

TDK dolgozat

Zieger Flóra

Földi Sándor

Pulzusdiagnosztika 3D tapintószenzorokkal



Zieger Flóra, molekuláris bionika mérnöki BSc, 4. évfolyam
Földi Sándor, info-bionika mérnöki MSc, 2. évfolyam

TDK dolgozat

Konzulensek:

Dr. Cserey György, egyetemi docens

Dr. Sótonyi Péter, egyetemi docens

Információs Technológiai és Bionikai Kar
Pázmány Péter Katolikus Egyetem

Budapest, 2013

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	1
2. Elméleti háttér	3
2.1. Anatómiai és fiziológiai háttér	3
2.1.1. A szív	3
2.1.2. Erek	6
2.1.3. A pulzusdiagnosztikai és hemodinamikai alapelvek	8
2.2. Pulzusdiagnosztikai alapok	8
2.2.1. Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztika	8
2.2.2. Automatizált pulzusdiagnosztika	11
2.3. Jelfeldolgozási alapok	13
2.4. Jellegzők keresése, kiválasztása	15
2.5. Pulzus jelek osztályozása	17
2.6. 3D tapintószenzor	18
3. Tervezés	20
3.1. A mérési környezet, eljárás megtervezése	20
3.2. A méréseket rögzítő adatbázis felépítése	21
3.3. A jelfeldolgozást végző program	22
3.4. Jellegzők kiválasztása	24
3.5. Jelek osztályozása	27
3.6. Jelfeldolgozóhoz grafikus felület készítése	28
3.7. A validáló mérés megtervezése	28
4. Eredmények	31
4.1. Validáló mérés	31
4.2. Néhány példa az irodalomban bemutatott jelek megjelenésére	33
4.3. Példa a jelfeldolgozó program működésére	35
4.4. Adatbázis összefoglalása	37
4.5. Csoportosítás az adatbázis segítségével	41
4.6. Klaszterezés segítségével kapott csoportok	46

5. Eredmények értékelése, összefoglalás	51
5.1. A megvalósított mérési környezet értékelése, mérési tapasztalatok	52
5.2. A validáló mérés értékelése	52
5.3. Gyakori pulzus karakterisztikák	53
5.4. A jelfeldolgozó program értékelése	53
5.5. A kontroll csoport statisztikai értékelése	53
5.6. Az adatbázis segítségével megvalósított csoportokból levonható következtetések	54
5.7. A klaszterezéssel nyert csoportokból levonható következtetések	55
5.8. Összefoglalás	56
6. Jövőbeli tervek	58
Köszönetnyilvánítás	60
Referenciák	61

1. fejezet

Bevezetés

Az orvosi diagnosztikai eszközök a technológia fejlődésével egyre pontosabbá válnak, segítségükkel egyre biztosabban meg tudnak állapítani betegségeket. Különösen népszerűek a non-invazív eszközök, melyek, az invazív megoldásokhoz képest, biztonságosabb, a beteg számára is kisebb kellemetlenséggel járó vizsgálatot tesznek lehetővé. Azonban ezen berendezések sokszor káros mellékhatással járhatnak (például CT berendezés esetén káros sugárzás) és általában rendkívül drágák is. Így egyre nagyobb az igény mellékhatásoktól mentes, olcsó, non-invazív eszközök iránt. Nem elhanyagolható szempont a hordozhatóság sem, a 24 órás kórházon kívüli monitorozás lehetősége, mely sokkal teljesebb képet ad a beteg állapotáról, mint egy rövid, pár perces vizsgálat, vagy egy egésznapos kórházi ágyon végzett monitorozás. Ugyanakkor utóbbi non-invazív eszköz segítségével történő megvalósítása is egy fontos feladat. Jelen dolgozat ezen kihívásokra választ adó pulzusdiagnosztikai eszköz fejlesztésének első lépéseiről szól.

A pulzusdiagnosztika alapelve, hogy az érhálózat kapcsolatban áll minden belső szervünkkel, így azokról információt hordoz. Ez az információ olvasható ki a pulzushullám terjedéséből, a pulzus karakterisztikából. Ezt a pulzus hullámot elsősorban a radiális artérián szokták mérni. Az eljárás segítségével megállapíthatók bizonyos szív- és érrendszeri, valamint belső szervi betegségek, azaz egy vizsgálat segítségével több betegségre is fény derülhet. Emellett segítséget nyújthat a kezelés hatékonyságának megítélésében, valamint a betegség súlyosságának megállapításában. Például ha valakinek időben diagnosztizálják a magas vérnyomásos betegségét és jól kezelik akkor a pulzus karakterisztikája lehet egészséges, amennyiben még nem történt elváltozás az érben. A pulzusdiagnosztika alapjai a Tradicionális Kínai Orvoslásban kerültek leírásra. A felsorolt előnyök mellett azonban a Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztikának vannak nehézségei, korlátai is. Ilyen például, hogy nehezen tanulható, rengeteg gyakorlatot igényel, illetve szubjektív, nagyban függ a diagnózis pontossága az adott orvos képzettségétől, aktuális koncentrációs állapotától. Épp ezért támadt igény a teljesen objektív, digitalizált pulzusdiagnosztikai rendszer létrehozására.

Dolgozatunkban egy pulzusdiagnosztikai rendszer kialakításának első lépéseit mutatjuk be. A rendszer alapját a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és Bionikai Karán fejlesztett 3D tapintószensor szolgáltatja, melynek segítségével non-invazív, fájdalom- és mellékhatásmentes módon rögzíthető a csuklón a radiális artérián terjedő pulzushullám. A

munkánkhoz szükséges szenzort és az ahhoz tartozó kiolvasó szoftvert az Optoforce Kft. biztosította számunkra, mely egy egyetemünkön kifejlesztett technológián alapított spin-off cég. Méréseinket és a későbbi adatfeldolgozást a 186/2013 számú TUKEB engedéllyel végeztük, melyhez az intézményi hozzájárulást a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és Bionikai Kara, valamint a Semmelweis Egyetem Városmajori Szív- és Érgyógyászati Klinikája biztosította. Fő célunk, az előbb említett szenzor segítségével, megvalósítani egy hardver-szoftver eszközt, mely a betegdiagnosztikában alkalmazható és non-invazív módon képes információt kinyerni és kiértékelni. Dolgozatunkban bemutatjuk ennek egy kezdeti fázisban levő prototípusát, illetve azt, hogy az alkalmazott szenzor megfelelő érzékenységgel rendelkezik ahhoz, hogy egy ilyen rendszer alapját képezze. Utóbbi bizonyítására végeztünk egy összehasonlító validáló mérést. Továbbá belekezdünk egy összetett mérésorozatba, mely során egészséges és beteg mintákat rögzítünk. Az itt gyűjtött jelek alapjául szolgálhatnak egy későbbi osztályozó rendszer kialakításának. Ezáltal szeretnénk megvalósítani egy automatikus diagnózis meghozatalára képes hardver-szoftver rendszert.

Dolgozatunkban bemutatjuk az Optoforce 3D tapintószenzor segítségével kialakított mérési környezetünket, a mért jelek feldolgozásáért felelős program tervezését, megvalósítását. Ismertetjük a 175 alany részvételével megvalósított méréseink eredményét, az azokból levonható következtetéseket. Kitérünk a rendszerben rejlő lehetőségekre, jövőbeli fejlesztési terveinkre. Mindezt a következő struktúra szerint felépítve tesszük: a második fejezetben bemutatjuk a dolgozatunk témakörébe tartozó elméleti háttérrel, az anatómiai, fiziológiai alapokat, a pulzusdiagnosztika alapjait, röviden kitérve néhány eddigi megvalósításra, a pulzusjelek feldolgozásához alkalmazott technikákat, a diagnózis felállításához szükséges lépéseket, mint a jellemző keresés, osztályozás illetve röviden bemutatjuk az Optoforce 3D tapintószenzort. A harmadik fejezet részletesen leírja a tervezés menetét, a mérési környezet kialakításától, a jelfeldolgozó szoftveren, és a mérési adatokat rögzítő adatbázis felépítésén át, a validáló mérés megtervezéséig. A negyedik fejezet mutatja be az eredményeinket, míg az ötödik fejezetben értékeljük azokat, és foglaljuk össze a dolgozatunkat. Végül a hatodik fejezet kitekintést ad a jövőbeli terveinkről, a fejlesztés lehetséges irányairól.

2. fejezet

Elméleti háttér

Ezen fejezet betekintést nyújt dolgozatunk témájának háttérébe, bemutatva a biológiai és jel-feldolgozási alapokat, és a méréseinkhez használt 3D tapintószenzort.

2.1. Anatómiai és fiziológiai háttér

A pulzusdiagnosztika háttérének megértéséhez elengedhetetlen az anatómiai és fiziológiai viszonyok részletes vizsgálata. A Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztika elmélete szerint az érrendszer kapcsolatban áll a test összes szervével és ezek állapotáról a radiális artérián mérhető pulzus karakterisztikája ad visszacsatolást.

2.1.1. A szív

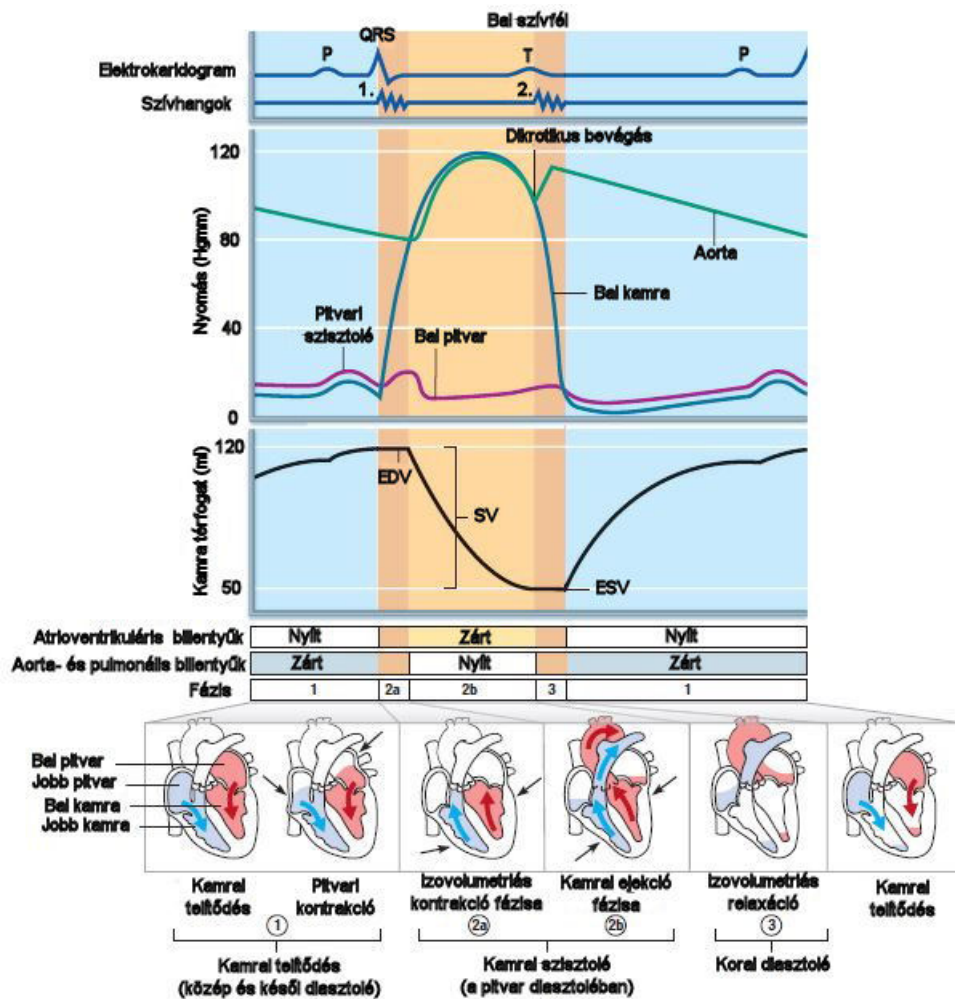
Az érrendszerben zajló folyamatok és hatások kapcsán említést kell tennünk a szívről és annak funkcióiról. A szív áll az érrendszer középpontjában, a vérkeringés mozgó rugója, amely egy szívó-pumpáló egységként működik. A szív felépítését tekintve kettéosztott, mindkét szívfélnek van egy pitvara és egy kamrája. A jobb szívfél hajtja a kisvérkört (jobb pitvar, jobb kamra, tüdőartériák, tüdőkapillárisok, tüdővéna, bal pitvar), a bal szívfél a nagyvérkört (bal pitvar, bal kamra, aorta, szervek kapillárisai, vénák, jobb pitvar) [1]. A kamrák és pitvarok felépítése utal funkciójukra. A kamrák fala vastagabb, mint a pitvaroké, erre azért van szükség, mert a kamrák a test szervei felé pumpálják a vért, míg a pitvaroknak csak a szomszédos kamrákba kell eljuttatniuk a vért. A kamrák között is megfigyelhető egy vastagságbeli differenciálódás. A bal kamrának kell a távolabbi szervek felé pumpálni a vért, ehhez nagyobb nyomás kialakítására van szükség, melyet a vastagabb izomréteg biztosít. A szívet több réteg alkotja: szívburok (kétrétegű savós hám), epicardium (külső réteg), myocardium (legvastagabb rész, szívizom alkotja) és endocardium (hám réteg, az erek belső rétegében folytatódik). A szívizom rostok összehúzódása biztosítja az élet fenntartásához szükséges szívverést [2].

A szív feladata, hogy a szerveket egyenletesen és megfelelő mennyiségben lássa el vérrel. A szállítási funkciót az erek látják el. Szükség van egy olyan rendszerre, amely biztosítja, hogy a véráramlás egyirányú legyen. Ehhez nyújtanak segítséget a billentyűk. Két típusát különböz-

tethetjük meg: atrioventricularis (pitvar-kamra határon) és semilunaris billentyűk (nagy erek és kamrák között). A zárt illetve nyitott állapotukat a rájuk ható nyomás határozza meg [3].

A szív működését a szívciklus tanulmányozása során érthetjük meg mélyebben. A pulzusdiagnosztika szempontjából különösen fontos a hemodinamikai viszonyok vizsgálata.

A szívciklus a szisztolé (összehúzódás) és diasztolé (elernyedés) alternálása. Egy szívverés során a pitvari szisztolé és diasztolé szakaszt a kamrai szisztolé és diasztolé követi. Alapvetően három fő szakaszt különíthetünk el, a kamrai telítődést, a kamrai szisztolét és a korai diasztolét.



2.1. ábra. Hemodinamikai viszonyok a bal szívfélben [3]

Kiindulási pontnak a pitvari, kamrai diasztolé szakaszt vehetjük. Ahogy azt a 2.1. ábra jól szemlélteti, ekkor a szívben alacsony nyomás figyelhető meg. A keringésből visszaáramló vér a pitvarba áramlik és az atrioventricularis billentyűk nyitott állapota biztosítja, hogy továbbjusson a kamrába. A kamrai telítődés kb. 80%-a történik ebben a szakaszban. Ezután következik be a pitvari szisztolé. Depolarizáció hatására (EKG P-hullám 2.1. ábra) a pitvar összehúzódik, amely hirtelen nyomásemelkedést idéz elő (2.1. ábra) és a vér a kamrába áramlik (kamrai telítődés maradék 20%-a). Ebben a szakaszban zajlik a kamra végdiasztolája, ekkor éri el a kamrai vértérfogat a maximumot (EDV (End-Diastolic Volume) - végdiasztolé térfogat), mely

a 2.1. ábra alsó részén figyelhető meg. A pitvarok elernyedésével és a kamrák összehúzódásával (QRS-komplex 2.1. ábra) ér véget ez a szakasz [3].

A kamrák szisztolé szakasza alatt a pitvarok nyugalmi helyzetben maradnak. A kamrában keletkező élesen emelkedő nagy nyomás hatására az atrioventricularis billentyűk bezáródnak (1. szívhang). A kamrai szisztolé első szakaszát, mely esetén a kamrákban állandó térfogatú vér marad, mindkét billentyű zárt, a nyomás egyre emelkedik izovolumetriás kontrakciónak nevezzük. A kamrai nyomás addig emelkedik, amíg meg nem haladja az artériás nyomást, ekkor kinyílnak a semilunaris billentyűk ezzel véget ér a izovolumetriás kontrakció szakasza és elkezdődik a kamrai ejekció, mely során a vér az artériákba áramlik [3].

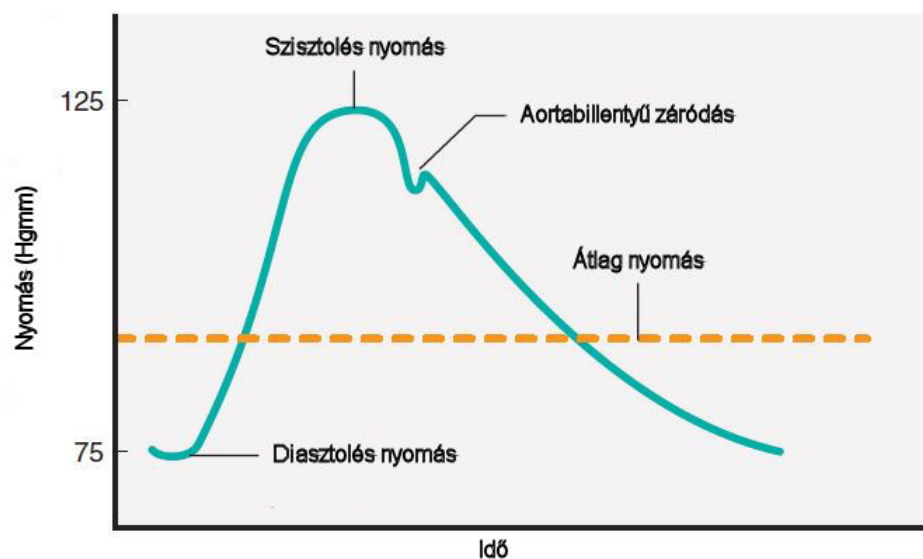
A diasztolé első szakasza alatt (izovolumetriás diasztolé) a kamrák falai elernyednek (T hullám hatása) a nyomás meredeken csökken és a semilunaris billentyűk bezáródnak (2. szívhang). A kamrákból nem teljesen ürül ki a vér, a bent maradt vért a végszisztolés térfogatnak nevezzük (ESV (End-Systolic Volume) 2.1. ábra). Az aorta billentyűk záródásának hatására a visszaáramló vér visszaverődése megemeli kissé az artériás nyomást, ezt a pontot incizúrának nevezzük (dikrotikus bevágás, 2.1. ábra) a nyomás görbén [3]. Ez a pulzusgörbén is jól látható, hiszen a pulzusdiagnosztika során az artériás vérnyomásgörbét rögzítjük.

A kamrai szisztolé alatt a pitvarok folyamatosan telítődnek vérrel és a pitvari nyomás emelkedik. Ha a pitvari nyomás meghaladja a kamrait akkor kinyílnak az atrioventricularis billentyűk és kezdődik előlről a ciklus [3].

Néhány fontos mérőszámot meg kell említeni a szív működése kapcsán. A perctérfogat (CO - Cardiac Output) az a vérmennyiség, melyet egy perc alatt a kamra kipumpál. A verőtérfogat (egy szívverés során kipumpált vér mennyisége) és a szívfrekvencia szorzata adja ki ezt az értéket. A verőtérfogat (SV-Stroke Volume) a végdiasztolés térfogat és a végszisztolés térfogat különbségeként adódik. A kamrai pumpafunkciót befolyásolja a preload (előterhelés), mely az összehúzódás előtt a szívizomsejtek feszítettségének mértékét adja meg. Minél nagyobb a preload annál nagyobb a verőtérfogat. A verőtérfogat másik tényezője a kontraktilitás, mely adott izom hossz esetén az összehúzódási erőt definiálja. Az utóterhelés az a nyomás érték, melyet a kamrának kell legyőznie ahhoz, hogy kipumpálja a vért az artériába. Egészséges emberek esetén ez nem fő meghatározója a verőtérfogatnak, mert viszonylag állandó [3, 4].

Fontos kiemelni az artériás vérnyomás külön tanulmányozását, mivel a pulzusgörbét jelentősen ez határozza meg. Az artériás vérnyomás két tényezőre utal: a szívhez közeli artériák mennyire tudnak kitágulni és mennyi vér tud bennük tárolódni.

A bal kamra összehúzódásának következtében a vér az aortába jut, az elastikus ér kinyúlik és az artériás nyomás eléri a maximumát (2.2. ábra). Ezt nevezzük szisztolés nyomásnak (120 Hgmm). A diasztolé alatt a semilunaris billentyűk bezárnak, megakadályozva a vér visszaáramlását (ekkor alakul ki a korábban már említett, dikrotikus bevágás 2.2. ábra). Az aorta fala visszahúzódik és elegendő nyomást fenntartva segíti a vér áramlását a kisebb erekbe. Itt csökken le az artériás nyomás érték a legkisebbre (70-80 Hgmm). A rugalmas artériák mintegy nyomás tározóként működnek, kisegítő pumpaként fenntartják a keringést a diasztolé szakaszában, amikor a szív „pihen”. A szisztolé és diasztolé nyomás különbsége adja a pulzus nyomást.



2.2. ábra. Artériás nyomás görbe [4]

Ez egy lüktető pulzálásként jelenik meg, ahogy az erek kitágulnak a szisztolé alatt. A tágulás és összehúzódás váltakozása érezhető pulzusként az artériák úgynevezett pulzuspontjain. A legjellegzetesebb ilyen pontok a radiális artéria (a pulzusdiagnosztikai mérés is itt történik) és a carotid arteria [2]. A nagyobb verőtérfogat és gyorsabb vérkilökődés megnöveli a pulzus nyomást. Az érlemeszedés pedig krónikusan megemeli, mert az elasztikus artéria kevésbé lesz rugalmas. Mivel az artériás nyomás ingadozik fel-le minden szívverésnél, ezért fontos egy közel állandó érték definiálása, az átlagos artériás középnyomás (MAP- Mean Arterial Pressure). A diasztolé általában hosszabb ideig tart, ezért az átlagos artériás középnyomás nem a szisztolés és diasztolés vérnyomásérték között félúton helyezkedik el, hanem a következő módon írható le: $\frac{2}{3}$ diasztolés nyomás + $\frac{1}{3}$ szisztolés nyomás [3, 5].

2.1.2. Erek

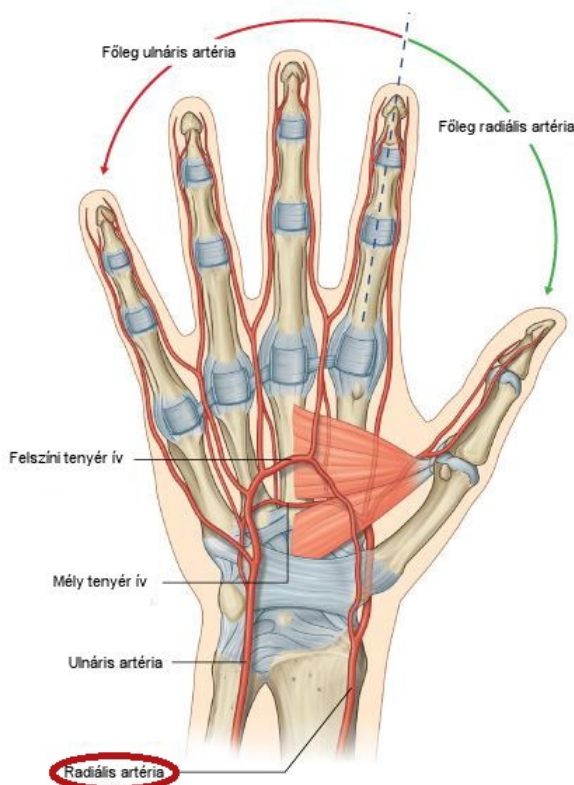
Az erek szállító feladatot látnak el a szervezetben, kapcsolatban állnak minden szervvel és biztosítják a kommunikációt a sejtek között. A pulzusdiagnosztika az érrendszer komplex működését használja fel a szervezet állapotának felméréséhez.

Alapvetően az erek három nagy csoportját különböztethetjük meg: artériák, vénák, kapillárisok. Felépítésüket tekintve három réteg alkotja őket: intima, media, adventitia. Az intima egyrétegű endothelrétegből, kötőszövetből és elasztikus membránból áll. Főleg anyag-, folyadék- és gázcsere szolgál. A media főként simaizomból és elasztikus rostból áll, ez túlnyomórészt a hemodinamikáért felel. Az adventitia az elnyúló sejteket és rostból álló szövetet tartalmaz, összeköti az ereket a környezettel. Az artériákban a media és az adventitia határán elasztikus membrán található [3, 6].

Az erek felépítése utal funkciójukra. A vénák általában vékonyabbak, mint az artériák. Ezek szállítják az „elhasznált” vért a test felől a szívbe. A vénákban a simaizom sejtek (media)

kevés számban fordulnak elő. A külső réteg ugyanakkor vastagabb, amely kollagén rostokat és elasztikus hálózatokat tartalmaz, ennek a nagy lumennek köszönhetően nagy vérmennyiséget képes tárolni. A vénákban elhelyezkedő billentyűk biztosítják a vér egyirányú folyását. A kapillárisok biztosítják az anyagcserét a vér és a szövetek között, ennél fogva nagyon vékonyak, egyetlen endothel rétegből állnak és hálózatot alkotnak [3, 6].

Az artériák a szívből szállítják a vért a test felé. Alapvetően három nagy csoportját különböztethetjük meg: elasztikus artériák, muscularis artériák, arteriolák. Az elasztikus artériák a legnagyobb átmérőjű artériák, de az érfaluk viszonylag vékony. Ezeket az artériákat elasztikus laminák határozzák meg. Fontos funkciót töltenek be, segítenek továbbhajtani a vért míg a kamrák „pihennek”. Könnyen megnyúlnak és a rugalmas rostok tárolják a potenciális energiát (nyomás tározó) és összehúzódásukkal kinetikus energiává alakítják, így a vér tovább tud mozogni a muscularis artériák felé. „Vezető” artériáknak is szokták őket nevezni. A muscularis artériák több simaizomsejtet tartalmaznak és kevesebb elasztikus rostot. Képesek nagyobb érszűkültre és tágulásra ezzel befolyásolva a vér sebességét. Mivel az izmos artériák elágaznak és elszállítják a vért mindegyik szervhez „elosztó” artériának is szokták nevezni. A képességet, hogy az izom összehúzódik és fenntartja ezt a részleges összehúzódást az erek tónusának hívjuk, ez biztosítja a hatékony véráramlást [6]. Itt kell megemlíteni a radiális artériát (2.3. ábra), ahol a pulzusdiagnosztikai mérések zajlanak.



