



Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék

A kardiovaszkuláris rendszer non-invazív jellemzésének vizsgálata

Készítette:
Nagy Péter

Konzulens:
Dr. Jobbágy Ákos egyetemi tanár

2016

Tartalomjegyzék

Összefoglaló	3
Abstract	5
Bevezető	7
1 Non-invazív vérnyomásmérési módszerek áttekintése	8
1.1 Elterjedt módszerek a vérnyomás mérésére.....	8
1.2 A vérnyomásmérés pontosságát befolyásoló tényezők áttekintése	11
1.3 A mandzsetta nélküli vérnyomásmérés lehetősége.....	11
2 A pulzushullám terjedési idő	13
2.1 A pulzushullám terjedési idő meghatározása.....	13
2.2 EKG jelek feldolgozása	15
2.3. PPG jelek feldolgozása	18
3 Otthoni monitorozás során készített felvételek kiértékelése	22
3.1 A felvételeket rögzítő készülék bemutatása.....	22
3.2 A felvételek előfeldolgozása.....	23
3.3 Lokális szélsőértékek meghatározása	24
3.4 Lokális szélsőértékek meghatározásának ellenőrzése	26
3.5 A pulzushullám terjedési idő mandzsettanyomástól való függésének ábrázolása.....	27
3.6 A pulzushullám terjedési idő komponensekre történő felosztása	28
3.7 A légzés pulzushullám terjedési időre gyakorolt hatása	31
3.8 Az oszcillometriás pulzusok alakjának vizsgálata	37
3.9 A PPG jel alakjának vizsgálata	39
3.10 A mandzsetta megfelelő felhelyezésének vizsgálata	42
3.11 A felvételek kiértékelése során elért eredmények értékelése	43
4 A felvételeket rögzítő eszköz tervezése és megvalósítása.....	49
4.1 A felvételek vizsgálata során nyert tapasztalatok összegzése.....	49

4.2	Központi egység.....	50
4.3	PPG egység	51
4.4	EKG egység	53
4.5	A mandzsettanyomás szabályozása és mérése.....	53
4.6	Adatrögzítés	54
4.7	Fizikai megvalósítás.....	54
4.8	Jelfeldolgozási műveletek implementálása a mikrokontrolleren.....	55
4.9	A megvalósított készülék összefoglaló értékelése.....	59
	Összefoglalás.....	61
	Irodalomjegyzék.....	62
	Függelék.....	67

Összefoglaló

A vérnyomásmérés a kardiovaszkuláris rendszer állapotának jellemzésére használt egyik legelterjedtebb módszer. A klasszikus vérnyomásmérési módszerek által meghatározható paraméterek (szisztolés és diasztolés vérnyomás) az érrendszer mentén nem állandóak, valamint időben változnak, így a kardiovaszkuláris rendszer általános jellemzésére nem alkalmasak. A mérési eredmények pontosságát számos nehezen kézben tartható élettani tényező befolyásolja, valamint a pontosság a mérést végrehajtó személyek felkészültségétől is nagyban függ. A klasszikus indirekt vérnyomásmérési módszerek a vizsgált érszakasz időleges elszorítását igénylik, amely elkerülhetetlenül megváltoztatja a vizsgált élettani folyamatot és így a mérendő mennyiséget (SBP: szisztolés vérnyomás, DBP: diasztolés vérnyomás). A mérési problémák egy része megszüntethető, vagy kiküszöbölhető, valamint a kardiovaszkuláris rendszerről többlet információ szerezhető további fiziológiai jelek rögzítése által. A Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék Orvostechnika Laboratóriumában kifejlesztésre került egy otthoni monitorozásra alkalmas készülék, amely a vérnyomásmérő mandzsetta mellett elektrokardiográfiás (EKG) és fotopletizmográfiás (PPG) jelek rögzítésére alkalmas érzékelőket tartalmaz. A szenzorok segítségével a szív elektromos aktivitása, valamint a szövetekben található vérmennyiség változása vizsgálható. A készülékkel számos felvétel készült, mind egészséges (fiatal és szenior), mind szív- és érrendszeri betegségben érintett személyek közreműködésével. A felvételek kiértékelése során meghatározásra kerültek olyan számított paraméterek, amelyek az érrendszer állapotának jellemzésére alkalmasnak mutatkoztak, azonban valamennyi definiált paraméter nagy egyéni belüli változatosságot mutatott, a paraméterek a csoportok jellemzését (fiatal és idős egészségesek, valamint betegek) nem tették lehetővé. A felvételek kiértékelése során szerzett tapasztalatok rávilágítottak a mérési eljárás, valamint a készülék bizonyos gyengeségeire, megmutatták, hogy stabil, egyénre és csoportokra jellemző eredmények csak egy továbbfejlesztett monitorozó készülék és pontosabban rögzített mérési protokoll alkalmazásával kaphatók. TDK munkám eredményeként megterveztem és megvalósítottam egy otthoni használatra alkalmas vérnyomásmérőt, amely a szokásos paramétereken (SBP, DBP, pulzusfrekvencia) felül az ér állapot jellemzésére is alkalmas. Ezzel a kardiológus számára a jelenleginél jóval több információt nyújt a paciens állapotáról, jelentősen segítve a diagnosztikát és terápiát, beleértve a gyógyszeres kezelést is.

Dolgozatomban összefoglalom az indirekt vérnyomásmérés gyakorlatban alkalmazott módszereit, valamint a mérések pontosságát befolyásoló tényezőket. Bemutatom a betegekről és egészségesekről készült felvételek kiértékelésének folyamatát, a tapasztalt jelenségeket és azok lehetséges magyarázatát, valamint a kiértékelés során felmerült problémákat. Összefoglalom a tapasztalatok alapján meghatározott, a mérést végző készülékre és a mérési eljárásra vonatkozó fejlesztési feladatokat és azok megvalósításának lépéseit.

Abstract

Blood pressure measurement is one of the most commonly used methods to characterize the state of the cardiovascular system. Parameters estimated by classical blood pressure measurement methods (systolic, SBP, and diastolic, DBP pressure) are not constant along the vascular system, moreover they are changing in time, so they are not appropriate to characterize the general state of the cardiovascular system. The accuracy of measurement results are influenced by several factors that are not easy to control, and they greatly depend on the skills of the personnel performing the measurement. Classical indirect blood pressure measurement methods require the temporary occlusion of the examined vessels, thus necessarily changing the examined physiological process and thus the parameters to be measured (SBP, DBP). Some of the problems can be eliminated or reduced, moreover extra information can be gained about the cardiovascular system by recording more physiological signals. A home health monitoring device was developed in the Medical Technology Laboratory of the Department of Measurement and Information Systems, containing sensors to record electrocardiogram (ECG) and photoplethysmogram (PPG). Using these sensors, the electrical activity of the heart and change of the blood volume in tissues can be assessed. Several measurements were taken by the device, both healthy persons (young and adult) and patients with cardiovascular disease participated in the measurements. During the analysis of measurements, calculated parameters were defined, that seem to be applicable to characterize the state of the vascular system. However, all of these parameters showed great within-subject variability, the parameters were not able to characterize the groups (young people, seniors, patients). The experiences from the evaluation of measurements revealed some weak points of the device and the measurements method. They showed, that stable, subject- and group-specific results can be gained only by using an improved device and more accurately specified measurement protocol. In the frame of my TDK activity I have designed and realized a blood pressure monitoring device for home use, also able to characterize the state of the arteries. The device provides the cardiologist with more detailed information about the patient's actual state. It improves the diagnosis and the therapy including the medication.

In my paper, I summarize the methods of indirect blood pressure measurement used in practice, moreover the factors influencing the accuracy of the measurements. I present the evaluation process of measurements recorded from healthy persons and from patients, the observed phenomena, and the problems that occurred during the evaluation. I summarize the

defined improvement tasks related to the recording device and the measurement method, and the steps of their implementation.

Bevezető

Kutatómunkám célja a vérnyomás és a felkari artériák állapotának non-invazív módszerrel történő, a diagnosztikát és a terápiát a pillanatnyi vérnyomás értékénél jobban segítő jellemzése. A módszer az oszcillometriás vérnyomásméréshez szükséges mandzsettanyomáson kívül Einthoven I elvezetésben EKG, az ujjbegyen PPG mérését igényli. Szükséges, hogy a mandzsetta nyomás különböző profilok szerint változtatható legyen. Kutatómunkám három szorosan kapcsolódó részből állt:

- [1] a Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszéken kifejlesztett otthoni egészségmonitorozó készülékkal felvett mintegy kétezer felvétel értékelése,
- [2] a vérnyomás és a felkari artériák állapotának jellemzésére használható mérési eljárás és kiértékelő algoritmus kifejlesztése és validálása,
- [3] a mérési módszer megvalósítására és további kutatómunka végzésére alkalmas készülék tervezése és megvalósítása.

Rövidítések listája:

ATIH: Átlagos Terjedési Idő Hányados

CP: Cuff Pressure (mandzsettanyomás)

DRL : Driven Right LEG, (meghajtott jobb láb)

DFT: Discrete Fourier Transform (diszkrét Fourier-transzformáció)

ECG (EKG): Electrocardiogram (elektrokardiogram)

HHMD: Home Health Monitoring Device (otthoni monitorozásra alkalmas berendezés)

HRV: Heart Rate Variability (szívfrekvencia variabilitás)

IDFT: Inverse Discrete Fourier Transform (inverz diszkrét Fourier-transzformáció)

MAP: Mean Arterial Pressure (artériás középnyomás)

MATIH: Módosított Átlagos Terjedési Idő Hányados

OA: Oscillometric Amplitude (oszcillometriás amplitúdó)

PPG: Photoplethysmography (fotopletizmográfia)

PWTT: Pulse Wave Transit Time (pulzushullám terjedési idő)

PWTTCF: Pulse Wave Transit Time from Cuff to Finger (pulzushullám terjedési idő a mandzsettától az ujjbegyig)

PWTTHC: Pulse Wave Transit Time from Heart to Cuff (pulzushullám terjedési idő a szívtől a mandzsettáig)

PWV: Pulse Wave Velocity (pulzushullám terjedési sebesség)

SSF: Slope Sum Function (meredekség összegfüggvény)

1. Fejezet

Non-invazív vérnyomásmérési módszerek áttekintése

1.1 Elterjedt módszerek a vérnyomás mérésére

A vérnyomás az erekben áramló vér érfalra kifejtett nyomása. A vérnyomás megfelelő értéke a szervezet egészséges működésének elengedhetetlen feltétele, túl alacsony értéke esetén a szövetek tápanyagellátása nem biztosított, túl magas értéke a szövetek károsodásához vezethet. A túlságosan magas vérnyomás tartós fennállása a szervezet számos részén okozhat károsodásokat, koszorúér-betegséghez, a perifériás erek megbetegedéséhez, szívelégtelenséghez, agyérkatasztrófához, a vesék megbetegedéséhez és számos további elváltozáshoz vezethet. A vérnyomásmérés alapvető fontosságú a magas vérnyomás diagnosztizálásában, kezelésében, és a kapcsolódó kutatásokban, ezeken a területeken a szakemberek döntéseit befolyásolja a vérnyomásmérés pontossága [1].

A ma használt vérnyomásmérési módszerek többsége a vizsgált személy karján felfűjt mandzsetta alkalmazásán alapul. A mandzsettán alapuló első vérnyomásmérő készüléket Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch készítette, a készülék gyakorlatban egyszerűbben alkalmazható változatát Scipione Riva-Rocci vezette be 1896-ban. A vizsgált személy karján felfűjt mandzsetta által a mandzsetta alatti artéria (többnyire a felkari artéria) elszorítható, így a mandzsetta nyomásának ismeretében a vérnyomás különféle módszerek segítségével meghatározható.

Az indirekt mérési módszer lényege, hogy a mandzsetta nyomását mérjük, ennek a szisztolés és a diasztolés vérnyomással való egyezésére különböző indikátorokat használva. Az egyezés megállapítható az artériában keletkező hangok megfigyelése alapján [2]. Az artériában keletkező hangokat felfedezőjükről Korotkoff hangoknak nevezték el. A módszer során egy sztetoszkópot helyeznek a felkari artéria fölé, az artériát egy mandzsettával elszorítják a mandzsetta nyomását a szisztolés vérnyomás fölé növelve, majd a mandzsetta nyomását fokozatosan csökkentik. Nulla nyomású mandzsetta esetén a vér laminárisan áramlik az erekben, ami nem produkál érzékelhető hangot. A szisztolés vérnyomás feletti mandzsettanyomás esetén szintén nem hallható hang, mivel a mandzsetta teljesen elzárja a vér áramlásának útját. A mandzsetta leeresztése során, amikor annak nyomása a szisztolés vérnyomás alá csökken, szív ciklusonként bizonyos vérmennyiség képes átjutni az elszorított szakaszon. Ezáltal turbulencia keletkezik, ennek eredményeként hallható az úgynevezett első

Korotkoff hang. A mandzsettanyomás további csökkentése során, amíg a nyomás a szisztolés és diasztolés vérnyomás közé esik, hallhatók az úgynevezett második és harmadik Korotkoff hangok. Az artériában fellépő nyomás ekkor időnként a mandzsettanyomás alatti, időnként a feletti értéket vesz fel. Amikor a mandzsettanyomás a diasztolés vérnyomás fölötti 10 mmHg tartományba kerül, hallható az úgynevezett negyedik Korotkoff hang. Ezt követően, amikor a mandzsettanyomás a diasztolés vérnyomásérték alá csökken, hallható az ún. ötödik Korotkoff hang, ez után a mandzsetta már nem képez akadályt az áramló vér útjában, ezért a hallható hangok megszűnnek. A megfelelő Korotkoff hangok megjelenésekor leolvasva a mandzsetta nyomását, meghatározható a szisztolés és diasztolés vérnyomás értéke. A Korotkoff módszer gyakorlott vizsgáló személy által alkalmazva rendkívül gyors és pontos, azonban egy képzett szakember folyamatos jelenlétét igényli és folyamatos, vérnyomásmérésre nem alkalmas.

Folyamatos, hosszú időn keresztül tartó vérnyomásmérés céljára főként két non-invazív módszer terjedt el, az oszcillometriás módszer és a Peñáz módszer.

Az oszcillometriás vérnyomásmérés a XIX. század vége óta ismert. 1885-ben Étienne Jules Marey francia tudós, fiziológus megfigyelte, hogy egy vizsgált személy karját nyomáskamrába helyezve, a kamra nyomása a személy pulzusának ütemében ingadozik, és az ingadozás mértéke a kamra nyomásának függvényében változik. A módszer működési alapjairól, problémáiról és javítási lehetőségeiről áttekintést ad Babbs [3]. A nyomás ingadozása a karban található artériák elszorításának tulajdonítható. Az artéria átmérője a transzmurális nyomás (a vér érfalakon át gyakorolt nyomása) függvényében változik. Az érfal egyszerű modelljét vizsgálva megállapítható, hogy a nyomáshullámok okozta térfogatnyomás változási arány ($\Delta V / \Delta P$) maximális, amennyiben a nyomás (a mandzsettanyomás (Cuff Pressure, CP) az artériás középnyomással egyezik meg (Mean Arterial Pressure, MAP). A mandzsetta lineáris térfogatnyomás karakterisztikáját feltételezve, ez azt jelenti, hogy a mandzsettában mérhető nyomás oszcillációjának amplitúdója, az oszcillometriás amplitúdó (Oscillometric Amplitude, OA) szintén akkor maximális, ha a mandzsettanyomás a MAP értékével egyezik meg. A MAP értéke ez alapján mérhető: azzal a mandzsettanyomással egyezik meg, ahol az OA maximális értéket vesz fel. A szisztolés és a diasztolés vérnyomás azonban ez alapján csak számítható, többnyire az OA maximum valamilyen százalékos értékének eléréséhez szükséges mandzsettanyomásként határozzák meg. A szisztolés és diasztolés vérnyomáshoz tartozó, valamint a MAP-hez tartozó OA arányokat konstansok jelölik (k_{sys} , k_{dia}). Ebben a jelölésrendszerben érvényes:

$$OA(P_{sys}) = k_{sys}OA(MAP) \quad 1.1$$

$$OA(P_{dia}) = k_{dia}OA(MAP) \quad 1.2$$

ahol P_{sys} a szisztolés vérnyomás értékét, P_{dia} a diasztolés vérnyomás értékét jelöli.

A k_{sys} és k_{dia} paraméterek statisztikai módszerekkel határozhatók meg, a legtöbb vérnyomásmérő készüléket gyártó cég eltérő paramétereket használ. A módszer problémája, hogy egy adott személy tényleges CP-OA karakterisztikája eltér az átlagolt karakterisztikától. Csordás [41] az ujjban található vérmennyiség optikai vizsgálatát felhasználva sikeresen kompenzálta a vérnyomást befolyásoló tényezők (elsősorban a légzés) hatását, ezáltal nagyobb pontosságot ért el, mint amely a standard oszcillometriás vérnyomásméréssel lehetséges. Az oszcillometriás módszer hátránya, hogy az egyes vérnyomásmérő készülékeket gyártó cégek saját titkos algoritmust alkalmaznak a vérnyomás meghatározására a mandzsettanyomás oszcillációja alapján. A megállapított vérnyomás érték ennek megfelelően készülékenként is változhat.

