



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2  
VILLAMOSMÉRNÖKI ÉS INFORMATIKAI KAR  
IRÁNYÍTÁSTECHNIKA ÉS INFORMATIKA TANSZÉK

Várady Péter

Új eljárások vitálparaméterek számítógépes  
analízisére és egységes diagnosztikai  
rendszerbe való integrálására

című doktori (Ph.D.) értekezés tézisei

Témavezető: Prof. Dr.-habil. Benyó Zoltán  
egyetemi tanár, a műszaki tudomány doktora

Budapest, 2002. április

## Tartalomjegyzék

Előszó .....	3
A kitűzött kutatási feladatok .....	5
A tudományos kutatás módszerei .....	7
Az új tudományos eredmények .....	11
I. téziscsoport .....	11
II. téziscsoport.....	13
III. téziscsoport .....	15
Az új tudományos eredmények hasznosítása .....	17
Az értekezés témakörében készült tudományos közlemények .....	18

## **Előszó**

Az egyik legnagyobb és legrégebben létrejött interdiszciplináris tudomány az orvosbiológiai mérnöktudomány, mely számos diszciplína határán kialakult tudományterület. Értekezésem és az ezt megelőző többéves kutatói munkám témája ezen összetett tudományterületen belül az orvosi informatika és a számítógéppel segített diagnosztika témakörébe helyezhető.

Az orvosi informatika, mint az orvostudomány és az informatika határterülete az orvosi-klinikai munka során keletkező különféle adatok kezelésére - az adatok reprezentációjára, tárolására és továbbítására - terjed ki.

A számítógéppel segített diagnosztika alapvető feladata a vitálparméterek mérés megfigyelése során keletkezett elektronikus adatok diagnosztikai célú feldolgozása és kiértékelése. Fő célként jelölhető meg az orvos munkájának hatékonyabbá tétele azáltal, hogy a mért adatokból a számítógép segítségével olyan diagnosztikai jellemzők kerülnek meghatározásra, melyek gyorsabb és célirányosabb diagnosztikai és terápiás döntéseket, azaz minőségibb gyógyító munkát tesznek lehetővé.

Mind az orvosi informatika, mind pedig a számítógéppel segített diagnosztika egyik fontos alkalmazási területe a folyamatosan (hosszútávon) rögzített vitálparméterek számítógépes feldolgozása (betegőrzők, holter monitorok). Ezen módszerek kifejlesztése jelfeldolgozási és informatikai problémák megoldását egyaránt igényli.

Doktoranduszi munkámat a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Irányítástechnika és Informatika Tanszékén az INCO Copernicus 960161 sz. nemzetközi kutatási-fejlesztési pályázat keretében (1997-1999) kezdtem meg, ahol egy szabványos, nyílt architektúrájú betegfelügyeleti mintarendszer került kutatói-fejlesztői részvételemmel kifejlesztésre. A munka kapcsán megismerkedtem a jelenlegi betegőrző rendszerekben alkalmazott információtechnikai és jelfeldolgozási megoldásokkal. Kiemelten foglalkoztam az ezen rendszerekre vonatkozó informatikai szabványok, illetve ajánlások alkalmazásának nehézségeivel. A betegőrző rendszerekben működő készülékek közötti adatkapcsolat megteremtésére jelenleg nem létezik szabványos megoldás. Ezért munkám alapvetően a szabványos alapú adatátvitel megteremtésére irányult, mely lehetővé teszi különböző gyártók készülékeinek egy betegőrző hálózatba való integrálását. Megoldásul egy gyors ipari kommunikációs hálózatot alkalmaztam, melyre a különböző készülékek illesztését is megvalósítottam.

A létrehozott betegfelügyeleti mintarendszerhez kapcsolódóan további munkám során olyan új módszereket dolgoztam ki, melyek a ma ismert eljárásoknál valamely szempont szerint pontosabban és hatékonyabban oldják meg egyes hosszútávon megfigyelt vitálparaméter-csoportok számítógéppel segített on-line jellegű diagnosztikai célú feldolgozását.

Kutatói munkám így három nagyobb részterületre osztható. Ezek alapján került e tézisfüzetben a kutatási feladatok kijelölése, a kutatási módszerek és az új tudományos eredmények bemutatása csoportosításra:

- I. Hibrid egycsatornás EKG-szegmentáló rendszer kialakítása,
- II. Légzési jelek feldolgozása és apnoés állapotok felismerése,
- III. Magzati szívfrekvencia fonokardiográfiás meghatározása.

## A kitűzött kutatási feladatok

### I. Hibrid egycsatornás EKG-szegmentáló rendszer kialakítása

Mint ismeretes, az EKG-szegmentálás az egyes szívütések EKG-képének karakterisztikus pontjainak megkeresését és a különböző időintervallumok és hullámok pontos morfológiájának (hosszúság, magasság, illetve terület) meghatározását jelenti.

Az EKG-jel manuális szegmentálása és analízise nagy szakértelmet és gyakorlatot megkövetelő orvosi feladat, melynek számítógépes automatizálására az utóbbi két évtizedben egyre ígéretesebb megoldások születtek, a kardiológusok számára nagy segítséget nyújtva a malignus aritmiák pathomorfológiai elemzéséhez és ezek célirányos gyógyításához.

A jelenleg ismeretes pontos és robusztus számítógépes EKG-szegmentálási eljárások sokcsatornás felvételi technikán alapulnak. A készülékek korlátozott tároló kapacitása és feldolgozó képessége, illetve az elvezetések elmozdulásra való érzékenysége miatt a sokcsatornás EKG-felvételek általában jóval rövidebb időtartammal készülnek (pár percben), mint az egycsatornás, hosszútávú mérések (betegőrzők, holter monitorok több órás felvételei). A szegmensjellemzők hosszútávú variabilitásának diagnosztikai fontossággal bíró vizsgálatára így jelenleg csak nehezen nyílik lehetőség.