2.3. ábra. Radiális artéria [7]

Az kis artériákat arterioláknak nevezzük. Fontos szerepük, hogy a vért az artériákból a kapillárisokba szállítsák a rezisztencia szabályozásával. Rezisztencia ereknek hívjuk őket emiatt.

Az érben a rezisztencia a vér és az ér belső fala közti súrlódásból adódik. Amikor az ér átmérője kisebb, nagyobb a súrlódás, ezért nagyobb lesz a rezisztencia.

2.1.3. A pulzusdiagnosztikai és hemodinamikai alapelvek

A pulzusdiagnosztika anatómiai, fiziológiai háttere nem teljesen feltárt. Orvosilag nem bizonyítottak az egyes karakterisztikák megjelenésének okai. A pulzusdiagnosztika mélyebb megértéséhez főként a hemodinamikai viszonyok vizsgálatával foglalkoztak. A [8] cikk foglalkozik a különböző görbék hemodinamikai hátterének megismerésével. A pulzushullám a szív dobogásának hatására az erekben keletkező kerületi és tengelyirányú mozgás által jön létre. Egyik fontos paraméter a pulzus görbe esetén az artéria merevsége, melyet a pulzushullám terjedési sebességével (PWV - Pulse Wave Velocity) tudunk leírni. Az artéria merevség felgyorsítja a bal kamrai ejekciós nyomáshullám terjedését, ezáltal a visszavert nyomáshullám visszatérése a bal kamrába hamarabb történik meg. A pulzushullám terjedési sebessége és a hullám reflexió befolyásolja a pulzusgörbe kontúrját. A szívtől induló hullám az elágazásoknál (bifurkáció) és a perifériáknál visszaverődik. Ezek a kis visszavert hullámok visszaérnek a szívhez, összegződve kialakítják a visszavert hullámot, ami még a szisztolé lezajlása előtt elkezdődik [9]. A visszaverődés pontos számszerűsítésének meghatározásához szükségünk van arra, hogy a nyomáshullámot előre és hátrahaladó komponensekre bontsuk. Ezek aránya adja meg a reflexió nagyságát. Különböző betegségek esetén (magasvérnyomás, érelmeszesedés) az érfal merevebbé válik, és a fent említettek következtében ez okoz változást a pulzus görbe lefutásában (a visszavert hullám előbb érkezik meg a szisztolé alatt) [9].

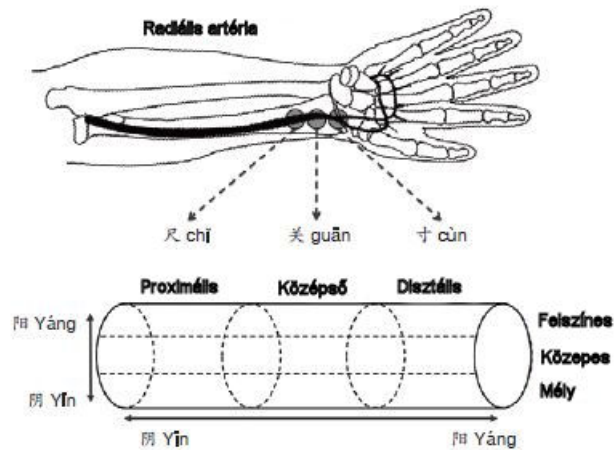
2.2. Pulzusdiagnosztikai alapok

A radiális artérián mérhető pulzusgörbe vizsgálata régi múltra tekint vissza, egyes kultúrák esetén akár 1000 éves. Európában is többen foglalkoztak ezzel és különböző eszközöket hoztak létre (pl. tanulmányok a magasvérnyomásos betegség vizsgálatáról a radiális artérián mért pulzusgörbe alapján már a 19. században készültek) [9]. A 21. századi modern orvoslásban azonban még nem használnak egy ilyen célra kifejlesztett eszközt széles körben. A Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztika (TKP) a legelterjedtebb megvalósítása a tradicionális pulzusdiagnosztikának.

2.2.1. Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztika

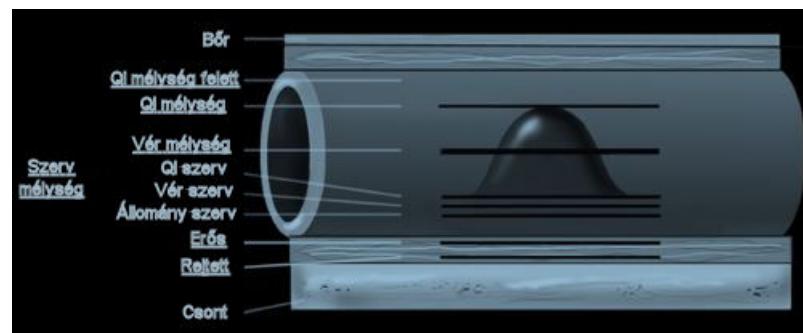
A TKP 2000 éves múltra tekint vissza. Az alapja, hogy az érrendszer kapcsolatban áll az összes szervünkkel és a radiális artérián mérhető pulzus görbe karakterisztikája visszajelzést ad állapotukról. A non-invazív vizsgálat három pontban történik (cun, guan, chi, lásd 2.4. ábra), melyek különböző szervekhez kapcsolódnak [10].

A TKP során a képzett orvos kézzel tapintja ki a pulzust, ehhez nagy gyakorlatra van szüksége. Különböző módszereket használnak attól függően, hogy hány pontban, milyen erősséggel és milyen pulzus tulajdonságok alapján történik a vizsgálat. A kitapintott pulzus „mélysége”



2.4. ábra. Pulzus pontok [10]

szerint elméletben nyolc szintet, a gyakorlatban azonban általában csak három szintet különböztetnek meg (qi, vér, szerv, lásd 2.5. ábra), de van olyan módszer ami csak egy szinttel dolgozik [11].



2.5. ábra. Pulzus mélység szintek [12]

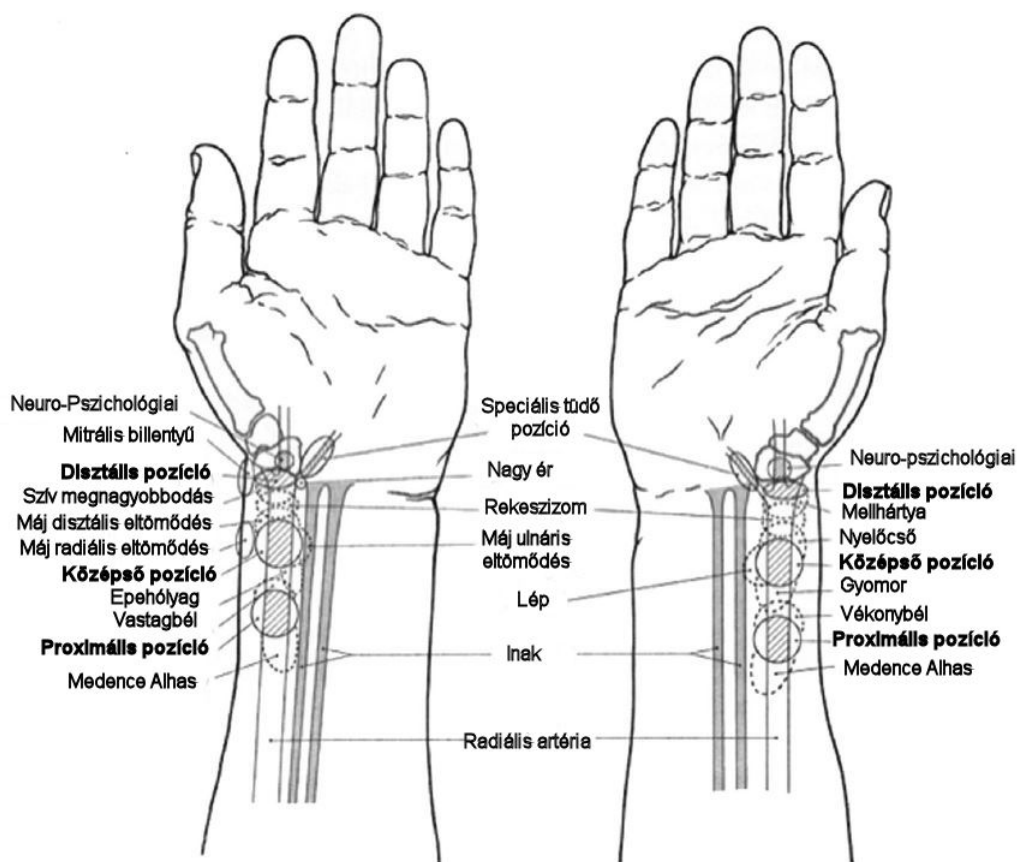
Ahogy azt az elnevezések is mutatják, az egyes „mélységek” az anyagcsere folyamatok, a vér és szervek állapotáról adnak információt. A pozíció alapján két módszer között tehetünk különbséget: a tradicionális három pontos és az egy pontban (guan) végzett vizsgálat. A korábban említett cun, guan és chi pontok különböző szervekhez kapcsolhatóak, melyet 2.1. táblázat foglal össze [11].

2.1. táblázat. Pulzus pontokhoz tartozó szervek [11]

Bal kéz	Pozíció	Jobb kéz
Szív	Disztális (cun)	Tüdő
Máj	Középső (guan)	Gyomor és lép
Vese (Ying)	Proximális (chi)	Vese (Yang)

A Tradicionális módszernek egy továbbfejlesztett változata a Modern Kínai Pulzusdiag-

nosztika, mely nem csak a három pontot (cun, guan, chi) használja fel, hanem huszonkettő kiegészítő pozíciót különböztet meg (2.6. ábra), mely már jóval szélesebb spektrumban képes a szervezet állapotának felmérésére [11].



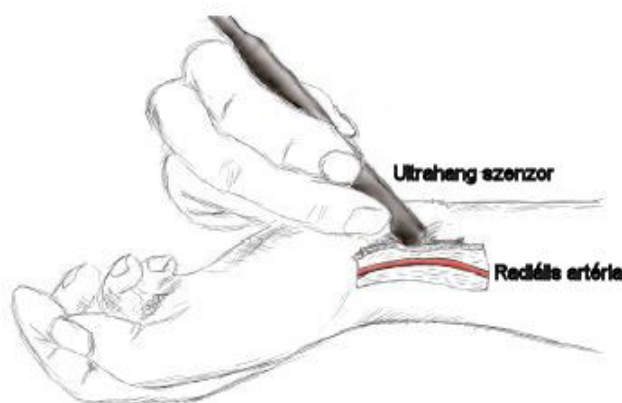
2.6. ábra. Modern Kínai Pulzusdiagnosztika 22 kiegészítő pozíciója [12]

A pulzus tapintás során különböző tulajdonságokat vesznek figyelembe, amely meghatározza az egyes pulzus típusokat. Az egyes tulajdonságok kapcsán, hogy mit lehet érezni, tapintani modern nyelven is megpróbálták megfogalmazni több könyvben is [12, 13, 14]. Ilyen tulajdonságok a volumen (metabolikus aktivitás erőssége, robusztus vagy csökkent volumen), mélység (a betegség helyéről és stádiumáról ad visszajelzést, akut vagy krónikus), szélesség (a vér állapotáról ad visszajelzést, vékony pulzus vérszegénységre, széles pulzus akut túlműködésre), hossz (meddig terjed az impulzus, rövid pulzus valami hiányra, a hosszú pulzus valamilyen túlműködésre utalhat), alak (valamilyen anyagok hiányára, feleslegére utal, lehet puha, kemény, sima, durva) valamint egyéb módosító és rendellenes tulajdonságok [11]. Ezek alapján a TKP huszonhét féle pulzust képes megkülönböztetni [15]. A kínai mestereknek rengeteg gyakorlásra és tapasztalatra van szükség, hogy el tudják sajátítani a megfelelő tapintási módszereket és megtanulják, hogy mit kell érezniük és figyelniük.

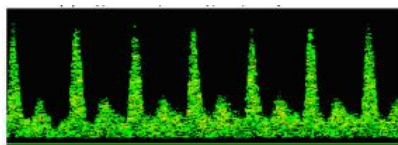
2.2.2. Automatizált pulzusdiagnosztika

A TKP hátránya, hogy szubjektív és nagy gyakorlatot, sok éves tanulást igényel. Ezért a tudomány fejlődésével lehetőség nyílt az automatizált pulzusdiagnosztika kialakulására. Többen kísérletet tettek a radiális artérián mérhető pulzushullám felvételére szolgáló objektív, számítógépes rendszer kialakítására. Napjainkban is előfordulnak ilyen kísérletek, de átütő, a klinikumban is könnyen használható eszköz még nem terjedt el. Az irodalomban eddig mért legtöbb különböző pulzus görbe tizenhárom volt [16].

Az automatizált pulzusdiagnosztikának alapvetően három fő folyamata van: jelrögzítés, jelfeldolgozás, tulajdonságok alapján a jelek csoportosítása (ezekre később részletesen kitérünk). A jelek rögzítésére különböző rendszerek használhatók. Ilyen eszköz például az ultrahang. Egy USB kimenetű Doppler ultrahangos vér analizátor (2.7. ábra) segítségével rögzíthető a véráramlás spektroszkópiás képe (2.8. ábra szemlélteti), melynek abszolútérték maximumára illeszthető görbe adja az artérián mérhető pulzus karakterisztikát [17, 18].

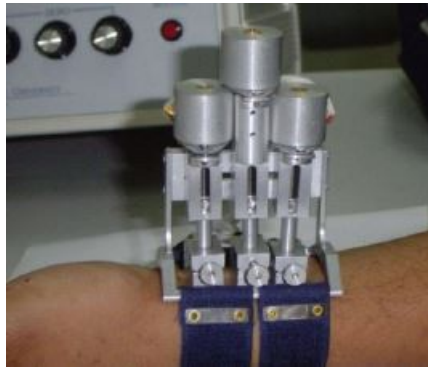


2.7. ábra. Pulzusdiagnosztika ultrahanggal [18]



2.8. ábra. Tipikus pulzus Doppler Spektroszkópia [17]

A másik gyakori szenzor típus, amit ilyen célra használnak, a különböző elveken működő nyomás vagy erőmérő szenzorok. Egy ilyen lehetséges kialakítást mutat a 2.9. ábra, melynél három piezoelektromos nyomásmérő segítségével igyekeztek megvalósítani a három pontos kínai pulzusdiagnosztikát. További pulzus görbe felvételre alkalmas megoldások: egy elektromosan vezető rétegekből álló EMFi szenzor [19], egy tapintószenzor tömbből álló rendszer [20] és egy 3D MAC [21] nevű eszközön alapuló rendszer, melyet a 2.10. ábra szemléltet.



2.9. ábra. Nyomás szenzorral megvalósított pulzusdiagnosztika [22]



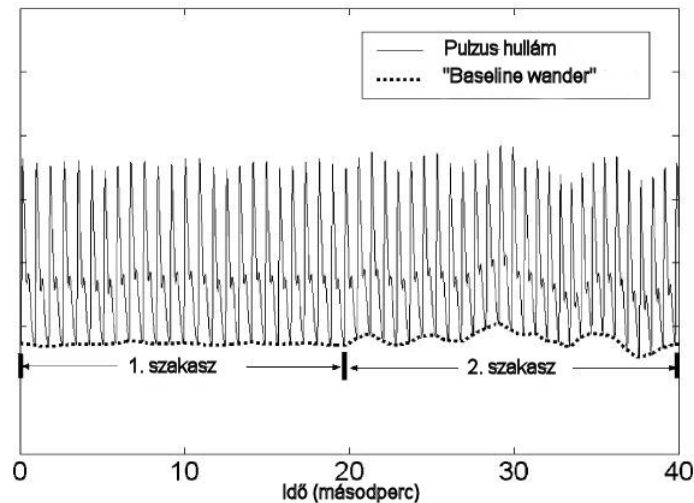
2.10. ábra. 3D MAC rendszerrel megvalósított pulzusdiagnosztika [21]

2.3. Jelfeldolgozási alapok

Az orvosi diagnosztikai eszközök esetében kulcsfontosságú a jelfeldolgozás, ugyanis a pontos diagnózis felállításához jó minőségű jelekre van szükség. Az orvosi gyakorlatban a vizsgáló eszközök működése során fellépő zajok (pl. hálózati zaj) nehézséget jelentenek. Valamint, mivel élő szervezet vizsgálatáról van szó, mely folyamatosan mozgásban van, saját fiziológiai tevékenységével további kihívásokat támaszt. A pulzusdiagnosztika esetében sincs ez másként. Itt különösen fontos a jelek minél pontosabb felvétele, a különböző forrásból származó zajok szűrése, mivel, ahogy azt a pulzusdiagnosztikával foglalkozó alfejezetben is említettük, összesen körülbelül huszonhét pulzusminta megkülönböztetésére van szükség. A radiális artérián történő pulzus karakterisztika során a leggyakoribb zajok a mozgás illetve légzés artefaktokból származnak, illetve elektromos eszközökről lévén szó, a hálózati zaj kiszűrése lényegi kérdés. A következőkben a pulzusjelek feldolgozásához alkalmazott néhány jelfeldolgozási eljárás kerül bemutatásra.

A korábban említett pulzus karakterisztika mérési eljárások bármelyikével rögzített pulzusjelek esetében fellép magas és alacsony frekvenciás zaj komponens is. A magas frekvenciás zaj szűrhető akár egy aluláteresztő szűrő segítségével is, hiszen a pulzusjel az 1-2 Hz-es tartományban mozog. Egy ilyen szűrés esetében azonban problémát jelenthet a fáziseltolódás. Ennek egy megoldási lehetősége a zero-fázisú szűrő alkalmazása [23], melynek lényege, hogy a bemeneti adatot előre, illetve fordított irányban is feldolgozza. Miután a bemeneti adaton elvégzi a szűrést, megfordítva a jelet, újra beadva a szűrőnek, pontosan zero fázisú torzulást okoz az eredmény jelsorozatban. Az alacsony frekvenciás zaj komponens kiszűrése sokkal nehezebb feladat. Leggyakrabban két forrásra vezethető vissza: apró mozgás, illetve a légzés. Ez az alacsony frekvenciás zaj felelős az úgynevezett '*baseline wander*' létrejöttéért, melynek egy tipikus példáját mutatja a 2.11. ábra. Ennek kiszűrésére több eljárás is alkalmazható. A digitalizált pulzusdiagnosztika esetében a leggyakrabban wavelet dekompozíció alapuló szűrők segítségével valósítják meg. A wavelet dekompozíció segítségével különböző szinteken bonthatjuk fel a jelet, a szintnek megfelelő becslt jelre, illetve az úgynevezett részletekre. A wavelet dekompozíció alapuló szűrők alapelve, hogy egy alacsony szintű dekompozícióval közelíti a pulzus jelet, míg egy magasabb szintű dekompozícióval a zaj komponensét. A két közelítés különbsége adja a szűrt pulzus jel közelítését, melyre a megfelelő szintű wavelet rekonstrukciót alkalmazva kapjuk a szűrt pulzus jelet. Ilyen például a '*Mexican Hat*' wavelet dekompozíció alapuló szűrő [24], a diszkrét Meyer wavelet szűrő [25, 26, 27] vagy a hetes szintű Daubechies (db6) wavelet szűrő [17]. Szintén a wavelet szűrőn alapul az úgynevezett kaszkád adaptív szűrő, mely a wavelet dekompozíciós szűrést követően még egy Spline becslő szűrést is alkalmaz [26, 27]. Egy ilyen szűrő tervezésének részletes bemutatására a tervezésről szóló fejezetben kerül sor.

A felvett pulzus karakterisztika zajszerűségét követően a jelet egy-periódusú jelekre kell felvágunk a további vizsgálatukhoz. Ehhez szükség van az egy-periódusú pulzus jelek kezdőpontjainak megkeresésére. Erre elsősorban egyfajta ablakolási technika alkalmazható, melyek alapelvüket tekintve nagyon hasonlóak [17, 23]. Röviden a következő alapvető lépésekből állnak:



2.11. ábra. Példa a pulzusjelben kialakuló 'baseline wander'-re [27]

- Fourier analízis segítségével a pulzusjel alaphékvenciájának meghatározása
- Az alaphékvenciából az átlagos periódusidő kiszámítása
- A kapott periódusidő figyelembevételével egy megfelelő nagyságú ablak kiválasztása
- Az ablakolt szakaszon belül a csúcsponit megkeresése
- A csúcsponittól balra lévő minimális érték megkeresése, mely az egy-periódusú jel kezdőponitja

Miután a kezdőponitok meghatározásra kerültek, a felvett jel egy-periódusú pulzus görbékre bontható a kapott ponitok mentén. Ezeken az esetek többségében előfordul magas hékvenciás zaj, így ilyen formában még sem a jellemző kereséshez, sem az osztályozáshoz nem használhatóak, mivel az így nyerhető karakterisztikus értékek nem lennének elég ponitosak. Az egy-periódusú jelek épp ezért további feldolgozásra kerülnek. Egy-egy személy esetén előfordulhat, hogy több jellemző pulzus karakterisztika is megjelenik, azonban ezek maximum 2-3 félék lehetnek. Ez alapján kijelenthető, hogy a teljes jel hosszában a megfelelő mértékben hasonló egy-periódusú jelek átlagolhatóak. Nehézséget jelent, hogy ezek az egy-periódusú jelek nem egyforma hosszúságúak. Annak megállapítása, hogy az adott jelek mennyire hasonlóak, többféleképpen történhet. Először a hosszúság alapján a túl rövid, illetve a túl hosszú pulzus görbéket ki kell venni a vizsgálatból, majd a megmaradt jelek hasonlóságát kell megállapítani. Egyik ilyen módszer a dinamikus idővetemítés technikájának alkalmazása, mely alkalmas két különböző hosszúságú idősor hasonlóságának meghatározására [28]. Hasonló elven működő megoldás az 'Edit Distance with Real Penalty' távolság segítségével megállapított hasonlóság érték két idősor között, mely alapját képezheti pulzus görbék osztályozásának is [22]. Harmadik megoldás lehet a jelek kereszt-kovarianciája alapján megvalósított illesztés [23]. Az előző technikák valamelyikének segítségével kiválasztott hasonló jelek átlagát véve megkapjuk az adott

személyre jellemző egy-periódusú pulzus karakterisztikát/karakterisztikákat, melyen már megkereshetők a karakterisztikus pontok, és egyéb jellemzők. Egy másik lehetséges megoldás a zajos egy-periódusú jelek problémájának megoldására a Gauss modell illesztés [17]. Ennek segítségével egy zajos jelből is megfelelő pontosságban megkaphatók az osztályozáshoz szükséges karakterisztikus pontok, jellemzők.

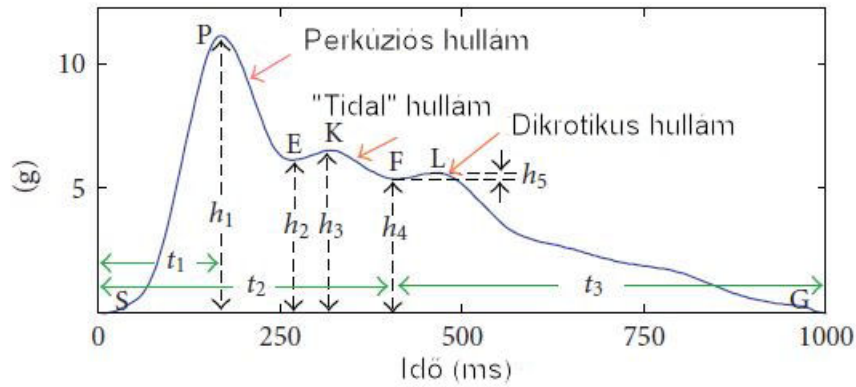
2.4. Jellemzők keresése, kiválasztása

Az egy-periódusú pulzus karakterisztika megfelelő jellemzőinek kiválasztása, meghatározása nagyon fontos feladat egy pulzusdiagnosztikai eszköz fejlesztése során, ugyanis ez nagyban befolyásolja a jelek osztályozásának eredményét, mely felállítja a diagnózist. Többféle megközelítés létezik a jellemzők kiválasztására, sőt maguk a jellemzők is több típusra bonthatók. Az alábbiakban bemutatásra kerül néhány megközelítés, röviden kitérve az ezekkel megvalósított kutatások következtetéseire.

A jellemzők esetében beszélhetünk abszolút és relatív típusú jellemzőkről. Az abszolút jellemzők két nagy csoportba sorolhatók: amplitúdó és idő típusúakra. Ezek meghatározásához szükség van a pulzus görbe úgynevezett karakterisztikus pontjainak meghatározására. Ennek egyik lehetséges megvalósítása a derivált módszer [29, 30], ahol a felvett pulzus görbét deriválva vizsgáljuk az extrémum pontokat. Itt megjegyzendő, hogy ezen módszernél különösen fontos, hogy a feldolgozott jel zajmentes legyen, mivel zajos esetben több fals pontot is talál az algoritmus. Erre szolgáltat megoldást egy úgynevezett $-\delta$ vonal segítségével megvalósított utólagos korrekció, amely kiszűr néhány fals karakterisztikus pontot, melyet a derivált módszer segítségével kaptunk [29]. A 2.12. ábra szemlélteti a karakterisztikus pontok segítségével kapható amplitúdó és időbeli jellemzőket egy úgynevezett *TRIWave*-en, melyet öt karakterisztikus pont jellemez és három fő hullám komponensből áll. Bizonyos pulzustípusoknál (például a különböző típusú *DUOWave*-eknél, melyek két fő hullám komponensből állnak) kevesebb karakterisztikus pont lehet, ekkor az adott karakterisztika jellemzőinek száma is csökken.

A relatív jellemzőket az abszolútakból kaphatjuk meg, a megfelelő viszonyítási alapok alkalmazásával, ezek dimenzió nélküli értékeket adnak és bizonyos esetekben jobb képet nyújtanak a görbe valódi alakjáról.

A jellemző keresést követően szükség van a jellemzők szűkítésére, ugyanis vannak bizonyos jellemzők (abszolút és relatív esetben is), melyek erős korrelációt mutatnak, ezáltal redundánssá téve a jellemzőket tartalmazó vektort [17, 29]. A szűkítés szükséges az osztályozó algoritmus optimális működéséhez is, ugyanis a túl nagy jellemző vektor túltaníthatja a rendszert, lerontva ezzel az osztályozó teljesítményét. Ugyanakkor ügyelni kell arra is, hogy túl kevés jellemző figyelembevétele esetén szignifikánsan nőhet a hibás osztályozások aránya. Például a [29]-ban végzett kutatás eredményeként az adódott, hogy az egymással erős korrelációt mutató relatív jellemzők közül elég egyet megtartani, az így redukált vektorral történő osztályozás ugyanolyan teljesítményű lett, mint az összes jellemző figyelembe vételével történő, pedig a vektor mérete a felére csökkent.