A Peñáz módszer az artéria átmérőjének szabályozásán alapul [4]. Az ujj köré helyezett mandzsetta változó nyomása biztosítja, hogy az artériás nyomás szívütésenkénti változása ellenére az artéria átmérője állandó maradjon. Az átmérő változása a mandzsettába épített infravörös fotopletizmográf által mérhető. Szívösszehúzóds esetén a berendezés érzékeli az artéria átmérőjének növekedését, amely hatására egy gyors szervó-rendszer megnöveli a mandzsettanyomást, ezáltal meggátolja az átmérő növekedését. A módszer megfelelő működéséhez szükséges az artéria állandóan tartani kívánt átmérőjének pontos megállapítása. Az átmérőnek meg kell egyeznie az artéria nulla transzmurális nyomás esetén kialakuló, terhelés nélküli átmérőjével, amely a vérrel telt artéria átmérő 1/2 – 1/3 részének felel meg. Amennyiben a mandzsetta nyomásának hatására az artéria átmérője folyamatosan a nulla transzmurális nyomásnak megfelelő, az újra helyezett mandzsetta nyomása meg kell, hogy egyezzen az artérián belüli nyomással. A vérnyomás ezáltal folyamatosan mérhető. Az artéria nulla transzmurális nyomásnak megfelelő átmérőjének meghatározása nem egyszerű feladat. A nulla transzmurális nyomásnak megfelelő átmérő nagysága a fotopletizmogramban található maximális amplitúdóval rendelkező hullámoknak megfelelő artéria átmérők átlagához közeli érték, azonban az artéria falában található izmok tónusa befolyásolja, ezért a mérés során a megfelelő átmérő általában nem állandó, bizonyos időközönként ellenőrizni kell [5].

1.2 A vérnyomásmérés pontosságát befolyásoló tényezők áttekintése

Mind az oszcillometriás, mind a Peñáz által kidolgozott módszer végrehajtásához szükséges, hogy a vizsgált személy karján, vagy ujján egy mandzsettát pumpáljanak fel. A mandzsetta a beteg komfortjának romlásához, valamint az artéria elzáródásához vezethet, ezáltal jelentősen befolyásolhatja a mérés eredményét [6].

A mandzsetta nyomásán túl számos hibaforrás befolyásolhatja a non-invazív vérnyomásmérés pontosságát, amint azt Jobbágy et al. [7] részletesen kifejti. A vérnyomás egy szív cikluson belül a kardiovaszkuláris rendszer egy adott pontján egy minimális (diasztolés) és egy maximális (szisztolés) érték között változik. Ezek a minimális és maximális értékek a vérnyomásmérés során nem feltétlenül állandók, rövid távú és hosszú távú változásuk egyaránt előfordulhat. A vérnyomás nem csak egy adott ponton az idő függvényében, hanem az érrendszer mentén, egy adott személy aktuális fizikai terhelésétől és stressz-állapotától függően, valamint az időjárástól függően is változik, ezért a vérnyomás egy adott pillanatban mért szisztolés és diasztolés értéke nem feltétlenül kellően kifejezően jellemzi egy adott személy vérnyomását.

Számos vérnyomásmérési módszer jellemzője, hogy egészséges személyek vizsgálatára megbízhatóan működik, azonban szív- és érrendszeri betegségekben szenvedő betegek vizsgálatakor veszítenek pontosságukból. Az aritmia rontja az oszcillometriás mérések pontosságát, az erek merevsége általánosságban rontja a non-invazív vérnyomásmérők pontosságát. A mandzsetta mérete és elhelyezése szintén hatást gyakorol a mérésre. Nem megfelelő méretű, nem szívmagasságban, vagy túlságosan lazán felhelyezett mandzsettával a pontos vérnyomásmérés nem lehetséges. A vérnyomás pontos meghatározása érdekében számos, a vérnyomásmérés végrehajtására vonatkozó irányelv került kidolgozásra. Az irányelvekről összefoglalást ad O'Brien et al. [1]. Az indirekt vérnyomásmérésre vonatkozó javaslatokat, irányelveket a vérnyomásmérést végző személyek gyakran nem követik, ezáltal egy emberi hibafaktort is bevisznek a mérésbe.

1.3 A mandzsetta nélküli vérnyomásmérés lehetősége

A felsorolt, vérnyomásmérést befolyásoló hatások egy része csökkenthető, vagy kiküszöbölhető azáltal, ha nem szükséges mandzsettát használni a mérés során. A mandzsetta nélküli vérnyomásmérés egyik lehetséges módja a pulzushullám terjedési idő meghatározásán alapul. A pulzushullám terjedési idő (Pulse Wave Transit Time, PWTT) a szív generálta

nyomáshullám aortabillentyűtől valamely külső testtájr (jellemzően az ujjba) való terjedéséhez szükséges idő. A pulzushullám terjedési idő és a vérnyomás közti kapcsolat egy lehetséges leírását adta meg Chen [8]. A vérnyomás és pulzushullám terjedési sebesség (Pulse Wave Velocity, PWV) között kapcsolat teremthető. A PWV az artéria számos tulajdonságának függvénye, úgy, mint az artéria rugalmassága (E), vastagsága (h), átmérője (d) és a vér sűrűsége (ρ). Az összefüggést a Moens-Korteweg egyenlet írja le:

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho d}} \quad 1.3$$

Az erek rugalmassági modulusa a vérnyomás emelkedésével exponenciálisan növekszik:

$$E = E_0 e^{\gamma P} \quad 1.4$$

ahol E_0 az artéria falának rugalmassági modulusa adott P_0 vérnyomás mellett, P a vérnyomás, γ egy állandó.

A pulzushullám terjedési idő és a pulzushullám terjedési sebesség között fordított arányosság áll fenn:

$$PWTT = \frac{L}{PWV} \quad 1.5$$

ahol L a pulzushullám által megtett utat fejezi ki.

1.1, 1.2 és 1.3 egyenletek alapján a vérnyomás a PWTT segítségével kifejezhető:

$$P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{L^2 \rho d}{E_0 h} \right) - 2 \ln(PWTT) \right] \quad 1.6$$

A PWTT alapján számolt vérnyomás problémája, hogy az érfal dinamikus tulajdonságai időben változnak, így az 1.4 egyenletben szereplő E_0 nem állandó.

2. Fejezet

A pulzushullám terjedési idő

2.1 A pulzushullám terjedési idő meghatározása

A pulzushullám terjedési idő ismertetéséhez szükséges az elektrokardiogram (EKG) rövid bemutatása.

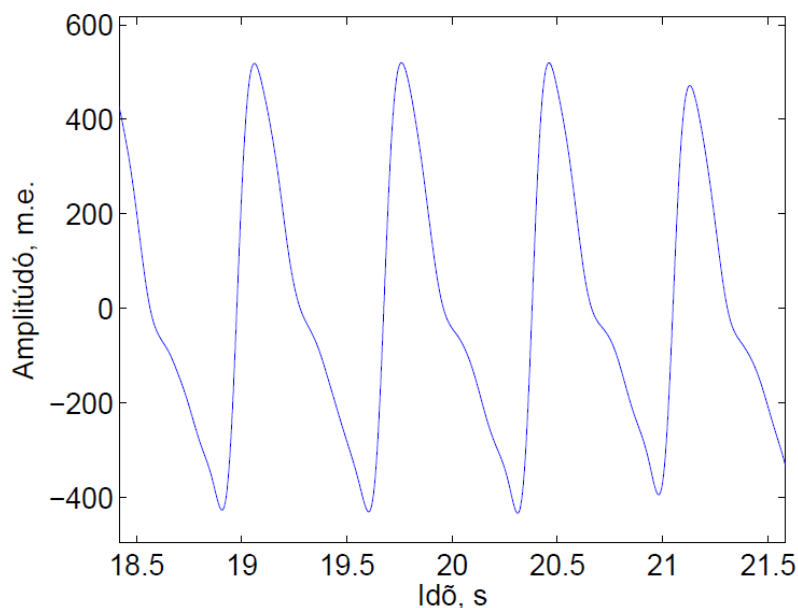
Az elektrokardiogram a szív elektromos tevékenységéből származó, testfelszínen regisztrált jel grafikus megjelenítése. Az EKG jel az elektrokardiográfia elnevezésű eljárás során rögzíthető. Az elektrokardiográfia non-invazív diagnosztikai eljárás, amely a szív elektromos jelenségeinek vizsgálatára alkalmas és a szívizomszövet depolarizációja és repolarizációja által generált elektromos impulzusok regisztrálásán alapul. A szív összehúzódása elektromos inger hatására jön létre, amely normális esetben az úgynevezett színuszcsoomóból indul el és a szív sajátos ingerületvezető rostjain keresztül a szívizomsejtekhez jut. A szív működést kísérő elektromos változások a szív körül változó irányú és erősségű elektromos erőteret hoznak létre, amely a test felszínére terjedve, felületi elektródok segítségével regisztrálható [9] [10]. A rögzített felvétel eredménye az EKG jel.

A pulzushullám terjedési idő a szív generálta nyomáshullám aortabillentyűtől valamely külső testtájr (jellemzően az ujjba) való terjedéséhez szükséges idő. Az aortabillentyű nyitásának pontos detektálása meglehetősen nehéz, ezért a pulzushullám terjedési időt jellemzően nem az aortabillentyű nyitásától kezdve, hanem az EKG jelben található R hullám megjelenésétől kezdve számítják. (Az EKG jelben található R hullám a kamraizomzat fő tömegének ingerületbe jutását (kamrai depolarizáció) jelzi.) A mérés e módjának következtében az R hullám megjelenése és az aortabillentyű nyitása közti időkülönbség hozzáadódik a pulzushullám terjedési időhöz. Ez az időtartam az izovolumetriás kamrai kontrakció hossza, amely során a kamrában található vér mennyisége nem változik [11].

A pulzushullám terjedési idő meghatározásához szükséges a pulzushullám valamely testrészebe (jellemzően az ujjba) történő megérkezésének detektálása. A szövetek mikrovaskuláris rendszerében található vér mennyiségi változásainak megfigyelésére alkalmas módszer a fotopletizmográfia (Photoplethysmography, PPG). A PPG optikai eljárás, amelynek alapja, hogy a különböző szöveteken (így a véren is) keresztülbocsátott fény különböző mértékben nyelődik el, illetve különböző mértékben verődik vissza. Az eljárás végrehajtására alkalmas berendezés, a fotopletizmográf jellemzően egy, vagy több LED-ből

és fényérzékeny fotodiódából áll. A LED megvilágítja a vizsgált szövet feletti bőrfelületet, a fotodióda pedig vagy a szövetek által visszavert, vagy a szöveteken átbocsátott fény intenzitását méri, attól függően, hogy a LED és a fotodióda a vizsgált testrész azonos, vagy ellentétes oldalán helyezkedik el. A PPG jel egy AC és egy DC komponensből épül fel. A DC komponens a vértől függetlenül jelen lévő szövetek által elnyelt, vagy visszavert fény intenzitásának felel meg, valamint a szövetekben található átlagos vérmennyiség is befolyásolja. Az AC komponens változása a szövetek érrendszerében folyó vérmennyiség változásának felel meg [12]. A szív generálta pulzushullám ujjbegybe való megérkezését követően a vér elkezd szétterjedni az ujjbegyben található kapillárisokban. A szövetekben található vérmennyiség növekedése miatt a szövetek abszorpciós együtthatója megnő. A PPG jel a fotoérzékelő áramával arányos jel, azonban általánosságban a jelet egy áram-feszültség átalakítóval invertálják, így a jel és a szövetekben található vérmennyiség között pozitív korreláció jön létre. A pulzushullám megérkezése a szövetbe jellegzetes lokális minimumként jelenik meg a PPG jelben, amelyet a jel felfutása követ. A 2.1. ábra egy jellegzetes PPG jelet mutat be, amelyen 4 szívciklus látható.

A vizsgált személy EKG és PPG jeleinek párhuzamos rögzítése esetén a pulzushullám terjedési idő meghatározható az EKG jelben található R hullám és a PPG jelben található lokális minimum megjelenése között eltelt idő különbségként. A következő két alfejezetben megvizsgálom, milyen módszerekkel lehetséges az R hullámok (2.2.) és a PPG jelben levő lokális minimumhelyek (2.3.) meghatározása.



2.1. ábra. Jellegzetes PPG jel, 4 szívciklus

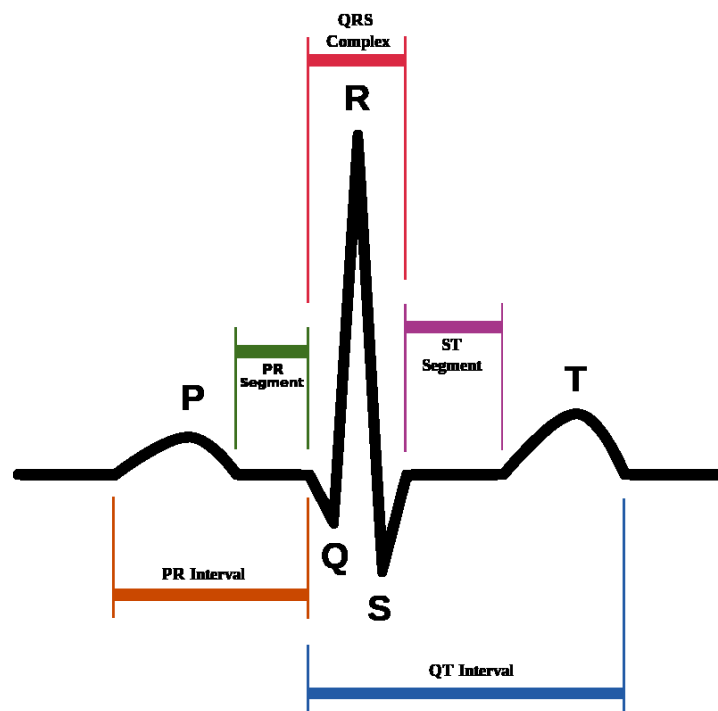
2.2 EKG jelek feldolgozása

Az EKG jel kváziperiodikus görbe, amelyben jellemzően szív ciklusonként 5 nevezetes pont található, amelyeket P, Q, R, S és T hullámoknak neveznek. Az EKG jel nevezetes pontjainak jellemző elhelyezkedését mutatja a 2.2. ábra.

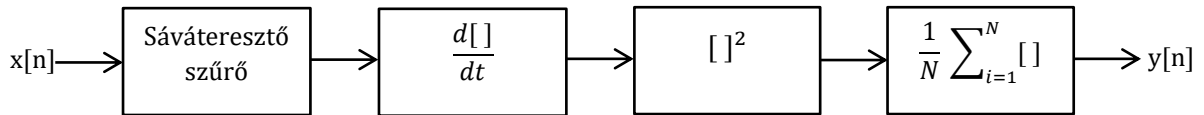
A P hullám pitvari depolarizációt, a Q hullám az interventrikuláris septum (kamrák közti sөvény) depolarizációját, az R hullám a kamraizomzat fő tömegének ingerületbe jutását, az S hullám a kamraizomzat késői depolarizációját, a T hullám a kamraizomzat repolarizációját reprezentálja az EKG jelben. A P hullám kezdete és a Q hullám kezdete közti szakaszt PR intervallum, a P hullám vége és a Q hullám kezdete közti szakaszt PR szegmentum, a Q hullám kezdete és a T hullám vége közti szakaszt QT intervallum, az S hullám vége és a T hullám kezdete közti szakaszt ST szegmentum, a Q, R, S hullámok kombinációját QRS-komplex elnevezéssel jelölik. Az intervallumok és a QRS-komplex időtartamának, valamint a szegmentumok izoelektromos vonalhoz viszonyított lefutásának vizsgálata nagy klinikai jelentőséggel rendelkezik az aritmiák diagnosztizálásában.

