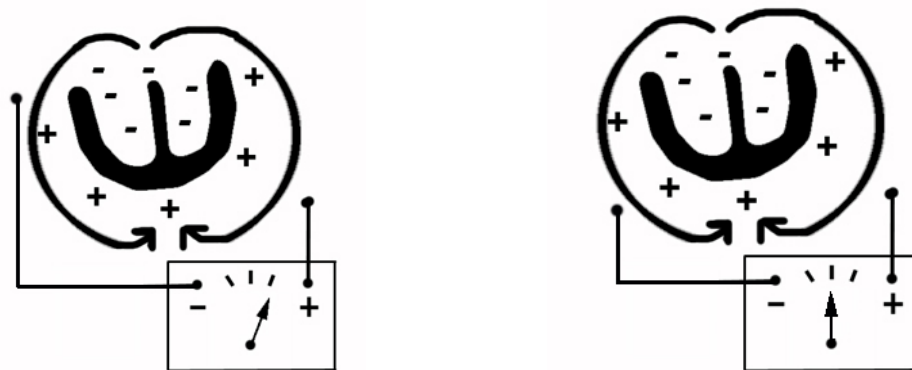
Az EKG felfedezése Willem Einthoven holland fiziológus nevéhez fűződik, kinek a múlt század elején tett megfigyelései a mai napig változatlanul helytállnak. Ő állapította meg elsőként, hogy a szív működési fázisának adott pillanatában, amikor a szív bázisa (felső része) már depolarizálódott, a csúcsa (alsó rész) még az eredeti, polarizált állapotban van. Tehát a bázis negatív töltésű, míg a csúcs pozitív. Az elektromos áram iránya minden esetben a negatív töltésű pontból a pozitív töltésű felé mutat, és az erőteret is ily módon képzi maga körül. Egy, az elektromos erőterbe helyezett elektróda a bázis környékén negatív, a csúcs felé haladva pedig egyre pozitívabb potenciálértéket mér valamely indifferens elektródához képest. Ily típusú mérés történik az úgynevezett unipoláris végtagi vagy mellkasi elvezetések során, amikor a mellkas felett egy adott pontban uralkodó potenciál abszolút értékét mérjük egy nulla potenciálon lévő referenciaelektródához képest (a végtagi elvezetés itt valójában nem pontos, maguk a végtagok itt vezető elemekként vesznek részt).

Az unipoláris elvezetés elve:



Amennyiben az erőterben két mérőelektródát helyezünk el, azok a két pont potenciálja között lévő különbséget mérik. Ilyen típusú mérést végzünk a hagyományos, úgynevezett bipoláris vagy végtagi elvezetésekkel, amikor a mért potenciálkülönbség az elektródák egymáshoz viszonyított elhelyezkedésétől függ. Ha a két elektróda az erőter azonos pontjaiban helyezkedik el, közöttük feszültségkülönbség nem mérhető. Ha az egyik elektróda a szívcsúcsához van közelebb, a másik pedig a bázishoz, már mérhető feszültségkülönbség, a legnagyobb kitérés pedig az erőter pólusainál elhelyezett elektródáknál.

A bipoláris elvezetés elve:



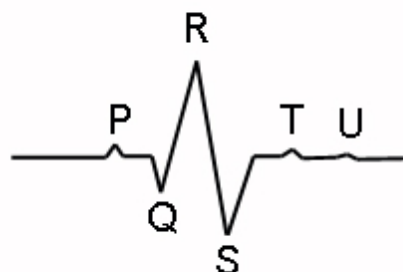
Az erőtér különböző potenciálú pontjain

Az erőtér azonos potenciálú pontjain

A gyakorlatban még alkalmaznak több elvezetési eljárásokat, a klinikai gyakorlatban általában 12-t, míg kutatások során akár 100-at vagy többet is, esetünkben ezek, mivel egy könnyen használható és értelmezhető mobil eszközt szeretnénk kifejleszteni, tárgyalásuk nem szükséges, hisz teljes diagnózist minden esetben csak orvos állíthat fel, de a készülék így is használható, mivel a rendellenességek kiszűréséhez már alkalmazható a két kivezetéses módszer is.

Mit lát az EKG a szívből?