2.12. ábra. Karakterisztikus pontok és a belőlük nyerhető jellemzők. P - a perkúziós csúcs, E - a 'tidal' hullám kezdőpontja, K - a 'tidal' csúcs (a perifériáról visszaverődő hullám hozza létre), F - a dikrotikus hullám kezdőpontja és L a dikrotikus csúcs; h_1 - h_4 rendre ezek amplitúdója, h_5 a dikrotikus eltérés magasságát adja meg; t_1 - a perkúziós csúcs bekövetkezésének, t_2 - a dikrotikus hullám kezdőpontjának, t_3 - a dikrotikus hullám lefutásának idejét adja meg [24]

A karakterisztikus pontok keresésének egy másik lehetséges módszere a komplex értékű, folytonos wavelet transzformációk segítségével megvalósított sarok pont keresési eljárásan alapul, mely sok esetben pontosabb keresést tesz lehetővé, mint a fentebb említett derivált módszer, sőt előre becsülhető a segítségével az adott pulzusjel alaptípusa (*DUO*- vagy *TRIWave*), mely révén könnyebben alkalmazható nem általános esetekben is [24].

A karakterisztikus pontokon alapuló jellemző keresés mellett alkalmaznak automatikus jellemző kereső eljárásokat is. Ilyen például a wavelet transzformáción [31, 32, 33], a Hilbert-Huang transzformáción [33, 34], autoregresszív modelleken [33] vagy a dinamikus idővetítéssel [33] alapuló jellemző keresés. Ezen módszerek segítségével különböző számú jellemző vektor állítható elő, természetesen különböző pontosságot eredményezve egyazon osztályozó eljárás esetében. Egy másik lehetőség az úgynevezett *multiple kernel learning* (MKL) alkalmazása, mely magfüggvények segítségével írja le a pulzus görbét. A bekezdésben felsorolt eljárások osztályozási pontosságát a 2.13. ábra szemlélteti [33]. Ezek mellett még fontos megemlíteni a főkomponens analízisen [35] és a független komponens analízisen [36] alapuló jellemző keresési eljárásokat is.

A fentiek mellett kiegészíthetők a jellemző vektorok a mérőrendszerből nyerhető paraméterekkel, mint például ultrahangos pulzusdiagnosztika esetén a Doppler paraméterekkel [31]. Végül meg kell említeni a hemodinamikai paraméterekből készített jellemző vektort is [8], mely fiziológiai és patológiai értelemmel is bír, ezáltal az orvosok számára egy érthetőbb leírást adva a különböző pulzus jelekről.

Módszerek	Pontosság (%)
SVM-FP	49.34
SVM-AR	40.07
SVM-HHT	50.66
SVM-ApEn	47.68
SVM-WPT	52.32
SVM-WT	50.66
SVM-TWED	55.63
SimpleMKL with all kernels	66.89
SVM-MVR ^[35]	52.32
SVM-BSR ^[35]	53.31
INN-TWED ^[24]	51.66

2.13. ábra. Jellemző keresési eljárások pontossága [33]

2.5. Pulzus jelek osztályozása

Az alábbiakban néhány, a pulzusjelek osztályozásához használt eljárás kerül rövid bemutatásra. Az osztályozás a végső lépése az automatikus diagnózis felállításának. A legnagyobb kihívást a sok, összesen huszonhét különböző, gyakran csak apró részletekben eltérő pulzus karakterisztika adja. Az osztályozás eredménye erősen függ az előző alfejezetben bemutatott jellemző kereséstől.

Az egyik legáltalánosabb osztályozási módszer a k -közepű legközelebbi szomszéd ('*k-Nearest Neighbor*', kNN) osztályozó. Ezt gyakran használják a pulzus görbék csoportosításához. Egy ilyen osztályozó esetében a jellemzőket tartalmazó vektor mellett az elemek távolságát leíró mérték és a középpontok száma a legmeghatározóbb a végeredmény szempontjából. Kevés (körülbelül 4) különböző típusú, és jól karakterizálható jel esetén rendkívül jó eredményt adhat, a pontossága 95% fölött lehet [8]. A kNN osztályozáshoz használt mérték egyszerű esetben lehet az euklideszi távolsága a két egy-periódusú pulzus görbe jellemző vektorai között [35]. Egy valamivel összetettebb megközelítés a valós büntetésű szerkesztési távolság mérték különbséggel súlyozott kNN ('*Edit Distance with Real penalty-Difference Wiegthed kNN*', ERP-DFWKNN) osztályozó [22, 37, 38]. Ennek segítségével pontosabb eredményt kaphatunk, még a komplexebb, '*state-of-the-art*' osztályozók egy részével is összemérhető az osztályozási teljesítménye, sőt bizonyos esetekben még jobb eredményt is kaphatunk a segítségével.

Másik nagy csoport a különböző neurális hálózatokkal megvalósított pulzus karakterisztika osztályozók [39]. Egy mesterséges neurális hálózat ('*Artificial Neural Network*', ANN) általános felépítése: bemeneti réteg, rejtett réteg, mely akár több rétegből is állhat, és kimeneti réteg. Óriási előnye, hogy képes nemlineáris mintázatok azonosítására a kimenet és a bemenet között, ráadásul sokkal gyorsabban oldhatók meg komplex problémák a segítségével, mint egy digitális

számítógéppel [40]. Az egyes rétegek különböző számú neuronból állhatnak. Emellett erősen meghatározó a tanítási algoritmus, és az azáltal használt függvény. Az egyik leggyakoribb ilyen algoritmus az úgynevezett '*back propagation*' (BP) algoritmus. A BP esetén a teljesítményt általában a rejtett neuronok számának növelésével lehet javítani, azonban bizonyos neuron szám fölött már csökkenést mutat az osztályozási pontosság. Előfordulhatnak olyan esetek is, hogy az egy rejtett réteggel rendelkező BP-t használó hálózat nem tudja megtanulni a modellt, ekkor egy (vagy akár több) újabb rejtett réteg bevezetésére van szükség. Egy másik tanító eljárás a radiális bázisfüggvényen alapszik, egy ilyen hálózatnak csak egyetlen rejtett rétege lehet [41]. Az egyik legjobb teljesítménnyel bíró osztályozó a fuzzy logikán alapuló neurális hálózat ('*Fuzzy Neural Network*', FNN), mely előnye, hogy a fuzzy logika révén az orvosok tapasztalatai és tudása is alapját képezi az osztályozásnak [42], ezáltal a tanítás során pontosabb paraméterek nyerhetők, jobb lesz az osztályozás teljesítménye. A tipikus felépítése négy rétegből áll: bemeneti réteg, fuzzy réteg, mely tartalmazza a tagság függvényt, egy szabály réteg, és egy kimeneti réteg, mely kiadja, hogy a bementi jel melyik pulzus karakterisztika osztályhoz tartozik [15]. Ezek mellett érdemes megemlíteni a Wavelet hálózatokat, melyek ugyan elmaradnak az FNN-ek teljesítményétől, de kivitelezésük valamivel könnyebb [43]. Egy-egy neurális hálózat esetében általában definiálva van egy hiba függvény, a tanítás addig tart, amíg a hiba függvény értéke egy előre definiált küszöb alá kerül.

Az osztályozók harmadik nagy csoportját az SVM-ek ('*Support Vector Machine*') adják [18, 44, 45]. Ezek elsősorban kisebb adathalmazok osztályozására alkalmasak. Hipersíkok segítségével választják el egymástól az adathalmazokat, úgy hogy minél „tisztább” legyen egy-egy ilyen vágás, azaz a lehető legkevesebb elem kerüljön másik csoportba. Leginkább egy-egy konkrét betegség, és az egészséges jelek szétválasztására alkalmas, az összes pulzus karakterisztika elkülönítésére nem hatékony.

A fentebb felsoroltakon kívül érdemes említést tenni néhány egyéb osztályozási megoldásról: FCM ('*Fuzzy C-Means*') osztályozó [17], a dinamikus idővetemítésen alapuló osztályozás, ahol először minden egyes csoporthoz meg kell határozni egy alap mintát, amihez hasonlítják a mért pulzus jeleket, amelyik csoporthoz a legjobb hasonlósági értéket kapjuk, oda soroljuk be [28], és végül egyfajta hierarchikus osztályozási eljárás, mely által meghatározott döntési fán, a megfelelő paraméterértékek meghatározását követően, végighaladva kapjuk, hogy az adott pulzus minta mely osztályba sorolható [16].

2.6. 3D tapintószenzor

A következőkben röviden bemutatásra kerül a méréseinkhez alkalmazott Optoforce 3D erőmérő tapintószenzor [46]. A szenzort dr. Tar Ákos fejlesztette a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és Bionikai Karán. Az emberi tapintáshoz hasonlóan a szenzor képes érzékelni az erő nagysága mellett annak irányát is, ezáltal sok egyéb nyomás- és tapintószenzorhoz képest jobb közelítést adva a valódi tapintás modellezéséhez. A Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztika elsősorban az emberi tapintáson alapul, ezért is tűnik alkalmasnak

az Optoforce 3D tapintószenzora egy digitalizált pulzusdiagnosztikai rendszer alapjának. Nagy dinamika tartománya, érzékenysége lehetővé teszi, hogy a radiális artérián végighaladó nyomáshullámot megfelelő pontossággal mérje, melyet az eredményekről szóló fejezetben igazolunk is. Előnye még például az ultrahanggal megvalósított pulzus karakterisztika mérésével szemben, hogy olcsóbb, illetve könnyebben megvalósítható vele a különböző nyomáserőségekkel történő pulzus karakterisztika mérés. Emellett könnyen hordozható, robusztus, szilikon kupolája révén nem okoz semmiféle bőrirritációt, ráadásul rendkívül időálló is, könnyen tisztítható, mely a vízállóságának is köszönhető. A három dimenziós erővektor révén pedig segíti a megfelelő pozícióba történő felhelyezést, azáltal, hogy képet ad a radiális artéria által keltett pulzálás irányáról, azaz megmutatja annak pozícióját. A segítségével megvalósított mérési környezet, melyet a tervezés részben mutatunk be részletesen, teljesen non-invazív, fájdalom és mellékhatás mentes.

3. fejezet

Tervezés

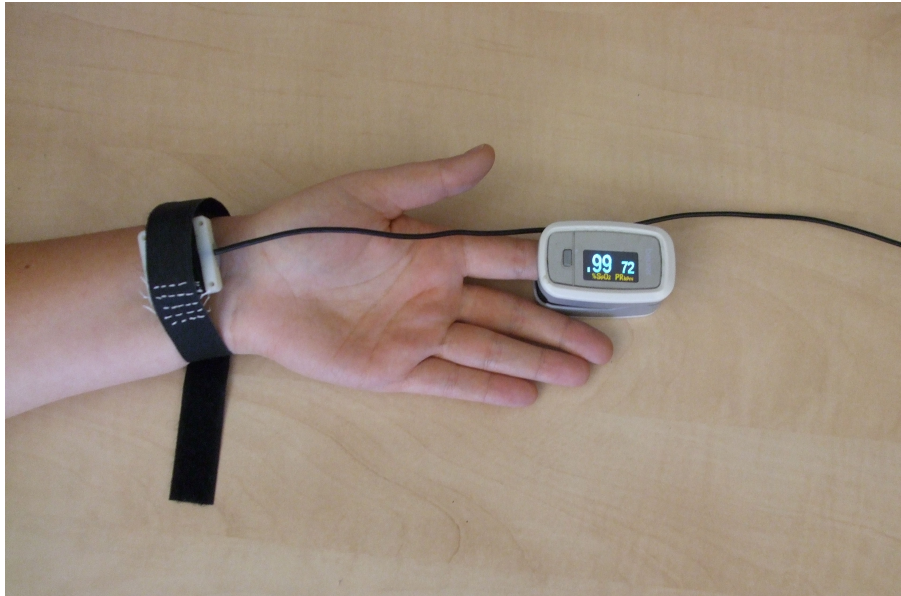
Ez a fejezet bemutatja a mérési környezet alapjainak kialakítását, a méréseket rögzítő adatbázis felépítését, a jelfeldolgozást végző program főbb lépéseit, algoritmusait, az egyes pulzus görbék jellemzőinek keresését, és a felvett jeleinkre megvalósított osztályozási kísérletet. Végül röviden kitér az alkalmazott szenzor validálására és tesztelésére is. A kutatásunk hivatalos orvos etikai háttérét a 186/2013 sorszámú TUKEB engedély biztosítja, ennek megfelelően minden résztvevőnek, a megfelelő tájékoztatást követően, alá kellett írnia egy beleegyező nyilatkozatot, melyben önként vállalták, hogy a mérési eredményeinket anonim módon publikálhassuk.

3.1. A mérési környezet, eljárás megtervezése

A méréseinket az Optoforce 3D tapintószenzorával végeztük. A szenzor félgömb alakú, melynek átmérője 28 mm. A csuklóra történő felhelyezést tépőzár segítségével valósítottuk meg, mely a 3.1. ábrán látható egy mérés közben. A tépőzáras felhelyezés előnye, hogy gyakorlatilag bármilyen csuklóméretre megfelelő felhelyezést biztosít, emellett lehetőséget ad különböző nyomáserősségek megvalósítására. Kivitelezési ötleteink között szerepelt egy merev szenzor tartó pánt kialakítása, azonban a jelenleg használt szenzor relatív nagy mérete miatt ez instabilabb felhelyezést eredményezett volna.

A szenzort a csuklóra, a radiális artéria fölé helyeztük a Tradicionális Kínai Pulzusdiagnosztika elvének megfelelően. Egyelőre különböző nyomáserősségeket, illetve külön-külön a TKP által definiált mérési pontokat nem vizsgáltuk, igyekeztünk az irodalom szerinti [17] legerősebb pontban, azaz a *Guan* pozícióban mérni. A felhelyezés pontosságát a 3D vektor és a szenzor kimeneti jelének amplitúdója alapján ítéltük meg. Tapasztalataink alapján a jel minőségét befolyásolja az ujjak helyzete, általában nyújtott állapotban mértünk nagyobb amplitúdójú jelet. A méréseket ülő pozícióban végeztük, mindkét karon. Először anonim módon rögzítettük az alanyról a mérésünk szempontjából fontosnak ítélt adatokat, mint például a testtömeg, testmagasság, kor, nem és ismert betegségek, típusokba sorolva (szív, máj, vese, stb.). A vizsgálat menete a következő:

- Vérnyomás mérés, mint kiegészítő mérés, elvégzése az egyik karon (ehhez egy Omron M1 Compact félautomata vérnyomásmérőt használtunk)



3.1. ábra. Mérési környezet mérés közben

- Három perces pulzusgörbe felvétel ugyanezen a karon a 3D tapintószennorral. Az alany alkarja körülbelül szív magasságban, asztalra támasztva helyezkedett el. A szenzor érzékenysége miatt a megfelelő minőségű, feldolgozható jel biztosítása megkívánta, hogy a mérés közben az alany karja ne mozogjon. A 3 perces mérés közben a megfelelő kar mutatóujjára felhelyeztünk egy Beurer PO 30 típusú pulzoximétert. A pulzus értékeket 20 másodpercenként rögzítettük, majd átlagoltuk.
- Végül ugyanezen a karon egy újabb vérnyomásmérést végeztünk.

Ezt az eljárást megismételtük a másik karon is. Erre az elméleti háttérben bemutatott pulzusdiagnosztikai alapelvek miatt volt szükség. Így összességében egy alanyon 20-25 perc alatt végezhető el a vizsgálat.

Jelen dolgozat keretei között egy 175 főből álló kontroll csoportot mértünk le, melynek statisztikai jellemzőit részletesen ismertetjük az eredményekről szóló fejezetben.

3.2. A méréseket rögzítő adatbázis felépítése

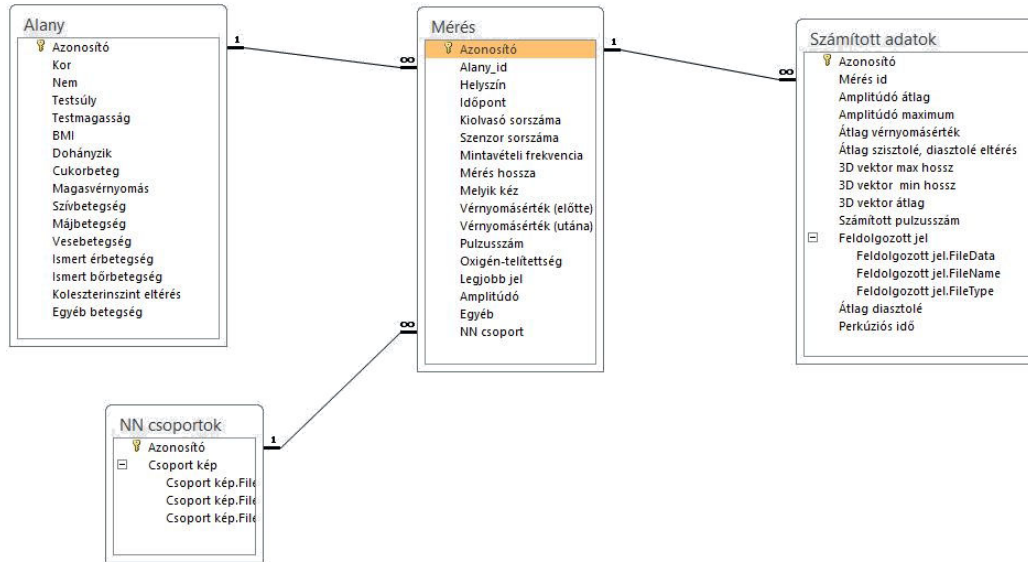
A sok adat tárolásához egy jól felépített adatbázisra volt szükségünk. A Microsoft Access programját használtuk fel ehhez. Úgy törekedtünk felépíteni a rendszert, hogy átlátható legyen, az egyes részek jól összeköthetőek és a későbbi lekérdezések, jelentések a statisztikához felhasználhatóak legyenek.

Alapvetően három táblára épül a rendszer. Az egyik az alanyokról tartalmazza megfelelő információkat, itt kerülnek rögzítésre a mérés szempontjából számunkra fontos adatok az egyes mért alanyokról. Ez a tábla 16 attribútumot tartalmaz (Azonosító (elsődleges kulcs), Kor, Testsúly, Testmagasság, BMI (számított), Dohányzik, Cukorbeteg, Magasvérnyomás, Szívbetegség, Vesebetegség, Ismert érbetegség, Ismert bőrbetegség, Koleszterinszint eltérés, Egyéb betegség).

Betegségek esetén azokat vettük figyelembe, melyek a leginkább befolyásoló tényezők lehetnek a pulzus karakterisztikájának szempontjából. 175 embert mértünk le, ennek megfelelően 175 rekordot tartalmaz ez a tábla. Szükség volt egy méréshez kapcsolódó tábla bevezetésére is. Itt a mérés körülményeit, paramétereit és a kiegészítő mérések értékeit rögzítettük. A tizenhat attribútumból (Azonosító (elsődleges kulcs), Alany_ID, Helyszín, Időpont, Kiolvasó sorszáma, Szenzor sorszáma, Mintavételi frekvencia, Mérés hossza, Melyik kéz, Vérnyomásérték (előtte), Vérnyomásérték (utána), Pulzusszám, Oxigén-telítettség, Legjobb jel, Amplitúdó, Egyéb) álló tábla 350 rekordot rögzít. Az Alany és a Mérés tábla az Alany_ID-n keresztül van összekötve és egy-több kapcsolat van köztük (lásd 3.2. ábra), hiszen egy alanyhoz két mérés tartozik (jobb és bal kéz). A jelek feldolgozása után a kiszámított értékeket is tároltuk egy táblában, hogy a későbbi csoportosításokhoz, statisztikákhoz egyszerű lekérdezéseket lehessen készíteni. Ez a tábla a következő oszlopokból áll: Azonosító (elsődleges kulcs), Mérés ID, Amplitúdó átlag, Amplitúdó maximum, Átlag vérnyomásérték, Átlag diasztolé, Átlag szisztolé és diasztolé eltérés, 3D vektor max hossz, 3D vektor min hossz, 3D vektor átlag, Számított pulzusszám, Perkúziós idő, Feldolgozott jel (kép az egyperiódusú feldolgozott jelről). Képek csatolását azért tartottuk fontosnak, mert az access jelentés készítő modulját felhasználva jól átlátható összegzéseket tudtunk készíteni, melyek a dolgozathoz mellékelt CD-n találhatóak. A Számított adatok tábla a Mérések táblával van összekötve a Mérés ID-n keresztül, köztük több-egy kapcsolat van (lásd 3.2. ábra). Ezt azért így oldottuk meg, mert előre gondolkodva, fenntartjuk annak a lehetőségét, hogy egy mérést többféleképpen is feldolgozzunk. Végül a klaszterezés során felmerült egy új táblának (NN csoportok) az igénye, amely az egyes Neurális háló által létrehozott csoportok jeleiről tartalmaz képeket. Ez a klaszterezés eredményének szemléltetését segítette elő az access lehetőségeit kihasználva. (A CD mellékleten erről is található egy összefoglaló dokumentum.) A tábla elkészítéséhez szükség volt a mérések tábla kiegészítésére egy új oszlop beszúrásával (NN csoport), mely megmutatja, hogy az egyes mérések hányadik csoportba kerültek. Az NN csoportok tábla azonosítója a Mérések tábla NN csoport attribútumán keresztül került összekötésre egy-több kapcsolattal (egy csoporthoz több jel is kapcsolódik). Az adatbázis a táblákon kívül tartalmaz lekérdezéseket és jelentéseket, ezek a statisztikákhoz voltak szükségesek. Minden betegségcsoporthoz illetve különböző tulajdonságok vizsgálatához tartozik egy lekérdezés és ahhoz kapcsolódó jelentés. Ezek megkönnyítették a 350 mérés átlátható, rendszerezhető kezelését. Az adatbázis kitöltésének megkönnyítéséhez a Mérés illetve az Alany táblához készítettünk űrlapokat, amik jelentősen megkönnyítették a mérés elvégzésekor az adatrögzítést. Az adatbázisban szereplő táblák kapcsolatait szemlélteti a 3.2. ábra.

3.3. A jelfeldolgozást végző program

A mérés rögzítése a Optoforce 3D tapintószensor kiolvasó szoftverével történt, mellyel a nyers mért adat szöveges fájlként kimenthető. Ez kerül beolvasásra a jelfeldolgozást megelőzően. A jelfeldolgozás Matlab szoftver segítségével történik. Az alábbiakban részletesen bemutatásra kerülnek az egyes lépések, az azokat megvalósító algoritmusok.



3.2. ábra. Az adatbázis kapcsolatai

A megfelelő mérési eredményt tartalmazó fájl beolvasását követően a jel egy kaszkád adaptív szűrő segítségével kerül feldolgozásra. Ennek első lépése egy Wavelet szűrő. Az általunk megvalósított szűrő diszkrét Meyer wavelet dekompozíciót használ. Először egyes szintű dekompozícióval megkapjuk a pulzus jel közelítését, majd egy hetes szintű dekompozíció segítségével becsüljük a zajt. A két közelítést kivonva egymásból, a kapott approkszimációra elvégezve a megfelelő szintű wavelet rekonstrukciót kapjuk a szűrt jelet. Annak eldöntése, hogy szükséges-e a Wavelet szűrő alkalmazása, egy energia ráta függvény segítségével történik, melyet a következő összefüggés ír le [27]:

$$ER = 20 * \log_{10} \frac{\|A1 - \text{mean}(A1)\|}{\|A7 - \text{mean}(A7)\|} \quad (3.1)$$

Ha $ER < 50$ dB, akkor szükséges a szűrés elvégzése. A következő lépés az egy-periódusú pulzus jelek kezdőpontjainak megkeresése. Ez az elméleti háttérben említett ablakolási technikával történik (az alapkoncepció a [17]-ből származik). Ennek a következő lépései vannak:

1. Fourier transzformáció segítségével a bázisfrekvencia (f) megállapítása a frekvencia spektrumból.
2. A bázisfrekvenciából a periódusidő (T) kiszámítása: $T = 1/f$.
3. A $[0, T]$ intervallumban az első csúcspont keresése (P_1).
4. P_1 időpillanatának meghatározása (t_1).
5. A második csúcspont (P_2) megkeresése a $[t_1 + (T/2), t_1 + 3T/2]$, a hozzá tartozó időpillanattal (t_2).
6. Az ablakoláshoz szükséges periódusidő korrigálása: $T' = t_2 - t_1$

7. Iteráció, amíg van még csúc:

- (a) P_{i+1} csúc keresése a $[t_i + T'/2, t_i + 3T'/2]$.
- (b) P_{i+1} -hez tartozó t_{i+1} időpillanat meghatározása
- (c) T' frissítése: $T' = t_{i+1} - t_i$

8. Minden P_i -hez a kezdőpont meghatározása: a $[t_i - 0.3, t_i]$ intervallumon a lokális minimum hely keresése.

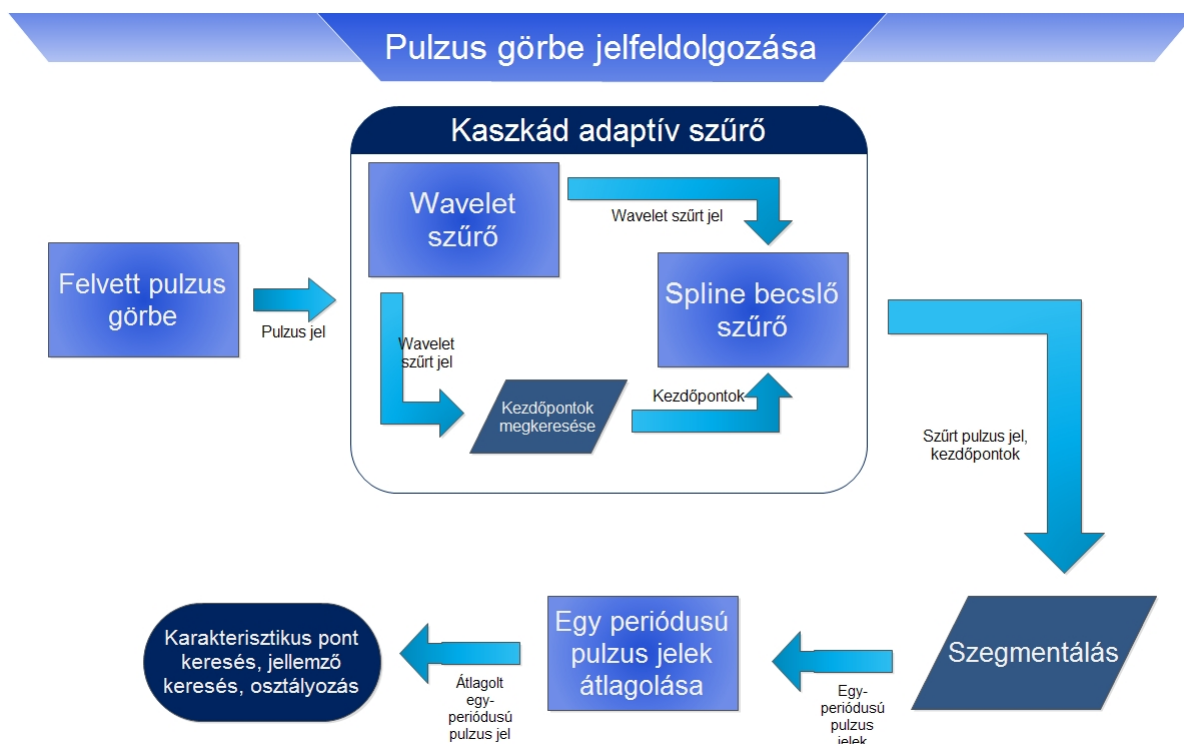
Az így kapott kezdőpontok képezik az úgynevezett Spline becselő szűrő alapját. Ennek a szűrőnek a segítségével kapható a 'baseline drift' mentes szűrt jel. Spline interpolációt végezve a kezdőpontokra, a kapott görbét kivonva a Wavelet szűrő kimeneti jeléből, kapjuk a kívánt pulzus görbét.