Az EKG-jel karakterisztikus része a QRS-komplex. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel meredeksége, és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. A QRS detektálás szokásosan az EKG-jelfeldolgozás első lépése [13]. A QRS-komplexek detektálására számos algoritmust dolgoztak ki. Gyakran alkalmazott algoritmus a Jiapu Pan és Willis J. Tompkins által 1985-ben publikált Pan-Tompkins algoritmus [9]. Az algoritmus különféle digitális jelfeldolgozási lépéseket tartalmaz. Elsőként a jelben található zaj (izomremegésből származó zaj, 50 Hz-es hálózati zaj, alapvonal vándorlás) elnyomása érdekében a jelre egy digitális sáváteresztő szűrőt alkalmaz. A sáváteresztő szűrő kihasználja, hogy a QRS-komplex energiája döntően a 8 – 16 Hz közti tartományba esik. Ezt követi a szűrt jel deriváltjának számítása, mivel a jel legmeredekebb része a QR és az RS szakasz. A derivált függvény négyzetre emelése a kis energiátartalmú, de nagy meredekségű hálózati zavarok hatását csökkenti. Ez után megtörténik a kapott jel mozgóablakos integrálása, az integrálási idő 20 ms egész számú többszöröse. A derivált számítása által információ nyerhető a QRS-komplex meredekségéről. A derivált függvény négyzetre emelése kiemeli a QRS-komplexhez tartozó meredekséget (a derivált jel frekvenciaválasz görbéjének meredekségét fokozza, a derivált jelet nemlineárisan erősíti, kiemelve a magasabb frekvenciákat), ezáltal csökkenti az átlagnál magasabb spektrális energiával rendelkező T hullámok által okozott esetleges fals pozitív detektálásokat. A mozgóablakos integrálás által szolgáltatott jel információt tartalmaz mind a QRS-komplex meredekségéről, mind szélességéről. (Amennyiben a mozgó ablak szélessége megegyezik a

QRS-komplex szélességével, úgy annak meredeksége teljes egészében megjelenik az integrálási művelet kimenetén. A rövidebb zajok esetén az integrálási művelet kimenetén megjelenő meredekség a teljes intervallumra számított integrálás miatt kisebb lesz a zaj tényleges meredekségénél.) A QRS-komplex detektálása érdekében az algoritmus két küszöbértéket definiál, egyet a sávszűrő kimeneti jelére vonatkozóan, egyet a mozgóablakos integrálás kimeneti jelére vonatkozóan. A küszöbértékek két különböző jelre való alkalmazása a QRS detektálás nagyobb megbízhatóságát teszi lehetővé, mint egyetlen jel felhasználása. Mindkét küszöbérték esetén két szintet jelöl ki az algoritmus, az alacsonyabb szint a magasabb szint 50%-a. A küszöbértékeket az algoritmus folyamatosan adaptálja a jel sajátosságaihoz, számításuk az aktuális jelet megelőző szakasz jel és zaj csúcsainak felhasználásával történik. Amennyiben az algoritmus nem talál R hullámot a megelőző R-R intervallum 166%-ának megfelelő időintervallumban a magasabb küszöbérték szint alkalmazása mellett, visszamenőleges keresést alkalmaz a fals negatív detektálások csökkentése érdekében. A visszamenőleges keresés során az alacsonyabb küszöbérték szintet alkalmazza az algoritmus. Az algoritmus blokkvázlata látható a 2.3. ábrán.



2.2. ábra. Az EKG jel hullámainak, szegmentumainak és intervallumainak jellemző elhelyezkedése



2.3. ábra. A Pan-Tompkins algoritmus blokkvázlata

Benitez et al. [14] az R hullámok detektálására Hilbert-transzformáción alapuló eljárást javasol. A módszer a Hilbert-transzformáció azon tulajdonságát használja ki, hogy azon a helyen, ahol az eredeti jel inflexiós pontot tartalmaz, a jel Hilbert-transzformáltja metszi az x-tengelyt, azon a helyen, ahol az eredeti jel egymás utáni pozitív és negatív inflexiós pont között metszi az x-tengelyt, ott a jel Hilbert transzformált konjugáltjában egy csúcs jelenik meg. A Hilbert-transzformáció rövid jelsorozatokra hatékonyan működik, ezért a javasolt módszer először rövidebb szekvenciákra bontja szét a teljes jelet. Ezt követően meghatározza az egyes szakaszok deriváltját, majd elvégzi a Hilbert-transzformációt. A Hilbert-transzformáció definíciója:

$$\hat{x}(t) = H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) \frac{1}{t - \tau} d\tau \quad 1.7$$

Konvolúció segítségével felírva:

$$\hat{x}(t) = \frac{1}{\pi t} * x(t) \quad 1.8$$

Az 1.8 egyenletre felírva a Fourier-transzformációt:

$$F\{\hat{x}(t)\} = \frac{1}{\pi} F\left\{\frac{1}{t}\right\} F\{x(t)\} \quad 1.9$$

Továbbá teljesül, hogy:

$$F\left\{\frac{1}{t}\right\} = -j\pi \operatorname{sgn}(f) \quad 1.10$$

Az 1.10 egyenlet bizonyítása megtalálható a függelékben.

Az 1.10 egyenlet felhasználásával az $x(t)$ jel Hilbert-transzformáltjának Fourier-transzformáltja kifejezhető a következőképpen:

$$F\{\hat{x}(t)\} = -j \operatorname{sgn}(f) F\{x(t)\} \quad 1.11$$

Az 1.11 összefüggés alapján látható, hogy a jel Hilbert-transzformáltja kiszámítható a következőképpen: Elsőként meghatározzuk a jel Fourier-transzformáltját. A spektrum pozitív frekvenciával rendelkező harmonikusait $-j$ -vel, a negatív frekvenciával rendelkező harmonikusait $+j$ vel szorozzuk. Ezt követően inverz Fourier-transzformációt végzünk. Az eredeti EKG jelben található R hullámok helyén a derivált jel előjelet vált (metszi az x tengelyt), ezért a derivált jel Hilbert-transzformáltjában egy csúcs jelenik meg. Ez alapján az EKG jel deriváltjának Hilbert-transzformációja lehetővé teszi az R hullámok detektálását. Benitez et al. az EKG jel első deriváltjának Hilbert-transzformációval kapott jelében található csúcsok detektálásához adaptívan meghatározott küszöbérték használatát javasolja. Eredményeik bizonyítják, hogy a módszer hatékonyan csökkenti a T és P hullámok nem kívánt hatását, valamint hogy zajok által erősen terhelt jelben is képes az R hullámok detektálására.

Az R hullám EKG jelben való detektálására további módszerek is rendelkezésre állnak. Az alkalmazott módszerekről áttekintést ad Köhler et al. [15].

2.3 PPG jelek feldolgozása

A PPG jelben megjelenő zavarok csökkentése és a jel lokális minimumainak detektálása az orvostechikában felhasznált jelek feldolgozásával foglalkozó irodalomban nagyszámú publikáció által tárgyalt téma. A PPG jelek a környezet elektromágneses zavarai mellett gyakran a vizsgált személy mozgásából származó zavaroktól is terheltek. A vizsgált személy által az érzékelőre kifejtett változó nagyságú nyomás szintén modulálhatja a PPG jelet. Akár a PPG szenzor testfelszínhez képesti elmozdulása, akár a megfigyelt szövetek mozgás okozta deformációja okozhat nem kívánt jelenségeket a PPG jelben.

A PPG jel információt hordoz a légzésről és a kardiovaszkuláris rendszert befolyásoló idegrendszeri hatásokról is. Nitzan et al. [16] kifejti, hogy a szimpatikus és paraszimpatikus idegrendszer 0,04 Hz alatti és 0,1 Hz körüli frekvenciával rendelkező ingadozással, valamint a légzés a paraszimpatikus idegrendszeren keresztül 0,3 Hz környéki frekvenciával rendelkező ingadozással befolyásolja a szívfrekvencia-variabilitást. Ez a variabilitás megjelenik a PPG jel periódusának hosszában. A szimpatikus idegrendszer képes kiváltani az erek kontrakcióját, ennek következtében az artériák falának merevsége, valamint az artériák falában található izmok tónusa megnő, az erek ellenállásának növekedése miatt emelkedik a vérnyomás. Az

erek kontrakciója miatt bizonyos szövetekbe kisebb vérmennyiség áramlik, ennek következtében a PPG jel amplitúdója csökkenhet. A leírt hatások nem feltétlenül egyszerre jelentkeznek, a szívfrekvenciát és az erek összehúzódását az autonóm idegrendszer különböző mechanizmusokon keresztül befolyásolja [17], valamint a szívfrekvencia gyorsabban reagál az autonóm idegrendszer hatására, mint a perifériás erek. A PPG jel kiértékelését megelőzően a fent említett hatások miatt a jel előfeldolgozása szükséges.

A PPG jel feldolgozásának szükséges lépése a nagyfrekvenciás zavarok kiszűrése. Elgendi et al. [18] a PPG jel spektrumának vizsgálata alapján megmutatta, hogy a PPG jel energiájának jelentős része a 10 Hz alatti frekvenciatartományban található. A nagyfrekvenciás zavarok mellett kisfrekvenciás zavarként jelentkezik a jelben az alapvonal vándorlás, amely problémát okozhat bizonyos jelfeldolgozási algoritmusok végrehajtása során. A teljes szív ciklus ideje megközelítőleg egy másodperc, ezért az 1 Hz frekvencia alatti jelenségek a legtöbb személy esetén zajnak tekintendők. Bizonyos személyek azonban 1 Hz alatti szívfrekvenciával rendelkeznek, ezért célszerűbb 1 Hz helyett 0,5 Hz-en definiálni azt a frekvenciaküszöböt, amely alatt a jelenségek zajnak tekintendők. Elgendi et al. [18] másodfokú 0,5-10 Hz áteresztési tartománnyal rendelkező Butterworth sáváteresztő szűrőt javasol a PPG jelben található nagyfrekvenciás és kisfrekvenciás zavarok kiszűrésének első lépéseként.

A vizsgált személy esetleges mozgásából adódó zavarok véletlenszerűen keletkeznek, valamint a zavarok frekvenciatartománya gyakran átfedésben van a PPG jel frekvenciatartományával, ezért a rögzített vágási frekvenciákat alkalmazó szűrési mechanizmusok ezen zavarok kiszűrésére nem optimálisak [19]. A PPG jel mozgás okozta zavarainak eltávolítására számos módszert dolgoztak ki. Az alkalmazott módszerekről és eredményeikről áttekintést ad Yadhuraj et al. [20]. Az egyes módszerek különböző mozgástípusok által keltett zavarok esetén nem egyforma hatékonysággal működnek, valamint számításigényük sem egyforma, és esetleges torzító hatásuk is különbözhet. A módszerek egy része a PPG jel mellett további jelforrásokat (például gyorsulásmérőt, vagy zajkomponens detektáló referencia szenzort) igényel, illetve a módszerek jelentős része a PPG jel kváziperiodikus tulajdonságán alapul, azonban ezek a felsorolt feltételek bizonyos PPG felvételek esetén nem teljesülnek, ilyen esetben a módszerek alkalmazása nem célszerű.

A PPG jelen végzett zajszűrés után szükség van a jelben található lokális minimumok detektálására. A lokális minimumok detektálása céljából többféle módszer alkalmazható. Az alkalmazott módszerekről áttekintést ad Elgendi et al. [21].

A PPG jelben található lokális minimumok detektálását az egyes pontok környezetének vizsgálata által végző algoritmust javasol Billauer [22]. Az algoritmus alapja, hogy a lokális

minimumok egy meghatározott szélességű környezetükben minden más pontnál alacsonyabban helyezkednek el, ezért a jel pontjainak környezetét vizsgálva azok detektálhatók.

Li et al. [23] nem PPG jelek, hanem artériás vérnyomásgörbék esetén alkalmazott módszert ír le a jelben található felfutás-kezdeti pontok meghatározására, amely a jel első deriváltjának vizsgálata alapján az inflexiós pontok detektálásán alapul. A PPG és az artériás vérnyomásgörbék hasonlóságai miatt azonban a módszer alkalmazható a PPG jelben található lokális minimumok meghatározására is. Az algoritmus az első derivált számítása és a derivált függvény zérus értékeinek meghatározása után a jelet egyenlő hosszúságú szakaszokra bontja. Az egyes szakaszokon belül az algoritmus megkeresi a derivált függvény zérushelyeit, valamint azonosítja az inflexiós pontokat. Az inflexiós pontok a derivált függvényben lokális szélsőértékként jelennek meg. A PPG jel esetén a szűrt PPG jel felfutási szakaszához tartozó inflexiós pontok a derivált jelben lokális maximumként, a szűrt PPG jel lefutási szakaszához tartozó inflexiós pontok a derivált jelben lokális minimumként jelennek meg. A derivált PPG jelben található lokális maximumokat megelőző zérushelyek a PPG jel felfutásának lehetséges kezdetét, a derivált PPG jelben található lokális maximumokat követő zérushelyek a PPG jel lefutásának lehetséges kezdetét jelzik. A jel felfutásának és lefutásának lehetséges kezdőpontjai közül a tényleges kezdőpontok kiválasztása küszöbértékek alkalmazásával segíthető. A PPG jelben megjelenő zavarok miatt a deriválás elvégzése előtt a jel szűrése szükséges. Mivel a deriválás önmagában felüláteresztő szűrőként viselkedik, a deriválás elvégzése előtt csak aluláteresztő szűrő alkalmazása célszerű a PPG jelen.

Zong et al. [24] meredekség összegfüggvényt (Slope Sum Function, SSF), valamint adaptív küszöbérték alkalmazásán alapuló eljárást javasol, szintén az artériás vérnyomásgörbe felfutás-kezdeti pontjainak meghatározására. Az SSF fő célja, hogy a vizsgált görbe egy adott szívütéshez tartozó intervallumán a jel emelkedő szakaszát kiemelje a jel többi részével szemben. Az SSF a következőképpen definiálható:

$$z_i = \sum_{k=i-w}^i \Delta u_k \quad 2.1$$

$$\Delta u_k = \begin{cases} \Delta y_k, & \Delta y_k > 0 \\ 0, & \Delta y_k \leq 0 \end{cases} \quad 2.2$$

ahol w a meredekség összeg számítására használt mozgó ablak hossza; $I + w \leq i \leq N$, N a vizsgált felvételen található összes minta száma $\Delta y_k = y_k - y_{k-1}$, y_k a vizsgált jel egy mintája.

A jel emelkedő szakaszának kiemelése akkor igazán hatékony, ha a mozgó ablak hossza megközelítőleg megegyezik a felfutási szakasz jellemző hosszával, amely PPG jelek esetén megközelítőleg 200 ms. Az SSF definíciójából következően csak akkor emelkedhet, ha az eredeti jel emelkedik, ezért az SSF-ben található felfutás-kezdeti pontok általánosságban egybe esnek az eredeti jelben található felfutás-kezdeti pontokkal, továbbá a felfutás kezdeti pontok azonosítása az SSF-ben egyszerűbb, mint az eredeti jelben. Zong et al. a keresett felfutás-kezdeti pontok kijelölésének első lépéseként az SSF-ben található csúcsokat határozza meg. A csúcsok meghatározása egy küszöbérték alkalmazása által történik, amely adaptívan, a megtalált csúcsok amplitúdóját felhasználva folyamatosan módosul. Amennyiben az algoritmus a jelben egy küszöbértéket meghaladó pontot talál, annak környezetében meghatároz a jel maximális és minimális értékét. Amennyiben a meghatározott maximális és minimális érték közti különbség meghalad egy definiált határt, a meghatározott maximum érvényes csúcstól visszamenőleges keresést alkalmazva, a csúcshoz tartozó felfutás-kezdeti pont meghatározható.

3. Fejezet

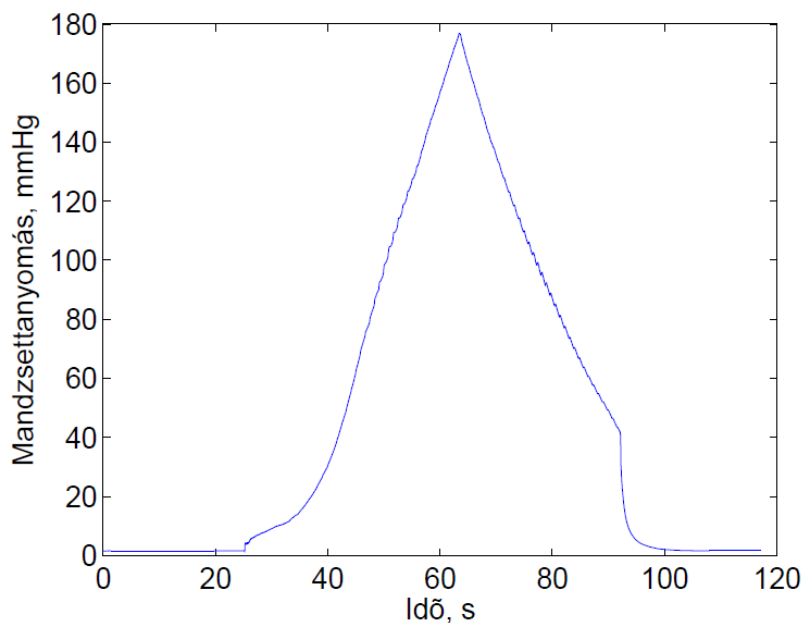
Otthoni monitorozás során készített felvételek kiértékelése

3.1 A felvételeket rögzítő készülék bemutatása

A Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék Orvostechnika Laboratóriumában kifejlesztésre került egy otthoni monitorozásra alkalmas készülék, amelyet a szív- és érrendszer állapotának vizsgálatára fejlesztettek ki [25].