Ezért fogalmazódott meg célként egy olyan új egycsatornás, on-line feldolgozásra is alkalmas EKG-szegmentálási módszer kidolgozása, mely megközelíti a sokcsatornás szegmentálási eljárások pontosságát. A megvalósítandó rendszerrel szemben így az alábbi követelményeket támasztottam:

- a hosszútávon rögzített egycsatornás EKG-felvételek szívütemenkénti teljes morfológiai szegmentálása,
- a különböző ütésfajták típusának robusztus felismerése,
- *a priori* morfológiai ismeretek felhasználása a szegmentálás során,
- on-line szegmentálás (a feldolgozás ütésről-ütesre történjen),
- valós-idejű működés (egy ütésnyi késleltetéssel),
- a különféle zajokkal szembeni robusztusság,
- a rendszer moduláris és bővíthető felépítése.

### II. Légzési jelek feldolgozása és apnoés állapotok felismerése

A légzésfunkció hosszútávú, folyamatos méréses megfigyelése a klinikai gyakorlatban különféle szituációkban játszik fontos szerepet (pl. anaesthesia, posztoperatív és intenzív betegőrzés, alvási diagnosztika, újszülöttek légzésfelügyelete, stb.). A légzésfunkció megfigyelése során az egyik legfontosabb feladat a légzési frekvencia folyamatos követése, a különböző

apnoés (légzéskieséses) állapotok detektálása, illetve ezek súlyosságának és eredetének hatékony meghatározása.

A jelenlegi számítógépes jelfeldolgozási módszerek a légzési jelek amplitúdójának egyszerű vizsgálatát végzik, és általában 80-90% sikerességgel képesek az apnoés állapotok felismerésére. Ugyanezen módszerek esetében a hypopnoék (csökkent légzések) detektálásának hatékonysága alacsonyabb (60-70%), mert a légzésjelek amplitúdója betegenként, illetve szenzorbeállítástól függően erősen változhat. Az újabb kiértékelő rendszerek az apnoék eredetének osztályozását, azaz az obstruktív illetve centrális apnoék megkülönböztetését is lehetővé teszik (ún. differenciál-diagnosztika), melynek alapjául a hasi/mellkasi mozgás és a nasalis légáram együttes vizsgálata szolgál. Ennek sikeressége azonban rendszerint még alacsony, így a diagnózist végző orvos sokszor inkább vizuálisan osztályozza a számítógép által felismert apnoés eseményeket.

Problémát jelent az is, hogy a jelenlegi leghatékonyabb módszerek off-line jellegű kiértékelésen alapulnak (alvási diagnosztika), így azok az on-line jellegű feldolgozás terén nem használhatóak, holott ezen klinikai alkalmazások terén az apnoés állapotok hatékony korai felismerése óriási jelentőséggel bírna (pl. betegőrzés, újszülöttek légzésének megfigyelése).

Ezért kellett olyan új jelfeldolgozási eljárásokat kifejleszteni, melyek a légzésjelek (nasalis légáram, hasi, illetve mellkasi légzés) eddigi módszereknél hatékonyabb on-line jellegű kiértékelését végzik, különös tekintettel a különböző apnoés és hypopnoés állapotok korai felismerésére és a differenciál-diagnosztikára. A megvalósítandó módszerrel szemben az alábbi követelményeket támasztottam:

- az apnoés és hypopnoés állapotok időpontjainak on-line jellegű, nagy pontosságú, robosztus felismerése
- az apnoék és hypopnoék egyenkénti tipizálása (centrális / obstruktív epizódok),
- a légzésjelek egyéni jellemző részletektől függetlenül történő vizsgálata,
- valós-időben elvégezhető számítási igény.

### **III. Magzati szívfrekvencia fonokardiográfiás meghatározása**

A magzat egészségi állapotának rutin ellenőrzésére leggyakrabban alkalmazott diagnosztikai eljárás a magzati szívütések között eltelt idő (FHR, *fetal heart rate*) variabilitásának hosszútávú (10 perctől akár órákon át történő) megfigyelésén alapul. A magzati szívfrekvencia mérésére a jelenlegi klinikai gyakorlatban szinte kizárólagosan az aktív ultrahangos mérés technikát használják (CTG, *ultrasound cardiotocography*), mely során az anyai hasfelszínről a magzatra ultrahangot bocsátanak. A szívfrekvencia a

visszaverődött, és a magzati szívmozgás által modulált ultrahang frekvenciájából kellő pontossággal meghatározható. Habár a magzati egészség folyamatos rutin ellenőrzésére a gyakori FHR-megfigyelés lenne javasolt, ez az ultrahangos technika viszonylag magas ára miatt otthoni használatra még nem érhető el. Megjegyzem azt is, hogy az ultrahangos mérés technika nem passzív, igaz az ultrahangvizsgálatnak nincsenek jelenleg ismert mellékhatásai.

A probléma megoldására az otthoni környezetben is könnyen használható, olcsó és teljesen non-invazív, passzív fonokardiográfiás mérés technika alkalmazása új nyílt mód. Az anyai hasfalra rögzített akusztikus jeltől a magzati szívhangok rekonstruálása azonban rendkívül nehéz feladat, hiszen számos zajtényező terheli a hasznos jelet (pl. anyai szív- és bélhangok, magzat mozgása által keltett hangok, környezeti zajok). Ezen probléma megoldására az elmúlt években több ígéretes munka született (általában speciális akusztikus szenzorok alkalmazásán alapulva), de jelentős áttörésről, és a módszer gyakorlati elterjedéséről ma még nem beszélhetünk.

Ezért fogalmazódott meg kutatási célként egy mind a mérés technika, mind a jelfeldolgozás terén új megoldásokat használó magzati fonokardiográfiás mérőrendszer létrehozása az alábbi követelmények szerint:

- teljesen non-invazív, passzív akusztikus mérés technikán alapuló rendszer, (otthoni használatra is elérhető fonokardiográfiás készülék kialakítása),
- a magzati szívfrekvencia hosszútávú variabilitásának hagyományos ultrahang CTG-vel összemérhető pontosságú és robusztusságú meghatározása,
- az FHR-görbe diagnosztikai célokra alkalmas formában történő megjelenítése,
- a kidolgozandó rendszerben alkalmazott jelfeldolgozási módszerek számítási igénye legyen korlátozott, és valós-időben megvalósítható.