A következő lépés az egy-periódusú jelek előállítás. Ez gyakorlatilag a szűrt jel feldarabolását jelenti a kezdőpontok mentén. A szegmentálást végző részt kiegészítettük annyival, hogy az irreálisan rövid (az egy-periódusú jelek mediánjának felénél rövidebb), illetve hosszú (a számított periódusidő kétszeresénél hosszabb) jeleket töröljük. Ezek elsősorban mozgásból fakadó fals jelek.

A diagnózis felállításához az egy-periódusú jelekre van szükség. Az Optoforce 3D tapintószensor segítségével felvett jel amplitúdója és a pulzusnyomás között még nem feltárt a kapcsolat, így az általunk rögzített jelek amplitúdója még nem feleltethető meg egy minden mérésre érvényes tulajdonságként. Ez azonban a pulzusdiagnosztika szempontjából nem jelent problémát, mivel a karakterisztika osztályozásához, elkülönítéséhez nincs szükség az amplitúdó nagyságára, csak a karakterisztikus pontok egymáshoz viszonyított relatív helyzetére. Épp ezért az egy-periódusú jelek 1-re normalizálhatók. Egy adott személy esetén feltehetjük, hogy a különböző pulzus karakterisztikák száma alacsony, maximum 2-3, ezért a megfelelő mértékben hasonlító jelek átlagolhatók. Erre elsősorban az egy-periódusú jeleken több esetben felfedezhető magas frekvenciás zaj miatt van szükség, melyet az átlagolás szinte minden esetben teljes mértékben kiszűr. A zajmentes egy-periódusú jelekre a karakterisztikus pontok meghatározása, és a pontos jellemző meghatározás miatt van szükség. Azt, hogy két jel mennyire hasonlít egymásra, korrelációval vizsgáljuk, és szigorú feltétel (0.99 fölötti elvárt korrelációs érték) mellett döntjük el. Az így csoportosított jelek átlagából kapott pulzus görbe lesz az adott személyre jellemző, erre végezzük el a karakterisztikus pontok és a jellemzők kigyűjtését. A jelfeldolgozás menetét a 3.3. ábra szemlélteti.

3.4. Jellemzők kiválasztása

A jelfeldolgozás végén nyert egy-periódusú pulzus görbén először a karakterisztikus pontokat határozzuk meg. Erre a derivált módszert alkalmazzuk. A karakterisztikus pontok szélsőérték pontok. Vesszük az egy-periódusú jel első deriváltját, amely pontban előjelváltás történik, ott szélsőérték helye van a pulzus görbének, mely megfelelhet egy karakterisztikus pontnak.



3.3. ábra. A jelfeldolgozás menete

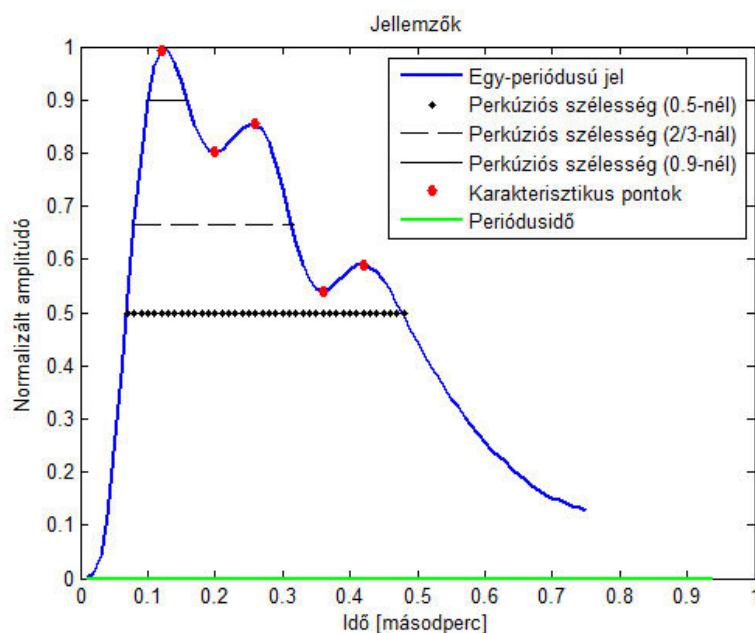
Amennyiben két karakterisztikus pont 0,03 másodpercen belül van egymáshoz képest, azaz túl közel vannak egymáshoz, ami a jelen megmaradt zajból következhet, akkor a szélsőérték típusától függően, a kisebbet vagy a nagyobbat tartjuk meg a két pont közül.

A karakterisztikus pontok meghatározását követően előállítjuk a jellemzőket. Mi az elméleti háttérben bemutatott mindkét fő megközelítés szerint elkészítettük a jellemző vektort, azaz vizsgáltuk az abszolút és a relatív jellemzőket is. Az általunk kiválasztott abszolút jellemzők a következők:

1. Perkúziós amplitúdó
2. Tidal völgy amplitúdója
3. Tidal csúcs amplitúdója
4. Dikrotikus völgy amplitúdója
5. Dikrotikus csúcs amplitúdója
6. Perkúziós csúcs időpillanata
7. Tidal völgy időpillanata
8. Tidal csúcs időpillanata
9. Dikrotikus völgy időpillanata
10. Dikrotikus csúcs időpillanata

11. Perkúziós hullám szélesség 0,5-ös magasságban kezdő időpillanat
12. Perkúziós hullám szélesség 0,5-ös magasságban vég időpillanat
13. Perkúziós hullám szélesség $2/3$ magasságban kezdő időpillanat
14. Perkúziós hullám szélesség $2/3$ magasságban vég időpillanat
15. Perkúziós hullám szélesség 0,9 magasságban kezdő időpillanat
16. Perkúziós hullám szélesség 0,9 magasságban vég időpillanat
17. Dikrotikus szélesség (völgy és csúcs 50%-nál) kezdő időpillanat
18. Dikrotikus szélesség (völgy és csúcs 50%-nál) vég időpillanat
19. Az egy-periódusú jelek átlagos periódusideje

A három különböző magasságban vizsgált perkúziós szélességre a kevesebb karakterisztikus ponttal rendelkező jelek megfelelő leírása miatt van szükség. Az abszolút jellemzőket szemlélteti a 3.4. ábra.



3.4. ábra. Az abszolút jellemzők szemléletesen

A relatív jellemzők a következők:

1. A perkúziós hullámhoz viszonyított relatív tidal völgy amplitúdó
2. A perkúziós hullámhoz viszonyított relatív tidal csúcs amplitúdó
3. A perkúziós hullámhoz viszonyított relatív dikrotikus völgy amplitúdó
4. A perkúziós hullámhoz viszonyított relatív dikrotikus csúcs amplitúdó

5. Periódusidőhöz viszonyított relatív perkúziós csúcs idő
6. Periódusidőhöz viszonyított relatív tidal völgy idő
7. Periódusidőhöz viszonyított relatív tidal csúcs idő
8. Periódusidőhöz viszonyított relatív dikrotikus völgy idő
9. Periódusidőhöz viszonyított relatív dikrotikus csúcs idő
10. Periódusidő és perkúziós szélesség relatív értéke 0,5-ös magasságban
11. Periódusidő és perkúziós szélesség relatív értéke 2/3-os magasságban
12. Periódusidő és perkúziós szélesség relatív értéke 0,9-es magasságban
13. Periódusidő és dikrotikus szélesség relatív értéke
14. A 0,5-ös és a 2/3-os magasságban lévő perkúziós szélességek aránya
15. A 2/3-os és a 0,9-es magasságban lévő perkúziós szélességek aránya
16. A dikrotikus- és a 0,5-ös magasságban lévő perkúziós szélesség arány
17. A dikrotikus- és a 2/3-os magasságban lévő perkúziós szélesség arány
18. A dikrotikus- és a 0,9-es magasságban lévő perkúziós szélesség arány

A klaszterezés során a felsoroltak mellett hozzávettük a jellemző vektorhoz a kort, és a szenzoros mérést megelőző és követő szisztolés vérnyomásértékek átlagát.

3.5. Jelek osztályozása

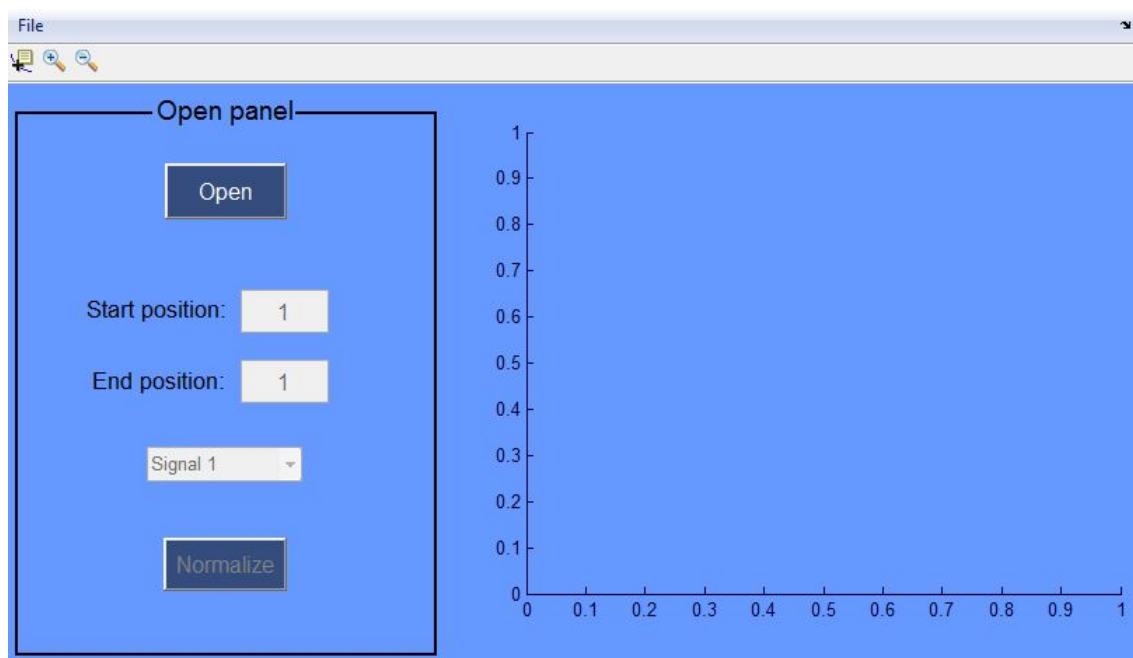
A mérési sorozatunk elején járva, az osztályozás még nem tartozott az elsődlegesen megvalósítandó feladatok közé. Az igazi osztályozáshoz szükségesek biztosan megállapított, konkrét betegségben szenvedő mintacsoportok, melyek esetében adott karakterisztika rendelhető bizonyos betegségekhez. Egyelőre egy kontroll csoport felvételét valósítottuk meg, amint azt fentebb is részleteztük. A mérésben résztvevőkről saját bevallásuk alapján lettek rögzítve az adott betegségek, melyekben szenvednek. Mivel ennek ellenőrzésére nem volt lehetőségünk, így nem jelenthető ki teljes bizonyossággal, hogy a magukról adott körkép kellően pontos. Illetve előfordulhat, hogy az alany nem tud még a saját betegségéről, ami egyelőre ellehetetleníti a konkrét osztályok kialakítását.

Az osztályozás kérdését két megközelítésből jártuk végül végig. Az egyik az általunk rögzített adatbázisból, megfelelő szűrések segítségével nyert csoportok görbéinek egymásra rajzolása által történt. Ezen megközelítés segítségével néhány fontos konzekvenciát sikerült levonnunk, melyet az eredményeknél mutatunk be. A másik megközelítés a klaszterezés volt. Egy klaszterező neurális hálózatot alkalmaztunk a jeleinkre és a fentebb bemutatott jellemző vektor egészével,

illetve bizonyos szegmenseivel, végeztük el a klaszterezést. Az egy osztályba sorolt jelekre megvizsgáltuk az adatbázisban rögzített tulajdonságokat, és ebből próbáltunk következtetéseket levonni. A klaszterezést a Matlab beépített neurális hálózat klaszterezőjével valósítottuk meg ('*nctool*'), 4x4 neuront felhasználva, így összesen 16 csoportra bontva a bemeneti jeleket.

3.6. Jelfeldolgozóhoz grafikus felület készítése

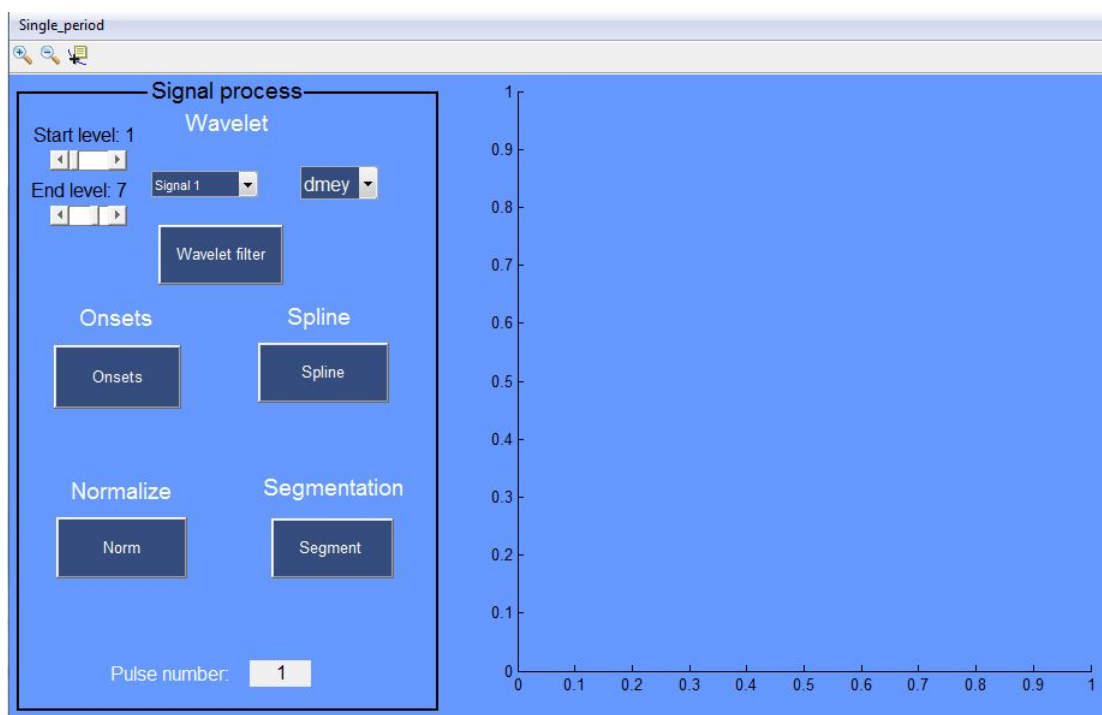
A jelfeldolgozás megkönnyítése, kényelmesebbé tétele céljából a Matlab segítségével létrehoztunk egy grafikus felületet ('*GUI*'), melynek 3 fő része van. Az első a fájlok beolvasását szolgáló felület (3.5. ábra), melynek segítségével megnyithatók a rögzített jelek, kirajzolható, és ablakolható a jel. Ebből a modulból megnyitható a jelfeldolgozást végző ablak (3.6. ábra). Itt a beolvasott pulzusjelre végezhető el a jelfeldolgozás. Beállítható például a Wavelet dekompozíció típusa, annak szintje. Minden egyes jelfeldolgozó lépést követően annak eredménye kirajzolásra kerül. A kezdőpontok megkeresése után automatikusan pulzusszámot számít, melyet ki is ír. A szegmentálást követően megnyitható belőle a harmadik modul (3.7. ábra). Itt elvégezhető az egy-periódusú jelek átlagolása, megtekinthető, hogy mely jelekből adódott az átlag jel, megkereshetők a karakterisztikus pontok, és előállítható a jellemző vektor. A későbbiekben egy osztályozási célra alkalmas grafikus felületet is szeretnénk megvalósítani. A megvalósított '*GUI*' működését a CD mellékleten egy videó segítségével is bemutatjuk.



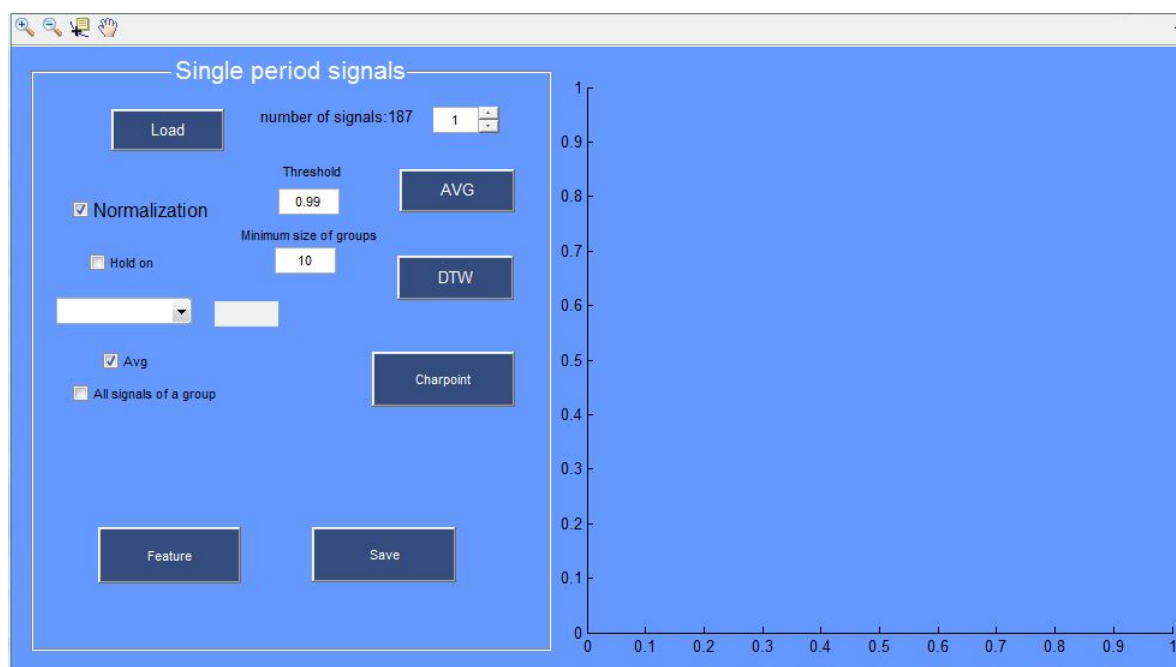
3.5. ábra. A pulzus jelek beolvasására, ablakolására szolgáló grafikus felület

3.7. A validáló mérés megtervezése

A validáló mérés elsődleges célja annak bizonyítása, hogy az általunk alkalmazott Optoforce 3D tapintószensor pontosan képes rögzíteni a radiális artérián végigfutó nyomás hullámot, ezáltal



3.6. ábra. A pulzus jeleken a jelfeldolgozási lépések végrehajtására szolgáló grafikus felület



3.7. ábra. Az egy-periódusú pulzus jelek átlagolására, karakterisztikus pontok keresésére és a jellemző vektor előállítására szolgáló grafikus felület

alkalmas lehet egy pulzusdiagnosztikai rendszer megvalósítására. A mérést a Semmelweis Egyetem Városmajori Szív- és Érgyógyászati Klinikáján végeztük. A validáláshoz egy klinikumban használt rendkívül pontos, invazív mérési eszközt (artériás kanül) használtunk. A megvalósítás a következőképpen történt: az alany jobb kezébe volt bevezetve az artériás kanül, míg a bal kézre helyeztük az általunk használt szenzort. A jelek rögzítése szimultán történt, 10 percen keresztül, mindkét rendszer estében 100 Hz-es mintavételi frekvenciával. Az alany egy carotis műtéten esett át a mérést megelőzően, így a műtéti monitorozás végett az artériás kanült már bevezették, melynek jelét a beteg stabilizálódása után rögzíthettük. A páciens esetében a pulzus görbe karakterisztikáját befolyásoló tényezők, betegségek a következők voltak: idős kor (65 év), magas vérnyomás és cukorbetegség. A 10 perces mérés utolsó percében adatrögzítés közben az alany többször is mozgatta a kezét, ezzel zavart okozva a tapintószenzor által mért jelben. Ez a szakasz később nem került feldolgozásra. Mindkét felvett jel esetében a fentebb említett jelfeldolgozási lépéseket hajtottuk végre, ugyanazon paraméterekkel.

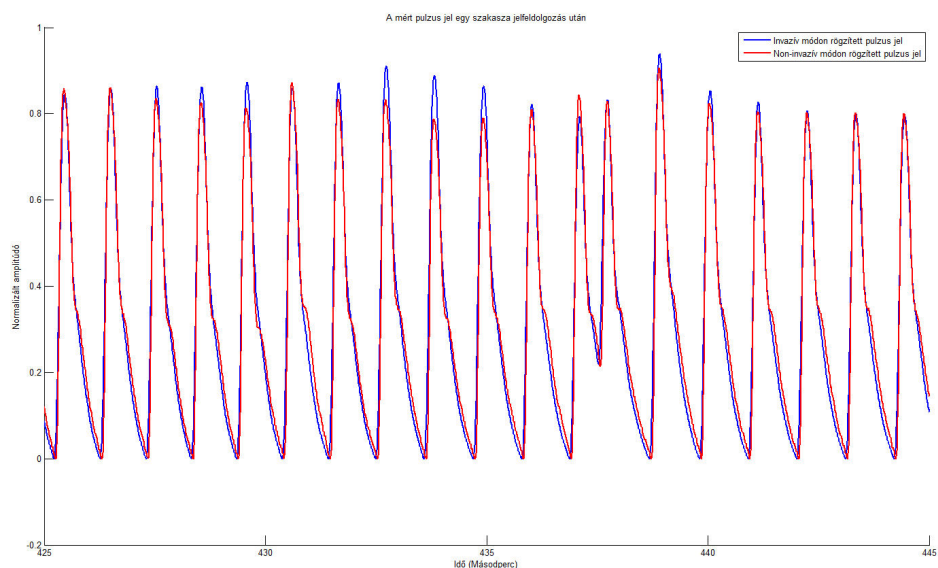
4. fejezet

Eredmények

Ez a fejezet bemutatja a munkánk során elért eredményeinket.

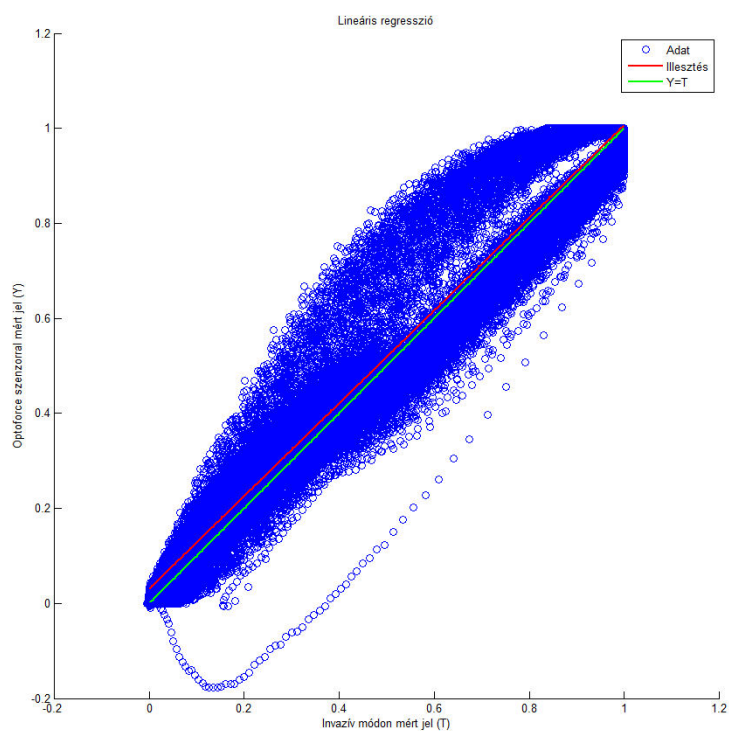
4.1. Validáló mérés

A validáló mérés során kapott pulzus görbéket egymásra illesztve már szabad szemmel is jól látható, hogy a két görbe erős korrelációt mutat. Ebből az illesztésből szemléltet egy szakaszt a 4.1. ábra. A validáló mérés feldolgozott szakasza, az egymásra illesztett görbékkel, videó formájában megtekinthető a CD mellékletünkön. A teljes jelre számított korrelációs érték: 0,9769.