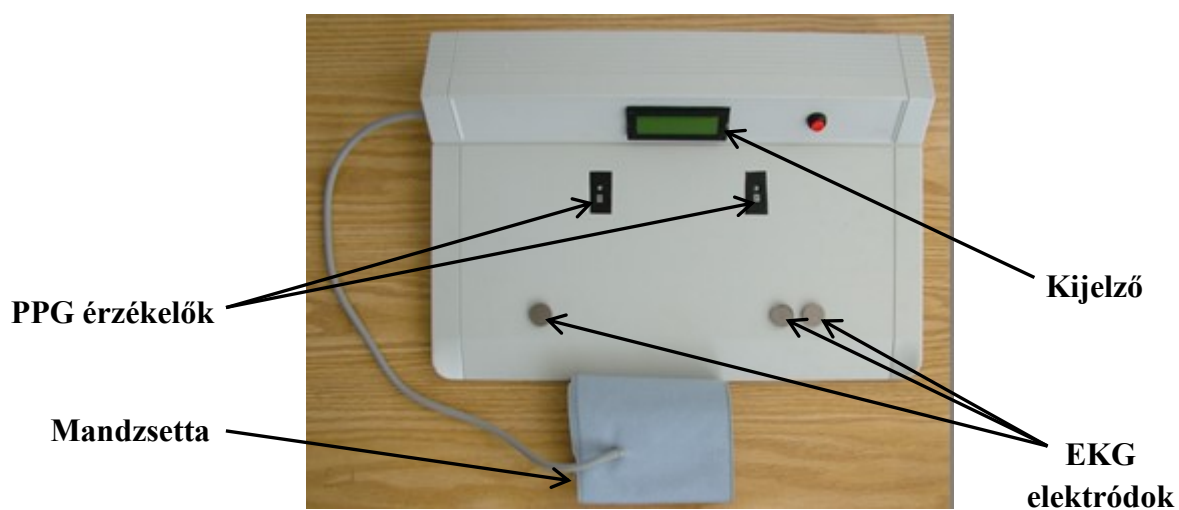
A készülék Einthoven I elvezetésben rögzíti a vizsgált személy EKG jelét (a tenyerek alatti elektródák segítségével), a bal mutatóujjon infravörös és vörös megvilágítás mellett keletkező PPG jelét, a jobb mutatóujjon infravörös megvilágítás mellett keletkező PPG jelét (a fényforrások és a fotoérzékelő az ujjbegy azonos oldalán van, reflexiós elven mérve a PPG-t). A készülék tartalmazza egy vérnyomásmérési protokoll implementációját, amely során a vizsgált személy felkarjára helyezett mandzsetta nyomását változtatja és a mandzsetta nyomását rögzíti. A vérnyomásmérés során a mandzsetta nyomása 24 másodperc ideig nulla, ezt követi a mandzsetta lassú felfújása majd lassú leeresztése (a változás mindkét esetben megközelítőleg 6 mmHg/s). A mérés befejezéseként ismét 24 másodperc ideig nulla mandzsettanomás mellett rögzíti a jeleket a készülék. Ezt követően a mérés véget ér.

A 3.1. ábra a mandzsetta felfújásának és leeresztésének protokollját mutatja be.



3.1. ábra. A mandzsettanyomás protokoll szerinti alakulása az idő függvényében. Az első 24 másodpercben a mandzsettanyomás nulla. A felfújás mintegy 6 mmHg/s meredekséggel tart maximum 170 mmHg-ig vagy addig, amíg a HHMD beépített algoritmus alapján szisztolés vérnyomásértéket nem detektál. A leeresztés meredeksége is mintegy 6 mmHg/s egészen 40 mmHg-ig, ahol egy szelep kinyitása eredményeként gyorsan 0-ra esik. Az ezt követő 24 másodpercben a mandzsettanyomás ismét közel nulla.

A HHMD csatornánként 1000 minta/másodperc gyakorisággal és 12 bites felbontással rögzíti a jeleket. A rögzített jelek a *hhmbinread* segédprogrammal MATLAB segítségével beolvashatók és feldolgozhatók. A HHMD felülnézeti képe látható a 3.2. ábrán.



3.2. ábra. A HHMD felülnézeti képe.

3.2 A felvételek előfeldolgozása

A feldolgozott felvételek egy része a vizsgált személyek otthonában került rögzítésre, ilyen esetben a vizsgált személy többnyire maga indította el a felvételt egy gomb megnyomásával, egyik kezét csak ez után helyezte a szenzorokra. A felvételek első 8 másodpercét ezért a feldolgozás során figyelmen kívül hagytam.

A mandzsetta lassú felfújásának és lassú leeresztésének hatására a vizsgált személy bal mutatóujjába áramló vér mennyisége a felvétel során jelentősen változott, ennek eredményeként a bal mutatóujj PPG jelében a különböző szívütésekhez tartozó jelalakok jelentős eltéréseket mutathatnak. A PPG jelalak változása miatt a PPG jel kváziperiodikus tulajdonságán alapuló algoritmusok alkalmazása a vizsgált felvételek esetén jelentősen eltorzította az eredeti jelet. További külső jelforrásokat igénylő algoritmusok használata

szintén nem volt lehetséges, mivel a HHMD a felsorolt érzékelőkön kívül más szenzort nem tartalmaz. A felvételek feldolgozására általam használt algoritmus ezért csupán egy rögzített határfrekvenciákkal rendelkező sáváteresztő szűrőt tartalmaz a PPG zajszűrésére. A sáváteresztő szűrő jellemzőit a szakirodalomban fellelhető információk alapján választottam ki, majd a szűrő fokszámát és határfrekvenciáját változtatva vizsgáltam a szűrés hatását. Végeredményképpen harmadfokú, 0,5 Hz és 8 Hz határfrekvenciákkal rendelkező Butterworth sáváteresztő szűrő alkalmazása mellett döntöttem.

Az EKG jelben található zavarok eltávolítása céljából két módszer alkalmazhatóságát vizsgáltam, a Pan-Tompkins algoritmust [9], illetve a Benitez et al. [14] által javasolt Hilbert-transzformáción alapuló eljárást. Mindkét módszer sáváteresztő szűrő alkalmazását javasolja. A sáváteresztő szűrő alkalmazása a QRS detektálás első lépéseként általánosan elterjedt, számos QRS detektornak része, ezért az általam használt algoritmus is ezt alkalmazza. Az alkalmazott szűrő harmadfokú, 5 Hz és 15 Hz határfrekvenciákkal rendelkező Butterworth sáváteresztő szűrő.

A mandzsettanyomás jelében a felfújási szakaszon ismert zajforrás a mandzsettát felfújó motor. A mandzsettanyomás jelének spektruma alapján azonban további, a motor vezérlőjelenél alacsonyabb frekvenciájú zajkomponensek is terhelik a jelet. 8 Hz határfrekvenciával rendelkező, harmadfokú Butterworth aluláteresztő szűrő alkalmazása által jól értékelhető jel állt elő.

3.3 Lokális szélsőértékek meghatározása

A PPG jel felfutás-kezdeti pontjainak meghatározásához a 2.3. pontban bemutatott mindhárom módszer alkalmazhatónak bizonyult, amennyiben megfelelő jel-zaj viszonyal rendelkező PPG jelek álltak rendelkezésre. A végső algoritmusba a jel pontjainak környezetén alapuló lokális minimumokat detektáló algoritmust (Billauer [22]) építettem be.

Az R hullámok EKG jelben való detektálása céljából két módszert hasonlítottam össze, a Pan-Tompkins algoritmust [9], illetve a Benitez et al. [14] által javasolt Hilbert-transzformáción alapuló eljárást.

A PPG lokális minimum és az EKG R hullám meghatározási módszerek egymástól függetlenül működnek. Azonban ki lehet használni, hogy két R hullám között pontosan egyszer érkezik meg a pulzushullám az ujjbegyre. Figyelembe véve a pulzushullám lehetséges terjedési sebességét, az izovolumetriás kamrai kontrakció hosszát, valamint a pulzushullám által megtett utat a kamrától az ujjbegyig, kiszámítható, hogy a pulzushullám

terjedési idő lehetséges értékei 0,11 és 0,475 ms között mozoghatnak [26]. Pontosan detektált R hullámok esetén a fenti két feltétel alkalmazása elősegíti a tévesen azonosított PPG felfutás-kezdeti pontok számának csökkentését.

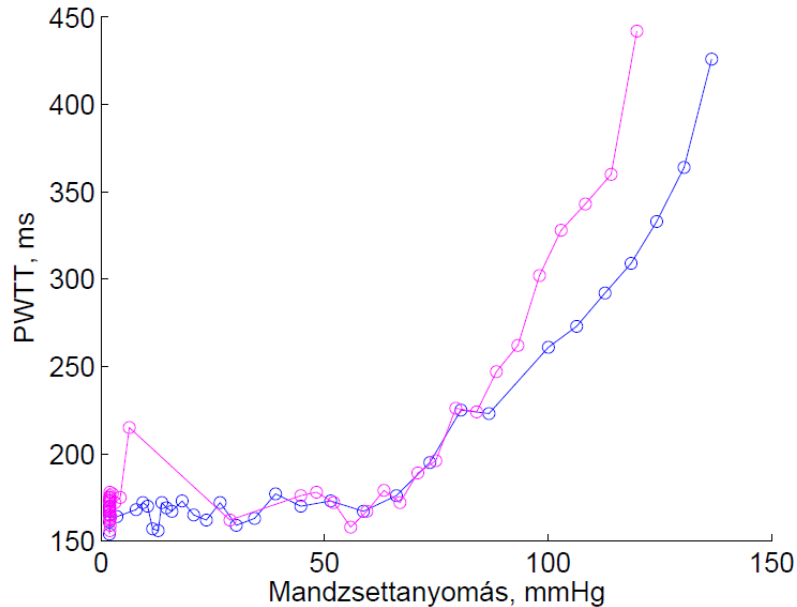
3.4 Lokális szélsőértékek meghatározásának ellenőrzése

Az alkalmazott R hullám és PPG lokális minimumok meghatározására kialakított algoritmus alkalmazhatóságának vizsgálatához olyan EKG és PPG felvételekre volt szükség, amelyek tartalmaznak annotációt, tehát amelyek esetén orvosok korábban meghatározták a QRS csúcsok (R hullámok) és PPG minimumok időbeli elhelyezkedését, így ezekkel a referenciának tekintett értékekkel összehasonlíthatók voltak az alkalmazott algoritmus által számított eredmények. A QRS detektor algoritmus tesztelése céljából a <http://physionet.org> oldalon található felvételeket használtam fel, amelyek tartalmazzák a QRS csúcsok és az RR-intervallumok időbeli elhelyezkedésének jelölését. A *BIDMC Congestive Heart Failure Database* adatbázisban található 10 darab, egyenként 1 perc hosszúságú EKG felvételre lefuttattam mind a Pan-Tompkins algoritmusra, mind a Hilbert-transzformációra alapuló QRS detektor implementációt. A vizsgált felvételek mindegyike szívelégtelenségben szenvedő betegekről készült, a 10 felvétel összesen 921 jelölt QRS csúcsot tartalmaz. A Pan-Tompkins algoritmusra alapuló implementáció összesen 4 fals pozitív és 3 fals negatív eredményt szolgáltatott, ez 99,67 %-os szenzitivitást és 99,57 %-os pozitív prediktivitást jelent. Hilbert-transzformációra alapuló implementáció összesen 8 fals pozitív és 0 fals negatív eredményt szolgáltatott, ez 100%-os szenzitivitást és 99,13 %-os pozitív prediktivitást jelent. A két eredmény alapján egyik algoritmus sem bizonyult egyértelműen jobbnak a másikinál, hiszen EKG jelek értékelésekor mind a specificitás, mind a pozitív prediktivitás fontos paraméterek. (A pozitív prediktivitás (P^+) az alábbi képlettel határozható meg: $P^+ = TP/(TP+FP)$, ahol TP (true positive) a felismert QRS-komplexek száma, FP (fals positive) a tévesen QRS-nek minősített jelszakaszok száma [13].) A Pan-Tompkins algoritmus hosszú ideje, sok kutató által használt és elfogadott QRS detektálási módszer, ezért későbbiekben ezt használtam fel. A Pan-Tompkins algoritmusra alapuló implementáció további tesztelése érdekében felhasználtam a www.capnabase.org/downloads/tbme-rr-benchmark oldalon található felvételeket, amelyek szintén tartalmazták a QRS csúcsok jelölését. 10 darab, egyenként 8 perc hosszúságú felvételre futtattam le a Pan-Tompkins algoritmusra alapuló QRS detektor implementációt. A 10 felvétel együttesen 5255 QRS csúcsot tartalmazott. Az algoritmus összesen 13 fals pozitív és 0 fals negatív eredményt szolgáltatott, ez 100%-os szenzitivitást és

99,75 %-os pozitív prediktivitást jelent. A helyesen detektált QRS csúcsok és a felvételen megjelölt csúcsok időbeli elhelyezkedése közti hiba négyzetes középértéke nem volt nagyobb 1 ms nál. PPG jelek esetén nem találtam olyan felvételt, amely a PPG lokális minimumainak (a jel felfutásának kezdete) orvosok által létrehozott jelölését tartalmazta volna. A fent említett két adatbázisból származó PPG jeleken lefuttattam a PPG lokális minimumok meghatározását végző algoritmust, az eredményt szemrevételezés által tudtam értékelni. Szemrevételezés alapján az algoritmus valóban a PPG minimumokat találta meg. Ezen kívül összehasonlítottam a megtalált PPG minimumok számát a jelölt QRS csúcsok számával. Megfelelő jelek és ideálisan működő algoritmus esetén ezeknek egyezniük kell. Az algoritmus az összehasonlítás alapján a két adatbázisban összesen 2 fals pozitív és 18 fals negatív eredményt szolgáltatott, ez 99,71 %-os szenzitivitást és 99,97 %-os pozitív prediktivitást jelent. Figyelembe kell vennünk, hogy a fent bemutatott adatbázisokból származó jelek többnyire zajoktól megtisztított jelek. Az elemzéseim során felhasznált, HHMD által rögzített, zavaroktól terhelt jelek esetén a vizsgált algoritmus nem feltétlenül éri el a fent leírt pontosságot.

3.5 A pulzushullám terjedési idő mandzsettanyomástól való függésének ábrázolása

Az egyes szívütésekhez tartozó R hullámok és PPG lokális minimumok meghatározása után ezek megjelenésének időkülönbségeként meghatározható a PWTT. A mandzsettanyomás jele szintén rendelkezésre áll, ezért a PWTT és a CP közti összefüggés meghatározható. Az általam használt algoritmus minden egyes szívütéshez az R hullám megjelenési idejéhez tartozó CP értéket és az adott szívütéshez tartozó PWTT értéket rendeli, amennyiben azt az algoritmus képes volt kiszámítani, tehát mind R hullámot, mind a terjedési időre vonatkozó feltételeket kielégítő PPG lokális minimumot képes volt detektálni. Az elemzések során célszerű különválasztani a mandzsetta felfújásához és leeresztéséhez tartozó időintervallumokat, mivel az érrendszer viselkedése a két időintervallumban azonos CP mellett is eltérhet, és ennek az eltérésnek a mértéke információt hordozhat az érrendszer állapotáról. A 3.3. ábra egy jellegzetes PWTT-CP görbét mutat be. Látható, hogy 80 mmHg felett a mandzsetta felfújási és leeresztési szakaszán a közel azonos CP-hez tartozó PWTT értékek jelentősen eltérnek (a leeresztési szakaszon jellemzően nagyobbak).



3.3. ábra. Jellegzetes PWTT-CP görbe. A függőleges tengely mentén a pulzushullám terjedési idő, a vízszintes tengely mentén a mandzsettanyomás látható. A kék szín a mandzsetta felfújásához, a lila szín a mandzsetta leeresztéséhez tartozó terjedési időket jelöli. 140 mmHg mandzsettanyomás felett az artéria teljesen elzáródik, a PWTT nem értelmezhető, ezért az ábrán ez a tartomány nem szerepel.

3.6 A pulzushullám terjedési idő komponensekre történő felosztása

A felkari artéria mandzsettával való elszorítása esetén a pulzushullám mandzsettához való megérkezése a mandzsettanyomás jelében oszcillometriás pulzust okoz, ezen alapul az oszcillometriás vérnyomásmérés. Amennyiben a pulzushullám mandzsettához való megérkezésének időpontja meghatározható, ezt felhasználva, a teljes pulzushullám terjedési idő két részre osztható, az első rész a pulzushullám szívtől a mandzsettáig való terjedéséhez szükséges idő, a második rész a mandzsettától az ujjbegyig való terjedéshez szükséges idő. A szívtől a mandzsettáig való terjedéséhez szükséges idő jelölésére bevezettük a PWTHC (Pulse Wave Transit Time from Heart to Cuff) jelölést, a mandzsettától az ujjbegyig való terjedéshez szükséges időre bevezettük a PWTCF (Pulse Wave Transit Time from Cuff to Finger) jelölést. Feltételezhető, hogy a PWTHC és a PWTCF aránya változó mandzsettanyomás mellett nem állandó, valamint hogy arányuk változása a mandzsettanyomás függvényében információt hordozhat az érfalak állapotáról, rugalmasságukról.