Az előzőekben láthattuk, hogy a szíven belül az elektromos változások nagysága közel 100mV-os. Viszont amíg az ingerület kijut a test felszínére, a veszteségek miatt már csak 1 mV nagyságrendű az elektromos jel. Ezért az EKG a hétköznapi értelemben gyakorlatilag egy erősítő, az időbeli eltolódást a papír állandó sebességgel való mozgása jelenti (a mi esetünkben ez egy állandó frekvenciájú órajel). Ha az elektródákat a megállapodás szerinti szabályoknak megfelelően helyeztük fel, tehát a mérőeszköz pozitív kivezetése a szívcsúcshoz, a negatív pedig a szív bázisához esik közelebb, a kitérés pozitív irányú. Ez alapján rajzolhatjuk fel a standard EKG görbét:



Egységes megállapodás alapján, az EKG-n észlelt hullámok nevei: P,Q,R,S,T és U hullámok. Minden hullám a szív egy meghatározott részének depolarizációját vagy repolarizációját jelenti.

A hullámok eredete

Normális körülmények között minden egyes szívütés a jobb pitvar felső részén található, az előbbieken említett szinuszcsozó kisülésével kezdődik, percenként 60-100-szor (a frekvenciától való eltérés a szervezet által használt különböző blokkoló mechanizmusok, illetve egyes gyógyszerek miatt következnek be). Az első hullám akkor észlelhető a készülék által, mikor az elektromos kisülési hullám depolarizálja a jobb pitvart. Ez a **P-hullám**. A pitvar izomtömege viszonylag kicsi, ezért lesz a feszültség, ezáltal a hullám amplitúdója is alacsony. Az ingerület továbbterjed a jobb pitvar alsó részén található, úgynevezett AV-csomóra, ami feszültségbeli eltérést nem, de időbelit okozhat (védős szerepet játszik, de súlyos elváltozásra is utalhat, ha nem megfelelő a késleltetés). Innen terjed tovább a kamrára, itt hozza létre az úgynevezett **QRS-komplexus** első hullámát. Megállapodás szerint ennek az első negatív irányú kitérését **Q-hullámnak** nevezzük, az első pozitív irányút pedig **R-hullámnak**, függetlenül attól, követi-e vagy sem. Az ezt követő negatív kitérését **S-hullámnak** hívjuk. Az S és a T hullám közti szakasz azt az átmeneti állapotot ábrázolja, amikor a szívizom nem képes további ingerület átvezetésére. A **T-hullám** a szívizom nyugalmi stádiumban történő depolarizációját jelzi. Az **U-hullám** eredete bizonytalan, de jelezheti például a kamrák lassú újratöltődését. Általában nehéz azonosítani, ritka, hogy könnyen értelmezhetően jelen lenne.

A mobil EKG eszköz alkalmazhatósága, gyakorlati lehetőségei

Az itt említett hullámok megléte, abszolút és egymáshoz viszonyított méretük, valamint időbeli nagyságuk és egymástól való eltérésük jelenti az elektrokardiogram általi diagnosztika lényegét. Természetesen itt egészen apró eltérésektől kezdve a teljes elváltozásokig terjedhet a különbözőségek mértéke. Mivel a gyakorlatban csupán egyetlen külső jel érkezik be az eszközbe, ami a két elektróda között mért potenciálkülönbség, és az időbeli eltolást a készülék végzi el, a jel jól értelmezhető, digitalizálható, kiértékelhető. A mikroszámítógép megfelelő számú mérést tud elvégezni, magas frekvenciájú, és a jelek értelmezését is el tudja végezni a megfelelő program használatával. Továbbá arra is alkalmas, hogy a mobiltelefonnak megfelelő utasításokat adjon, ami riaszthat a betegeket, illetve a központnak is, ahonnan a beteg szakemberi segítséget kaphat. Sokszor a probléma előbb jelentkezik, mint konkrét tüneteket okozna, így az ellátás a súlyosabb probléma kialakulása előtt is eljuthat a pácienshez.

A vizsgálatot általában úgy végzik el, hogy a beteg nyugalomban van, ellazítja magát, de egyes esetekben végeznek terheléses vizsgálatot is. Ilyenkor a mindennapi tevékenységei közben, esetleg sportolás alatt rögzítik az EKG görbét. A készülék alkalmas mindkét típusú vizsgálat elvégzésére, azonnali kiértékelésére.