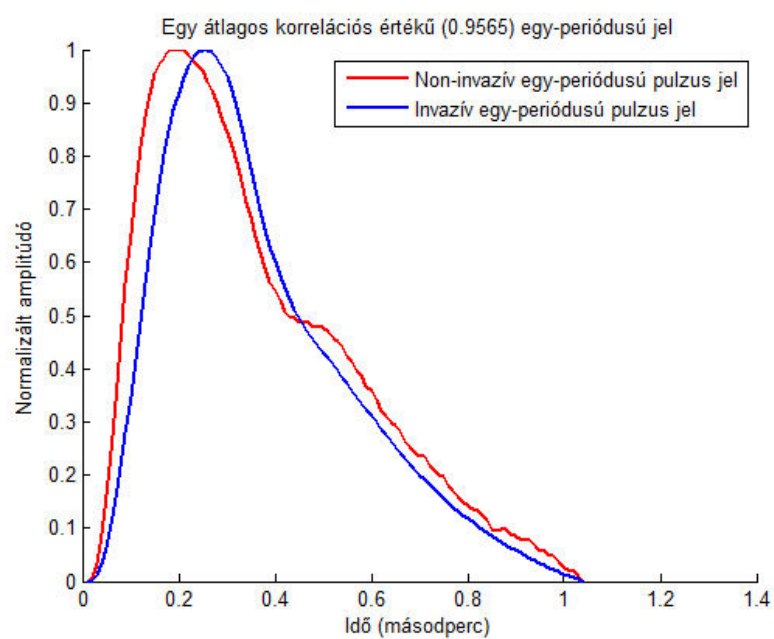
4.1. ábra. A validáló mérés eredménye egy szakaszon

A pulzus görbéket egy-periódusú jelenként egyre normálva, egymás függvényében kirajzolva a 4.2. ábrán látható összefüggés rajzolódott ki, melyre illesztett lineáris regressziós egyenes jó közelítést mutat az ideális egyenessel.



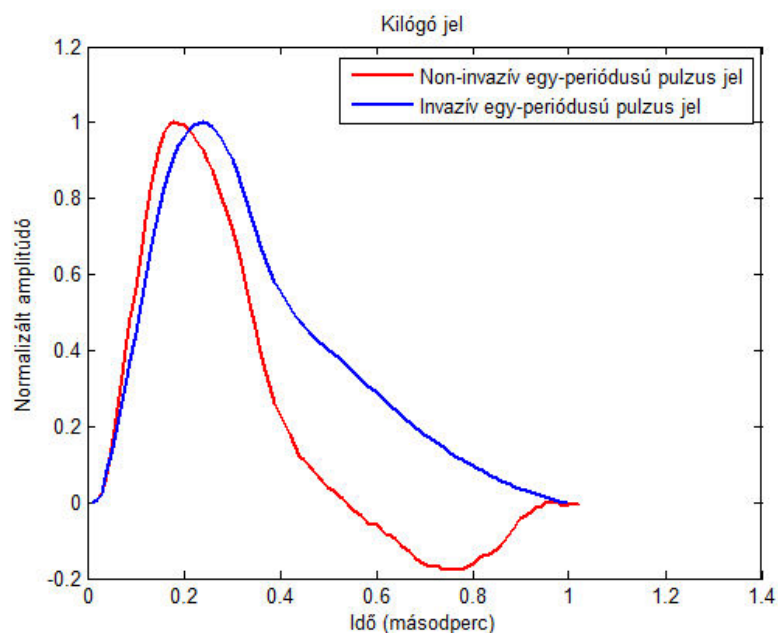
4.2. ábra. A jelek lineáris regressziója, a kapott regressziós egyenes paraméterei ($y = mx+b$): $m = 0.9759$, $b = 0.0307$, és $R = 0.976$ -nak adódott

A jelek jó illeszkedését mutatja egy átlagos korrelációs értékkel rendelkező egy-periódusú jel pár a 4.3. ábrán.



4.3. ábra. Egy tipikus jól korreláló egy-periódusú pulzus jel

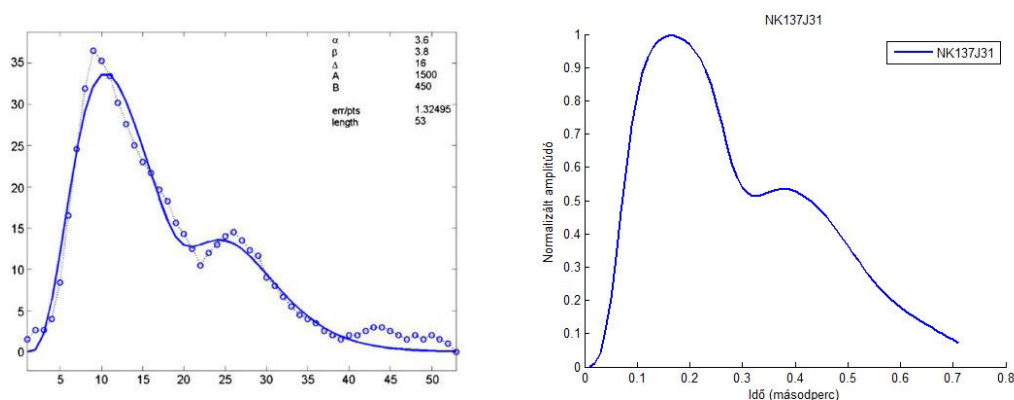
A 4.2. ábrán megfigyelhető élesebben elkülönülő adatsor a 4.4. ábrán látható egy-periódusú jel okozza, mely mozgási artefakt eredménye lehet.



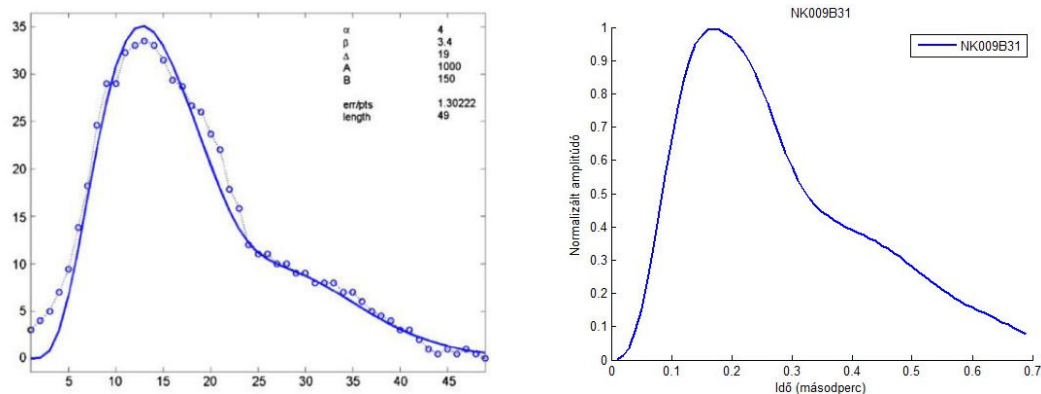
4.4. ábra. Kilógó szakasz, mozgás artefakt miatti erős eltérés

4.2. Néhány példa az irodalomban bemutatott jelek megjelenésére

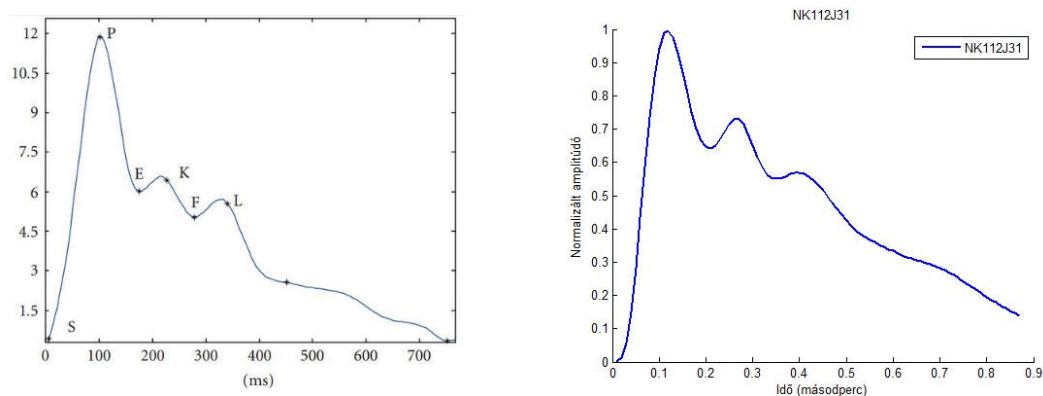
Az alábbiakban összehasonlítottunk néhány jellemző, pulzusdiagnosztikai szakirodalomban közölt jelet, az általunk rögzített pulzus görbékkel.



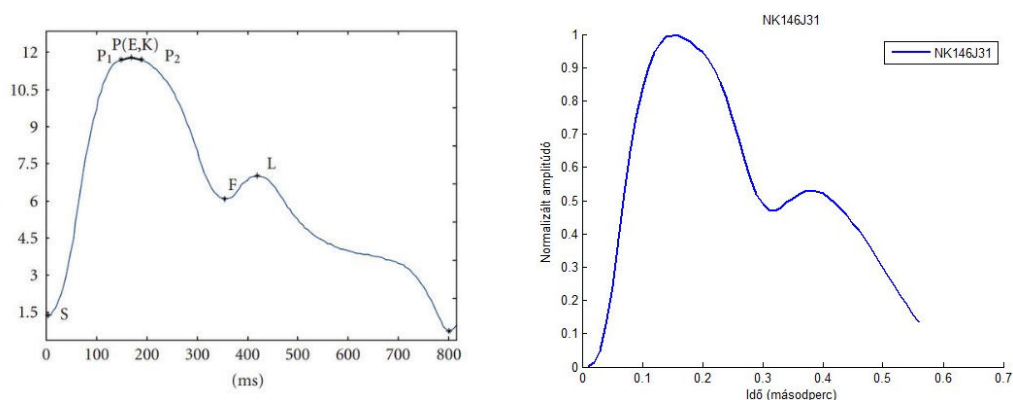
4.5. ábra. 'Intermittent' pulzus: bal oldalon irodalmi példa [16], jobb oldalon az általunk mért jelek közül egy példa erre a típusra.



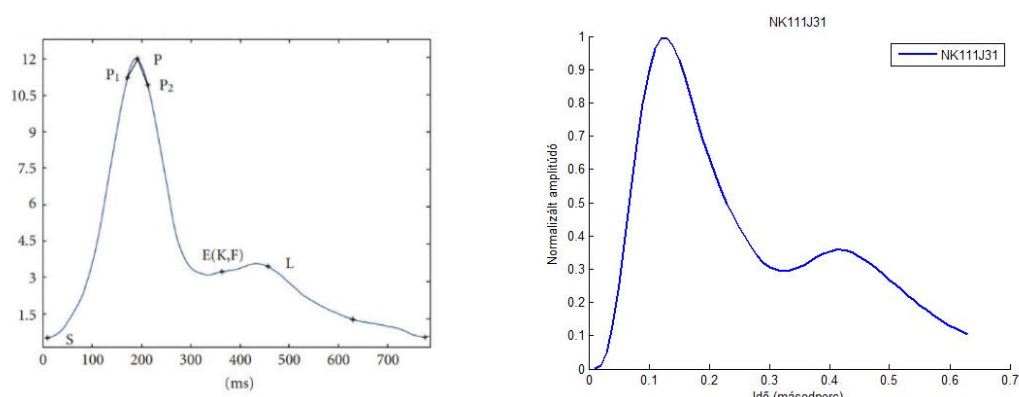
4.6. ábra. 'Wiry' pulzus: bal oldalon irodalmi példa [16], jobb oldalon az általunk mért jelek közül egy példa erre a típusra.



4.7. ábra. Tipikus 'TRIWave' pulzus: bal oldalon irodalmi példa [24], jobb oldalon az általunk mért jelek közül egy példa erre a típusra.



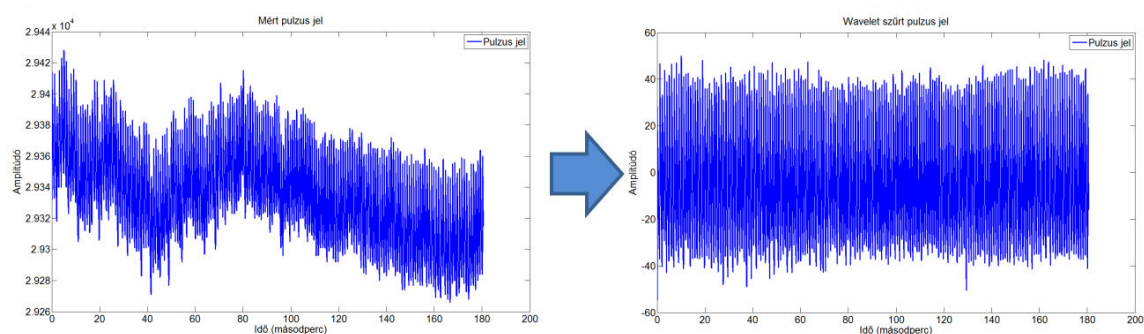
4.8. ábra. Tipikus 'PTL DUOWave' pulzus: bal oldalon irodalmi példa [24], jobb oldalon az általunk mért jelek közül egy példa erre a típusra.



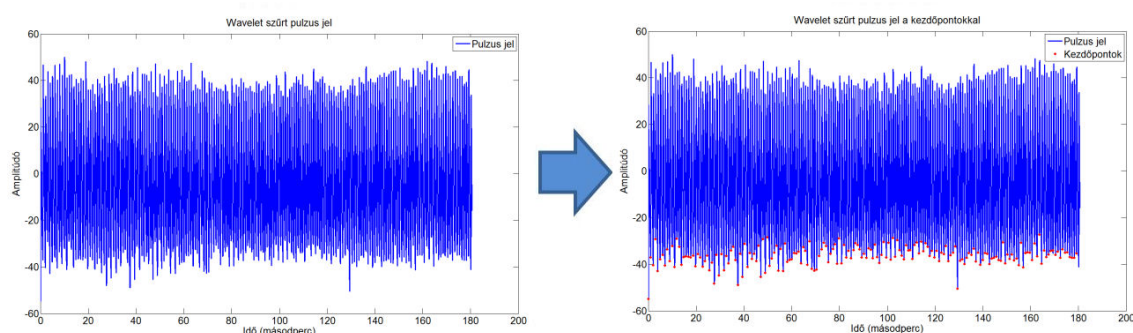
4.9. ábra. Tipikus 'TDC DUOWave' pulzus: bal oldalon irodalmi példa [24], jobb oldalon az általunk mért jelek közül egy példa erre a típusra.

4.3. Példa a jelfeldolgozó program működésére

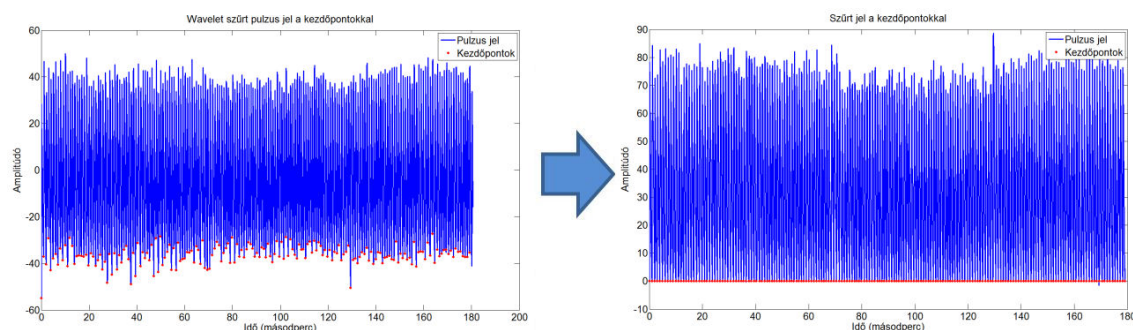
Az alábbi ábrák bemutatják egy konkrét esetben az egyes jelfeldolgozási lépések eredményeit:



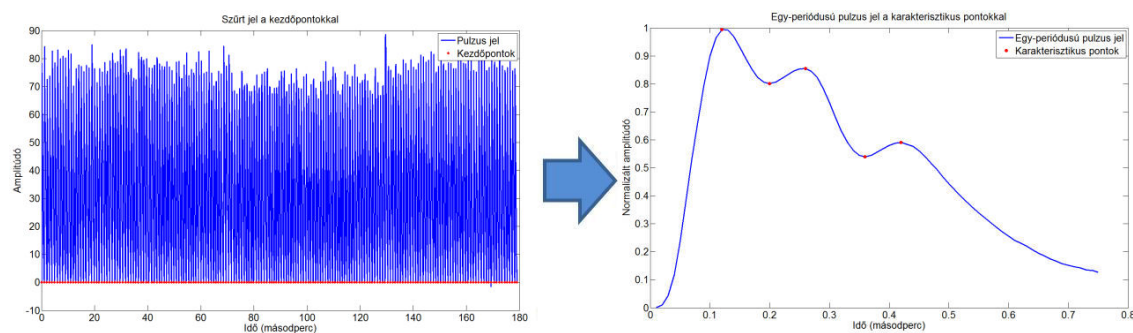
4.10. ábra. Jelfeldolgozás 1. lépése: Wavelet szűrés. Bal oldalon a mért jel, jobb oldalon a wavelet szűrt jel.



4.11. ábra. Jelfeldolgozás 2. lépése: Kezdőpontok keresése. Bal oldalon a wavelet szűrt jel, jobb oldalon a wavelet szűrt jel a kezdőpontokkal.



4.12. ábra. Jelfeldolgozás 3. lépése: Spline szűrés. Bal oldalon a wavelet szűrt jel a kezdőpontokkal, jobb oldalon a Spline szűrés végeredménye.

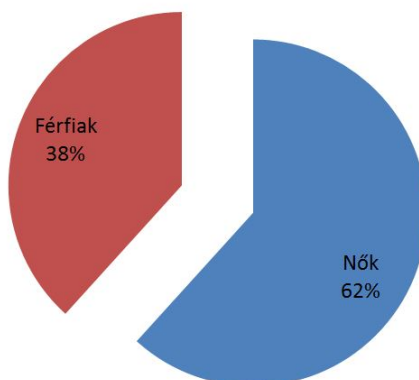


4.13. ábra. Jelfeldolgozás 4. lépése: Egy-periódusú jel előállítása. Bal oldalon a kaszkád adaptív szűrés végeredménye, jobb oldalon a szegmentált jelek megfelelő átlagolásából képzett, adott személyre jellemző egy-periódusú pulzus görbe, a karakterisztikus pontokkal.

4.4. Adatbázis összefoglalása

A mért alanyok nem szerinti százalékos megoszlását a 4.14. ábra ismerteti.

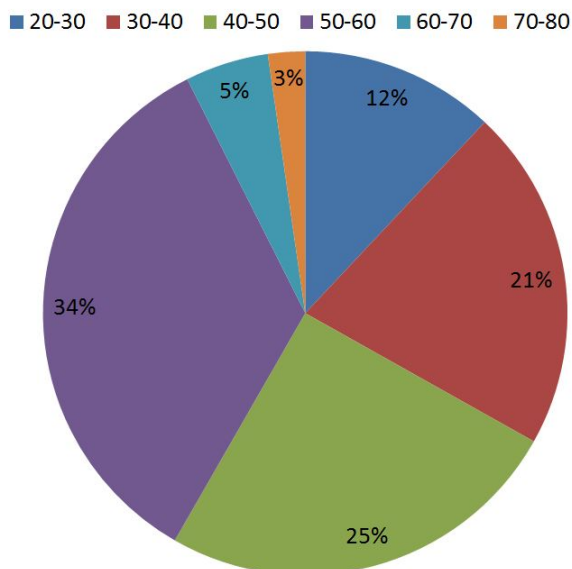
Nemek aránya



4.14. ábra. Mért alanyok nem szerinti megoszlása

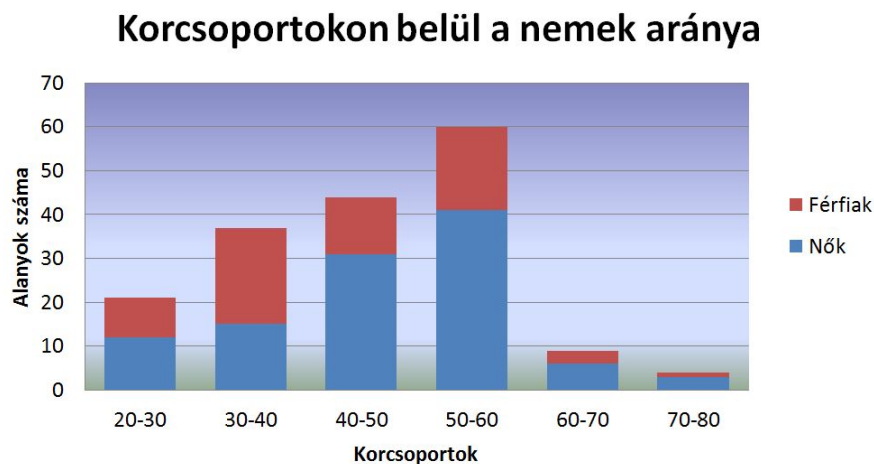
Az alanyok korcsoport szerinti százalékos felosztását a 4.15. ábra szemlélteti.

Korcsoportok



4.15. ábra. A mért alanyok korcsoport szerinti megoszlása

Az alanyok kor és nem szerinti felosztását a 4.16. ábrán láthatjuk.



4.16. ábra. Mért alanyok kor és nem szerinti felosztása

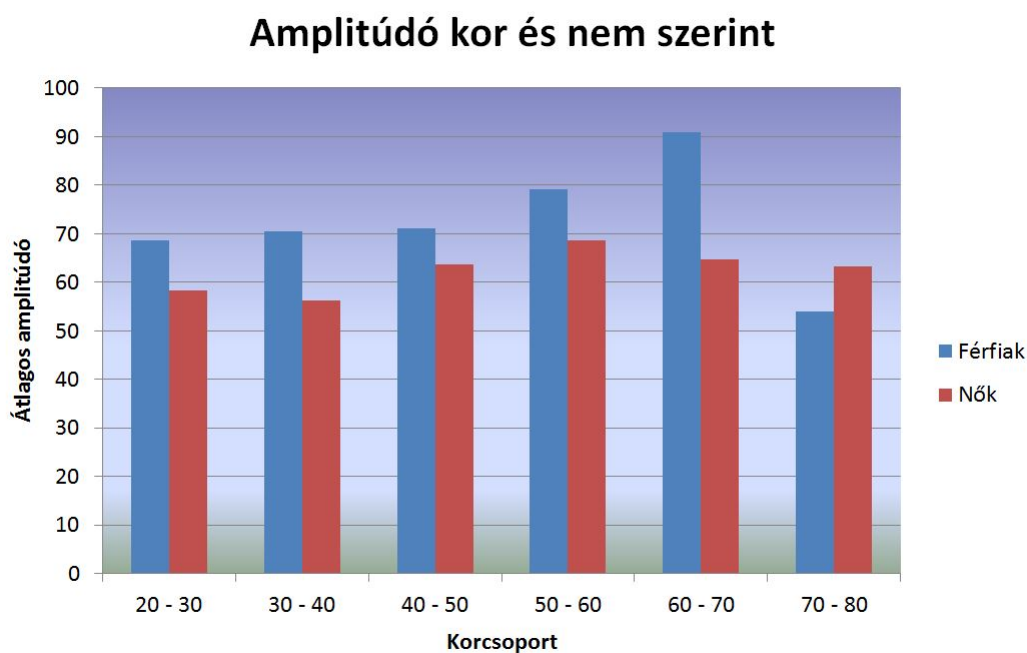
Az általunk mért alanyok adatait a 4.1. táblázat foglalja össze. A különböző, általunk figyelembe vett egészségi állapotokhoz tartozó statisztikai adatokat pedig a 4.2. táblázat összegzi.