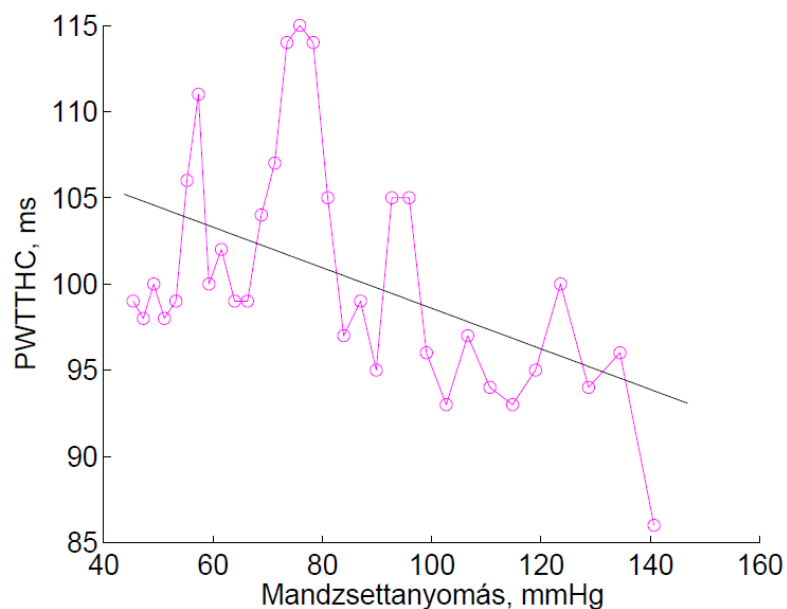
A pulzushullám mandzsettához való megérkezési időpontjának kijelölését az oszcillometriás pulzus vizsgálata alapján megnehezíti, hogy az érhálózat különböző pontjai által visszavert hullámok megjelennek a mandzsettanyomás jelében. A nyomáshullám szisztolés fázisának jelén több inflexiós pont is megjelenhet [27]. Naidu et al. [28] a pulzushullám mandzsettához való megérkezését az adott szívütéshez tartozó mandzsettanyomás jel deriváltjának maximum helyével azonosítja. Leírásuk szerint a maximális nyomás gradiens a nyomáshullám megérkezésének markereként tekinthető.

A pulzushullám megérkezési időpontjának kijelölése első derivált maximuma alapján az általam vizsgált jeleken az esetek többségében nehezen használható eredményt hozott, mivel szinte minden felvétel tartalmazott több olyan szívütést, ahol az R hullám és a mandzsettanyomás-görbe első deriváltján megjelenő maximum időkülönbsége nagyobb volt, mint az R hullám és a PPG lokális minimum időkülönbsége. A pulzushullám megérkezési időpontjának kijelölését más módon is vizsgáltam, a PWTTHC meghatározásához az R hullám és a mandzsettanyomás görbe adott szívciklushoz tartozó felfutás-kezdeti pontjának időkülönbségét használtam. A felfutás-kezdeti pont meghatározásához a Li et al. [23] által javasolt módszert használtam. A módszer a vizsgált jel deriváltjában megjelenő zérushelyek vizsgálatán alapul. A mandzsettanyomás jel a felfújási szakaszon emelkedő, a leeresztése szakaszon csökkenő trendet tartalmaz, ez a derivált függvény pozitív, illetve negatív eltolódását eredményezi, ezzel módosítva a zérushelyek elhelyezkedését. A HHMD-ben implementált szabályozó algoritmus a felfújási sebességet közel egyenletesen tartja, de a mandzsettanyomás-idő görbe meredeksége a felfújási szakaszon sem tökéletesen konstans, a leeresztő szelep pedig nem lineáris, hanem közel exponenciális nyomáscsökkenési profilt biztosít. A derivált jelen ezért egy alapvonal vándorlás jelenik meg. A derivált jel alapvonal vándorlása minimálisra csökkenthető, ha az egymást követő oszcillometriás pulzusok valamely jellegzetes pontját, például lokális minimumát összekötjük és a kapott szakaszok meredekségét vonjuk ki a mandzsettanyomás-idő jelből. A szívütésenként meghatározott meredekségek kivonása után kapott jelen a Li et al. által javasolt algoritmus segítségével meghatározhatók a felfutás-kezdeti pontok. A felfutás-kezdeti pontok segítségével meghatározott PWTTHC-CP görbék jelentősen eltérő jelleget mutattak, mint a derivált nyomásjel maximuma alapján meghatározott görbék, továbbá ezek esetén nem fordult elő, hogy a PWTTHC meghaladta az R hullám és a PPG lokális minimum időkülönbségét. Feltételeztük, hogy a PWTTHC mandzsettanyomástól függő változása jellemző lehet az érfal állapotának jellemzésére. A PWTTHC-CP görbék jellemzésére több paramétert definiáltam, ezek közé tartozott a görbe emelkedő és ereszkedő szakaszához tartozó illesztett egyenesek

meredekségének aránya, az emelkedő és ereszkedő szakaszok időbeli hosszának aránya, a görbe abszolút maximának értéke. A paraméterek mindegyike nagy egyéni belüli változatosságot mutatott, csoportok jellemzését nem tették lehetővé. A mandzsetta leeresztéséhez tartozó PWTTHC-CP görbe illesztett egyenesének meredeksége átlagértéke nagy egyének közti eltéréseket mutatott, de az egyes csoportokhoz (egészséges seniorok, egészséges fiatalok, betegek) tartozó egyének értékei alapján a csoportok elkülönítése nem volt lehetséges.

A mandzsetta leeresztéséhez tartozó PWTTHC-CP görbe és illesztett az egyenes egy példáját mutatja be a 3.4. ábra. A mandzsettanyomás jelében megjelenő oszcillometriás pulzusok 40 mmHg alatti nyomás esetén nem minden személy esetén értékelhetők, ezért egységesen minden személy esetén csak a 40 mmHg nyomás feletti tartományra számítottuk ki a PWTTHC-t.

Az R hullám és a PPG lokális minimum időkülönbsége (PWTT), valamint a PWTTHC különbségének számításával meghatározható a PWTTCF. A PWTTCF-CP görbék jellege bizonyos hasonlóságokat mutat a PWTT-CP görbékével és jelentősen eltér a PWTTHC-CP görbékétől. A 3.7 szakaszban található 3.5. ábra ugyanazon felvételhez tartozó PWTT-CP, PWTTHC-CP és PWTTCF-CP görbéket mutatja.



3.4. ábra. Jellegzetes PWTTHC-CP görbe, illesztett egyenessel

A mandzsettával történő elszorítás hatásának vizsgálata érdekében célszerűnek látszott a terjedési idők elszorítást megelőző és az elszorítás megszűnését követő értékeinek összehasonlítása. A PWTTHC és a PWTTCF értékei csak 40 mmHg feletti nyomás esetén

kerültek kiszámításra, így az elszorítást megelőzően és annak megszűnését követően nem határozható meg. Az elszorítás hatásának vizsgálatára ezért a felfújáshoz tartozó, 40 mmHg feletti első 4 szívütésre vonatkozó átlagértékeket és a leeresztéshez tartozó, 40 mmHg feletti utolsó 4 szívütésre vonatkozó átlagértékeket hasonlítottam össze. A PWTT nulla mandzsettanyomás esetén is meghatározható, az átlagértékek számításához felhasznált szívütések kijelölésénél azonban célszerű figyelembe venni a felvétel indításából és leeresztő szelep kinyitásából adódó tranziens jelenségeket. A 3.2 szakaszban leírtaknak megfelelően a tranziensek miatt a felvételek első 8 másodpercét figyelmen kívül hagytam, így a mandzsetta felfújását megelőző 16 másodperc használható az elszorítás előtti átlagértékek számítására. A szimmetria miatt a leeresztő szelep kinyitását követően szintén 8 másodpercet figyelmen kívül hagytam az átlagértékek számítása szempontjából a felvétel utolsó 16 másodpercét használtam fel. A különféle terjedési idők összehasonlítása végett a PWTT esetén is meghatároztam a 40 mmHg feletti első 4 szívütésre vonatkozó átlagértékeket és a leeresztéshez tartozó, 40 mmHg feletti utolsó 4 szívütésre vonatkozó átlagértékeket.

3.7 A légzés pulzushullám terjedési időre gyakorolt hatása

A légzőrendszer élettani szempontból szoros kapcsolatban áll a kardiovaszkuláris rendszerrel. Az érrendszerben található kémiai receptorok a vér pH-jának és a vérben oldott gázok parciális nyomásának megfelelően, a nyúltvelő közvetítésével folyamatosan modulálják a szívfrekvenciát. A tüdőben található mechanikai receptorok a tüdő falának feszülését érzékelik, és ennek megfelelően szintén a nyúltvelő közvetítésével képesek modulálni a szívfrekvenciát. A légzés következtében a vérnyomás is folyamatosan változik, belélegzéskor a vérnyomás csökken, kilélegzéskor nő. A vérnyomás változása megváltoztatja az artériák falának rugalmasságát, ezáltal a pulzushullám terjedési időt. Az artériák rugalmassága mellett a vérnyomás az izovolumetriás kamrai kontrakció idejét is befolyásolja. A pulzushullám terjedési idő ezért a légzőrendszer vizsgálatára, légúti ellenállás növekedés monitorozására is alkalmas [11].

A PWTT-CP görbék vizsgálatakor nehézséget jelent, hogy a mandzsettanyomás változása mellett a légzés is befolyásolja a PWTT-t, így a PWTT-CP görbéken a hatások eredője jelenik meg. A PWTT CP-től való függésének tiszta vizsgálatához a légzés hatásának kompenzálására lenne szükség. Problémát jelent azonban, hogy a légzés keringési rendszerre gyakorolt hatásai nem azonnal, hanem bizonyos időkésleltetéssel jelentkeznek, így önmagában a légzési fázisok rögzítése nem elegendő a hatások kompenzálásához.

A légzési fázisok meghatározása lehetséges az EKG vizsgálata alapján. Több elvezetést tartalmazó EKG felvétel esetén vizsgálható a szív elektromos tengelyállása, amely a légzés során változik. Mellkasra helyezett elektródok esetén, légzés során a mellkas tágulása és szűkülése miatt az elektródok szívhez viszonyított relatív helyzete változik. A tüdők levegővel való megtelése és kiürülése miatt a szív és az elektródok közti közeg impedanciája is változik. A hatások eredményeként a szív elektromos tengelyének szöge, ezen keresztül az egyes elvezetésekben mért EKG amplitúdó folyamatosan változik [29]. Egy elvezetést tartalmazó EKG felvételek esetén a QRS-komplex területének vizsgálata, valamint az R hullámok időbeli távolságának vizsgálata egyaránt lehetővé teszik a légzési fázis követését. Ding et al. [30] az R hullámok időbeli távolságán alapuló módszert javasol. A javasolt algoritmus eltávolítja az EKG jel alapvonal vándorlását, majd az így kapott jelben detektálja az R hullámokat. Ezt követően a szomszédos R hullámok közti jel kurtóztát határozza meg. A kurtózt felhasználva definiálható az egyes R-R intervallumok légzésre vonatkozó erőssége. A kurtóztának többféle interpretációja létezik, Ding et al. a többletkurtózt, annak a variancia négyzettel való osztást nem tartalmazó alakját használja. A szerzők által használt, k -dik R-R intervallumra vonatkozó kurtózt alakja:

$$K(k) = E\{x(t)^4\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} - 3(E\{x(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}})^2 \quad 3.1$$

ahol t_k , $k = 1, 2, \dots, N$ a detektált R hullámok csúcsához tartozó minták sorszámjai, továbbá $E\{\dots\}_{t_k \leq t < t_{k+1}}$ a t_k és $t_{k+1}-1$ sorszámú minták közé eső mintákra vonatkozó várható érték operátor.

Ding et al. a regisztrált EKG jelet a szívben található jelforrás transzformált jeleként modellezi, az alábbi összefüggés alapján:

$$u(t) = A(t)s(t) + v(t) + n(t) \quad 3.2$$

ahol $u(t)$ az EKG jel, $s(t)$ a szívben található elektromos jelgenerátor jele, $A(t)$ a jelforrás és az EKG elektródok közti közeg átviteli karakterisztikája, $v(t)$ az alapvonal vándorlás, $n(t)$ az additív szenzor zaj. A jelforrás és az EKG elektródok közti közeg az emberi test, így az átviteli karakterisztika változás a test állapotváltozásának eredménye. A test állapotát számos tényező befolyásolja, ezek közül a rögzített EKG jelet döntően a törzs impedanciájának légzés okozta változása befolyásolja. Elhanyagolva a kisebb hatásokat, az átviteli karakterisztika közelítőleg megegyezik a törzs impedanciájával:

$$A(t) \approx I(t) \quad 3.3$$

ahol $I(t)$ a törzs impedanciájának átviteli karakterisztikára vonatkozó része. $I(t)$ nem állandó, de változása sokkal lassabb, mint $s(t)$ változása.

Az alapvonal vándorlás eltávolítása után az EKG jel a 3.4 egyenlet alapján modellezhető:

$$x(t) = I(t)s(t) + n(t) \quad 3.4$$

ahol $x(t)$ az alapvonal vándorlás eltávolítása után nyert EKG jel.

A 3.4 egyenletet a 3.1 egyenletbe helyettesítve:

$$\begin{aligned} K(k) = & E\{I(t)^4\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} E\{s(t)^4\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} \\ & + 2E\{I(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} E\{s(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} E\{n(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} \\ & - 3(E\{I(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} E\{s(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}})^2 \end{aligned} \quad 3.5$$

A 3.5 egyenlet teljesülésének feltétele, hogy a zaj várható értéke és ferdesége ($E\{n(t)^3\}_{t_k \leq t < t_{k+1}}$) nulla legyen, valamint, hogy a zaj az EKG jelforrás jelével nem korrelált, továbbá, hogy a zaj Gauss-eloszlással rendelkezik, így kurtózisa nulla.

A forrásjel momentumai ismeretlenek, azonban a szerzők feltételezése szerint pozitív konstanssal közelíthetők, amennyiben a vizsgált személy állapota nem változik nagyon gyorsan:

$$E\{s(t)^4\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} = \gamma^4 \quad 3.6$$

$$E\{s(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} = \sigma^2 \quad 3.7$$

ahol γ és σ konstansok.

A 3.6 és 3.7 egyenleteket a 3.5 egyenletbe helyettesítve:

$$K(k) = \gamma^4 E\{I(t)^4\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} + 2\sigma^2 \sigma_n^2 E\{I(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} - 3\sigma^4 (E\{I(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}})^2$$

ahol $E\{n(t)^2\}_{t_k \leq t < t_{k+1}} = \sigma_n^2$ a zaj varianciája.

A légzési frekvencia többnyire 4-5-ször kisebb a szívfrekvenciánál, ezért a számítás ezen fázisában a szerzők $I(t)$ -t egy R-R intervallumon belül konstans értékkel közelítették:

$I(t)|_{t_k \leq t < t_{k+1}} \approx \bar{I}(k)$. Ekkor:

$$\bar{K}(k) = \gamma^4 \bar{I}(k)^4 + 2\sigma^2 \sigma_n^2 \bar{I}(k)^2 - 3\sigma^4 \bar{I}(k)^4 = (\gamma^4 - 3\sigma^4) \bar{I}(k)^4 + 2\sigma^2 \sigma_n^2 \bar{I}(k)^2 \quad 3.8$$

A 3.8 egyenlet segítségével, az egyes R-R intervallumokra vonatkozó kurtózis értékek ismeretében kifejezhető a k -dik R-R intervallumra vonatkozó légzési minta:

$$\bar{I}(k) = \left(\frac{(\sigma^4 \sigma_n^4 + (\gamma^4 - 3\sigma^4) \bar{K}(k))^{1/2} - \sigma^2 \sigma_n^2}{\gamma^4 - 3\sigma^4} \right)^{1/2} \quad 3.9$$

Az adott R-R intervallumra vonatkozó légzési mintát a szerzők az intervallum kezdetén elhelyezkedő R hullám időpontjához rendelik. Az egyes $\bar{I}(k)$ értékek meghatározása után, az R hullámok közti mintnákhöz tartozó $I(t)$ értékek spline interpoláció által határozhatók meg.