A klinikai elváltozások

Mint már említettük, a gyakorlatban a szív több irányból való megfigyelését alkalmazzák széles körben, de már két elvezetésnél is érzékelhetőek a súlyosabb elváltozások. Az alapvetően fontos és elvégzendő mérések tárgyalása következik.

- Szívfrekvencia:

Ha szívritmusról beszélünk, általában a kamrai frekvenciát értjük alatta, amely megegyezik a beteg pulzusszámával. Hogy meg tudjuk határozni a szívfrekvenciát, a QRS-komplexusokat

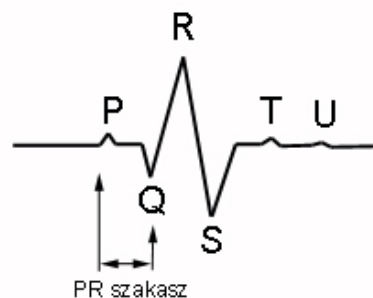
kell megszámolni. Ha ezek percenként 60-100 darab közé esnek, akkor normális szívfrekvenciáról beszélünk. Percenkénti 60-as szívverés alatti érték normális esetben általában csak sportolóknál fordulhat elő alvás közben, illetve egyes gyógyszerek is kiválthatják, további esetekben kóros elváltozást jelez. Ha 100 feletti szívfrekvencia áll fenn, nagy az esélye, hogy a szív kaotikus mozgásba kezd, nem tudja ellátni funkcióját, ezt nevezzük fibrillationak, ami hamar végzetes lehet a beteg számára. De a magas frekvenciát több elváltozás is okozhatja, és mindenképpen sürgős orvosi beavatkozást igényel. A pulzus mérése esetünkben a feszültségértékek maximumának vizsgálatával könnyen, és nagyon gyorsan megvalósítható, az eltérések hamar diagnosztizálhatóak. A nem kóros esetek pedig kiszűrhetőek, például sportolás közben is nőhet 100 fölé a frekvencia.

- Szívritmus:

Ennek biztonságos vizsgálatához már hosszabb idő szükséges, legalább 12 QRS-komplexust kell megnézni, és ezek közötti időt vizsgálni. Szélesebb körű betegségek okozhatják, mint a szívfrekvencia zavarait, de a kettő szorosan összetartozik. A szívritmus elváltozásainál jellemzőek lehetnek a nem szabályos alakú hullámok, ezeket a mikroszámítógéppel könnyen lehet értelmezni, hisz nem található megfelelő számú, illetve irányú hullám a feszültségérték két maximuma között.

- PR szakasz távolság

A PR szakasz elhelyezkedése:



A PR szakasznak egészséges személyeknél pontos időhatárai vannak:

- nem kevesebb, mint 0,12 másodperc,
- nem több mint 0,2 másodperc,
- hossza állandó.

Ha nem ekkora az időtartam, az diszfunkcióra, vagy ingerületvezetési zavarra utalhat, és minden esetben előjele lehet súlyos ritmuszavarnak.

- Q hullám

A szabályos EKG-n a legtöbb elvezetésen általában hiányoznak a Q hullámok, de előfordulhatnak azokon, amelyek „balról” néznek a szívre. De nagy Q hullám már infarktust vagy embóliát jelenthet, tehát sürgős értelmezésük, jelzésük. Ilyenkor a gyors orvosi ellátás életet menthet. Vizsgálata a többi hullámhoz viszonyított aránnyal megoldandó, ha változik mérete, megnő, majd állandósul a magas érték, a telefonnak rögtön riasztania kell.

- QRS komplexus

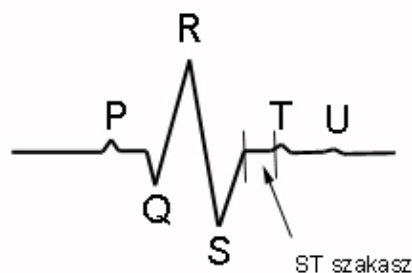
Az itt megvizsgálandó pontok:

- vannak-e túl nagy R és S hullámok?
- túl kicsik-e a QRS komplexusok?
- vannak-e túl széles QRS komplexusok?
- vannak-e szabálytalan alakú QRS komplexusok?