## **A tudományos kutatás módszerei**

### **I. Hibrid egycsatornás EKG-szegmentáló rendszer kialakítása**

A munka egy része a Budapesti Szt. Rókus Kórház és Intézményeinek Tárogató úti kórházának Kardiológiai Osztályán készült, ahol lehetőségem volt megismerni a Koronária Őrzőben alkalmazott monitorrendszert, valamint az ambuláns ellátás keretében alkalmazott holter monitort és az ehhez kapcsolódó többféle kiértékelő számítógépes programrendszert.

A hosszútávon rögzített EKG-jelek feldolgozási problémájának megismerésében két szakorvos volt segítségemre. Figyelmemet ráirányították

az EKG-szegmensek hosszútávú variabilitásának robosztus meghatározásának igényére, mely jellemző ismeretében a kardiológus a diagnosztikai munkáját nagyban segítő többletinformációhoz juthat (különös tekintettel a PR és QT idők variabilitására).

Vizsgálataim során az MIT által kutatási célokra közrebocsátott PhysioNet aritmia és QT adatbázisok EKG-felvételeit használtam, melyek a kardiológiai jelfeldolgozás nemzetközileg elismert, számos patológiai eseményt tartalmazó referenciái (www.physionet.org).

Az új, általam hibridnek elnevezett EKG-szegmentáló rendszer kidolgozása során természetesen felhasználtam az EKG-jelfeldolgozás terén már eddig is hatékonyan működő eljárásokat (wavelet-alapú zajtalanítás, differenciáló R-csúcs detektor, neurális hálózatos ütésosztályozás). A hosszútávú egycsatornás szegmentálás hatékonyságának biztosítása érdekében azonban új megoldásokat is ki kellett dolgoznom (adaptív ütésizolátor, módosított törtszakaszos közelítés, ütésfajtankénti külön morfológiai szegmentálás *a priori* információk felhasználásával).

A hibrid EKG-szegmentáló megvalósítása a Matlab programrendszerben történt. A jelek zajtalanítására a Matlab által felkínált Wavelet Toolbox eljárásait használtam. Az általam kifejlesztett ütésizolátor, a módosított PLA, illetve a létrehozott morfológiai szegmentálók algoritmusait a Matlab saját programnyelvén készítettem el. A neurális hálózatot tartalmazó ütésosztályozót a Matlab Neural Network Toolbox segítségével valósítottam meg. A neurális hálózat tanítását a "resilient backpropagation" algoritmussal végeztem, gondot fordítva a tanító- és tesztminták elkülönítésére. Az ütésosztályozót három alapvető ütésfajta felismerésére tanítottam (N - normál szinusz ritmus, PVC - kamrai extraszisztolé, APC - torzult pitvari ütés), mintegy 100 tanítómintát felhasználva.

A morfológiai szegmentáláshoz szükséges *a priori* paramétereket (pl. az egyes EKG-hullámok jellemző magassága, felfutási és lefutási ideje) nagyszámú üteskép vizsgálata alapján határoztam meg, statisztikai módszerek segítségével, illetve a fiziológiás határértékek figyelembevételével.

A létrehozott rendszert 10 különböző páciens, eltérő jelminőségű, mintegy 3000 szívütésnyi információt tartalmazó EKG-jelrészleteivel teszteltem. A kidolgozott eljárás értékelése a felhasznált adatbázis rekordokban elhelyezett, több független szakértő konszenzusa alapján megadott referencia szegmens- adatok, illetve ezek hiányában a szakorvosok segítségével történt.

A kidolgozott új hibrid szegmentálási eljárás a vizsgált 3000 darab EKG-ütes fajtájának osztályozását, majd pedig ezek teljes PQRST-szegmentálását mintegy 85%-os együttes pontossággal végezte el.



## **II. Légzési jelek feldolgozása és apnoés állapotok felismerése**

A kutatási munka egy része az Országos Korányi Pulmonológiai Intézet Alváslaboratóriumában készült.

A vizsgálatokhoz felhasznált légzésjelek az MIT által közrebocsátott PhysioNet polysomnográfias referencia adatbázisból származtak.

A légzésjelek vizsgálatára a légzésjelek idősorainak ablakonkénti neurális hálózatos vizsgálatát választottam, hiszen vizsgálataim szerint más ismert módszerekkel szemben (pl. idősor amplitúdójának egyszerű vizsgálata, spektrális vagy wavelet-alapú analízis) ez biztosította csak az apnoés és hypopnoés állapotok kellően hatékony és robusztus on-line jellegű felismerését.

Az apnoék és hypopnoék felismerésére 6 különböző neurális hálózatot dolgoztam ki és hasonlítottam össze. Ezek mindegyikét eltérő topológiával alakítottam ki, és azok más-más struktúrájú bemeneti jeleket dolgoztak fel. A hálózatok egy része csak a nasalis légáramot vizsgálta, más részük pedig emellett a hasi vagy mellkasi légzésjelet is. Egyes hálózatok közvetlenül a normalizált légzésjelek idősorait osztályozták, míg más hálózatok az ezekből származtatott jeleket (légzésamplitúdó- és légzésidő-menet, illetve spektrális jellemzők) vizsgálták, mely megoldással a felismerés sikerességét tudtam jelentősen megnövelni.

A neurális hálózatokat a Matlab Neural Network Toolbox eljárásai segítségével valósítottam meg. A hálózatok tanítására a gradiens és momentum alapú backpropagation algoritmus bizonyult a legkedvezőbbnek. Tanítómintaként 9 különböző páciens egyenként 60 darab 16 másodperces légzési jelrészletét használtam, melyeket úgy választottam ki, hogy azokban 20 db normál, 20 db apnoés és 20 db hypopnoés jelrészlet legyen található. A neurális hálózatokat 16 különböző páciens, egyenként mintegy 2 órás légzési jelrészletével teszteltem, a legkedvezőbb kialakított hálózatokkal (N3 és N5) mintegy 95%-os felismerési sikerességet elérve. Tanítómintát természetesen nem használtam a tesztelés során.