4.1. táblázat. Alanyok statisztikai összefoglalója

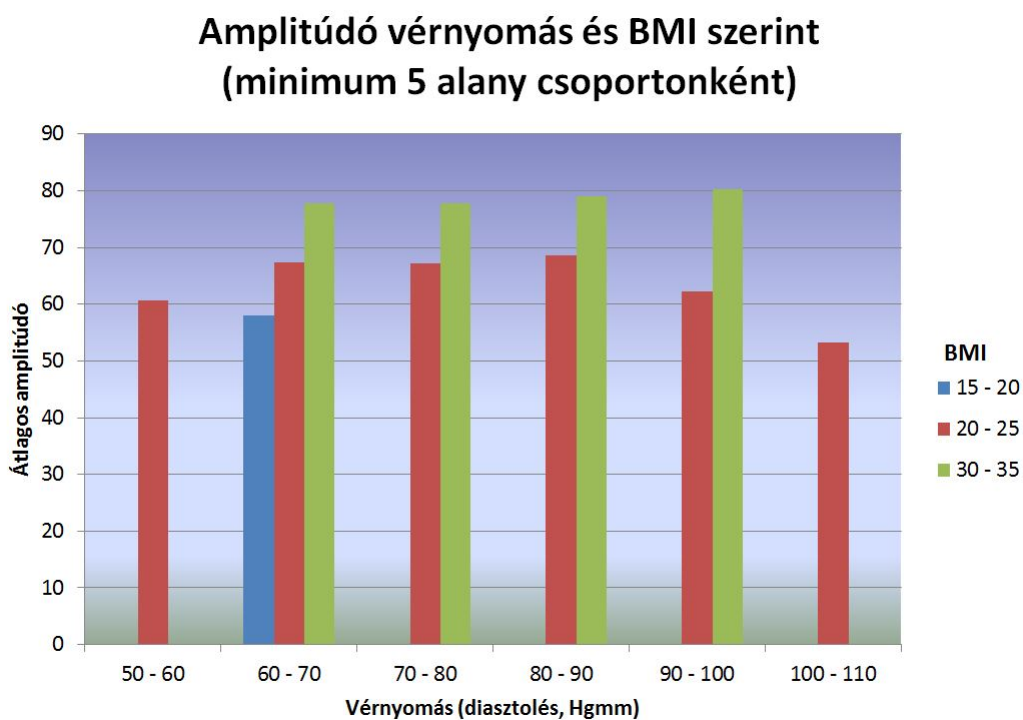
Statisztikai csoport (mértékegység)	Összesített (átlag $\pm$ szórás)	Férfiak (átlag $\pm$ szórás)	Nők (átlag $\pm$ szórás)
Fő	175	67	108
Életkor (év)	45,12 $\pm$ 12,04	42,64 $\pm$ 12,43	46,66 $\pm$ 11,59
Magasság (cm)	170,34 $\pm$ 9,74	179,9 $\pm$ 6,81	164,4 $\pm$ 5,73
Tömeg (kg)	76,18 $\pm$ 16,11	87,07 $\pm$ 15,23	69,42 $\pm$ 12,6
BMI (kg/m ²)	26,15 $\pm$ 4,63	26,49 $\pm$ 5,81	25,67 $\pm$ 4,48

4.2. táblázat. Egészségi állapot szerinti statisztikai összefoglaló

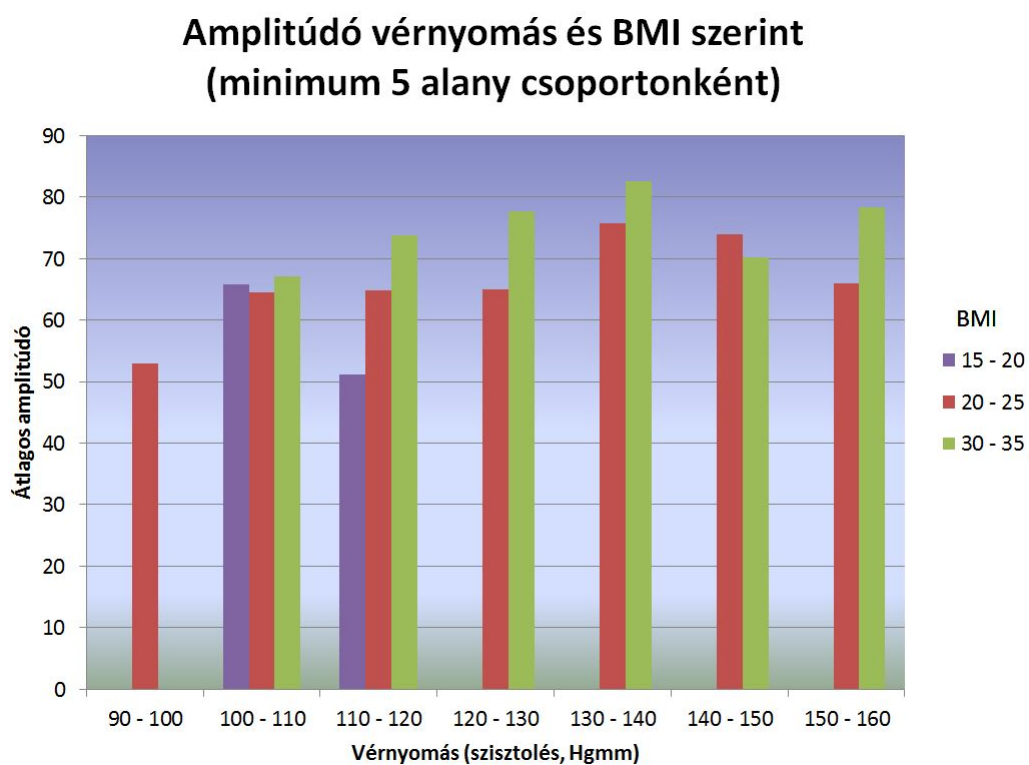
Típus	Férfi	Nő	Kor (év) (átlag $\pm$ szórás)	BMI (kg/m ²) (átlag $\pm$ szórás)
Egészséges	41	54	40,3 $\pm$ 11,19	24,86 $\pm$ 3,99
Magasvérnyomásos	16	32	53,73 $\pm$ 9,91	28,88 $\pm$ 4,71
Cukorbeteg	5	7	53 $\pm$ 5,03	31,57 $\pm$ 4,97
Szívbeteg	3	11	53,36 $\pm$ 12,87	26,96 $\pm$ 4,41
Vesebeteg	1	3	47 $\pm$ 16,79	26,66 $\pm$ 3,39
Májbeteg	3	3	46,33 $\pm$ 4,8	23,31 $\pm$ 4,31
Kóros Koleszterin	6	11	54,65 $\pm$ 12,23	28,57 $\pm$ 4,29
Érbeteg	2	4	53,83 $\pm$ 11,92	25,69 $\pm$ 2,63
Dohányos	5	17	47,95 $\pm$ 9,63	26,23 $\pm$ 4,58



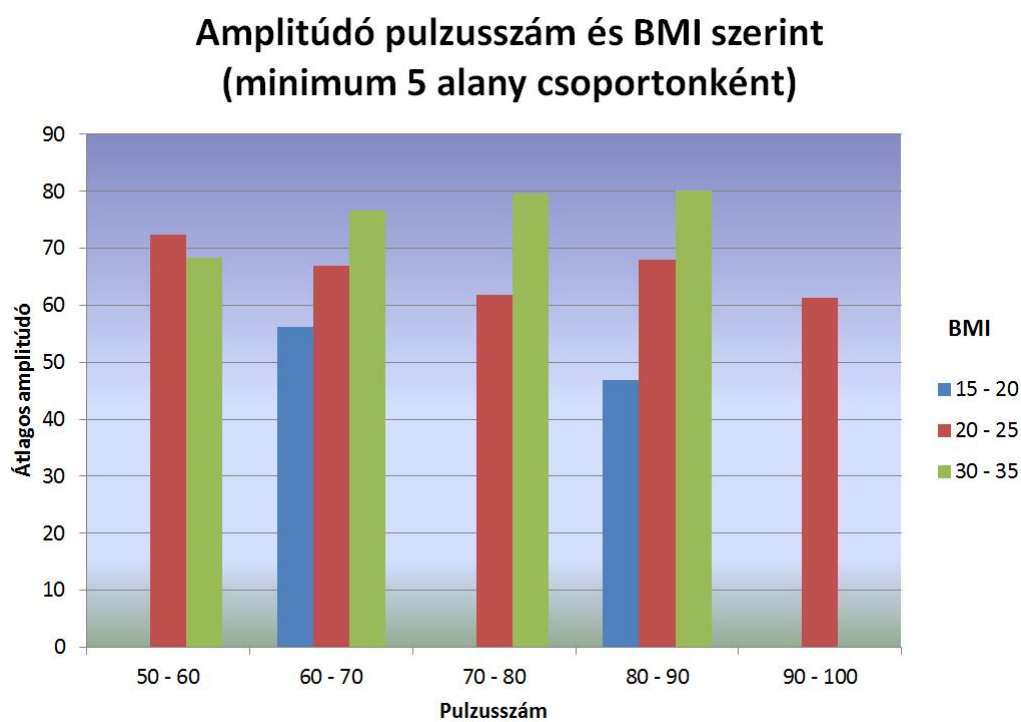
4.17. ábra. Az alanyokon mért átlagos amplitúdó értékek kor és nem szerinti felosztása



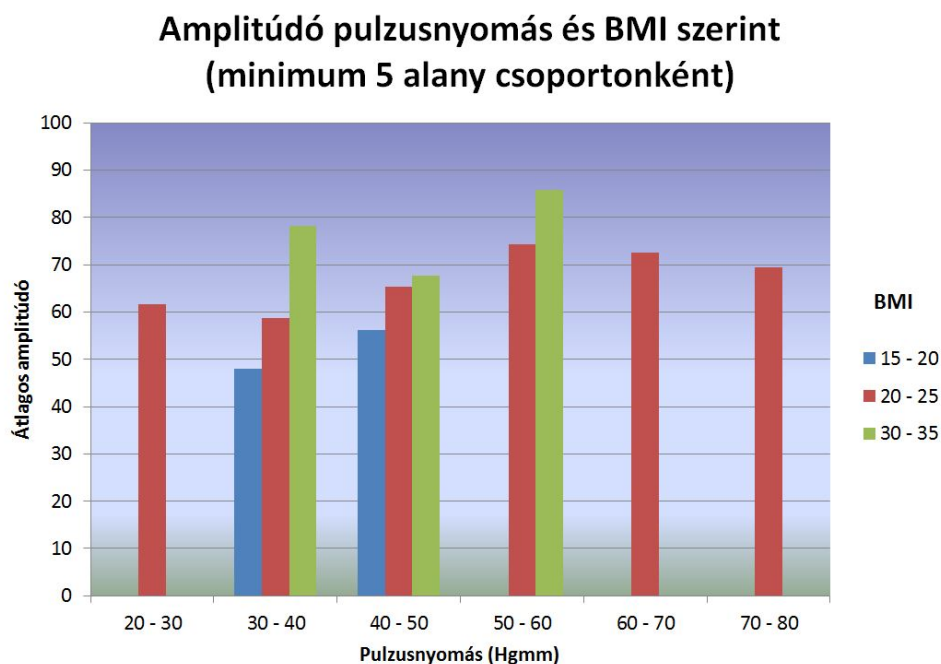
4.18. ábra. Az alanyokon mért átlagos amplitúdó értékek diasztolés vérnyomás és BMI szerinti felosztása, csoportonként minimum 5 fős megkötéssel.



4.19. ábra. Az alanyokon mért átlagos amplitúdó értékek szisztolés vérnyomás és BMI szerinti felosztása, csoportonként minimum 5 fős megkötéssel.



4.20. ábra. Az alanyokon mért átlagos amplitúdó értékek pulzusszám és BMI szerinti felosztása, csoportonként minimum 5 fős megkötéssel.

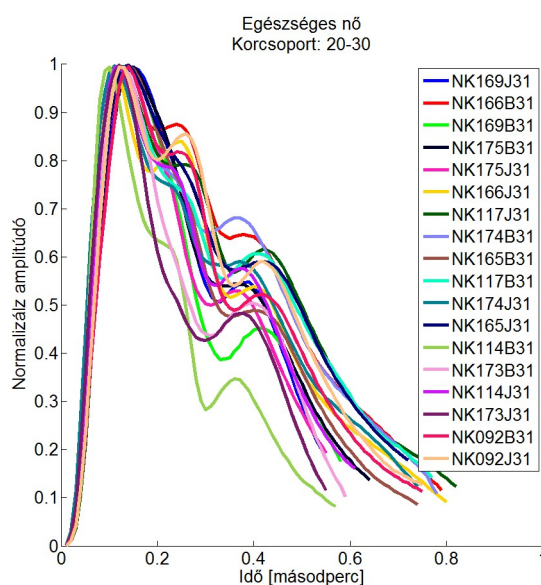


4.21. ábra. Az alanyokon mért átlagos amplitúdó értékek pulzusnyomás és BMI szerinti felosztása, csoportonként minimum 5 fős megkötéssel.

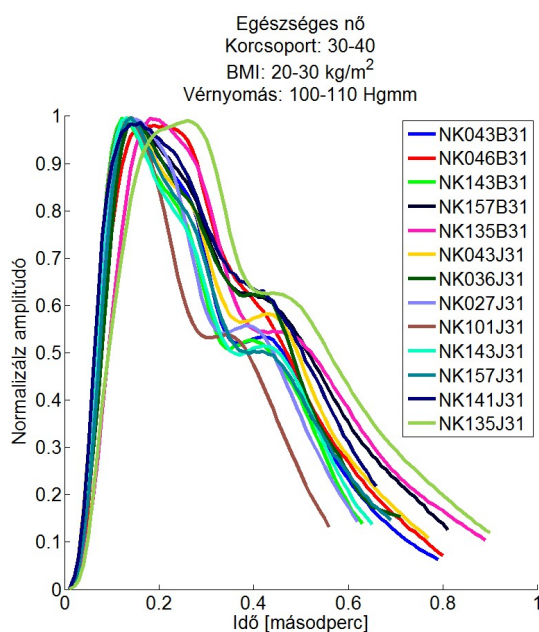
4.5. Csoportosítás az adatbázis segítségével

A következőkben bemutatunk néhány, az adatbázisban különböző szűrések segítségével kialakított csoportot, az azokra jellemző jeleket.

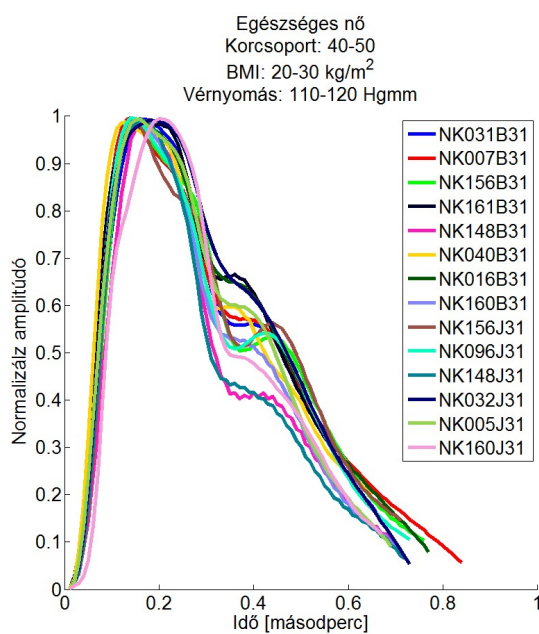
A 4.22., 4.23., 4.24. és 4.25. ábrák mutatják a különböző korosztályú egészséges nők mért pulzus görbéit.



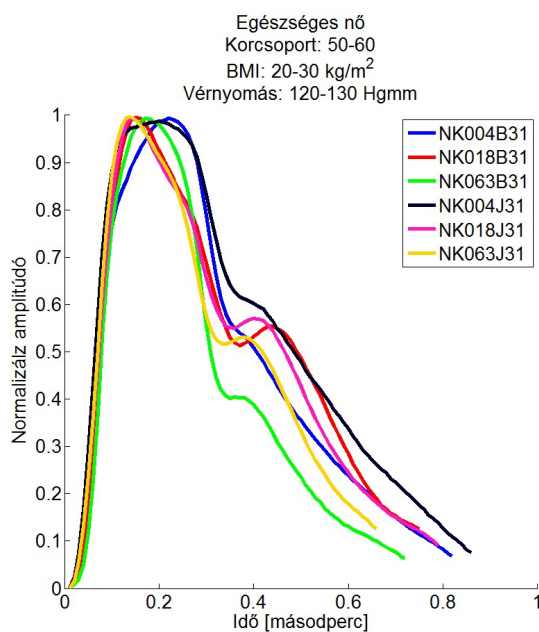
4.22. ábra. 20 és 30 év közötti egészséges nők egy-periódusú jelei



4.23. ábra. 30 és 40 év közötti egészséges nők egy-periódusú jelei

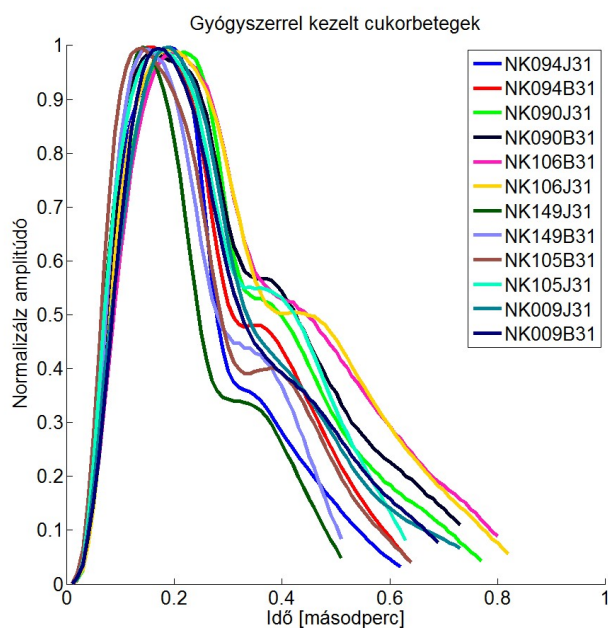


4.24. ábra. 40 és 50 év közötti egészséges nők egy-periódusú jelei

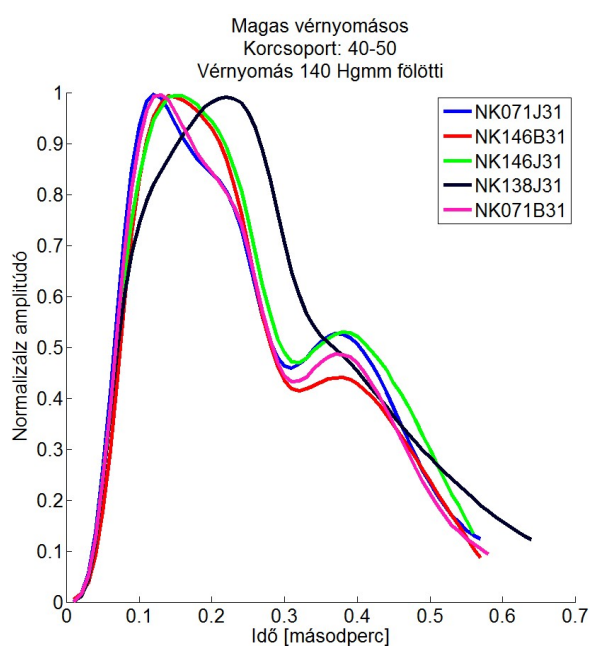


4.25. ábra. 50 és 60 év közötti egészséges nők egy-periódusú jelei

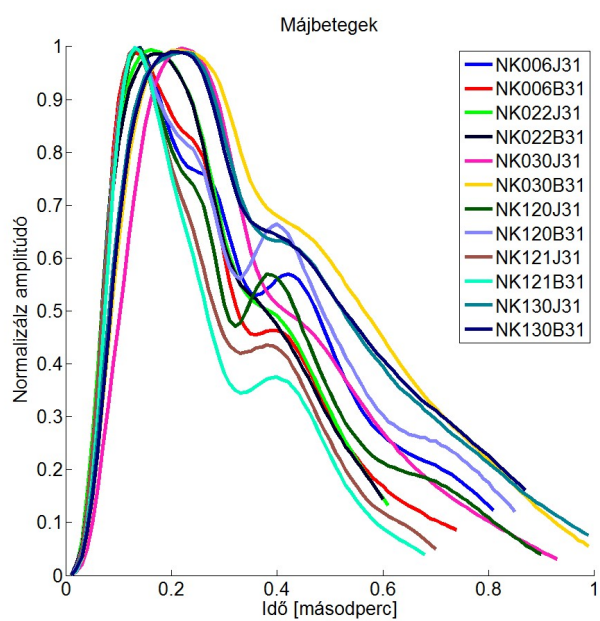
A 4.26., 4.27., 4.28. és 4.29. ábrák néhány, saját bevallásuk szerint adott betegségtípusba tartozó személy pulzus karakterisztikáit mutatják be.



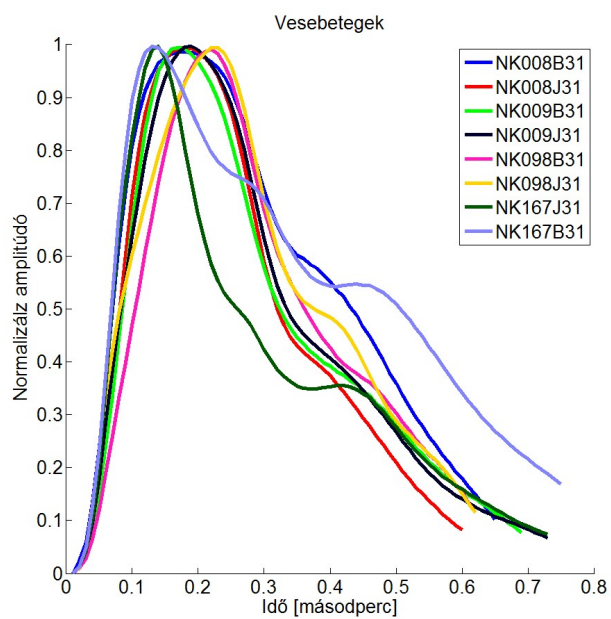
4.26. ábra. Gyógyszerrel kezelt cukorbeteg pulzus jelei



4.27. ábra. Kezelés nélküli magasvérnyomásos betegek pulzus jelei, akiknél a mért vérnyomás-érték magas volt.

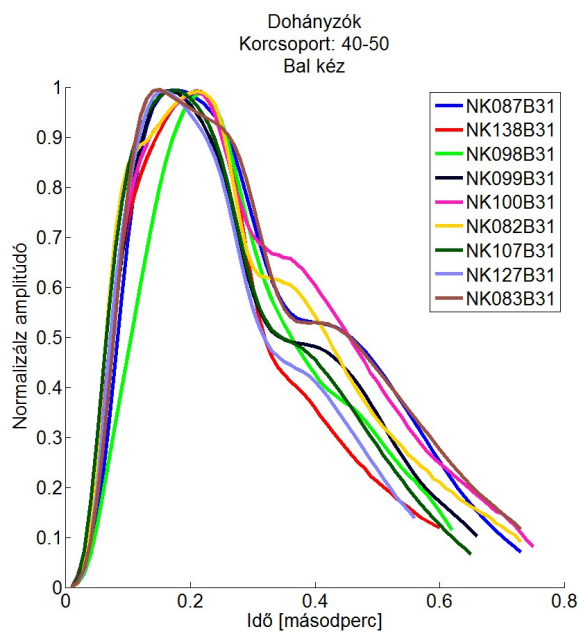


4.28. ábra. Különböző májbetegségben szenvedők pulzus jelei.

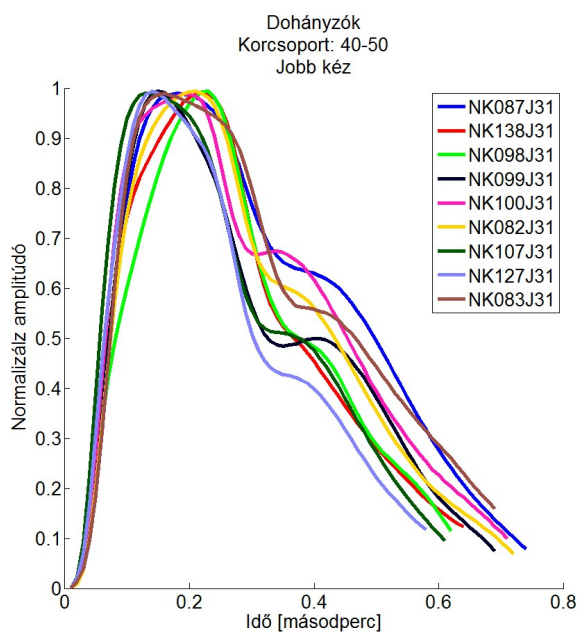


4.29. ábra. Különböző vesebetegségben szenvedők pulzus jelei.

Végül a 4.30. és 4.31. ábra 40 és 50 év közötti dohányosok pulzus görbéit mutatja.



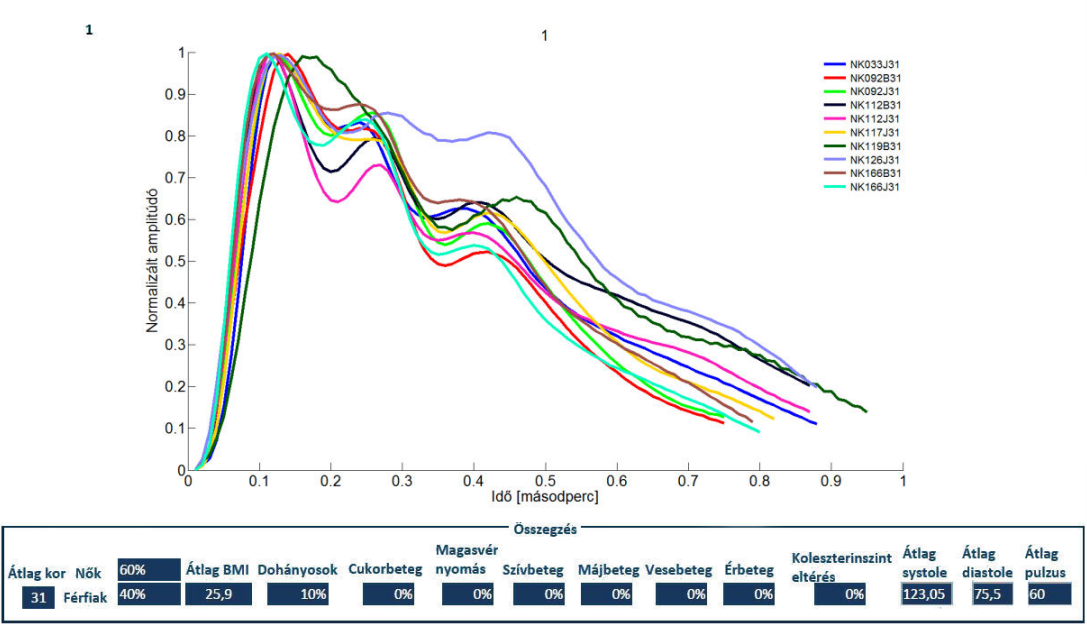
4.30. ábra. 40 és 50 év közötti dohányosok bal kezén mért pulzus jelek.



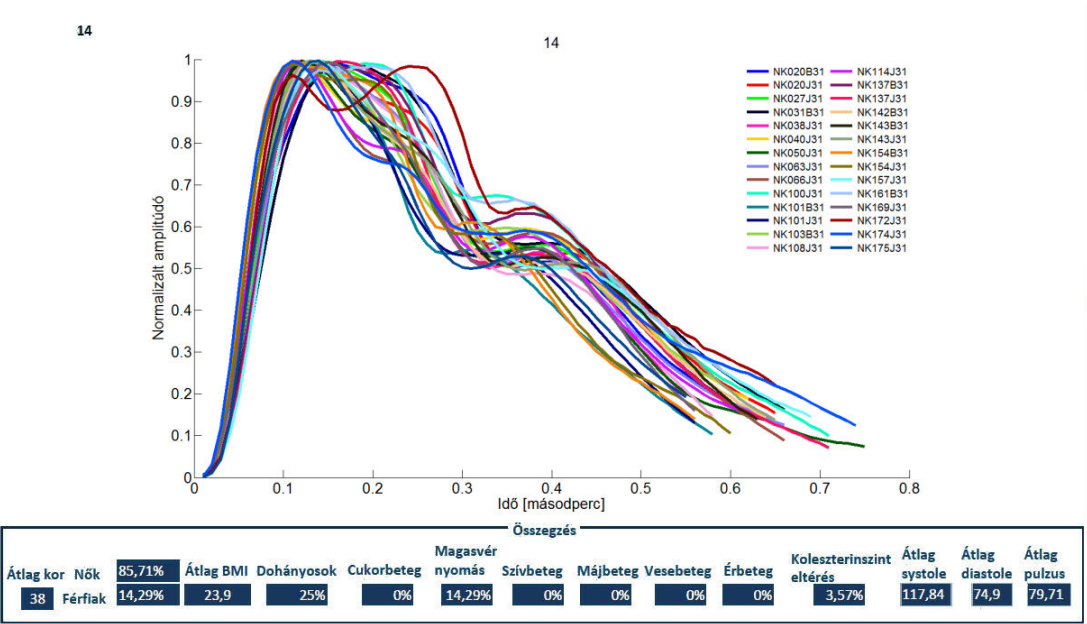
4.31. ábra. 40 és 50 év közötti dohányosok jobb kezén mért pulzus jelek.