A legfontosabb kérdés mégis az, hogy kinél végezzük a vizsgálatot. Fiatal, vékony egyéneknél olyan eltérések mutatkozhatnak egészséges szív esetén, amik egy szívbeteg embernél már súlyos veszélyt jelenthetnek. Ha tudjuk, hogy diagnosztikus értéknek vehetjük a QRS komplexust, és az R hullám magassága, illetve az S hullám mélysége meghaladja a 2,5mV-ot, az már infarktus, illetve további elváltozások, pl. hypertrophia jele lehet. A túl kicsi jel szív körüli folyadékgyülem kialakulását mutathatja, a túl széles QRS komplexus pedig vezetési zavarra utalhat.

- ST szakasz

Az ST szakasz helye:



Itt csak egy dolgot kell vizsgálni: az izoelektromos (alap)vonallal egy vonalban van-e az ST szakasz, vagy eltolódott tőle. Nagyon fontos vizsgálata, jelenthet infarktust, anginát, illetve számtalan más betegséget, ha elevált, illetve süllyedt, sokszor vészhelyzetet jelent, és sürgős beavatkozás lehet szükséges.

Természetesen csak az alapvető vizsgálati pontokat írjuk le, és a betegségekre sem térhetünk ki teljes körűen, hisz ezek a jelenségek a legtöbb esetben együtt jelentkeznek, és sokszor csak egy gyakorlott kardiológus tudja megállapítani a pontos diagnózist. De ezen alapvető vizsgálatokkal szinte minden esetben észlelni lehet, ha rendellenesség lép fel a szív működésében, és a betegségről is használható információt lehet közölni a szakértővel.

Bármilyen pontos is a gép által készített diagnózis, minden esetben orvosnak kell megvizsgálnia a beteget, és neki kell felállítania a pontos diagnózist. Az eszköz segíteni tudja az orvosok és a mentőszolgálat munkáját, és akár életet is menthet, de a legfontosabb célkitűzés az, hogy egy minden beteg vagy betegséggyanús páciens számára hozzáférhető, és könnyen kezelhető készüléket nyújtsunk, ami alkalmas arra, hogy akár emberi életet mentsen a megfelelően gyors riasztással, illetve információközléssel.

Egészségmonitorozás mobiltelefonnal

Bevezetés

Legnagyobb kincs a világon az egészség. Témánk választásakor személyes érdeklődésünk az orvostudomány iránt is szerepet játszott.

A Projekt célja egy olyan olcsó eszköz készítése, amely fiziológias feltételek monitorozását valósítja meg. A konkrét feladat kiválasztásakor fontosnak tartottuk, hogy lehetőleg minél hasznosabb eszközt fejlesszünk ki, és a munka során egyúttal hasznos ismereteket gyűjtsünk tanulmányainkhoz.

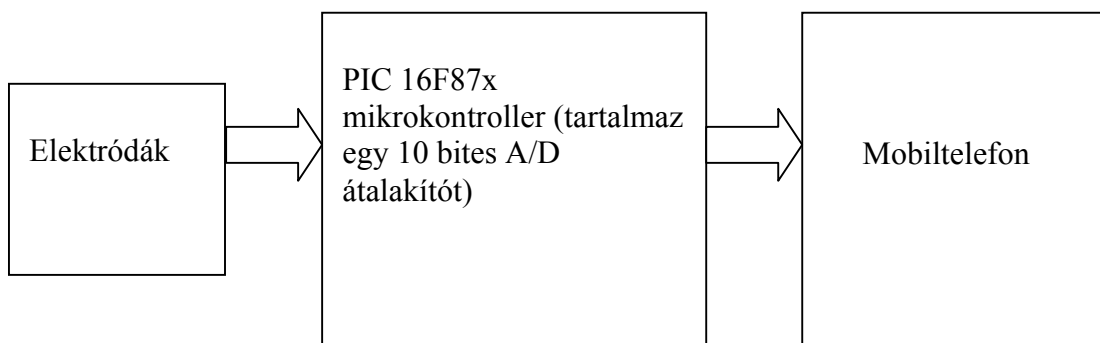
A munka első lépcsőfoka egy olyan eszköz kifejlesztése volt, amely a pulzus monitorozását végzi mobiltelefonon. Ennek elkészítése viszonylag egyszerű és kevés munkát igényel, azonban már kezdetektől gondoltunk a további fejlesztésekre, és ennek megfelelően választottuk meg az eszközöket.