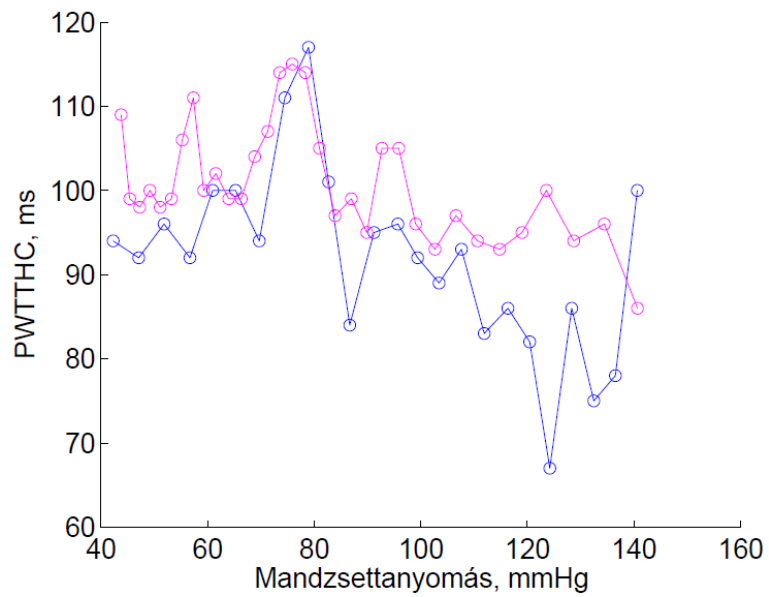
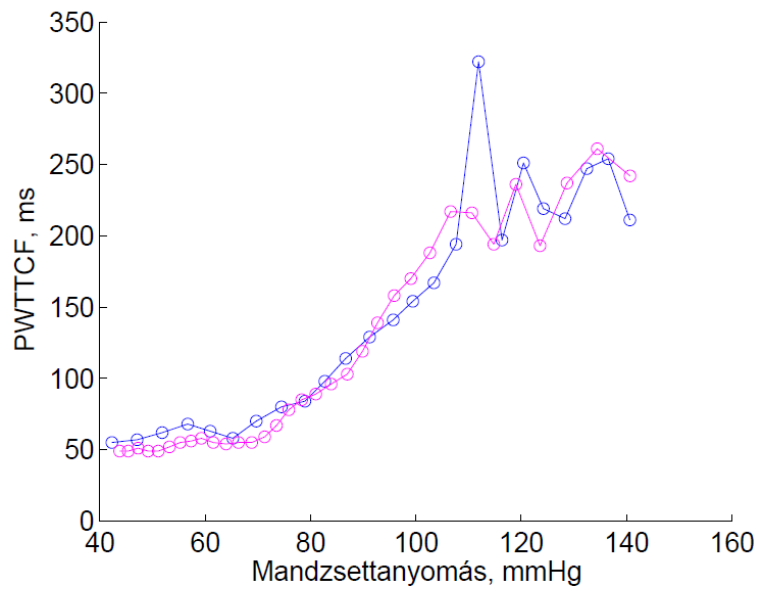
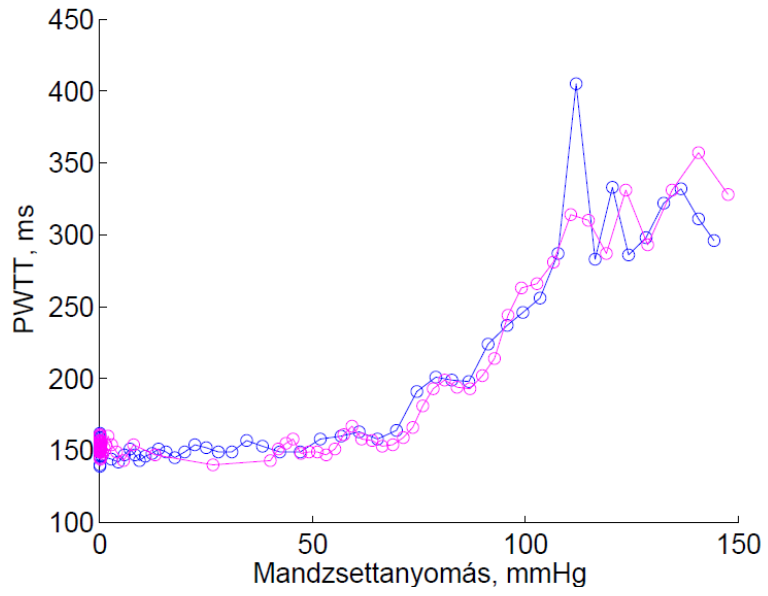
A módszer alkalmas a légzési fázisok becslésére és vizsgálatára, a légzés pontos rekonstruálását azonban nem teszi lehetővé, mivel a 3.9 képlet kiszámításához szükséges konstansok pontos értéke ismeretlen, valamint az R hullámok közti jelet interpolációval közelítjük.

További problémát jelent, hogy a légzési fázisok PWTT-re gyakorolt hatásának időképletetése nem ismert. A konstansok és az időképletetés változtatása mellett próbálkoztam a légzés PWTT-re gyakorolt hatásának modellezésével, majd a modellezett jelet kivonva a PWTT-ből vizsgáltam az eredményeket. Az időképletetést konstansnak feltételeztem a felvételek során. Az eredmények alapján ezzel a módszerrel a légzés hatása nem kompenzálható, a modellezett PWTT-t moduláló jel kivonása után az egymás után következő szívütésekhez tartozó PWTT értékek átlagosan nagyobb eltérést mutattak, mint a kivonást megelőzően. A légzés EKG alapján történő modellezését felhasználó kompenzálást ezért nem építettem be a felvételek feldolgozási mechanizmusába.

A PWTT komponensekre történő felosztása alapján nyert PWTTCF-CP görbék a PWTT-CP görbékhez hasonló jelleget mutattak, azonban az egymást követő szívütésekhez tartozó terjedési idő különbségek fajlagosan kisebb eltérést mutattak a PWTTCF esetén, mint a PWTT esetén. A 3.5. ábra ugyanazon felvételhez tartozó PWTT-CP, PWTTHC-CP és PWTTCF-CP görbéket mutatja.

A 3.6 szakaszban leírtaknak megfelelően a PWTTHC-t és ebből kifolyólag a PWTTCF-et csak 40 mmHg feletti mandzsettanyomás esetén határoztuk meg. A 3.5. ábrán látható, hogy PWTTCF esetén, amely a PWTTHC PWTT-ből való kivonásának eredménye, kisebb fajlagos különbség látható az egymást követő szívütésekhez tartozó terjedési időkből, mint a PWTT esetén. A látható jelenség felveti annak lehetőségét, hogy a légzés pulzushullám terjedési időt moduláló hatása első sorban a szív és a mandzsetta közti érszakaszon érvényesül, a mandzsetta és az ujjbegy között kisebb mértékben. A feltételezés helytállása esetén a légzés

hatásának közvetett kompenzálása lehetséges a PWTTHC vizsgálata, illetve a PWTTHC PWTT-ből való kivonása által.

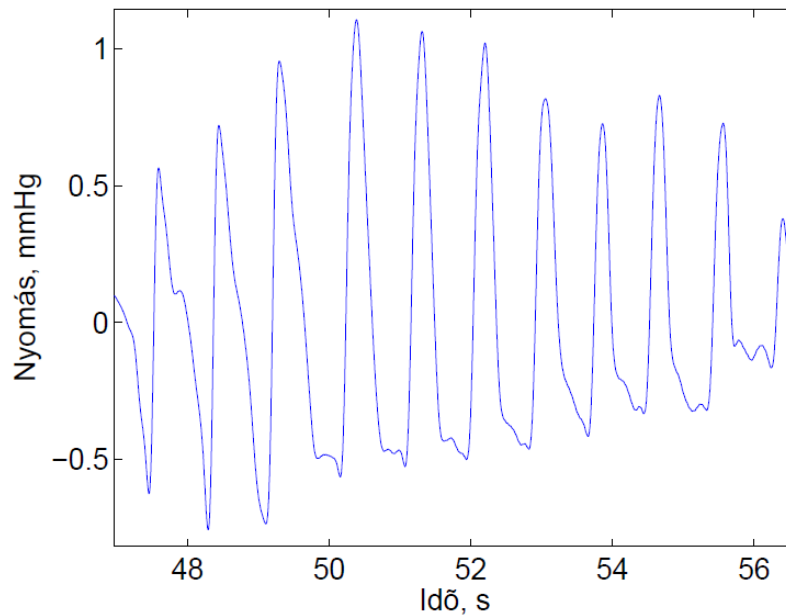


3.5. ábra. Ugyanazon felvételhez tartozó PWTT-CP, PWTTCF-CP és PWTTHC-CP görbék. A kék szín a mandzsetta felfújásához a lila szín a mandzsetta leersztéséhez tartozó terjedési időket jelöli.

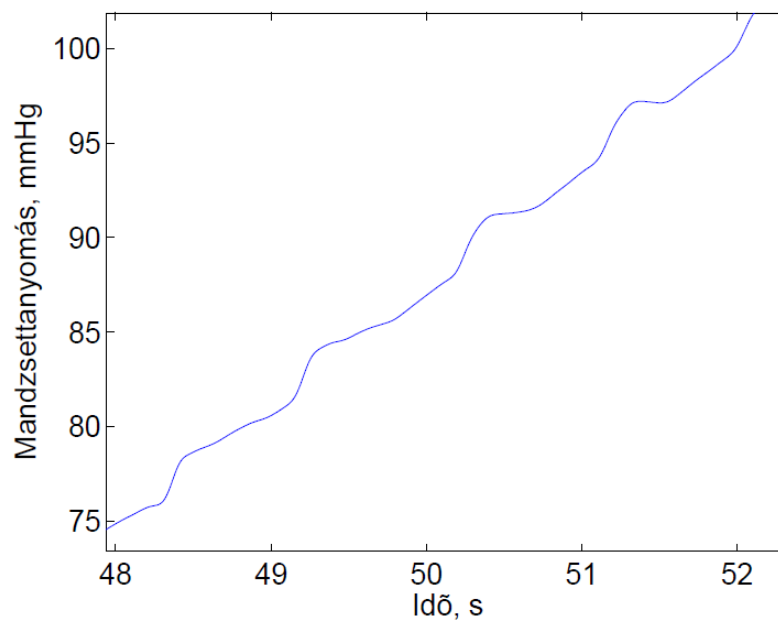
3.8 Az oszcillometriás pulzusok alakjának vizsgálata

Az oszcillometriás pulzusok a mandzsettanyomásban jelennek meg, a pulzushullám mandzsettához való megérkezése miatt alakulnak ki. Alakjuk változik a mandzsettás elszorítást tartalmazó mérés során. Az diasztolés vérnyomás alatti mandzsettanyomás mellett az oszcillometriás pulzusok egy ereszkedő és egy emelkedő szakaszból épülnek fel, ezek esetén a jel felfutás-kezdeti pontjai egybe esnek a pulzusok lokális minimumaival. A diasztolés vérnyomás felett az oszcillometriás pulzusok lefutási szakaszának végét nem követi azonnal tartósan emelkedő szakasz, a nyomásgörbe egyszer, vagy többször visszafordul, mielőtt tartósan emelkedni kezd. A diasztolés vérnyomás felett ezért problémássá válik a PWTTHC és PWTTCF számítása. A jelenséget szemlélteti a 3.6. ábra, amelyen sáváteresztő szűrővel szűrt mandzsettanyomás jel oszcillometriás pulzusai láthatók. A felvételi idő 48-dik másodpercéhez megközelítőleg 75 mmHg mandzsettanyomás tartozik. A pulzusok ereszkedő szakaszának meredeksége jelentősen növekedni kezd a diasztolés vérnyomás felett, a pulzusok amplitúdója egy pontig növekszik, majd csökkenni kezd. A 3.7. ábrán a 75 mmHg mandzsettanyomás feletti első négy szívütéshez tartozó oszcillometriás pulzus látható, a csak aluláteresztő szűrővel szűrt mandzsettanyomás jelen. Az oszcillometriás pulzusok alakjának változása a mandzsettanyomás növelése mellett feltételezhetően több hatás együttes eredménye. A diasztolés vérnyomás feletti mandzsettanyomás esetén az artéria a szív ciklus egy részében elzáródik, a nyomás növekedésével az elzárás időtartama növekszik, a szisztolés vérnyomás felett a szív ciklus teljes hosszára kiterjed. Az időleges, majd teljes elzárás eredményeként a felkari artériában elkezd felgyülemelni a vér, amely az artéria falának feszülését okozza. A növekvő falfeszülés, valamint a véráramlás változás hatására a szervezet megváltoztatja az artéria falában található izmok tónusát. Az 1.1 pontban leírtaknak megfelelően az oszcillometriás pulzusok amplitúdóját a mandzsettanyomás a vizsgált ér elzáródásától függetlenül is befolyásolja, az oszcillometriás pulzusok amplitúdója elvileg akkor maximális, amikor a mandzsettanyomás megegyezik az artériás középnyomással. Az oszcillometriás pulzusok mandzsettanyomással összefüggő alakváltozása elméletileg alkalmas lehet a vizsgált személy egy adott érszakaszának jellemzésére. Az erre a célra használható módszer kidolgozását nagy mértékben segíti az általam megtervezett és megépített készülék.

Az egyes felvételeken a felfújási és a leeresztési szakaszon is kijelölhető a legnagyobb amplitúdóval rendelkező oszcillometriás pulzus. A kijelölt két oszcillometriás pulzus esetén 3 jellemző paramétert határoztam meg, a pulzus amplitúdóját, a felfutási szakasz átlagos meredekségét, illetve a lefutási szakasz átlagos meredekségét. A paraméterek nagy egyéni belüli változatosságot mutattak, csoportok jellemzését nem tették lehetővé.



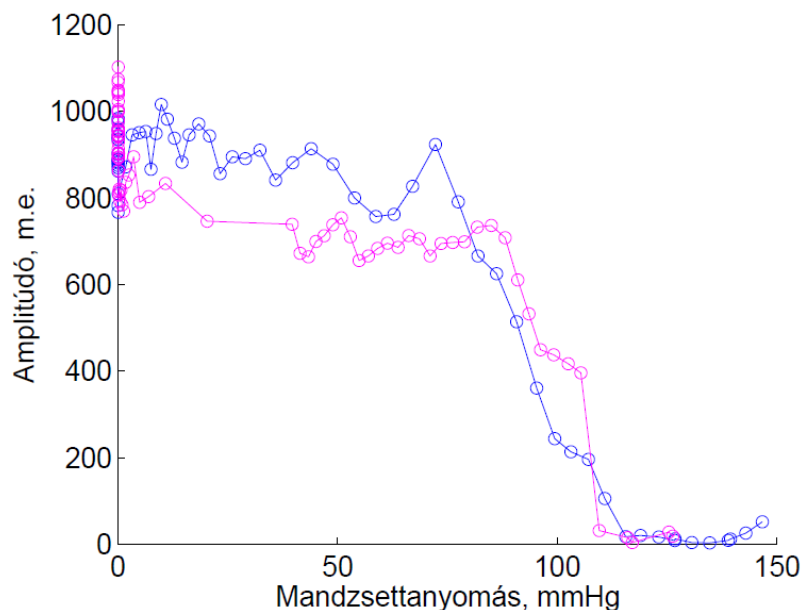
3.6. ábra. Sávszűrt mandzsettanyomás jel a diasztolés vérnyomás felett



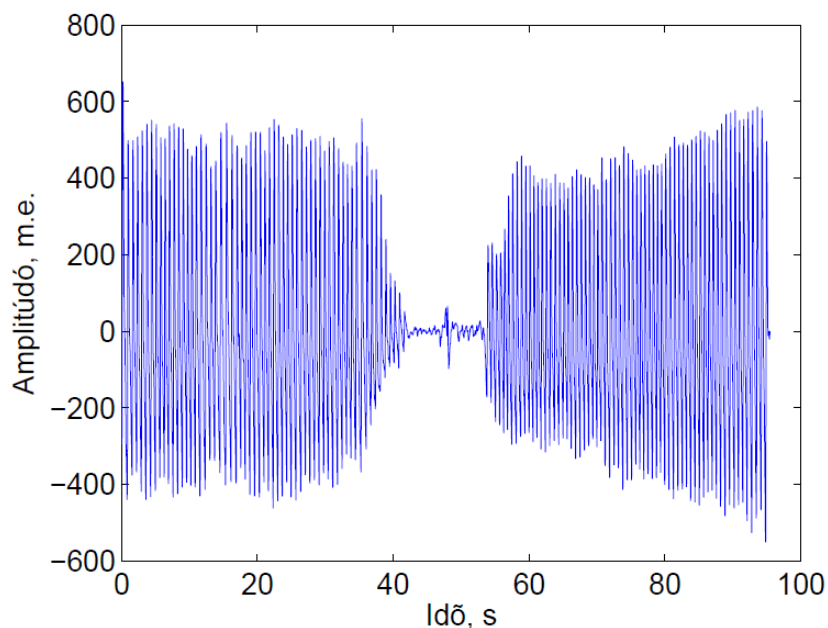
3.7. ábra. Aluláteresztő szűrővel szűrt mandzsettanyomás jel a diasztolés vérnyomás felett

3.9 A PPG jel alakjának vizsgálata

A 2.1 szakaszban leírtaknak megfelelően a PPG jelben minden szívütést követően először egy lokális minimum, majd egy lokális maximum jelenik meg. A két pont értékének különbsége tekinthető a PPG jel adott szívütéshez tartozó amplitúdójának, a két pontot összekötő jelszakaszon számított átlagos meredekség tekinthető a PPG adott szívütéshez tartozó felfutási szakaszához rendelt átlagos meredekségének. A mandzsettával való elszorítás hatására a PPG amplitúdó kezdetben kisebb mértékben változik, majd egy ponton túl gyorsan csökkenni kezd. A mandzsetta leeresztése során egy ponton nagymértékben megnő az amplitúdó, majd csökken, ezt követően kis mértékben ismét nő, a mandzsetta leeresztése után, nulla mandzsettanyomás mellett értéke bizonyos felvételek esetén meghaladja a mandzsetta felfújása előtt mért értékét, bizonyos felvételek esetén kisebb marad annál. A PPG amplitúdó mandzsettanyomástól függő változását mutatja be a 3.8. ábra. A PPG jel időfüggvénye a 3.9. ábrán látható.



3.8. ábra. PPG amplitúdó a mandzsettanyomás függvényben (mesterséges egységben). A kék szín a mandzsetta felfújásához, a lila szín a mandzsetta leeresztéséhez tartozó amplitúdókat jelöli.