A légúti obstrukció megállapítását végző másik új módszerem a hasi és mellkasi légzések fáziseltérésének vizsgálatán alapul. Az on-line jellegű, időablakos feldolgozáshoz igazodóan ezen probléma csak időtartománybeli jelanalízissel volt megoldható. A légzésenkénti fázisviszonyt meghatározó algoritmusokat szintén Matlab programnyelven készítettem el. Ezek után a rendszert 6 különböző páciens, egyenként mintegy 100 légzési periódust tartalmazó jelrészletével teszteltem, 90%-os sikerességet elérve.

A létrehozott módszerek értékelésében a felhasznált adatbázis rekordokban elhelyezett, több független szakértő konszenzusa alapján megadott referencia adatok (a tényleges alvási ciklusok és légzési események feltüntetése), illetve az Alváslaboratórium szakorvosa volt segítségemre.

### **III. Magzati szívfrekvencia fonokardiográfiás meghatározása**

A kutatási-fejlesztési munka az Erlangen-Nürnbergi Egyetem Nőgyógyászati Klinikáján történt. A problémakör megismerése, és a kutatási célok kitűzése után először a magzati fonokardiogramok felvételéhez szükséges mérőkészüléket készítettem el. Ehhez kellően nagy érzékenyséű elektrétmikrofonok kiválasztása és megfelelően alacsony zajú műszererősítő-fokozatok megtervezése is szükséges volt. A felvételi technikánál a magzati fonokardiográfia terén még nem alkalmazott kétcsatornás módszert (külön akusztikus jel rögzítése az anyai hasfalról és a külvilágból) használtam, mely a külvilágból származó zajok hatékonyabb elnyomásának alapjául szolgált.

A vizsgálataimhoz több mint 30 darab, átlagosan 8 perc hosszúságú magzati fonokardiogramot készítettem, melyből 12 felvétel esetén a későbbi értékelés céljából szimultán referencia ultrahangos felvételt (CTG) is használtam. A felvételek elkészítésénél a klinika két szakorvosa volt segítségemre.

A kétcsatornás felvételből a külső zajok eltávolítására több ismeretes eljárást vizsgáltam meg. Végül egy Wavelet-transzformációt magában foglaló eljárást dolgoztam ki, mely más módszereknél (egyszerű jeldifferencia, egylépéses predikciót használó adaptív lineáris szűrés, jelforrás-szétválasztási módszerek) hatékonyabban működött.

A további jelfeldolgozási módszerek kidolgozásánál a jelenleg ismeretes magzati fonokardiográfiás jelfeldolgozási eljárásokból, illetve a hagyományos ("felnőtt") fonokardiográfia eszköztárából indultam ki. Ezeket olyan új módszerekkel egészítettem ki (korrelációs szívütés-lokalizálás a szűrt akusztikus jelben, az S1 és S2 ütések szabályalapú kiválasztása és ezek periodicitásának meghatározása), melyek segítségével a magzati szívfrekvenciát az elektrétmikrofonnal készült magzati fonokardiogramból más eljárásoknál hatékonyabban tudtam meghatározni.

A jelfeldolgozási algoritmusokat Matlabban fejlesztettem ki, majd a végleges módszereket - a valós-idejű feldolgozást is lehetővé téve - C++ programnyelven valósítottam meg.

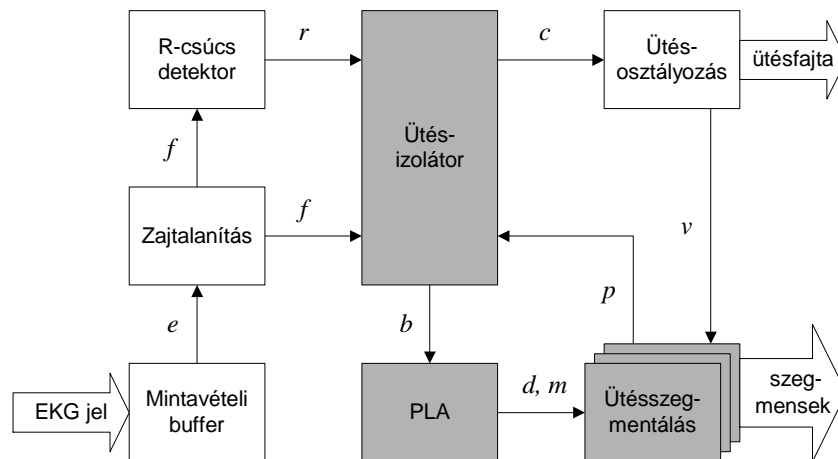
A létrehozott jelfeldolgozó rendszer által szolgáltatott eredmények ellenőrzése a szimultán CTG-vel készült referencia felvételekkel való összevetéssel történt, mintegy 82%-os egyezőséget elérve.

## Az új tudományos eredmények

### I. téziscsoport

1. Létrehoztam egy új on-line egycsatornás EKG-szegmentáló rendszert, mely a hosszútávon megfigyelt, egycsatornán rögzített EKG-jelek számítógéppel segített teljes morfológiai szegmentálását végzi minden más ismert egycsatornás szegmentálási eljárásnál hatékonyabban, megközelítve a sokcsatornás szegmentálási módszerek pontosságát és robusztusságát. A rendszer bemenő jele az egycsatornás EKG-jel, kimenetei pedig a szegmensjellemzők (az egyes EKG-hullámok hossza, magassága, területe, időintervallumok), illetve a szegmentált ütések fajtája (N, PVC, APC). Az új szegmentáló eljárás működése az alábbiak szerinti (vö. I-1. ábra):

Először a mintavételezett  $e$  EKG-jel zajtalanítása történik, majd a kapott  $f$  jelben az R-csúcsok pozícióit tartalmazó  $r$  vektor kerül meghatározásra. Az egyes EKG-ütések izolálását ezek alapján egy adaptív ütészolátor végzi. Az izolált ütés fajtájának meghatározását  $c$  konstans mintaszámra való léptékezés után egy előrecsatolt, két rejtett réteget tartalmazó neurális hálózat valósítja meg. Az ütések szegmentálását az ütészajta ismeretében kiválasztott morfológiai elemzővel, az előzőekben izolált  $b$  EKG-ütés törtszakaszosan közelített  $(d, m)$  képe alapján kell elvégezni.