A jelenlegi eszközökhöz képest mi abban szeretnénk újat mutatni, hogy az adatok részbeni feldolgozását, tárolását a mobiltelefonon szeretnénk végrehajtani, hiszen a feltételek már adottak ehhez. Természetesen egy pulzus mérése „nem nagy dolog”, de úgy gondoljuk ennek megvalósítása után, az eszköz továbbfejlesztése, más funkciókkal gazdagítása már csak egy újabb lépcsőfok. Pl.: EKG, EEG, vércukorszintet mérő funkciók. Másik tényező az, hogy a jelenlegi eszközök nagyon sok pénzbe kerülnek, és sokan nem értik valójában, mi kerül olyan sokba rajtuk. A kérdés részben jogos, hiszen elviekben nem bonyolult dologról van szó. Azonban mint mindig, itt is a részletekben van a bonyolultság, nagyon kell ügyelni a lehető legbiztosabb működésre, hiszen a téves riasztást, sőt, egy krízishelyzet rossz diagnosztizálását el kell kerülni. A hibák megfelelő szűrése nagyon bonyolult feladatnak mutatkozik.

A mobiltelefon funkciója a következő: statisztikai adatok gyűjtése (ezek feldolgozását, sűrítését a mikrokontroller végzi), mobil technológia adta lehetőségek kihasználása (pl. riasztás a saját telefonon, másik telefonon stb.), egy interaktív felületet ad a felhasználó és a mikrokontroller között, ahol lekérdezheti adatait.

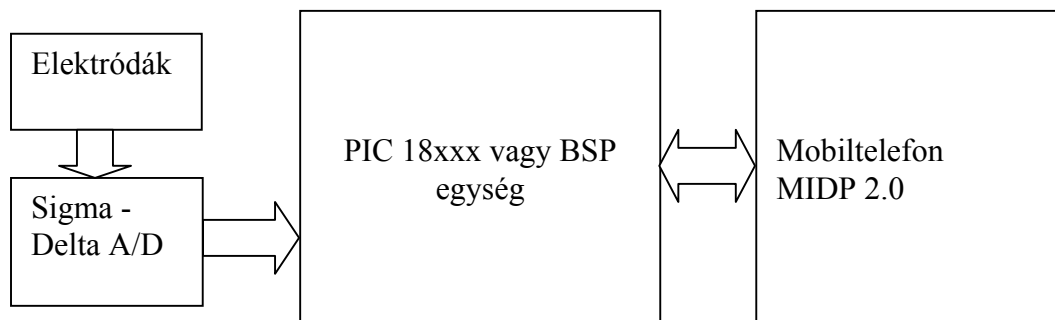
A fejlesztést 2 főbb állomása:

Lifeguard 1:



A készülék funkciója a pulzusmérés megvalósítása, a 10 bites A/D konverter miatt finomabb mérések nem végezhetők, de elég a pulzusmérés megvalósításához ugyanis a felbontás amit el tudunk érni az kb. 1 mV (erősítővel vagy a referencia feszültség kisebbre állításával) ,a mobiltelefon és a mikrokontroller között a kommunikáció egyirányú (AT parancsok).

Lifeguard 2:



Ez a készülék a pulzusmérésen kívül, az elektrodákról kapott jel több szempont szerinti elemzését is végzi. Gyors Sigma-Delta átalakítót használunk a nagyobb felbontáshoz, illetve nagyobb teljesítményű PIC mikroprocesszort vagy BSP processzort, amiket kifejezetten digitális jelfeldolgozásra terveztek. A mobiltelefonnal a kapcsolat már nem csak egyirányú, a JAVA MIDP 2.0 lehetőségeit kihasználva a soros porton keresztül, JAVA alól konfigurálhatja a mikrokontrollert a mobiltelefonon.

Biológiai jelek mérésének jellemzői:

Hagyományos készülékek esetén a nagy zajjal terhelt biológiai jeleket csak igen bonyolult és precíz analóg áramkörökkel lehet mérni. A tipikus bemeneti jelek jellemzői:

A váltakozó komponens kb. 10 mV, az egyenfeszültségű komponens pedig kb. 300 mV. EKG jel esetén a jel amplitúdója 10 mV és 5 μ V digitalizálási kvantomra lesz szükség. A tipikus offset feszültség 300 mV, a közös módusú jel pedig 300 mV. Ez azt jelenti, hogy a 600 mV tartományt 5 μ V egységekre kell felosztani. Ha a jelet mindenféle előkondicionálás nélkül szeretnénk feldolgozni, akkor minimum 17 bites A/D konvertert kell használnunk. 24 bites, gyors Sigma/Delta átalakítók megfelelnek a feltételeknek. De miért is kell nekünk kihagyni a differenciálerősítőket a többi bonyolult áramköri elemmel együtt (pl. szűrők):

-Ezen elemek elhagyásával a fogyasztást jelentősen redukálhatjuk. Mivel mobil eszközről van szó, ez rendkívül fontos szempont.