3.9. ábra. A PPG jel időfüggvénye egy teljes felvétel során.

A 3.8. ábrán megfigyelhető a PPG amplitúdó-mandzsettanyomás grafikon néhány jellemzője. A mandzsetta felfújásához tartozó görbén látható, hogy megközelítőleg 70 mmHg-nél a görbe meredeken csökkenni kezd. Ez a nyomás a diasztolés vérnyomás lehetséges tartományába esik. A 3.8 szakaszban leírtaknak megfelelően a diasztolés vérnyomás feletti mandzsettanyomás esetén az artéria a szív ciklus egy részében elzáródik, a nyomás növekedésével az elzárás időtartama növekszik, a szisztolés vérnyomás felett a szív ciklus teljes hosszára kiterjed. Az időlegesen bezáródott felkari artéria miatt feltételezhetően egy szív ciklus alatt kevesebb vér jut az ujjakhoz annál, mint amikor az artéria a teljes szív ciklus alatt nyitva volt, ezzel magyarázható a görbe meredeken csökkenő szakasza. 110 mmHg fölött a PPG amplitúdó a mandzsetta felfújása előtti értékének alig 10 %-a, majd 120 mmHg-nél közel nullává válik. Az amplitúdó nullára való csökkenése köthető a szisztolés vérnyomás eléréséhez, mivel ekkor a teljes szív ciklus alatt el van zárva a felkari artéria, tehát az ujjakba található vér mennyiségében nem történhet növekedés (vagy csak elhanyagolhatóan kis növekedés lehetséges, amennyiben a merev érfal a deformálódott artéria szélső pontjainál nem képes teljes mértékben összezáródni). A szisztolés vérnyomás pontos értékét azonban nehéz megállapítani, mivel a mandzsettanyomás feltételezhetően két szívütés közötti pillanatban éri el a szisztolés vérnyomást. A szisztolés vérnyomás elérésének pillanatához ezért nem rendelhető a lokális szélső értékek között definiált PPG amplitúdó.

A mandzsetta leeresztéséhez tartozó görbén látható, hogy a PPG amplitúdó kezdetben közel nulla, majd egy ponton enyhén, ezt követően meredeken emelkedni kezd. A meredek

emelkedés alacsonyabb mandzsettanyomásnál kezdődik, mint amelynél a felfújási görbén a meredek csökkenés véget ért. Ez egyezik a Tanszéken korábban már megállapított jelenséggel, amely szerint a PPG jel a mandzsetta leeresztése során alacsonyabb mandzsettanyomásnál válik újra detektálhatóvá, mint az a nyomás, amelynél a felfújás során a PPG jel eltűnt. Amennyiben a PPG jel eltűnését, majd újra feltűnését a szisztolés vérnyomáshoz kötjük, feltételezhető, hogy a mandzsetta leeresztése során a felkari artériában alacsonyabb szisztolés vérnyomással kell számolni, mint a mandzsetta felfújása során. A szervezet tehát reagál a felkari artéria mandzsettával való elszorítására, mint ingerre, ennek feltételezhető következménye a szisztolés vérnyomás csökkenése. A 3.8. ábrán látható, hogy a leeresztési görbén a meredek emelkedést követően a PPG amplitúdó kis mértékben lecsökken. A csökkenést enyhe növekedés követi, majd szívütésenként hol csökken, hol nő az amplitúdó, ennek feltételezhető oka a légzés. 40 mmHg mandzsettanyomásnál kinyit a mandzsetta szelepe, ennek megfelelően a PPG amplitúdó megnövekszik, a mandzsetta teljes leeresztésekor pedig már ennél is magasabb amplitúdó látható.

A leeresztési görbén látható meredek növekedést követő meredek csökkenés minden vizsgált személy felvételén látható. A görbe viselkedése feltehetően összefügg a reaktív hyperaemia jelenségével, amely szerint egy adott érszakasz rövid idejű elszorítását követően, az elszorítás megszüntetése után az addig elszorított érszakaszban jelentős áramlásfokozódás figyelhető meg. Az áramlás ilyenkor egy ideig nagyobb mértékű, mint az elszorítást megelőzően, majd visszaáll az elszorítást megelőző szintre. A jelenség háttérében feltételezhetően az éren belüli nyomás- és nyíróerő változása során bekövetkező mechanoszenzitív mechanizmusok, valamint bizonyos anyagcseretermékek elszorítás hatására történő felszaporodása állhat. A reaktív hyperaemia mértéke és időtartama nagyjából arányos az érelzárás időtartamával [10]. A reaktív hyperaemia mellett további élettani faktorok is hatást gyakorolnak a PPG amplitúdó változására, ilyen faktor a légzés, az ujjban található kapillárisok viselkedése, és további keringést szabályozó mechanizmusok. Ezzel magyarázható, hogy a PPG amplitúdó-mandzsettanyomás görbe a diasztolés vérnyomás alatt mind a felfújási, mind a leeresztési szakaszon csak rövid szakaszokon monoton.

A PPG amplitúdó-mandzsettanyomás görbék segítségével becslés adható a vizsgált személy szisztolés és diasztolés vérnyomásának értékére. A görbék alakját a vizsgált személy érrendszerének állapota biztosan befolyásolja, azonban méréseim azt valószínűsítik, hogy a befolyásoló tényezők között az ujjbegy lokális kapillárisrendszerének jellemzői jelentős súllyal érvényesülnek. A görbék az általános érrendszeri állapot jellemzésére alkalmasak, a

mandzsettával történő elszorítás hatására adott választ számszerűsítő paraméter pontos definiálása további kutatást igényel.

3.10 A mandzsetta megfelelő felhelyezésének vizsgálata

Az 1.2 szakaszban leírtaknak megfelelően, a vérnyomásmérés pontosságát jelentősen befolyásolja a mandzsetta megfelelő felhelyezése, ezért a mérést végrehajtó személy számára jelentős segítséget nyújtana, ha a mandzsetta nem megfelelő felhelyezését a készülék a mérés végrehajtása előtt képes lenne jelezni. A mandzsetta szívhez képest elhelyezkedésének automatikus meghatározása a HHMD-ben és továbbfejlesztett változatában található szenzorok felhasználásával nem lehetséges, azonban a túlságosan laza felhelyezés hatása megjelenik a mandzsettanyomás jelében. A Tanszéken végzett korábbi kutatások alapján lehetségesnek tűnt, hogy mandzsettanyomás-idő függvény kezdeti szakaszának vizsgálata alapján a túlságosan laza felhelyezés kiszűrhető.

A jelenség vizsgálatához a mandzsetta felfújásának kezdeti szakaszán mérhető nyomásemelkedési sebességet és a HHMD adott felvételhez tartozó vérnyomásmérési eredményeit hasonlítottam össze. Feltételezhető, hogy túl lazán felhelyezett mandzsetta esetén a felfújás kezdetén lassabb nyomásemelkedés mérhető, mint szoros felhelyezés esetén. A nyomásemelkedési sebesség és a vérnyomásmérési értékek összehasonlítása céljából kiszámítottam a mandzsetta felfújásának első 5, 10 és 15 másodpercére vonatkozó nyomásemelkedést minden olyan felvétel esetén, ahol a szisztolés, diasztolés vérnyomás, valamint az artériás középnyomás értéke is rendelkezésre állt. A felvételeket személyek szerint csoportosítva korrelációs együtthatót számoltam az adott személyre vonatkozó nyomásemelkedési sebességek és vérnyomásértékek között (ez összesen 9 korrelációs együtthatót jelent, hiszen minden felvételhez 3 nyomásemelkedési sebesség és 3 vérnyomásérték tartozik). A korrelációs együtthatók két személy kivételével minden esetben 0,5 alatti értéket adtak. A vizsgált személyek többsége esetén a felfújás első 5 másodpercére vonatkozó nyomásemelkedés és a szisztolés vérnyomás közti korreláció bizonyult a legnagyobbnak, de ez a korrelációs együttható is csak két esetben haladta meg a 0,5-ös értéket. A korrelációs együtthatók kis értéke alapján a mandzsetta helyes felhelyezésének ellenőrzéséhez nem elegendő a mandzsetta felfújásának kezdeti szakaszán mért átlagos nyomásemelkedési sebesség számítása, a felfújási görbe tulajdonságainak összetettebb elemzése szükséges. Az elemzés a kutatás jövőbeni folytatásának egyik feladatát képezi.

3.11 A felvételek kiértékelése során elért eredmények értékelése

A PWTT két komponensre történő felosztása során nyert PWTTHC alakjának jellemzése céljából definiált összes paraméterre igaz volt, hogy értékeik nagy egyéni belüli változatosságot mutattak, és csoportok (egészséges senior, egészséges fiatal, beteg) jellemzését nem tették lehetővé. A mandzsetta leeresztési szakaszához tartozó PWTTHC görbe illesztett egyenesének meredekségére is teljesül a nagy egyéni belüli szórás, azonban a paraméter egyénekre vonatkozó átlagértékei közti nagy különbségek figyelemfelkeltőek. A 3.10 táblázat a paraméter egyénekre vonatkozó átlagértékeit és szórásait mutatja be.

A 3.1. táblázatban látható, hogy az egyes személyekhez tartozó szórások több esetben meghaladják az ugyanazon személyhez tartozó átlagértéket. A *Fiatal csoport* esetén látható kiemelkedően nagy szórásra magyarázatot adhat, hogy a csoport több személyhez tartozó felvételek összességét tartalmazza. Figyelemre méltó, hogy a P100 azonosítóval rendelkező személyhez tartozó átlagérték pozitív, míg minden más személy átlagértéke negatív. P100 egészséges senior, így a többi személlyel ellentétes előjelű átlagértékére jelenleg nem ismerünk magyarázatot, a jelenség magyarázata további adatgyűjtést igényel.

Azonosító	PWTTHC _{leeresztés} meredekség átlag [mmHg/ms]	PWTTHC _{leeresztés} meredekség szórás [mmHg/ms]
P001	-0,24	0,07
P002	-0,03	0,05
P003	-0,18	0,05
P005	-0,10	0,09
P007	-0,13	0,07
P009	-0,22	0,05
P100	0,04	0,09
P101	-0,08	0,12
P103	-0,17	0,07
P108	-0,07	0,09
P119	-0,05	0,07
Fiatal csoport	-0,12	0,17

3.1. táblázat. A mandzsetta leeresztési szakaszához tartozó PWTTHC görbe illesztett egyenesének meredekségére vonatkozó személyekhez tartozó átlagértékek és szórások. P001, P002, P003, P005, P007, P009 nyitott mellkasi műtéten átesett betegek, P100, P101, P103, P108, P119 egészséges seniorok, P101 egészséges fiatal, a Fiatal csoport egészséges fiatalokról készített felvételek összessége, ahol egy személyről csak egy vagy két felvétel készült, így statisztikailag egy személy nem vizsgálható, de a teljes csoport már értékelhető mennyiségű felvételt biztosít.

A mandzsettával történő elszorítás hatásának vizsgálata érdekében a 3.6 szakaszban leírtaknak megfelelően a pulzushullám terjedési idő komponenseinek elszorítást megelőző és az elszorítás megszűnését követő értékeit hasonlítottam össze. Az elszorítás hatásának vizsgálatára a felfújáshoz tartozó, 40 mmHg feletti első 4 szívütésre vonatkozó átlagértékeket és a leeresztéshez tartozó, 40 mmHg feletti utolsó 4 szívütésre vonatkozó átlagértékeket hasonlítottam össze. Az összehasonlítást PWTT, PWTTHC és PWTTCF esetén is elvégeztem, ennek eredményei láthatók a 3.2. táblázatban. A táblázatban látható átlag és szórás értékek számítási módja a következő volt: egy adott személy egy adott felvétele esetén képeztem a felfújáshoz tartozó, 40 mmHg feletti első 4 szívütésre vonatkozó átlagos PWTT, PWTTHC, PWTTCF értékeket, valamint a leeresztéshez tartozó, 40 mmHg feletti utolsó 4 szívütésre vonatkozó átlagos PWTT, PWTTHC, PWTTCF értékeket. A kapott leeresztési átlagértékeket elosztottam a felfújási átlagértékekkel, ennek eredményeként három hányadost kaptam, egyet a PWTT-re, egyet a PWTTHC-re, egyet a PWTTCF-re. Az adott személy minden felvételére kiszámítottam a három hányadost, majd az összetartozó hányadosok átlagát és szórását határoztam meg, ezáltal három átlagos hányadost és három szórásértéket kaptam. Az egyes személyekhez tartozó PWTTHC-re és PWTTCF-re vonatkozó átlagértékeket és szórásokat mutatja be a 3.2. táblázat. A táblázatban *ATIH* rövidítés jelöli az Átlagos Terjedési Idő Hányadost, amely a fent leírt, felfújáshoz tartozó, 40 mmHg feletti első 4 szívütésre vonatkozó átlagos terjedési idő és a leeresztéshez tartozó, 40 mmHg feletti utolsó 4 szívütésre vonatkozó átlagos terjedési idő hányadosa. Alsó indexben a terjedési idő típusa (PWTTHC, PWTTCF, PWTT) szerepel, az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki. PWTT esetén az *ATIH* mellett a 3.6 szakaszban leírtaknak megfelelően a felvétel 8-24 másodpercére vonatkozó átlagos terjedési idő, és a felvétel utolsó 16 másodpercére vonatkozó átlagos terjedési idő arányát is megvizsgáltam, ezt az arányt a *MATIH* (Módosított Átlagos Terjedési Idő Hányados) rövidítés jelenti. A PWTT-re vonatkozó átlagértékeket és szórásokat mutatja be a 3.3. táblázat.

Azonosító	$E[ATIHPWTTHC]$	$s[ATIHPWTTHC]$	$E[ATIHPWTTCF]$	$s[ATIHPWTTCF]$
P001	1,16	0,10	0,86	0,13
P002	1,13	0,07	0,87	0,24
P003	1,12	0,10	0,69	0,11
P005	1,22	0,05	0,71	0,19
P007	1,10	0,09	0,83	0,28
P009	1,22	0,04	0,65	0,08
P100	1,13	0,07	0,85	0,09
P101	1,12	0,14	0,75	0,13
P103	1,18	0,14	0,78	0,17
P108	1,15	0,04	0,74	0,07
P119	1,16	0,05	0,84	0,09
Fiatalszoport	1,15	0,21	0,90	0,25

3.2. táblázat. A PWTHC-re és PWTCF-re vonatkozó ATIH paraméter személyekre vonatkozó átlaga és szórása. Az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki. Az azonosítók jelentése megegyezik a 3.1. táblázatnál megadottakkal.

Azonosító	$E[ATIHPWTT]$	$s[ATIHPWTT]$	$E[MATIHPWTT]$	$s[MATIHPWTT]$
P001	1,01	0,07	0,92	0,14
P002	1,07	0,07	0,93	0,18
P003	1,01	0,05	0,96	0,06
P005	1,02	0,05	1,02	0,10
P007	1,03	0,08	0,95	0,12
P009	1,06	0,07	1,00	0,03
P100	1,07	0,05	1,00	0,10
P101	1,08	0,04	1,06	0,14
P103	1,07	0,05	1,06	0,06
P108	1,05	0,04	1,12	0,13
P119	1,09	0,03	1,01	0,17
Fiatalszoport	1,06	0,07	1,02	0,05

3.3. táblázat. A PWTT-re vonatkozó ATIH és MATIH paraméterek személyekre vonatkozó átlaga és szórása. Az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki. Az azonosítók jelentése megegyezik a 3.1. táblázatnál megadottakkal.

A 3.2. és 3.3. táblázatok alapján látható, hogy a felkari artéria mandzsettával való elszorítása a szívtől a mandzsettáig terjedő érszakaszon más hatást eredményez, mint a mandzsettától az ujjbegyig terjedő érszakaszon. A 40 mmHg mandzsettanyomás feletti első és utolsó 4 szívütéshez tartozó átlagos pulzushullám terjedési idő az elszorítás hatására a felvételek átlagát tekintve a szív-mandzsetta érszakaszon minden személy esetén növekedett, a mandzsetta-ujjbegy szakaszon minden személy eseté csökkent. Az egyes felvételekből

származó hányadosok szórása a szív-mandzsetta érszakaszon minden személy esetén kisebb, mint a mandzsetta-ujjbegy szakaszon. A szív-ujjbegy érszakaszra vonatkozó terjedési idő a szív-mandzsetta és mandzsetta-ujjbegy érszakaszra vonatkozó terjedési idők összege, így érthető, hogy a szív-ujjbegy érszakaszra vonatkozó hányadosok átlagértéke a két rövidebb szakasz hányadosainak átlagértéke között helyezkedik el. A 3.5. ábrán látható, hogy 40 mmHg mandzsettanyomás környékén a PWT_{THC} értéke közel kétszerese a PWT_{TCF} értékének, így érthető, hogy az $E[ATI_{H_{PWT}}]$ értékek közelebb állnak az $E[ATI_{H_{PWT_{THC}}}]$ értékekhez, mint az $E[ATI_{H_{PWT_{TCF}}}]$ értékekhez. Az $E[ATI_{H_{PWT}}]$ érték minden személy esetén 1-nél nagyobb. A felvétel utolsó 16 másodpercére vonatkozó átlagos $PWTT$ és 8-24 másodpercére vonatkozó átlagos $PWTT$ arányok eltérnek a 40 mmHg nyomás feletti 4 szívütéshez tartozó átlagértékek hányadosától, az $E[MATI_{H_{PWT}}]$ érték bizonyos személyek esetén 1-nél nagyobb bizonyos személyek esetén 1-nél kisebb, és csak egy személy esetén haladja meg az $E[ATI_{H_{PWT}}]$ értéket. Az eredmények jelenlegi ismereteink alapján élettanilag nehezen magyarázhatók, különösen a szív-mandzsetta és mandzsetta-ujjbegy érszakaszok mandzsettás elszorítás hatására mutatott eltérő viselkedése. A jelenség magyarázata további irodalomkutatást, vagy élettani szakértőkkel való konzultációt igényel.