I-1. ábra: A kidolgozott hibrid EKG-szegmentáló rendszer felépítése

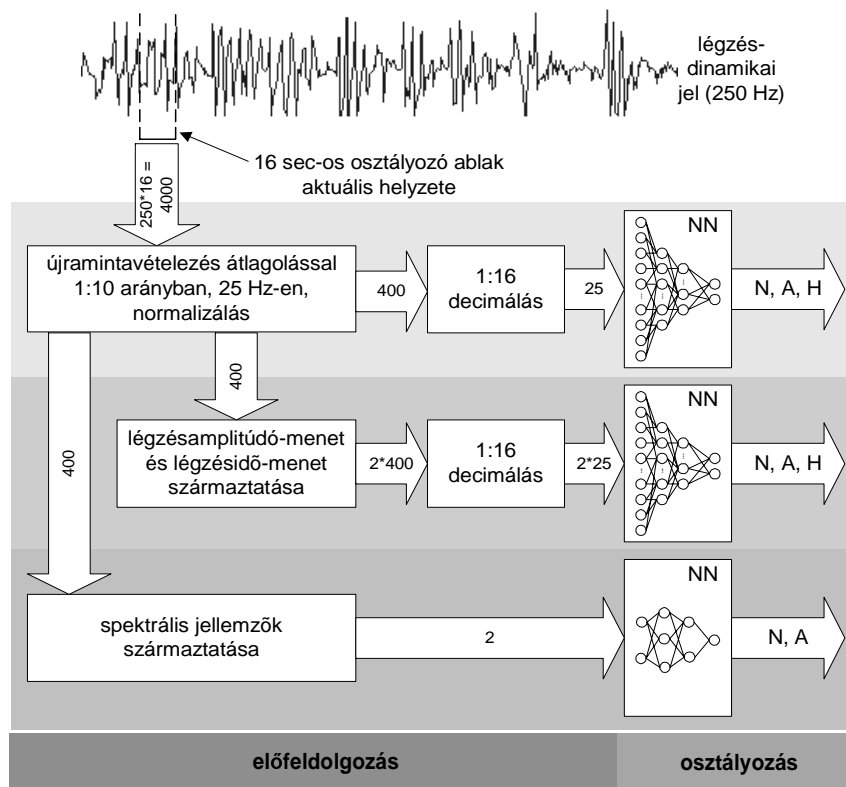
2. Az 1. tézispontban definiált rendszer megfelelően hatékony működésének biztosítására az alábbi új eljárásokat hoztam létre (vö I-1. ábra szürkített elemei):
- Kidolgoztam egy adaptív ütésizolátor algoritmust, mely a zajtalanított EKG-jelben az egyes EKG-ütésekhez tartozó  $b$  mintavételi pontok izolálását végzi, illetve ez alapján az ütésfajta felismerését végző neurális hálózat konstans mitaszámú  $c$  bemenetét állítja elő. Az ütésizolátor adaptivitása azáltal valósul meg, hogy az előzőleg szegmentált ütés  $p$  végpozícióját is figyelembe veszi.
  - Kidolgoztam egy PLA (*Piecewise Linear Approximation*) algoritmust, mely a  $b$  izolált üteskép törtszakaszos közelítését adja ( $d$  - szakaszvektor,  $m$  - meredekségvektor). Az algoritmus egy korábbi, más elrendezésben használt eljárás módosított változata (Vullings et al.), melyen a kitűzött célok érdekében az alábbi módosítások szükségesek:
    - a. Az egyes lineáris közelítő részzakaszok  $l$  hosszának növelésekor be kell vezetni a kísérletileg megállapított  $l_{min} = 10$  [ms] minimális lépéshosszt, ami a kellően gyors konvergenciát biztosítja.
    - b. A lineáris közelítés pontosságát jellemző  $\epsilon_{max}$  hibahatárként nem az egész izolált ütesképre vonatkozó approximációs hibát, hanem az egyes  $j$  darab lineáris közelítő részzakaszokra vonatkozó hibák közül a lehetséges legnagyobb értékűt kell tekinteni. A hibahatár ezen új definíciójával az algoritmus a zajos EKG-jelek kisebb hibájú közelítését biztosítja.
  - Kidolgoztam három új morfológiai szegmentáló algoritmust, melyek egy-egy alapvető EKG-ütésfajta (N, PVC, APC) szegmentálását végzik. A morfológiai szegmentálás az EKG-ütes törtszakaszosan közelített jellemzői ( $d, m$ ) alapján történik, és feladata valamennyi szegmensjellemző meghatározása, így: az egyes EKG-hullámok hossza, magassága, területe, illetve a karakterisztikus időintervallumok nagysága. Ezen szabályalapú szegmentáló algoritmusok működésének alapjául egy-egy végesállapot-automata szolgál. Az egyes állapotátmenetek az adott ütesfajtura jellemző morfológiai szegmensjellemzők fiziológiai határértékeinek vizsgálata alapján történnek. Ezen határértékeket *a priori* információk határozták meg: nagyszámú üteskép előzetes statisztikai elemzése és ezek (patho)fiziológiás jellemző értékének figyelembe vétele.