-A bonyolult áramköri elemek elhagyásával ezek megépítésének a munkája is elkerülhető

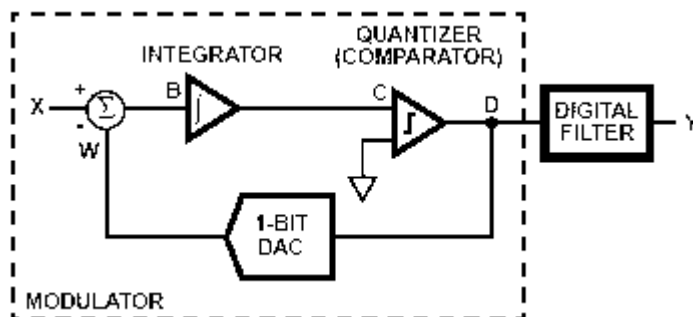
-Mivel a jeleket egy mikroprocesszor dolgozza fel, a jelek értelmezését rugalmasan állíthatjuk az alkalmazásnak megfelelően

Régi analóg EKG működési mechanizmusa:

1. Súlyozzák a megfelelő bemeneteket.
2. Pontos differenciálerősítőkkel kialakítják a standard EKG-nak megfelelő 12 csatornát, majd kb. 1000x erősítik a csatornát..
3. A nagy erősítés miatt általában felüláteresztő elemeket is használnak.(mikroprocesszorral, matematikai szűrők alkalmazásával megoldható)
4. Az analóg bemeneti csatornákkal rendelkező készülékek nagyon érzékenyek a zajra. Mind a hálózati, mind pedig a páciens izomzaja jelentős zavaró tényező lehet. A nagy erősítés sok problémát felvethet, pl. az izommozgás gerjedést okozhat, és a nagy erősítés leronthatja az EKG jel eredetiségét. Az analóg EKG berendezések bemeneti érzékenysége kb. +/-10 mV, tehát pont az EKG jelre vannak „belöve”. Ez azonban egy óriási hátrány, hiszen a sok zavar miatt sokszor kilép a jel az érzékenységi tartományból. Ezért van az, hogy EKG mérésekor mindig mozdulatlanul kell feküdnünk a kórházban, persze a legpontosabb méréshez ez most is elengedhetetlen, viszont az érzékenységi tartomány +/- több V is lehet, és hatékony szűrési algoritmusok felhasználásával a jelhűség megtartható.
5. A hagyományos készülékek a jel vétele után végzik el a jelek analízisét (post-processing), ezzel szemben így már valós idejű (Real-Time) feldolgozás is elvégezhető.

Sigma-Delta átalakító :

A sigma/delta átalakító elvi felépítése:



A jel egy összegző csomóponton jut az integrátorba, amely ezután egy komparátorba kerül, és a jelet visszacsatolták a bemeneti összegző áramkörre egy nagy sebességű digitális analóg bemeneten keresztül.

A SIGMA-DELTA A/D konverterekben az alkalmazott szűrés az úgynevezett FIR (Finite Impulse Response). Ezzel a technikával az egyszerű súlyozott mozgóátlagot valósíthatjuk meg. Ha az átlagolt elemek száma nagyobb, mint 1, akkor a jel kimenő frekvenciáját redukálják, így valósul meg a szűrés mellett a DECIMATOR funkció is.

A mintavételezési elv szerint (Shannon), a vett jelnél minimum kétszeresen kell mintavételezni. A SIGMA-DELTA átalakító a jelet erősen túlmintavételezi (pl.128x-san), ezzel a technikával a zajok számára jobb szűrést valósíthatunk meg.

A másik tényező a gyorsaságon és a nagy felbontáson kívül a viszonylagos alacsony fogyasztás is.