4.6. Klaszterezés segítségével kapott csoportok

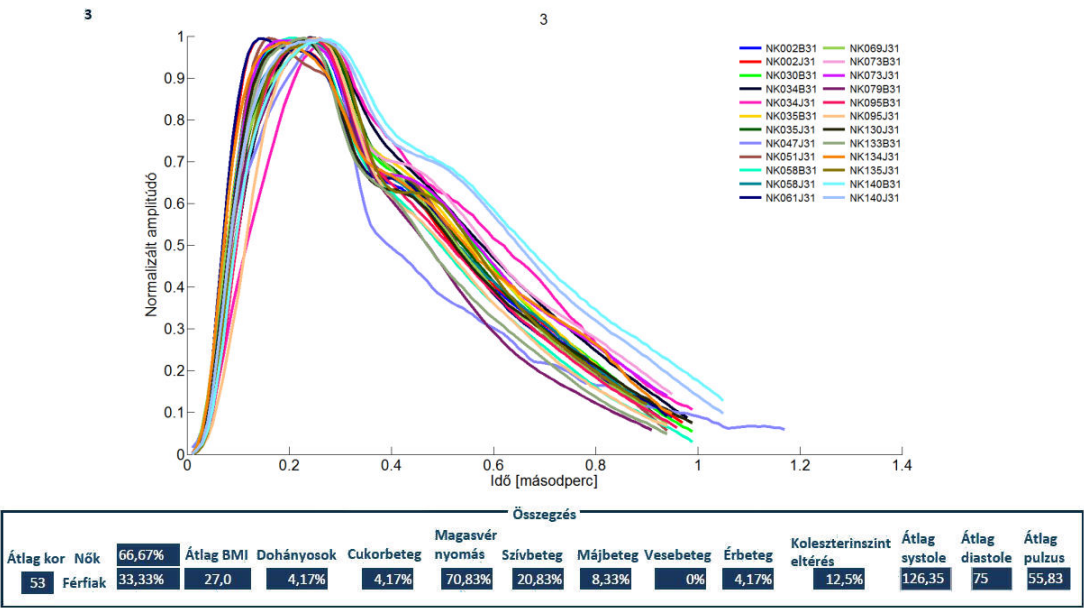
A 4.32. és 4.33. ábrák a klaszterezés segítségével nyert, többségében egészséges jeleket tartalmazó csoportokat mutatják be, míg a 4.34., 4.35., 4.36. és 4.37. ábrák a magasvérnyomásos betegségekre utaló jelek csoportjait. Ezen csoportokra a következtetéseket a klaszterezés eredményének adatbázisban történő visszakeresését követően állapítottuk meg. Az eredmények az abszolút és a relatív jellemzők együttes felhasználásával adódtak.



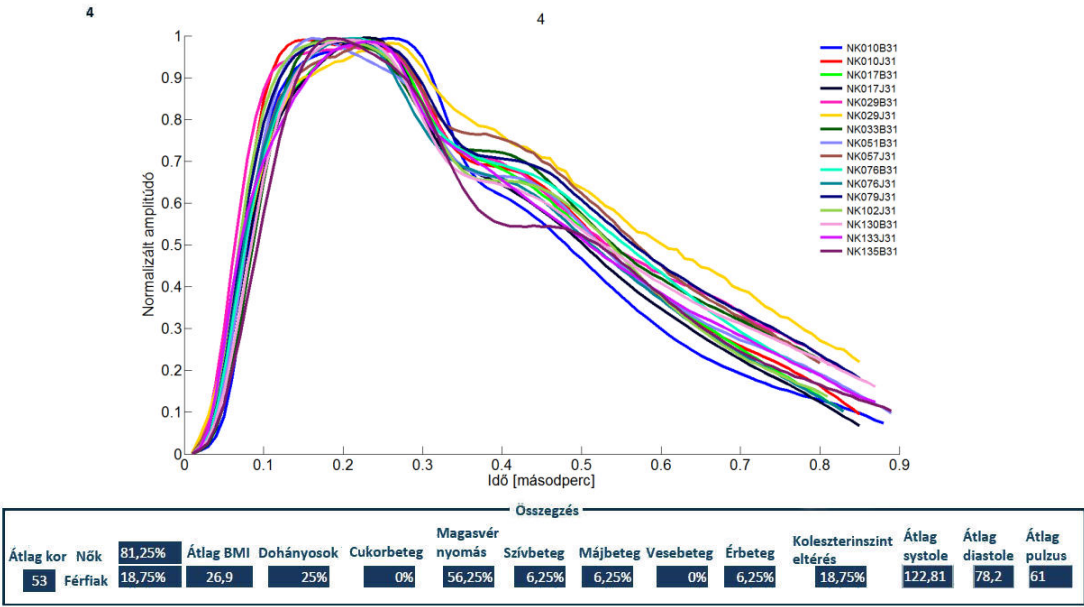
4.32. ábra. Egy klaszterezés által kapott egészséges csoport (az abszolút és relatív jellemzők együttes felhasználásával)



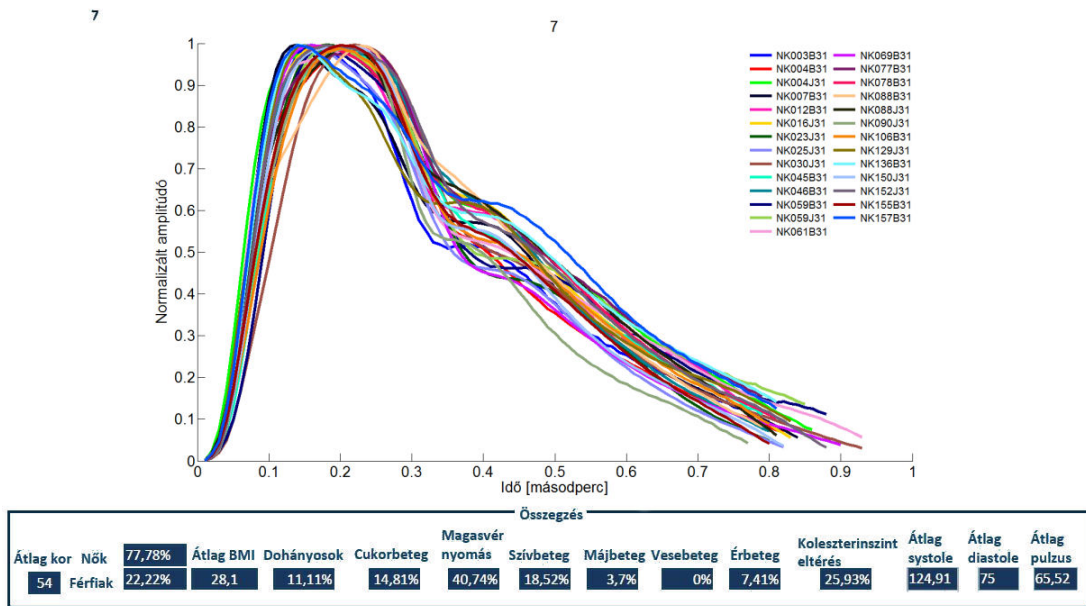
4.33. ábra. Egy klaszterezés által kapott egészséges csoport (az abszolút és relatív jellemzők együttes felhasználásával)



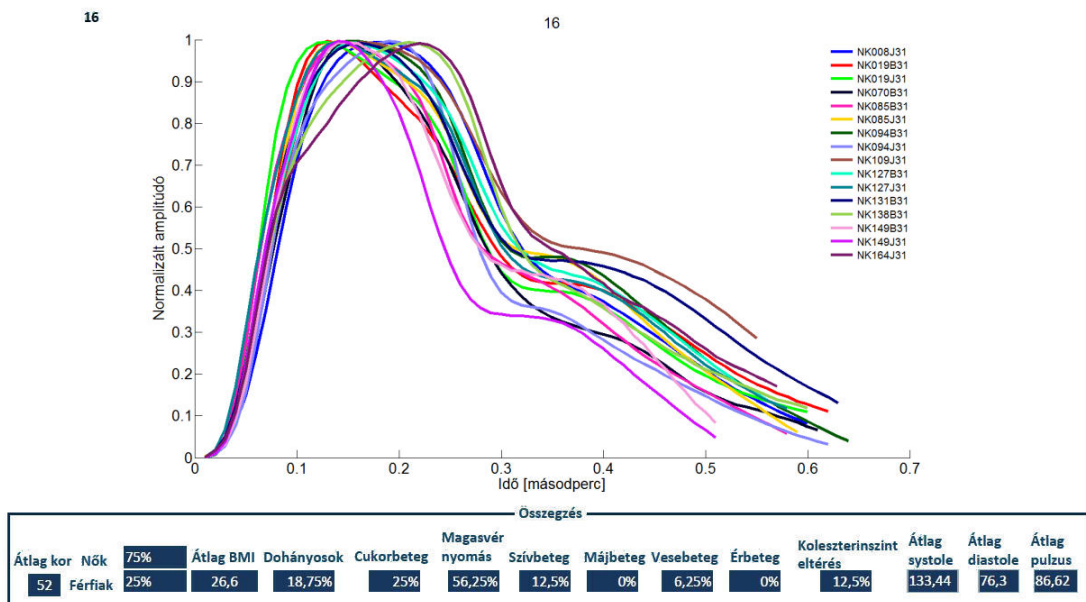
4.34. ábra. Egy klaszterezés által kapott magasvérnyomásos betegsége utaló jeleket tartalmazó csoport (az abszolút és relatív jellemzők együttes felhasználásával)



4.35. ábra. Egy klaszterezés által kapott magasvérnyomásos betegsége utaló jeleket tartalmazó csoport (az abszolút és relatív jellemzők együttes felhasználásával)

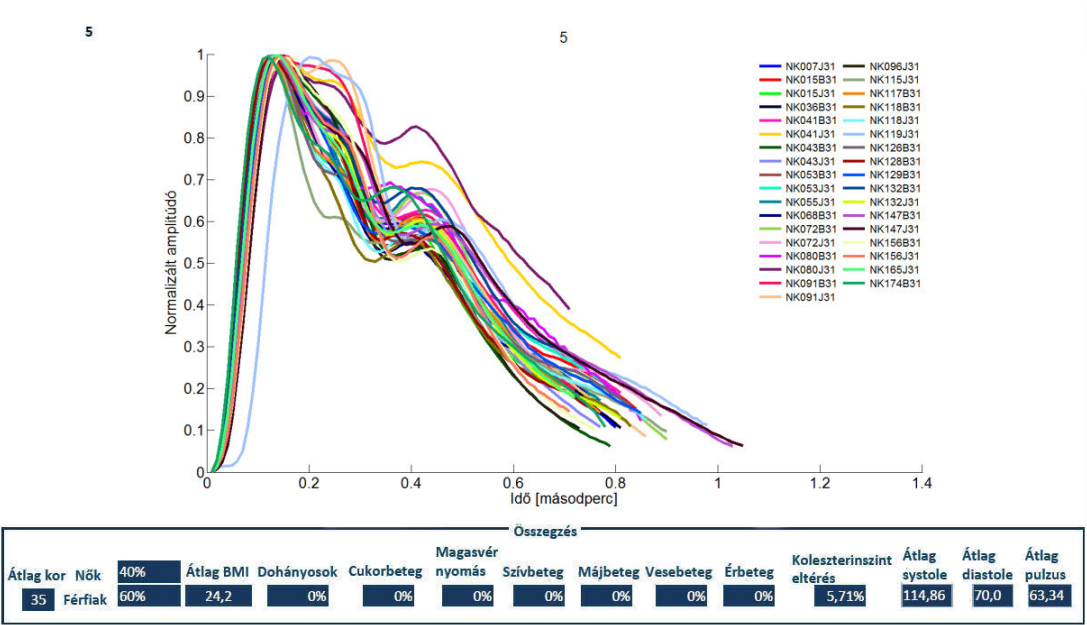


4.36. ábra. Egy klaszterezés által kapott magasvérnyomásos betegsége utaló jeleket tartalmazó csoport (az abszolút és relatív jellemzők együttes felhasználásával)

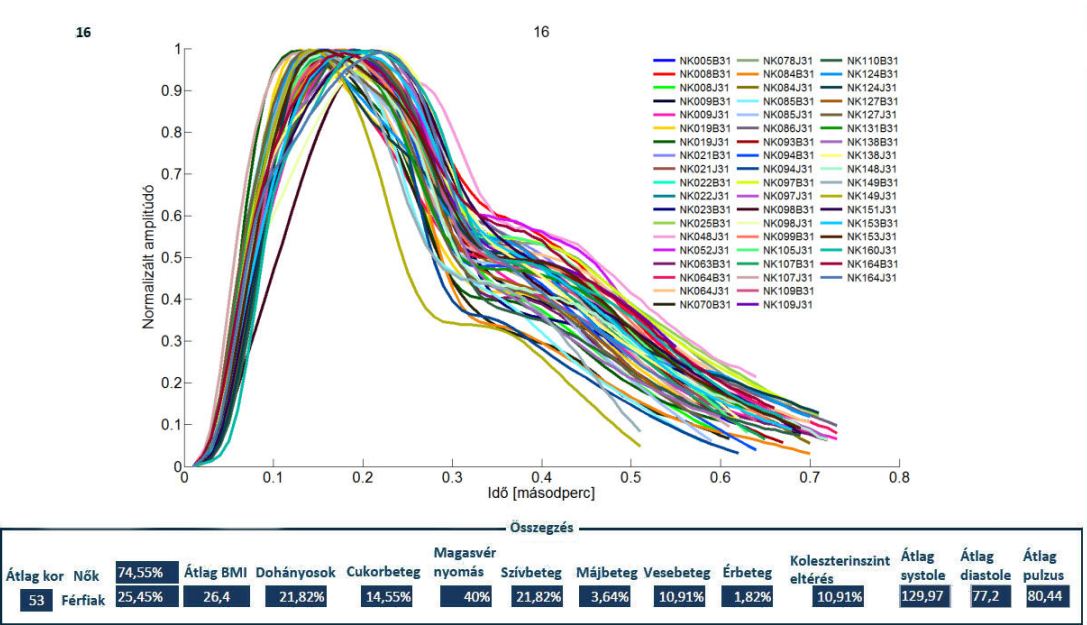


4.37. ábra. Egy klaszterezés által kapott magasvérnyomásos betegsége utaló jeleket tartalmazó csoport (az abszolút és relatív jellemzők együttes felhasználásával)

A 4.38. és 4.39. ábrák két csoportot mutat, mely az abszolút és relatív jellemzők mellett, az életkor figyelembevételével végzett klaszterezés eredménye.



4.38. ábra. Egy klaszterezés által kapott egészséges csoport. (Felhasznált jellemzők: abszolút, relatív és az életkor.)



4.39. ábra. Egy klaszterezés által kapott magasvérnyomásra utaló jeleket tartalmazó csoport. (Felhasznált jellemzők: abszolút, relatív és az életkor.)

5. fejezet

Eredmények értékelése, összefoglalás

Jelen fejezet részletesen értékeli az előző fejezet során bemutatott eredményeket, és kitér az ezekből levonható következtetésekre. Munkánk során röviden összefoglalva a következő feladatokat végeztük el:

- **Kialakítottuk az Optoforce 3D erőmérő tapintószenzor felhelyezésének módját**, mellyel képesek vagyunk rögzíteni a pulzus görbe alakját
- **Megvalósítottunk egy pulzus jelek feldolgozására alkalmas programot**, mely zajszűrést végez, előállítja és megfelelő módon átlagolja az egy-periódusú pulzus jeleket, ezeken karakterisztikus pontokat keres, és előállítja a görbét leíró jellemzőket tartalmazó vektort
- A jelfeldolgozó programhoz **elkészítettünk egy grafikus felületet**
- **Validáló mérést végeztünk**, mellyel bizonyítottuk, hogy az általunk használt szenzor megfelelő pontosságban képes rögzíteni a pulzus karakterisztikáját
- **Létrehoztunk egy adatbázist**, melyben a munkánk szempontjából fontos információkat rögzítettük a mérésről és az alanyokról, később kiegészítve a jelek feldolgozásából nyert adatokkal
- 175 alany részvételével **méréssorozatot végeztünk**
- A mérések eredményeiből arra a következtetésre jutottunk, hogy a morfológia alapján **a normális és a típusos pulzus jelek elválaszthatók** egymástól
- **Klaszterezést végeztünk** a pulzus jelekre, melyből szintén adódott a morfológia szerinti megkülönböztethetőség

Az alábbiakban ezek eredményeit értékeljük.

5.1. A megvalósított mérési környezet értékelése, mérési tapasztalatok

A tervezésről szóló fejezetben bemutatott szenzor felhelyezés előnyeiről, nevezetesen, hogy bármely csuklóméretre alkalmas, illetve segítségével változtatható a nyomáserősség, már szó esett. Ennek a fokú flexibilitásnak azonban van hátránya is. Az egyik, hogy kézmozgás hatására könnyen elmozdulhat a szenzor. Ez elsősorban a vékony, kis csuklójú embereknél jelent igazán problémát, mert a szenzor jelenlegi nagy mérete miatt, ilyen esetekben sokkal könnyebben elmozdulhat. A tapintószenzor méretének csökkenése igen fontos lenne, hiszen, amellett, hogy könnyebb lenne a felhelyezés, és csökkenne az elmozdulás esélye mérés közben, lehetőség nyílna egyszerre több pontban történő mérésre is. Fontos tapasztalat a mérések során, hogy a nagyon lassú pulzusúak (60 vagy az alatti pulzusszámúak) esetén nehezebb volt a jó minőségű jel rögzítése. Ennek egyik oka, hogy ezen alanyok esetén a pulzusgörbe lefutásának változása lassabb, egy egységnyi idő alatt kisebb az amplitúdó csökkenés, melyre jobban rá tud ülni a szenzor saját, 1-3 amplitúdó nagyságú, magas frekvenciás zaja. Ezt, fontos információk, részletek elvesztése nélkül nagyon nehéz kiszűrni, így végeredményben általában ezek a jelek átlagolás után is zajosabbak. Megemlítenénk még, hogy előfordult, hogy kézzel nem volt kitapintható a pulzus, a szenzort felhelyezve azonban mérhető volt a pulzusgörbe, méghozzá megfelelő nagyságú amplitúdóval, amely jól mutatja, hogy a szenzor mennyire érzékeny, milyen kis erők mérésére is alkalmas. Ez tovább erősíti bennünk, hogy jó választás egy pulzusdiagnosztikai rendszer alapjának.

5.2. A validáló mérés értékelése

A validáló mérés során a következő szempontokat vettük figyelembe. A két kéz között anatómiai, illetve a pulzusdiagnosztikai alapelvek alapján lehetnek eltérések. Kis fáziseltolódást eredményezhet, hogy a két mérési eszköz nem teljesen azonos magasságban helyezkedett el. Figyelembe kellett vennünk a karmozgásból származó fals jeleket, emiatt mindkét jelen ugyanakkor mértékű ablakolást kellett végrehajtanunk. Az Optoforce szenzor kimeneti jele nem vérnyomásértéket ad, ezért az összehasonlítást csak morfológiai szempontból végeztük el, ennek érdekében a jeleket egyre normáltuk. Az Optoforce szenzor esetében a csatornák kimeneti jelei függenek a radiális artéria és a szenzor egymáshoz viszonyított pozíciójától. Ezért kiválasztottuk a legjobbnak ítélt csatorna jelét.

A fenti szempontokat is figyelembe véve az eredményeink alapján elmondható, hogy a jelek jól korrelálnak, melyet a két jel összevetése során kapott korrelációs érték is bizonyít, emellett alátámasztja 4.2. ábrán bemutatott regressziós egyenes is. A görbék lefutásában jelentkező eltérés a két mérési eljárás alapvető különbségéből adódhat.

A meggyőző eredmények alapján elmondható, hogy az Optoforce 3D tapintószenzor alkalmas lehet egy pulzusdiagnosztikai eszköz megvalósítására azáltal, hogy képes megfelelő pontossággal rögzíteni a pulzusgörbe lefutását.

5.3. Gyakori pulzus karakterisztikák

A 4.5., 4.6., 4.7., 4.8. és 4.9. ábrákon bemutatott pulzus görbék jó visszajelzést, egyfajta validálást adnak arról, hogy az általunk mért görbék valóban pulzus görbék. A bemutatott mintázatok mellett más jellegzetes karakterisztikák is megjelentek. Ezek megtekinthetők az összes mérési eredményünket összefoglaló dokumentumban a CD mellékletünkön.

5.4. A jelfeldolgozó program értékelése

Az eredmények résznél bemutatott példa jól illusztrálja a jelfeldolgozó programunk működését, annak eredményét. Látható, hogy a megvalósított kaszkád adaptív szűrő gyakorlatilag teljes mértékben kiszűri a *'baseline wander'*-t, megőrizve a pulzus görbe jellegzetes karakterisztikáját (az egy-periódusú jel alapján). A legtöbb esetben a jelfeldolgozó jól teljesített, még egy-egy extrém esetben is (nagyobb bemozdulás, erősebb sóhajtás okozta zajok). Esetenként szükség volt a jelek ablakolására, ezért is volt fontos a 3 perces folyamatos mérés, hogy megfelelő mennyiségű jel legyen átlagolható. Végeredményként a legtöbb esetben jól használható, zajoktól mentes egy-periódusú jelet kaptunk, mely szintén jól látható a CD mellékletünkön szereplő, méréseket összefoglaló dokumentumban. Ez egyben azt is jelenti, hogy az összes mérésünket sikerült feldolgozni.

5.5. A kontroll csoport statisztikai értékelése

Jelen dolgozat keretében megvalósított mérési sorozat célja egy egészséges kontrollcsoport felvétele volt. A mérések során nem volt kizáró ok. Az alany esetleges betegségeit rögzítettük, ez saját bevallás szerint történt, nem tudtuk visszaellenőrizni a valóság tartalmát. Az értékelésnél figyelembe kell venni, hogy egyes személyek nem biztos, hogy tudnak már meglévő, vagy kialakuló betegségükről. Összesen 175-en vettek részt a méréseinkben. A korcsoportonkénti méréseket igyekeztünk úgy összeállítani, hogy a 30-40, 40-50 és 50-60-as korcsoportban közel azonos számban legyenek, illetve, hogy ezek legyenek a dominánsak. Ezt a célt a 4.15. ábrán lévő diagram alapján sikerült teljesíteni. Ez azért volt fontos, mert a felsorolt korcsoportok lesznek várhatóan a dominánsak a beteg minták felvétele során. Természetesen a többi korcsoport jelei is nagyon fontosak, így a későbbiekben szeretnénk kiegyenlítettebbé tenni az arányokat. Ugyan-így szeretnénk, ha a későbbiekben a férfiak és nők arányát is sikerülne kiegyenlíteni (összevont: 4.14. ábra, korcsoportokra bontva: 4.16. ábra). Az egészségi állapotoknak megfelelő statisztika (4.2. táblázat) alapján, ahogy az várható is, a betegségek leginkább az idősebb korosztályt érintik. A magasabb BMI értékek is jól illeszkednek a betegség típusához, így például a cukorbeteg, a magas koleszterin szinttel rendelkezők, és a magasvérnyomásos betegek esetén nagyobb.

A mérésünk minőségének meghatározásában fontos faktor a mért amplitúdó nagysága. A következőkben az ezzel kapcsolatos eredményeinket értékeljük. Az általunk mért amplitúdó nemek és kor szerinti csoportosításából (4.17. ábra) az szűrhető le, hogy az amplitúdó a kortól

nem függ, viszont a férfiaknál általában nagyobb, ami jól egyezik azzal, hogy a férfiak pulzusa erősebb, általában könnyebben kitapintható. Fontos konklúziója a 4.18., 4.19., 4.20. és 4.21. ábrák diagramjainak, hogy a nagyobb BMI-vel rendelkező alanyok esetén általában nagyobb amplitúdóval sikerült mérnünk. Emellett hozzáveendő az a tény is, hogy a nagyobb, vastagabb csuklójú alanyok esetén a felhelyezés is könnyebbnek bizonyult. Feltételezésünk szerint ez elsősorban a szenzor relatív nagy méretéből adódik, ami jobban illeszkedik egy vastagabb csuklóhoz, ezért a kisebb szenzor esetén további vizsgálatra lesz majd szükség, ebből a szempontból. Ugyanakkor a mérhető amplitúdó nem mutat szignifikáns eltérést különböző diasztolés nyomások (4.18. ábra) és pulzusszámok hatására (4.20. ábra). Ennél meglepőbb, hogy látszólag a pulzus nyomás hatására sem változik jelentős mértékben a mérhető amplitúdó (4.21. ábra). Enyhe növekedés ugyan tapasztalható a 30-60 Hgmm-es sávban, de ez sem nevezhető szignifikánsnak. A legmeghatározóbbnak a szisztolés vérnyomás bizonyult, ennél alakul ki leginkább egy növekedési tendencia az amplitúdó nagyságában nagyobb nyomás hatására (4.19. ábra), azonban itt sem igazán szignifikánsak a különbségek. Ezek alapján kijelenthető, hogy jelen felhelyezési megoldás mellett a szenzor segítségével mérhető amplitúdó nagysága leginkább a felhelyezés sikerességén múlik. Ezen vizsgálatokat természetesen érdemes ismét elvégezni, ha kialakul egy stabilabb, jobban általánosított felhelyezési megoldás, melynek segítségével a különböző méretű csuklókon ugyanakkor amplitúdóval tudunk mérni.

5.6. Az adatbázis segítségével megvalósított csoportokból levonható következtetések

A 4.22., 4.23., 4.24. és 4.25. ábrák mutatják a magukat teljesen egészségesnek valló nők pulzus jeleit különböző korcsoportokban. Egy-két kilógó jeltől eltekintve körülbelül jól kirajzolódik, hogy az egészséges fiatal nőknél (20-30-as korcsoport) a görbe '*TRIWave*' (az irodalom szerinti egyik egészséges pulzus karakterisztika) alakot ölt, de legalábbis élesen elkülöníthető '*Tidal*' hullámmal rendelkeznek (a perifériás visszaverődés által keltett hullám). Ez a kor előrehaladtával egyre inkább eltűnik, egybeolvad a dikrotikus hullámmal, mely az érfal kor szerinti egyre merevebbé válásával magyarázható. A magukat egészségesnek valló férfiak esetében ugyanezen kirajzolásokat elvégezve, nem adódott ki ennyire egységes kép, sokkal több volt a kilógó jel. Ennek egy lehetséges magyarázata, hogy a mért férfi alanyok közül kevesebben tudnak valamilyen betegségükről, mint a nők.

Elkezdjük annak vizsgálatát, hogy bizonyos betegségek esetén hogyan változik a pulzus karakterisztikája. Itt fontos megjegyezni, hogy a kis mintaszám miatt messzemenő következtetések nem vonhatók le, illetve a pulzus görbe betegséghez kapcsolását nehezíti a korábban említett probléma, hogy csak az alanyok saját bevallására hagyatkozhattunk a betegségeik felsorolásánál, orvosi leletek nem álltak rendelkezésünkre. A betegségen belül egyelőre nem történt differenciálás, így például a májbetegek között van májnagyobbodásban és autoimmun májbetegségben is szenvedő.

Az egyik vizsgált betegség típus a cukorbetegség (4.26. ábra), közülük is a gyógyszerrel kezelt csoport. Ebbe a csoportba tartozó görbékről elmondható, hogy a perkúziós szélességük nem nagy, a 'Tidal' hullám egyáltalán nem jelenik meg, a dikrotikus csúcs pedig nem kiemelkedő.