## II. téziscsoport

1. A légzési jelek eddigieknél hatékonyabb, on-line jellegű megfigyelésére kidolgoztam több különböző új, neurális hálózatot tartalmazó apnoe/hypopnoe detektort. A neurális hálózatok a légzésjelek előfeldolgozott idősorainak időablakonkénti osztályozását végezve megkülönböztetik a normál, az apnoés és a hypopnoés légzésformák bekövetkeztét. Megállapítottam, hogy a légzésjelek feldolgozásra a vizsgált hálótípusok közül (előrecsatolt, Elman, ANFIS) a két rejtett réteget tartalmazó előrecsatolt neurális hálózati struktúrák a legalkalmasabbak. Kísérleti úton meghatároztam az on-line feldolgozáshoz szükséges osztályozó időablak optimális méretét, mely mintegy 16 másodpercrek adódott. Megállapítottam, hogy az ablak szűkítése az osztályozás instabilitását okozza, míg az ablak tágítása a hálózatok taníthatóságát nehezíti és a felismerés sikerességét rontja.
2. Kidolgoztam három különböző eljárást az 1. tézispontban ismertetett, előrecsatolt neurális hálózatot tartalmazó osztályozó bemeneti jeleinek előállítására (vö. II-1. ábra):
  - a. az eredeti idősoros légzésdinamikai jel (nasalis légáram és/vagy hasi/mellkasi légzés) előző időablakbeli maximális amplitúdója szerinti adaptív normalizálása,
  - b. légzésamplitúdó-menet és légzésidő-menet görbék származtatása az adaptívan normalizált légzésdinamikai jelből új algoritmus alapján,
  - c. időablakonkénti alaphfrekvencia és energia meghatározása az adaptívan normalizált légzésdinamikai jelből rövid idejű Fourier-transzformáció segítségével.

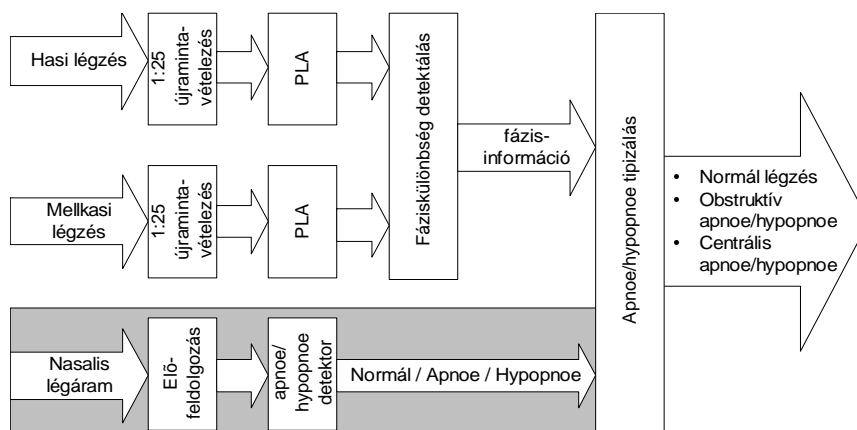
Kimutattam, hogy a b. pont szerint származtatott bemeneti jelek egyidejű neurális hálózatos osztályozásával érhető el a legnagyobb sikerességű (90% feletti) apnoe/hypopnoe felismerés. Megállapítottam, hogy ezen előfeldolgozott idősoros jelek a légzési folyamat dinamikáját az apnoe/hypopnoe detektáláshoz megfelelően karakterisztikusan, de ugyanakkor az eredeti hullámforma részleteitől mentesen, a páciens és a felhasznált mérés technika egyedi jellemzőitől függetlenül ábrázolják.

Megállapítottam, hogy a c. pont szerint meghatározott bemeneti jelek osztályozása csak a normál és az apnoés légzésminták megkülönböztetésére alkalmas hatékonyan.



II-1. ábra: A nasalis légáram jel vizsgálatát végző háromféle neurális hálózatos apnoe/hypopnoe detektor (N - normál légzés, H - hypopnoe, A - apnoe)

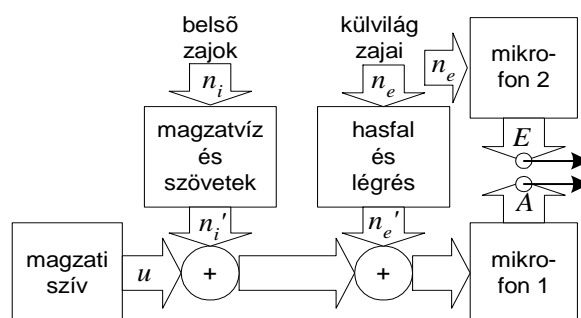
3. A hasi és mellkasi kitérések, mint két, egymással szorosan összefüggő légzésjel fázisa és a légúti ellenállás között egyértelmű összefüggést találtam. Létrehoztam a két légzésjel idősorainak elemzését végző új szabályalapú fázisdetektort, mely a légúti ellenállás megnövekedését (obstrukció) más ismeretes módszereknél hatékonyabban mutatja ki. A kapott obstrukció-detektor az 1. ill. 2.b. tézispontokban ismertetett neurális hálózatos apnoe/hypopnoe detektálási módszerrel összekapcsolva az obstruktív és centrális apnoék, illetve hypopnoék hatékony megkülönböztetését, azaz a differenciáldiagnosztikát végző rendszert hoztam létre (II-2. ábra).



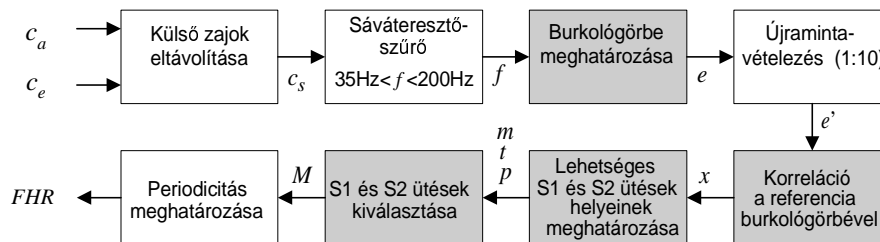
II-2. ábra: A létrehozott apnoe/hypopnoe detektáló és tipizáló rendszer felépítése (szürke háttérben az 1. ill. 2.b. tézispontok szerinti apnoe/hypopnoe detektor)

### III. téziscsoport

1. Létrehoztam egy új, kétsatornás magzati fonokardiográfás mérési módszert, mely a magzati szív működés teljesen non-invazív, akusztikus felvételét biztosítja. Az eddig ismeretes egysatornás felvétellel szemben a külső zajok hatékony eltávolításának alapjául az első csatorna a zajokkal terhelt hasznos jelet (magzati szívhangok), a második pedig csak magát a külső zajforrást rögzíti (külvilágba irányított mikrofon) (III-1. ábra).