Mikrovezérlő kiválasztása és jellemzői:

A Lifeguard 1 készüléknél a PIC16F871-es mikrokontrollert használtuk, döntésünkben az kedvező ára és viszonylagos gyorsasága játszott szerepet.

PIC16F871 specifikációi:

- RISC architektúra, mindössze csupán 35 utasítással,
- Minden utasítás egy órajelet igényel, kivéve a programelágazásokat, amelyek 2 órajelet vesznek igénybe,
- $-2\text{ K} * 14$ szó FLASH programmemória, amely soros vonalon újratölthető így a fejlesztés elkezdéséhez nincs szükség ICD-re (később azonban az ICD használata elkerülhetetlen, ugyanis a mikrokódok hatékony hibakereséshez szükséges),
- $128 * 8$ byte adatmemória,
- alacsony fogyasztás,
- WDT alatt az analóg-digitális átalakítás futhat, az átalakítás kész jele ébreszti a mikrokontrollert, így a fogyasztás még jobban csökkenthető,
- széles hőmérsékleti tartományom működőképes,
- 10 bites konverterrel rendelkezik.

Pic Fejlesztői környezet, HI-TECH C COMPILER:

Ez a rész kifejezetten fontos, hiszen a legtöbb munka a megfelelő mikroprogram fejlesztése. Ezért nem mindegy, hogy a fejlesztés milyen nyelven folyik.

Assembly környezetben történő fejlesztés során kerül az ember a legközelebb a mikrokontrollerhez. Azonban az assemblyben való fejlesztés legnagyobb hátránya viszonylagos lassúsága. Persze, akár az objektumorientált programozás is megvalósítható benne, de a bonyolultabb elemző algoritmusok megírása nehézkes. Ezért mindenképp valamilyen magasabb szintű fejlesztői környezetet célszerű választani. Jelenleg két legelterjedtebb C fordító található PIC processzorokhoz, a HI-TECH C és a CCS. Mindkét fejlesztői környezetet kipróbáltuk.

HI-TECH C vs. CCS :

CCS	HI-TECH C	Megjegyzés
Nem érzékeny a kis/nagybetűre	mindig kis-nagybetű érzékeny	kötelező kis-nagybetű érzékenység, sok furcsa hiba forrása lehet
Int 8 bites A 8 bites architektúrához alkalmazkodás	Az int 16 bites	Hi-Tech C-ben az ANSI C – hez való ragaszkodás miatt nem lehet az int 8 bites
Char is 8 bites	Char 8 bites	Gyakorlatilag HI-TECH C-ben a char nyugodtan használható 8 bites integerként
Short 1 bites	Short 16 bites változót hoz létre	Nem célszerű használni
Int16 vagy longint 16 bites változót hoz létre	Longint egy 32 bites változót hoz létre	Ha valaki mindkettőt használja, elég zavaró tud lenni
Sok függvénye van, pl. a soros port kezelésére vagy A/D bevitelre	Hi-TECH C-ben szinte minden függvényt magadnak kell megírnod	Ha a megírt függvények jók, akkor hasznos lehet
Assembly kód beillesztés: #asm...#endasm	Assembly kód beillesztés #asm...#endasm, vagy asm(„parancs”)	Hi-tech szerint, ha a #asm-et használunk, a programrész kiszámíthatatlan helyen ér véget a kódban... ???
CCS-nek nagyon kevés parancssor-beállítási lehetősége van	HI-TECH C-nek sok parancssor-beállítási lehetősége van, és ha kihagyunk párat, nagyon sok bajt okozhatnak	HI-TECH C dokumentáció alapján a helyes beállítás nem okozott nagy problémát
CCS-nek van bitállító függvénye, amely nagyon hasznos tud lenni	HITECH C-nek nincs, de lehet deklarálni függvényt hozzá.	

A CCS-t könnyebben meg lehet tanulni, és sok időt meg lehet takarítani a belső függvények használatával, azonban a dolgok pontos lekövetéséhez és megéréséhez elengedetlen, hogy értsük, mit csinál a programunk. Gyakorlatilag Hi-tech C-ben rákényszerülünk, hogy saját magunk írjuk meg a függvényeket, pl. a soros port kezelésére is, viszont CCS-ben adott hogy van egy függvény ami ezt végrehajtja. Tehát a CCS nagyon barátságos kezdőknek, és azoknak is, akiknek a termelékenység a legfontosabb. Viszont ennél a projektnél a pontos működés elengedetlen feltétel, és nem hagyatkozhatunk olyan függvényekre, amikről azt se tudjuk, mit tesznek. Ezzel számunkra elvesztette fő előnyét a CCS.