A 4.27. ábra azon csak magasvérnyomásos betegségben szenvedők jeleit mutatja, akiknél a vizsgálatunk során aktuálisan is magas vérnyomást mértünk (140 Hgmm-nél nagyobb). Ezen csoporthoz tartozó jelekre igaz, hogy széles a perkúziós szélességük, a 'Tidal' hullám nem jelenik meg dominánsan, a dikrotikus csúcs viszont kiemelkedőbb, mint például a cukorbeteg esetében. A csoportba tartozik egy kilógó jel (NK138J31), mely az irodalom alapján [47] az érlemeszesedésre utalhat. A másik két jelpár esetén a különbséget a magasvérnyomás kialakulásának ideje, illetve a kezelés módja, jósága közti különbségből származhat (mindkét alany 40 és 50 év közötti férfi, így a korból és nemből származó különbség kizárható).

A máj betegek csoportja (4.28. ábra) nagyobb differenciát mutat az előbb bemutatott csoportokhoz képest. Ez valószínűleg abból fakad, hogy különböző májbetegségek kerültek elő. Igazán karakterisztikus jelcsoport ily módon nem emelhető ki, nincs általánosításra lehetőség. Ez azért került külön kiemelésre, hogy képet kapjunk arról, hogy egy adott szerv különböző betegségei, különböző pulzus karakterisztika belüli változásokat eredményezhetnek.

És a betegségek közül végül megemlítendő még a vesebetegségben szenvedők által alkotott csoport (4.29. ábra). Itt kiemelendő az NK167 azonosítójú alany két jele (egy 20-30 év közötti nő), akinek az egyik veséje nem működik. Ez azért különösen érdekes és fontos, mert a két kezén mért pulzus jelek erősen eltérnek egymástól. Ez egy lehetséges alátámasztása annak, hogy a különböző, irodalom által definiált mérési pontok, más-más szervnek feleltethetők meg.

Érdekes eredményt kaptunk a már idősödő (40 és 50 év közötti) dohányzó alanyok jelét vizsgálva (a két kézen mért jeleket külön-külön a 4.30. és 4.31. ábra mutatja). A fentebb említett jellegzetes érlemeszesedésre utaló karakterisztika ugyanis több alany esetében megjelent, ezzel is mutatva a dohányzás egyik káros mellékhatását, az erek elmeszesedését.

Végül megjegyeznénk, hogy az egyazon csoportba kerülő jelek, a jobb átláthatóság érdekében, egyesével is megtekinthetők a CD mellékletünkön.

5.7. A klaszterezéssel nyert csoportokból levonható következtetések

A klaszterezést, mint ahogy azt a tervezésről szóló részben már említettük, egy 4x4 neuronból álló neurális hálózat segítségével valósítottuk meg. A 16 kimeneti csoport bizonyult a legmegfelelőbbnek, 9 csoport esetén egy-egy csoporton belül túl nagy volt a különbség bizonyos jelek között, míg 25 csoport esetén már túlságosan is specifikus csoportok alakultak ki, sok esetben csak 1-2 jelet magukba foglalva. A klaszterezést különböző jellemző vektorokkal is elvégeztük. Az abszolút és relatív jellemzők mellett végeztünk kipróbáltuk a kor és a szisztolés vérnyomás-érték jellemzők közé vételével is az osztályozást. A legtöbb következtetés végül az abszolút és relatív jellemzők együttes használatával, valamint ehhez még a kort hozzávéve megvalósított

klaszterezésekből sikerült levonnunk. Ezek teljes eredménye (csoportonként egyesével kirajzolt jelekkel), a dolgozatban bemutatott részek mellett, megtekinthetők a CD mellékleten.

A 4.32., 4.33. és 4.38. ábrákon szereplő csoportok többnyire egészséges alanyoktól származó mintákat tartalmaznak. Ennek, az irodalom alapján is, megfelelően többnyire 'textitTRIWave'-ek alkotják. Az ebbe a csoportba került magasvérnyomásos betegek mindegyike gyógyszeresen kezelt, így valószínűsíthetően még időben felismerték a betegségét, és a kapott kezelés is hatásos, ezáltal közel egészséges pulzusmintát mutatva. Ebből a két csoportból kirajzolódik, hogy milyen lehet az egészséges pulzusgörbe. Amit még érdemes észrevenni, hogy a kor figyelembevételével egy bővebb egészséges csoport alakult ki (4.38. ábra).

A 4.34., 4.35., 4.36., 4.37. és 4.39. ábrákon szereplő csoportok szignifikáns arányban tartalmaznak magasvérnyomásos betegségben szenvedőktől származó jeleket. Tekintve, hogy az alanyok adott esetben nem tudnak bizonyos betegségeikről, elképzelhető, hogy magasvérnyomásos betegségben szenvednek, ily módon, bár még csak feltételezés szintjén, de úgy tűnik, hogy a hypertonia már a munkánk ilyen kezdeti fázisban is felismerhető a rendszerünk segítségével. Természetesen annak eldöntésére, hogy valóban diagnosztikus erejű eredményről van szó, további vizsgálatok szükségesek. Szót kell még ejteni az egyes csoportok közti különbségekről. Amellett, hogy más betegségek is megjelennek bizonyos csoportoknál, összességében jól látható, hogy a csoportot dominánsan meghatározó jeleknél eltérés mutatkozik a perkúziós szélességben a csoportok között. Ez egy nagyon fontos eredmény lehet, ugyanis a perkúziós szélesség növekedése utalhat a betegség súlyosságára. Ezáltal nem csak az lenne megállapítható, hogy valaki hypertóniában szenved, hanem az is, hogy mennyire súlyos fázisban van. Ez sokkal jobb képet ad, mint egy egyszerű vérnyomásérték, könnyebb lenne az orvosok számára a megfelelő kezelés megtervezése, ráadásul a kezelés hatása is jobban követhetővé válna.

5.8. Összefoglalás

Dolgozatunkban sikerült bizonyítanunk, hogy a felhelyezés technikailag megoldható, a mérések bármennyiszer reprodukálhatóak és az Optoforce 3D tapintószenzor alkalmas a radiális artérián mérhető pulzus görbe pontos és jó minőségű, non-invazív módon történő rögzítésére. A bemutatott eredmények alapján kijelenthető, hogy megfelelő pontossággal vagyunk képesek rögzíteni az artériás nyomásgörbét. A bemutatott irodalmi példákkal való összevetés szintén ezt támasztja alá, hiszen a legjellemzőbb karakterisztika típusok közül néhányat nekünk is sikerült mérnünk.

Az elméleti háttérben bemutatott jelfeldolgozási technikák felhasználásával megvalósított programunk segítségével sikerült jó minőségű egy-periódusú jeleket előállítanunk, melyen a jellemző keresés megvalósítható. Ez később alapját képezheti egy osztályozó rendszernek. Ezt mutatja az a tény is, hogy az általunk megvalósított klaszterezés segítségével kialakultak olyan csoportok, amik egy adott egészségi állapotra utalnak, mint például az egészséges jelek, illetve a magas vérnyomásra utaló jelek. Ezek az eredmények nagyon biztatók a diagnosztikai rendszer szempontjából.

A 175 mérésünknek köszönhetően fontos tapasztalatokat gyűjtöttünk, mind a mérési környezet fejlesztési irányai szempontjából, mind a megjelenő pulzus karakterisztikákból. Bizonyos jellegzetes görbék esetén már most lehet intuíciónk bizonyos betegségtípusok meglétére, jelenleg elsősorban a magasvérnyomás és az érlemeszesedés karakterisztikus jeléről alakult ki elképzelés számunkra.

6. fejezet

Jövőbeli tervek

Az egyik fontos feladatnak további validáló mérések elvégzését tekintjük. Ez mindenképp szükséges, hiszen csak több mérés eredménye által jelenthető ki teljes bizonyossággal, hogy az általunk használt szenzor megfelelő pontossággal képes felvenni a radiális artérián végighaladó pulzus hullámot.

A felhelyezés, a mérési környezet átgondolása szintén a közelebbi jövő tervei közé tartozik. Reményeink szerint lehetőségünk nyílik egy, a mostaninál kisebb tapintószenzor használatára, mely nagyban megkönnyítené a felhelyezést. Szeretnénk megvalósítani egy olyan megoldást is, amelynek köszönhetően a különböző csuklóméretek esetén is teljesen stabil, a mozgások következtében lehetséges szenzor elmozdulást megakadályozó rendszert kapunk. Emellett a különböző nyomáserőségekkal történő mérést is szeretnénk megvalósítani, hogy pontosan lássuk a különbséget a különböző mélységekben felvehető pulzus karakterisztikák között.

Folytatni fogjuk az egészséges csoport felvételét, mellyel reményeink szerint még inkább kirajzolódnak majd a teljesen egészséges pulzus karakterisztikák, mindez a különböző korosztályok szerint, melyből képet kaphatunk a pulzus görbe változásáról a kor szerint, amit majd a különböző beteg minták vizsgálatánál használnánk fel, annak eldöntésére, hogy a változás mennyiben a kor, és mennyiben az adott betegség következménye. Az egészséges csoport mellett el fogjuk kezdeni a jól meghatározott beteg csoportok (cukorbeteg, vesebeteg, érbeteg, stb.) rögzítését is. Ezt valószínűleg kórházakban, adott betegséggel orvosilag diagnosztizált betegeken fogjuk elvégezni. Ezek a mérések, illetve ezek eredményei képeznék az alapját egy diagnosztikai célra alkalmazható osztályozónak, mely egy fontos lépés lenne az automatikus diagnózis felállítására alkalmas rendszerhez.

Méréseink során azt figyeltük meg, hogy a magas vérnyomásos betegek görbéi eltérést mutatnak. Voltak olyan esetek, amikor magas vérnyomással kezelt beteg esetén egészséges csoporthoz hasonló görbét mértünk és volt, amikor egészséges esetben magas vérnyomásos görbéhez hasonlító jelet rögzítettünk. Feltevésünk szerint a szenzoros mérés alkalmas lenne a magas vérnyomásos betegségek esetén az ér állapotáról visszajelzést adni, ezzel a betegség súlyosságát megítélni, valamit az esetleges gyógyszeres kezelés hatását vizsgálni. Ez mindenképpen mélyebb utánajárást, több jelet és pontosabb kórképeket igényel. Ennek vizsgálata is jövőbeli céljaink között szerepel. Mivel a magas vérnyomásos betegség népbetegségnek számít és a háttérben zajló folyamatok megértése nagy jelentőséggel bír, ezért a magas vérnyomásos betegségek

kivizsgálásának kiegészítő méréseként nagy segítséget nyújthatna az orvosoknak a szenzorral történő mérés.

A validáló mérés biztató eredménye felvetette a szenzor egy másik lehetséges alkalmazási lehetőségét. Az artériás kanül görbájével mutatott biztató korrelációs érték alapján felmerülhet a klinikumban elterjedt invazív artériás vérnyomásmérés helyettesítése. A non-invazív folytonos vérnyomás monitorozás egy nagy innovációs lehetőség lehetne. Sok esetben megkönnyíthetné az orvosok dolgát és a páciens számára is kényelmesebb, fájdalommentes megoldást jelentene. Ehhez azonban szükség van a szenzor által mért erővektor és a vérnyomásérték közötti összefüggés leírására, valamint egy olyan felhelyezés megvalósítására, mely a kisebb mozgások esetén is képes a vérnyomásgörbe pontos mérésére. Ezek megvalósításához még sok mérésre, a szenzor felhelyezésének fejlesztésre, továbbgondolására van szükségünk.

Távolabbi célként szeretnénk egy hordozható, órászerű megoldást is megvalósítani. Ezzel a betegek napról napra ellenőrizhetik a pulzus görbájüket, melynek segítségével képet kaphatnak egy-egy gyógyszeres vagy egyéb módon megvalósított kezelés hatásáról, hiszen a jól kezelt betegségek esetén a pulzus karakterisztika is egészségessé válhat, vagy irreverzibilis elváltozások esetén nem mutat további romlást. Ez természetesen a betegek mellett az orvosoknak is nagyon fontos visszajelzés, hiszen így adott esetben tudnak változtatni a kezelés módján, a gyógyszerek dóziséban. Ráadásul nem igényel hosszas kontroll vizsgálatokat, a rendszer által rögzített adatokból pontosan követhető a változás. Ugyanakkor ez nemcsak a diagnosztizált betegeknek lehet hasznos eszköz, hanem egy mindenki számára könnyen használható kontroll eszközt biztosíthat. Egy otthon is használható készülékkel az emberek könnyen és egyszerűen ellenőrizhetnék egészségügyi állapotukat. Nagy segítség lenne ha a szenzor útmutatást adna az embereknek, hogy el kell-e menniük orvoshoz vagy sem. Ennek főként azért lenne nagy jelentősége, mert például a kardiovaszkuláris betegségek megelőzhetőek, ha időben felismerik és kezelik őket, azonban kezdeti fázisukban általában tünetmentesek. Így az emberek ha nem is érzik betegnek magukat, képet kaphatnának egy egyszerű, könnyen használható eszközzel, hogy nincs-e kialakulóban valamilyen betegségük. Továbbá az időben felismert és kezelt betegségek gyógyszeres gyógyításának köszönhetően elkerülhetőek lennének a műtétek és a sokkal több költséggel járó kezelések. A méréseink során is, ahogy azt említettük, előfordult, hogy a magukat egészségesnek vallók pulzus jelei között megjelentek elváltozott, feltételezhetően betegségre utaló pulzus karakterisztikák. Ez is mutatja, hogy egy ilyen eszköz hasznos és alkalmazható lehet az egészségmegőrzésben.

Még távolabbi cél egy hárompontos pulzusdiagnosztikai eszköz megvalósítása. Egy ilyen rendszert elsősorban a klinikai, kórházi vizsgálatok céljára szeretnénk létrehozni. Első lépésként, amennyiben elkészülnek a kisebb szenzorok, 3 tapintószenzor szimultán mérésével kezdenénk, annak vizsgálatával, hogy a 3 pontban különböző mélységekben hogyan változik a pulzus karakterisztika. Ennek hátterét még nem tárták fel kvantitatívan, a különböző mérési pontok és szervek kapcsolatának felderítése sem teljes, így az eszköz elkészítése mellett egy kvantitatív leírást, modellt is szeretnénk megvalósítani.

Köszönetnyilvánítás

Köszönjük a témánk és az ehhez szükséges engedélyek biztosítását a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és Bionikai Karának és a Semmelweis Egyetem Városmajori Szív- és érgyógyászati Klinikájának, valamint Prof. dr. Szolgay Péternek és Prof. dr. Merkely Bélának.

Köszönjük a munkánk során nyújtott segítséget konzulenseinknek, dr. Cserey Györgynek és dr. Sótonyi Péternek.

Köszönet az Optoforce kft.-nek és dr. Tar Ákosnak a méréseinkhez szükséges szenzor biztosításáért. Köszönjük Tihanyi Attilának a nyári teszt méréseinkhez kölcsön adott vérnyomásmérőt. Köszönet dr. Németh Endrének és Mukli Péternek a validáló mérésben nyújtott segítségükért. Köszönjük a Városmajori Szív- és érgyógyászati Klinika munkatársainak a klinikán történő méréseink során nyújtott segítségért. Külön köszönet dr. Kováts Tímeának, Simon Henriettnek és Soproni Istvánnak a sok segítségéért.

Köszönjük a méréseink lebonyolításában segítőknek az áldozatos szervező munkát, továbbá mindenkinek köszönjük a mérésekben való részvételt, a mérések során tanúsított együttműködésüket.

Végül köszönet mindenkinek, aki bármilyen módon segítette, támogatta munkánkat. Külön köszönet Kovácsné Baracskai Zsuzsannának, Kalmár Boglárkának, Kassai Annának, Markia Nórának, Sárkány Norbertnek és Pap Gábornak a segítségükért.

Referenciák

- [1] H. Leonhardt, *SH atlasz Anatómia II. belső szervek*, vol. 2. Springer, 1996. 2.1.1
- [2] S. S. Mader and P. L. Gallart, *Understanding human anatomy and physiology*. McGraw-Hill Higher Education, 1997. 2.1.1, 2.1.1
- [3] E. N. Marieb and K. Hoehn, *Human anatomy and physiology*. Pearson Education, 2007. 2.1.1, 2.1, 2.1.1, 2.1.1, 2.1.2
- [4] E. P. Widmaier, H. Raff, and K. T. Strang, „Vanders human physiology: the mechanisms of body function,” *9th ed2003: McGraw-Hill International Edition*, 2003. 2.1.1, 2.2
- [5] B. M. Koeppen and B. A. Stanton, *Berne & Levy Physiology*. Elsevier Health Sciences, 2009. 2.1.1
- [6] G. Tortora and B. Derrickson, „Principles of anatomy and physiology, volume 2—maintenance and continuity of the human body, 12th international student edition, 1174,” 2009. 2.1.2
- [7] R. Drake, A. W. Vogl, and A. W. Mitchell, *Gray’s anatomy for students*. Elsevier Health Sciences, 2004. 2.3
- [8] H. Yan, Y. Wang, R. Guo, Z. Liu, F. Li, F. Run, Y. Hong, and J. Yan, „Feature extraction and recognition for pulse waveform in Traditional Chinese Medicine based on hemodynamics principle,” in *Control and Automation (ICCA), 2010 8th IEEE International Conference on*, pp. 972–976, IEEE, 2010. 2.1.3, 2.4, 2.5
- [9] W. W. Nichols and M. F. O’Rourke, *McDonald’s blood flow in arteries: theoretical, experimental, and clinical principles*. CRC Press, 2011. 2.1.3, 2.2
- [10] A. de Sá Ferreira and A. J. Lopes, „Pulse waveform analysis as a bridge between pulse examination in chinese medicine and cardiology,” *Chinese journal of integrative medicine*, vol. 19, no. 4, pp. 307–314, 2013. 2.2.1, 2.4
- [11] K. Bilton, L. Hammer, and C. Zaslawski, „Contemporary chinese pulse diagnosis: A modern interpretation of an ancient and traditional method,” *Journal of Acupuncture and Meridian Studies*, 2013. 2.2.1, 2.2.1, 2.1, 2.2.1, 2.2.1

- [12] L. Hammer, *Chinese pulse diagnosis: a contemporary approach*. Eastland Press, 2005. 2.5, 2.6, 2.2.1
- [13] W. Sean and H. Leon, „Investigating the reliability of contemporary chinese pulse diagnosis,” 2010. 2.2.1
- [14] B. Flaws, *The Secret of Chinese Pulse Diagnosis*. Blue Poppy Press, 1995. 2.2.1
- [15] L. Xu, M. Meng, and K. Wang, „Pulse image recognition using fuzzy neural network,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3148–3151, IEEE, 2007. 2.2.1, 2.5
- [16] J. Shu and Y. Sun, „Developing classification indices for Chinese pulse diagnosis,” *Complementary Therapies in Medicine*, vol. 15, no. 3, pp. 190–198, 2007. 2.2.2, 2.5, 4.5, 4.6
- [17] Y. Chen, L. Zhang, D. Zhang, and D. Zhang, „Wrist pulse signal diagnosis using modified Gaussian models and Fuzzy C-Means classification,” *Medical engineering & physics*, vol. 31, no. 10, pp. 1283–1289, 2009. 2.2.2, 2.8, 2.3, 2.3, 2.4, 2.5, 3.1, 3.3
- [18] L. Liu, N. Li, W. Zuo, D. Zhang, and H. Zhang, „Multiscale sample entropy analysis of wrist pulse blood flow signal for disease diagnosis,” in *Intelligent Science and Intelligent Data Engineering*, pp. 475–482, Springer, 2013. 2.2.2, 2.7, 2.5
- [19] J. Alametsä, A. Palomäki, and J. Viik, „Carotid and radial pulse feature analysis with emfi sensor,” *Finnish Journal of eHealth and eWelfare*, vol. 4, no. 2, pp. 80–88, 2012. 2.2.2
- [20] Y.-F. Chung, C.-S. Hu, C.-C. Yeh, and C.-H. Luo, „How to standardize the pulse taking method of traditional chinese medicine pulse diagnosis,” *Computers in biology and medicine*, 2013. 2.2.2
- [21] J. U. Kim, Y. J. Jeon, Y.-M. Kim, H. J. Lee, and J. Y. Kim, „Novel diagnostic model for the deficient and excess pulse qualities,” *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, vol. 2012, 2011. 2.2.2, 2.10
- [22] D. Zhang, W. Zuo, D. Zhang, H. Zhang, and N. Li, „Classification of pulse waveforms using edit distance with real penalty,” *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2010, p. 28, 2010. 2.9, 2.3, 2.5
- [23] C. Xia, Y. Li, J. Yan, Y. Wang, H. Yan, R. Guo, and F. Li, „A practical approach to wrist pulse segmentation and single-period average waveform estimation,” in *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, pp. 334–338, IEEE, 2008. 2.3, 2.3
- [24] P. Zhang and H. Wang, „A framework for automatic time-domain characteristic parameters extraction of human pulse signals,” *Eurasip Journal on advances in signal Processing*, vol. 2008, pp. 1–9, 2008. 2.3, 2.12, 2.4, 4.7, 4.8, 4.9

- [25] K. Wang, L. Xu, L. Wang, Z. Li, and Y. Li, „Pulse baseline wander removal using wavelet approximation,” in *Computers in Cardiology, 2003*, pp. 605–608, IEEE, 2003. 2.3
- [26] L. Xu, D. Zhang, and K. Wang, „Wavelet-based cascaded adaptive filter for removing baseline drift in pulse waveforms,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 11, pp. 1973–1975, 2005. 2.3
- [27] L. Xu, D. Zhang, K. Wang, N. Li, and X. Wang, „Baseline wander correction in pulse waveforms using wavelet-based cascaded adaptive filter,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 37, no. 5, pp. 716–731, 2007. 2.3, 2.11, 3.3
- [28] L. Wang, K. Wang, and L. Xu, „Recognizing wrist pulse waveforms with improved dynamic time warping algorithm,” in *Machine Learning and Cybernetics, 2004. Proceedings of 2004 International Conference on*, vol. 6, pp. 3644–3649, IEEE, 2004. 2.3, 2.5
- [29] C. Xia, Y. Li, J. Yan, Y. Wang, H. Yan, R. Guo, and F. Li, „Wrist Pulse Waveform Feature Extraction and Dimension Reduction with Feature Variability Analysis,” in *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on*, pp. 2048–2051, IEEE, 2008. 2.4, 2.4
- [30] B. Thakker and A. Vyas, „Outlier pulse detection and feature extraction for wrist pulse analysis,” *Engineering and Technology*, vol. 55, pp. 173–176, 2009. 2.4
- [31] D. Zhang, L. Zhang, D. Zhang, and Y. Zheng, „Wavelet based analysis of Doppler ultrasonic wrist-pulse signals,” in *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, pp. 539–543, IEEE, 2008. 2.4, 2.4
- [32] W. Hui-yan and Z. Pei-yong, „Investigation on the automatic parameters extraction of pulse signals based on wavelet transform,” *Journal of Zhejiang University Science A*, vol. 8, no. 8, pp. 1283–1289, 2007. 2.4
- [33] L. Liu, W. Zuo, D. Zhang, N. Li, and H. Zhang, „Combination of heterogeneous features for wrist pulse blood flow signal diagnosis via multiple kernel learning,” *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 4, pp. 598–606, 2012. 2.4, 2.13
- [34] D. Zhang, W. Zuo, D. Zhang, H. Zhang, and N. Li, „Wrist blood flow signal-based computerized pulse diagnosis using spatial and spectrum features,” *Journal of Biomedical Science and Engineering*, vol. 3, pp. 361–366, 2010. 2.4
- [35] Y. Sun, B. Shen, Y. Chen, and Y. Xu, „Computerized Wrist Pulse Signal Diagnosis Using KPCA,” *Medical Biometrics*, pp. 334–343, 2010. 2.4, 2.5
- [36] W. Yang, L. Zhang, and D. Zhang, „Wrist-Pulse Signal Diagnosis Using ICPulse,” in *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2009. ICBBE 2009. 3rd International Conference on*, pp. 1–4, IEEE, 2009. 2.4

- [37] D. Zhang, W. Zuo, Y. Li, and N. Li, „Pulse waveform classification using ERP-based difference-weighted KNN classifier,” *Medical Biometrics*, pp. 191–200, 2010. 2.5
- [38] D. Zhang, W. Zuo, D. Zhang, Y. Li, and N. Li, „Gaussian ERP kernel classifier for pulse waveforms classification,” in *Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on*, pp. 2736–2739, IEEE, 2010. 2.5
- [39] C.-C. Chiu, S.-J. Yeh, and C.-H. Chen, „Self-organizing arterial pressure pulse classification using neural networks: theoretical considerations and clinical applicability,” *Computers in biology and medicine*, vol. 30, no. 2, pp. 71–88, 2000. 2.5
- [40] R. P. Lippmann, „An introduction to computing with neural nets,” *ACM SIGARCH Computer Architecture News*, vol. 16, no. 1, pp. 7–25, 1988. 2.5
- [41] A. C. Tang, J. W. Chung, and T. K. Wong, „Digitalizing traditional chinese medicine pulse diagnosis with artificial neural network,” *Telemedicine and e-Health*, vol. 18, no. 6, pp. 446–453, 2012. 2.5
- [42] H. Lee, S. Suzuki, Y. Adachi, and M. Umeno, „Fuzzy theory in traditional Chinese pulse diagnosis,” in *Neural Networks, 1993. IJCNN’93-Nagoya. Proceedings of 1993 International Joint Conference on*, vol. 1, pp. 774–777, IEEE, 1993. 2.5
- [43] L. Xu, K. Wang, and L. Wang, „Pulse waveforms classification based on wavelet network,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pp. 4596–4599, IEEE, 2006. 2.5
- [44] Q. Guo, K. Wang, D. Zhang, and N. Li, „A wavelet packet based pulse waveform analysis for cholecystitis and nephrotic syndrome diagnosis,” in *Wavelet Analysis and Pattern Recognition, 2008. ICWAPR’08. International Conference on*, vol. 2, pp. 513–517, IEEE, 2008. 2.5
- [45] Y. Chen, L. Zhang, D. Zhang, and D. Zhang, „Computerized Wrist Pulse Signal Diagnosis Using Modified Auto-Regressive Models,” *Journal of Medical Systems*, pp. 1–8, 2009. 2.5
- [46] O. Ltd., „Optoforce web page,” <http://optoforce.com/index.php>, 2013. 2.6
- [47] J. J. Oliver and D. J. Webb, „Noninvasive assessment of arterial stiffness and risk of atherosclerotic events,” *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, vol. 23, no. 4, pp. 554–566, 2003. 5.6