III-1. ábra: A kidolgozott kétsatornás felvételi módszer blokkvázlata



III-2. ábra: A magzati fonokardiogram feldolgozására kidolgozott új jelfeldolgozási módszer blokkvázlata

2. A külső zajoknak a kétcsatornás felvétel hasznos jelcsatornájából történő eltávolítására létrehoztam egy új, Wavelet-transzformációt magában foglaló zajszűrő eljárást. Megállapítottam, hogy a kellő zajelnyomó képesség mindkét mérési csatorna 6.-rendű Coiflet-2 wavelettel történő dekompozíciójával és a kapott együtthatók csatornák közötti adaptív küszöbszintezésével biztosítható.  
A két csatorna jeleiből feldolgozási ablakonként kapott wavelet-együtthatókból rekonstruált jelben a külső zajok minden más vizsgált módszernél hatékonyabban kiküszöbölődtek.
3. Létrehoztam az S1 (szisztolés) és S2 (diasztolés) magzati szívütések előzetesen zajszűrő  $f$  akusztikus jelből történő meghatározását végző új módszert, mely a következő lépésekből áll (III-2. ábra szürkített elemei):

Először az  $f$  zajszűrő jel  $e$  burkológörbét kell képezni, majd ennek egy alkalmasan megválasztott referencia szívütés burkolójával történő keresztkorrelációját számítva a lehetséges S1 és S2 magzati szívütések kerülnek meghatározásra. Ezen eljárás alapjául az  $x$  keresztkorrelált jel lokális maximumhelyeinek meghatározása és ezek valószínűségi elemzése szolgál.

A tényleges S1 és S2 szívütések kiválasztására egy végesautomata alapú detektáló rendszert hoztam létre, mely részben a Kovács *et al.* által javasolt módszer továbbfejlesztett változata. A módszer újdonsága, hogy az egyes S1 és S2 ütések kiválasztásakor figyelembe veszi azok időviszonyaira, illetve nagyságukra vonatkozó fiziológiai információt is.



4. Kidolgoztam a magzati szívfrekvencia periodicitásának meghatározására alkalmas új algoritmust. Mivel a csak részben kiszűrhető belső zajforrások miatt nem mindegyik S1 és S2 ütés detektálható, ezért az új módszer lényege, hogy a periodicitás meghatározásához időablakonként vizsgálja az előzetesen felismert ütések szomszédossági viszonyát, valamint ezek időbeli eltérésének variabilitását.  
Vizsgálataim szerint a valós-idejű feldolgozás, illetve a kimeneti értékek stabilitása mintegy 3 másodperces időablak megválasztásával biztosítható.

## **Az új tudományos eredmények hasznosítása**

Közel ötéves doktoranduszi munkám során a BME IIT Orvosi Informatika Laboratóriumában résztvettem egy nyílt architektúrájú, szabványos alapú betegőrző mintarendszer kifejlesztésében és létrehozásában, majd ehhez kapcsolódóan három külön részterületen dolgoztam ki új módszereket a hosszútávon megfigyelt vitálparaméterek feldolgozására.

A létrehozott betegőrző mintarendszer - melyet értekezésem első fejezetében összefoglalóan bemutatok - olyan új mérnöki megoldásokat vonultat fel (szabványos ipari kommunikációs technológiák és hardverelemek alkalmazása, de facto szabványos szoftverinterfészek felhasználása), melyek utat mutatnak egy valóban nyílt, gyártófüggetlen klinikai betegőrző-rendszer kifejlesztéséhez. Az 1999 óta a BME IIT Orvosi Informatika Laboratóriumában üzemelő mintarendszer nemcsak a betegőrzés informatikai felépítését mutatja a Laboratórium hallgatói számára, hanem a felmerülő jelfeldolgozási problémák kutatását is biztosítja. Ennek megvalósítása előfeltétele volt nemcsak saját kutatásaim, de két doktorandusz-kollégám, valamint több diplomatervező és TDK-zó mérnökhallgató munkájához is.

A hibrid EKG-szegmentáló rendszer (I. téziscsoport) a betegőrző mintarendszerben került alkalmazásra, mint EKG-feldolgozási módszer. Az elkészült rendszer klinikai tesztelése a Szt. Rókus Kórház ambuláns kardiológiai betegellátása keretében a holter monitorok által készített 24 órás felvételek kiértékelésében folyik. További alkalmazásként a Budapesti MÁV Kórházzal van egy kardiológiai pilotprojekt indítása tervbe véve.

A légzésjelek feldolgozását végző apnoe/hypopnoe detektor (II. téziscsoport) szintén a betegőrző mintarendszerben került hasznosításra. Klinikai alkalmazásként jelenleg az Országos Korányi Pulmonológiai Intézet Alváslaboratóriumában végzett polysomnográf-felvételelemzés emelhető ki.

Kiemelném, hogy ebből a témából szakmai irányításom alatt a BME Villamosmérnöki és Informatikai Kar által szervezett TDK-n I. helyezés, illetve Országos TDK-n II. helyezés született (Bongár Szabolcs dolgozata).

A magzati szívfrekvencia fonokardiográfiás meghatározására készült mérőrendszer (III. téziscsoport) hasznosítása jelenleg az Erlangen-Nürnbergi Egyetem Nőgyógyászati Klinikájának és egy német (evosoft Tele Care), illetve egy svájci (Steinel) orvostechikai eszközök gyártó cég együttműködésében folyik, tíz darab prototípus készülék klinikai tesztelése keretében.

Az elért új tudományos eredmények hasznosulása folyamatos, hiszen a számos rangos nemzetközi és hazai szakmai fórumon bemutatott új módszerek mindig nagy érdeklődést váltanak ki.

Valamennyi ismertetésre került módszer az egyetemi oktatás keretében is hasznosult (BME VIK Orvosinformatikai mellékszakirányán, illetve a BME-SOTE-ÁOTE közös Orvosbiológiai Mérnökképzésén). Eredményeim tantárgyak tematikájában (Orvosi informatika, illetve Műszaki és biológiai rendszerek elmélete), és általam összeállított laboratóriumi mérési segédlet formájában (Polysomnográfias felvételek feldolgozása) is folyamatosan felhasználásra kerülnek.