Döntésünket a HI-TECH C mellett stabilitása hozta meg. A HI-TECH nagyságrendekkel stabilabb rendszer, mint a CCS. A hosszabb fejlesztési időt (kezdetekben) nem sajnáltuk, a későbbiekben pedig kialakítunk erre a célra egy megfelelő saját függvénykönyvtárat.

Mobiltelefon és a mikrokontroller kapcsolata, JAVA MIDP 2.0 :

A kommunikáció soros porton folyik ;a lifeguard 1 készülék esetén a kommunikáció egyirányú, ha a mért érték elér egy bizonyos határértéket, akkor a mikrokontroller AT parancsokat küld a mobiltelefonnak. Ezek lehetnek pl.: Riasztás saját telefonon, egy ügyeleti telefonszám hívása, sms küldése, GPRS-el akár egy adatbázishoz való hozzáférés.

Azonban ha a pulzus számszerű értékére vagyunk kíváncsiak, akkor egy LCD kijelzőt kell a mikrokontrollerhez csatolni. Közvetetten megoldható lenne AT parancsokkal is, de ezt nem erre találták ki, és vannak korlátai.

A megoldás egy olyan interfész lehet, ahol a felhasználó közvetlen kapcsolatot tud létesíteni a mikrokontrollerrel, és ahol az adatokat gyakorlati szempontból is használhatóan láthatja, statisztikát olvashat rajta. A mostani telefonok többsége JAVA futtatásra alkalmas. Ezért ezen platform kiváló lehetőséget ad egy ilyen irányú fejlesztésre. A jelenlegi készülék csak JAVA MIDP 1.0 (Mobile Information Device Profile) futtatására alkalmasak. Nagy hátrány, hogy a soros portot nem lehet elérni JAVA alkalmazásból. A megoldást a **JAVA MIDP 2.0** jelenti.

2002 november-benn jött ki a végleges specifikáció melynek főbb jellemzői a következők :

- HTTPS támogatása,
- **Soros port támogatása**, így a felhasználó könnyen kommunikálhat a programból különféle eszközökkel pl.: vonalkód olvasók, GPS egységek, vagy éppen **mikrokontrollerek**,
- Audio playback, WAV és MIDI formátumban + video playback,
- Sprites, tiled layers kezelés amivel pl. könnyen külsőre is tetszetősebb szoftver fejleszthető,
- Wireless Messaging API, ami lehetővé teszi, hogy JAVA alól küldhessünk sms-t.

A jelenlegi támogatottsága sajnos még nem általános. Jelenlegi Nokia telefonok közül csak néhány támogatja (pl. Nokia 6600). Figyelembe véve a telefonok gyors fejlődését, úgy gondoljuk, hogy fél, de legkésőbb 1 év múlva a piacon lévő mobiltelefonok többsége támogatni fogja e technológiát. Felhasználásával kétirányú kommunikáció érhető el. Beállítható a mérés feltétele (pl. milyen értéknél jelezzon a mobiltelefon, hogy történjen a riasztás, hova küldje a riasztást). Statisztikai adatokat generálhatunk, a jelek grafikus ábrákon jeleníthetőek meg, könnyűvé és egyszerűvé teheti az adatok értelmezését felhasználói szempontból.

A készüléken természetesen nem kell, hogy mindig fusson ez a program, krízishelyzet esetén a telefon AT parancsokkal elvégezheti a riasztást.

Irodalmi hivatkozások :

1. *Kónya László – Mikrovezérlők alkalmazástechnikája*
2. *HI-TECH C COMPILER dokumentáció*
3. <http://www.microchip.com/>
4. <http://www.microchipc.com/>
5. <http://www.siemens-mobile.com/developer>
6. www.nokia.com
7. www.htsoft.com
8. www.bion.hu
9. <http://members.socket.net/~llile/>
10. <http://java.sun.com/>
11. *Andrew R. Houghton, David Gray - Az EKG helyes értelmezése (2001)*
12. *Dr. Kollai Márk - Az elektrokardiogram (2001)*