Külön köszönetem szeretném ezúton is kifejezni, hogy számos alapítványi támogatás és ösztöndíj alapvetően segítette munkámat, így az: INCO Copernicus 960161, OTKA T029830, FKFP 301/1999, FKFP 200/2001, valamint az Erlangen-Nürnbergi Egyetem kutatói ösztöndíja 2000/2001-ben.

## **Az értekezés témakörében készült tudományos közlemények**

### **Folyóirat cikkek**

- [1] **Várady P.**, Benyó B.: *Nyílt architektúrájú beteg-felügyeleti rendszerek: Architektúra és jelinterpretáció.* Kórház és Orvostechnika, ORKI, Vol. 38. No. 2., pp. 41-46., 2000.
- [2] **P. Várady**, B. Benyó, Z. Benyó: *An Open Architecture Patient Monitoring System Using Standard Technologies.* IEEE Transactions on Information Technology in Medicine, Vol 6. No 1., pp. 95-98., 2002.

- [3] **P. Várady**, Z. Benyó, T. Micsik, Gy. Moser: *A Hybrid On-Line ECG Segmenting System For Long-Term Monitoring*. Acta Physiologica Hungarica, Vol. 87. No. 3., pp. 217-240., 2000.
- [4] **P. Várady**, T. Micsik, S. Benedek, Z. Benyó: *A Novel Method for the Detection of Apnea and Hypopnea Events in Respiration Signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, végleges kézirat publikálásra elfogadva 2002 április.
- [5] **Várady P.**, L. Wildt: *Magzati fonokardiográfia új megközelítésben*. Orvosi Hetilap, Vol. 142. No. 36., pp. 1971-1976., 2001.
- [6] **P. Várady**, Sz. Bongár, Z. Benyó: *Detection and Classification of Sleep Apnea by Using the Phase Relation of Respiration Signals*. IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement, kézirat benyújtva 2001 május.

#### **Konferencia közlemények**

- [7] **P. Várady**: *Distributed Communication in Biomedical Applications*. Proc. of Symposium Fieldbus Technology and Applications, IEEE Hungarian Section, pp. 39-44., Budapest, 1998.
- [8] **P. Várady**: *Interfacing Medical Equipment to the Profibus DP Industry Standard Fieldbus*. Proc. Conf. Latest Results Inf. Techn., IEEE Hungarian Section and Technical University of Budapest, pp. 110-116., Budapest, 1998.
- [9] **P. Várady**: *Design Aspects of Modern Open Architecture Patient Monitoring Systems*. Proc. Joint Conf. BMES-IEEE EMBS, Atlanta, p. 705, 1999.
- [10] Z. Benyó, B. Benyó, **P. Várady**: *Patient Monitoring on Industry Standard Fieldbus*. Proc. Joint Conf. BMES-IEEE EMBS, Atlanta, p. 704, 1999.
- [11] **Várady Péter**: *Nyílt architektúrájú betegfelügyeleti rendszerek*. BUDAMED '99 Nemzetközi Orvostechnikai Konferencia előadáskivonatai, pp. 117-120., Budapest, 1999.
- [12] **P. Várady**, L. Szilágyi, L. Nagy: *On-line Detection of Sleep Apnea During Critical Care Monitoring*. Proc. World Congress 2000 on Medical Physics and Biomedical Engineering, paper ID: TU-FXH-115, Chicago, 2000.
- [13] B. Benyó, **P. Várady**, A. Szlávecz, Z. Benyó: *Application of Industrial Communication Standards for the Implementation of Medical*

*Information Systems. Proc. of 5th IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems (INES2001), pp. 463-468., Helsinki, 2001.*

- [14] **P. Várady**, Sz. Bongár: *Detection of Airway Obstruction and Sleep Apnea by Analyzing the Phase Relation of Respiration Movement Signals.* Proc. IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference IMTC2001., Vol. 1., pp. 185-190., Budapest, 2001.
- [15] **P. Várady**, I. Gross, M. L. Chouk, A. Hein: *Analysis of the Fetal Heart Activity by the Means of Phonocardiography.* Proc. IFAC Conference Telematics and Application, TA2001, pp. 41-46., Weingarten, 2001.
- [16] **P. Várady**: *Wavelet-Based Adaptive Denoising of Phonocardiographic Records.* 23th Annual Int. Conf. of IEEE EMBS, Paper ID: 301., Istanbul, 2001.

#### **Egyéb közlemények**

- [17] L. Czinege, B. Benyó, **P. Várady**, S. M. Szilágyi: *A Demonstration System of Bedside Medical Communication. Specification.* Inco Copernicus No. 960161, TRAFICC, Del. 3., Technical University of Budapest, 1997.
- [18] **Várady Péter**: *Intenzív beteg-felügyeleti rendszer szabványos kommunikációs hálózaton,* Magyar Mérnökök és Építészek Világtalálkozója, Székesfehérvár, 1998.
- [19] **P. Várady**, B. Benyó: *A Demonstration System of Bedside Medical Communication. System Design and Implementation.* Inco Cop. No. 960161, TRAFICC, Del. 4., Budapest University of Technology and Economics, 1998.
- [20] Z. Benyó, S. M. Szilágyi, **P. Várady**, B. Benyó, L. Szilágyi: *Research Activity of the Biomedical Engineering Laboratory at TUB,* Research News Vol. 1., pp. 8-13., Technical University of Budapest, 1999.
- [21] **P. Várady**: *A Demonstration System of Bedside Medical Communication. Test Report.* Inco Copernicus No. 960161, TRAFICC, Del. 5., Budapest University of Technology and Economics, 1999.
- [22] **Várady Péter**: *Polysomnográfias jelek feldolgozása.* Mérési segédlet. BME VIK Orvoinformatikai szakirány és BME-SOTE-ÁOTE Orvosbiológiai Mérnökképzés, 2000.