Az oszcillometriás pulzusok alakjának vizsgálatára 3 jellemző paramétert definiáltam. Az egyes felvételeken a felfújási és a leeresztési szakaszon is kijelölhető a legnagyobb amplitúdóval rendelkező oszcillometriás pulzus, ezen a két kijelölt oszcillometriás pulzuson meghatároztam a pulzus amplitúdóját, a felfutási szakasz átlagos meredekségét, illetve a lefutási szakasz átlagos meredekségét. A számított paraméterek személyekre vonatkozó átlagértékeket és szórásokat mutatják be a 3.4., 3.5. és 3.6. táblázatok. A táblázatokban OA_{Max} rövidítés jelöli a maximális Oszcillometriás Amplitúdót, $AM_{Felfutási}$ és $AM_{Lefutási}$ rövidítés jelöli a maximális amplitúdójú oszcillometriás pulzushoz tartozó átlagos felfutási és átlagos lefutási meredekséget. Az alsó index jelöli, hogy az adott paraméter a mandzsetta felfújásához, vagy leeresztéséhez tartozik, az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki.

Azonosító	$E[OA_{Max,Felfújás}]$	$s[OA_{Max,Felfújás}]$	$E[OA_{Max,Leeresztés}]$	$s[OA_{Max,Leeresztés}]$
P001	2,7544	0,7075	2,4322	0,4216
P002	4,4602	1,6193	3,2281	0,6306
P003	3,0541	0,6653	2,7881	0,6415
P005	2,1548	0,2861	2,1626	0,2405
P007	3,5606	0,7182	2,7573	0,6484
P009	4,9329	2,2926	1,9636	0,2726
P100	3,5788	1,4709	1,3225	0,5744
P101	2,3728	0,5388	2,2365	0,4032
P103	2,3801	0,4111	2,1305	0,4739
P108	2,5542	0,5033	2,1652	0,1980
P119	4,1427	0,6343	1,9765	0,7225
Fiatal csoport	2,2176	0,5798	2,1600	0,5432

3.4. táblázat. A mandzsetta felfújásához és leeresztéséhez tartozó maximális oszcillometriás amplitúdó személyekre vonatkozó átlaga és szórása. Az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki. Az azonosítók jelentése megegyezik a 3.1. táblázatnál megadottakkal.

Azonosító	$E[AM_{Felfutás,Felfújás}]$	$s[AM_{Felfutás,Felfújás}]$	$E[AM_{Felfutás,Leeresztés}]$	$s[AM_{Felfutás,Leeresztés}]$
P001	0,0199	0,0157	0,0096	0,0019
P002	0,0356	0,0279	0,0172	0,0038
P003	0,0198	0,0133	0,0119	0,0024
P005	0,0081	0,0011	0,0091	0,0014
P007	0,0317	0,0205	0,0118	0,0024
P009	0,0552	0,0254	0,0083	0,0011
P100	0,0263	0,0239	0,0071	0,0020
P101	0,0190	0,0019	0,0114	0,0011
P103	0,0102	0,0046	0,0091	0,0024
P108	0,0314	0,0111	0,0093	0,0010
P119	0,0419	0,0194	0,0120	0,0032
Fiatal csoport	0,0124	0,0037	0,0123	0,0038

3.5. táblázat. A maximális amplitúdójú oszcillometriás pulzusokhoz tartozó átlagos felfutási meredekség. A mandzsetta felfújásához és leeresztéséhez tartozó maximális oszcillometriás amplitúdó személyekre vonatkozó átlaga és szórása. Az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki. Az azonosítók jelentése megegyezik a 3.1. táblázatnál megadottakkal.

Azonosító	$E[AM_{Lefutás,Felfújás}]$	$s[AM_{Lefutás,Felfújás}]$	$E[AM_{Lefutás,Leeresztés}]$	$s[AM_{Lefutás,Leeresztés}]$
P001	-0,0113	0,0112	-0,0051	0,0009
P002	-0,0164	0,0184	-0,0056	0,0012
P003	-0,0073	0,0076	-0,0051	0,0030
P005	-0,0035	0,0006	-0,0035	0,0005
P007	-0,0106	0,0078	-0,0044	0,0012
P009	-0,0194	0,0133	-0,0036	0,0019
P100	-0,0133	0,0303	-0,0028	0,0024
P101	-0,0032	0,0013	-0,0039	0,0017
P103	-0,0031	0,0027	-0,0049	0,0033
P108	-0,0123	0,0081	-0,0034	0,0003
P119	-0,0195	0,0147	-0,0029	0,0012
Fiatalszoport	-0,0037	0,0013	-0,0041	0,0017

3.6. táblázat. A maximális amplitúdójú oszcillometriás pulzusokhoz tartozó átlagos lefutási meredekség. A mandzsetta felfújásához és leeresztéséhez tartozó maximális oszcillometriás amplitúdó személyekre vonatkozó átlaga és szórása. Az $E[...]$ és $s[...]$ operátorok az átlag és szórás képzést fejezik ki. Az azonosítók jelentése megegyezik a 3.1. táblázatnál megadottakkal.

A 3.4., 3.5. és 3.6. táblázatok alapján látható, hogy az oszcillometriás pulzusok alakját jellemző paraméterek átlagértékeinek különbsége az egyes személyekre több száz százalékot is elérhet, azonban a paraméterek nagy szórása (a személyek többsége esetén a szórás meghaladja az átlagérték 25 %-át) miatt nehéz megalapozott következtetést levonni a vizsgált személyek állapotának összehasonlítására vonatkozóan.

A mandzsetta megfelelő felhelyezésének vizsgálata céljából meghatároztam a mandzsetta felfújásának első 5, 10 és 15 másodpercében bekövetkező mandzsettanyomás növekedés illetve az adott felvételhez tartozó szisztolés, diasztolés vérnyomás és artériás középnyomás értékek közti korrelációt. A korrelációs együtthatók két személy kivételével minden esetben 0,5 alatti értéket adtak, ezért valószínűnek látszik, hogy a mandzsetta megfelelő felhelyezése pusztán a felfújás kezdeti szakaszán mért átlagos nyomásemelkedési sebesség által nem ellenőrizhető, valószínűsíthető, hogy ehhez a felfújási görbe tulajdonságainak összetettebb elemzése szükséges. A korrelációs együtthatókat bemutatja a függelék F1., F2. és F3. táblázata. A táblázatokban ΔP_5 , ΔP_{10} , ΔP_{15} rendre a mandzsetta felfújásának első 5, 10, 15 másodpercéhez tartozó mandzsettanyomás növekedést, P_{sys} , P_{dia} , P_{map} rendre az adott felvételhez tartozó szisztolés, diasztolés vérnyomás és artériás középnyomás értékeket jelölik.

4. Fejezet

A felvételeket rögzítő eszköz tervezése és megvalósítása

4.1 A felvételek vizsgálata során nyert tapasztalatok összegzése

Az előző pontban bemutatott HHMD a bal és a jobb mutatóujj PPG jelét rögzíti, reflexiós elvű PPG szenzor által, amelyekre a vizsgált személy ráhelyezi az ujjait, miközben tenyere az EKG elektródokkal érintkezik. A korábban rögzített felvételek során a vizsgált személy kezét nem rögzítették sem az elektródokhoz, sem a PPG szenzorokhoz, így a szövetek szenzorokhoz képesti elmozdulása, illetve a szövetek szenzorokhoz való erős nyomása, vagy azoktól való eltávolítása lehetséges volt. A PPG jeleken ez a felvételek több mint 50 %-ában megfigyelhető, több esetben nehézkessé, sőt lehetetlenné tette a PWTT pontos meghatározását. A HHMD használata során szerzett tapasztalatok alapján egy funkciót tekintve nagyon hasonló, de teljesen új készüléket terveztem és valósítottam meg. A sürgősségi betegellátásban gyakran alkalmazott, újra csíptethető PPG szenzor biztosítja, hogy a vizsgált szövethez képest a szenzor csak minimális mértékben mozdulhasson el. A csipesz megfelelő kialakítás esetén a környezeti fényt nagyobb mértékben leárnyékolja, mint az eredetileg alkalmazott reflexiós szenzor. A készülék fejlesztésének egyik elemeként ezért egy újra csíptethető PPG szenzor integrálását jelöltük meg.

Az EKG elektródok esetén szintén problémát jelent, ha a vizsgált személy bőrfelülete szabadon elmozdulhat az elektródokhoz képest. Amennyiben a vizsgált személy a tenyerét helyezi az elektródokra, a készülék burkolatán ehhez megfelelő méretű szabad felület szükséges, ez a készülék méretének csökkentését korlátozza. A csuklóra csíptetett EKG elektródok a készülék méretét nem befolyásolják, többször felhasználhatók és stabil érintkezést biztosítanak. A megoldás hátránya, hogy a felhasználó kényelme kis mértékben romlik, valamint a mérés jobban hasonlít a hagyományos kórházi vizsgálatokra, mint a tenyér elektródokra helyezése esetén. Az újra csíptethető PPG szenzor, csuklóra csíptetett EKG elektród és a felkarra helyezett mandzsetta látható a függelék F.5. ábráján.

A mandzsetta lassú felfújása, majd leeresztése során rögzített PWTT-CP görbék vizsgálata esetén problémát jelent, hogy a mandzsettanyomás változása, ennek következtében a vizsgált artéria átmérőjének változása, a légzés hatása és a szervezet saját értónus szabályozási mechanizmusai együtt jelentkeznek és befolyásolják a PWTT-t. *A mandzsetta nyomását gerjesztőjelnek, az érfal rugalmasságának változását válaszjelnek tekintve, az érfal*

rendszerként modellezhető. A rendszer mandzsetta általi elszorításra adott válaszában jellemzése többféle módon elképzelhető. A mandzsetta nyomását állandó értéken tartva a rendszer közel konstans gerjesztőjelre adott válasza vizsgálható. Az eredeti készülék egy leeresztő szelepet tartalmazott, amely zárt állásban teljes elzárást, nyitott állapotban gyors leeresztést biztosít. A lassú leeresztéshez egy szűkítő elem szükséges, amelyet leeresztő szelep elé építettek be, így a szelep zárt állása esetén a levegő nem a szelepen, hanem a szűkítő elemén át távozik, így biztosítva a lassú leeresztést. A konstans mandzsettanyomás fenntartásához szükséges egy áteresztő szelep szűkítő elem elé való beiktatása. Az áteresztő szelep zárt állása esetén álló motor mellett a mandzsetta nyomása nem változik, járó motor esetén a mandzsetta lassú felfújása történik. Nyitott áteresztő szelep és zárt leeresztő szelep mellett álló motor esetén a mandzsetta lassú leeresztése lehetséges, nyitott áteresztő szelep és nyitott leeresztő szelep mellett gyors leeresztés történik. A készülékbe épített áteresztő szelep alapállapotban zárt, így szemben a HHMD-ben alkalmazott megoldással, a mandzsetta felfújása során a szűkítő elem és a leeresztő szelep állapota nem játszik szerepet. Az áteresztő szeleppel a mandzsetta nyomása tetszőleges értéken hosszán fenntartható. A légzés vizsgálatára alkalmas spirométer jelentősen megnövelné a készülék előállítási költségét, továbbá a légzés PWTT-re gyakorolt hatásának időkésleltetése ez által sem lenne pontosan megállapítható, ezért ennek beépítése a készülék új verziójába jelen tudásunk mellett nem célszerű.

4.2 Központi egység

A PWTT meghatározása párhuzamosan rögzített EKG és PPG jelek digitalizálását és rögzítését, a vérnyomásmérési protokoll végrehajtása a mandzsetta felfújásának és leeresztésének szabályozását, valamint a mandzsettanyomás digitalizálását és rögzítését igényli. Az otthoni monitorozásra alkalmas készüléket ezért célszerű egy mikrokontrollerrel ellátni. A mikrokontroller kiválasztása során fontos szempont volt, hogy képes legyen 3 analóg csatorna (EKG, PPG, CP) párhuzamos mintavételezésére és digitalizálására legalább 1 kHz frekvenciával, legalább 10 bites felbontással, számítási teljesítménye tegye lehetővé digitális jelfeldolgozási lépések implementálását (pl. szűrés, csúcsetektálás), programozása legyen jól dokumentált, valamint lehetőleg álljon rendelkezésre hozzá elérhető periféria függvénykönyvtár. Az STM32F429 mikrokontroller a fenti elvárásoknak teljességgel megfelel, ezért a továbbfejlesztett eszköz ezt a mikrovezérlőt tartalmazza [31].

4.3 PPG egység

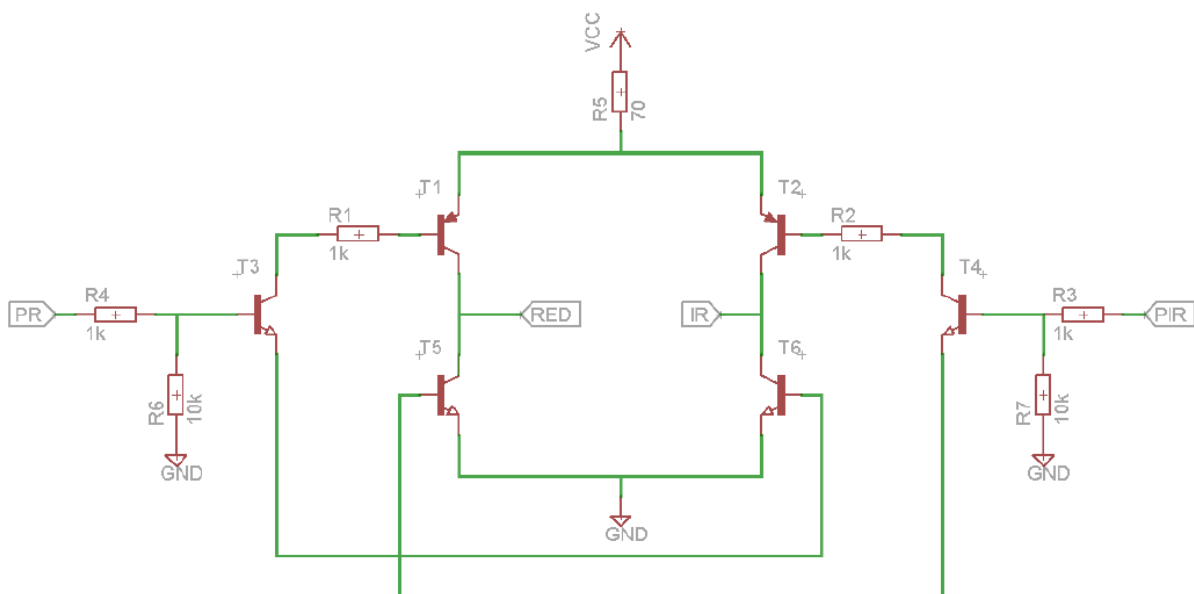
Az ujra csíptethető PPG szenzorok többsége transzmissziós elven működik, mivel az ujj esetleges mozgása esetén kisebb mértékű torzulást szenved a PPG jel, mint reflexiós elvű szenzor esetén [12].

A transzmissziós elvű szenzorok hátránya, hogy csak olyan testrészen használhatók, ahol a geometria lehetővé teszi a szövetek átvilágítását és az átjutó fény detektálását (ilyen testrész például az ujj, a fülcimpa, az orrsövény, vagy a nyelv). A továbbfejlesztett PPG egység ezért transzmissziós elvű ujra csíptethető szenzort tartalmaz. A forgalomban kapható ujra csíptethető PPG szenzorok többsége vörös és infravörös fényt kibocsátó LED-ekkel rendelkezik (az általunk használt szenzor is ilyen), mivel két hullámhosszon mérve a vérrel telt szöveten áthaladt fény intenzitását, meghatározható az oxigént szállító hemoglobin molekulák aránya a teljes hemoglobinszámhoz viszonyítva (oxigén szaturáció). Ezen alapul a pulzoximetria [32]. Az oxigén szaturáció mérése a kardiovaszkuláris rendszer állapotának vizsgálatára önmagában nehezen alkalmazható, de célszerű olyan PPG egységet tervezni, amely lehetővé teszi ennek kiszámítását, így a vér oxigén telítettségének mérése később implementálható. Vörös és infravörös LED-et tartalmazó PPG érzékelő esetén az alkalmazások többségében 3 egyenlő intervallumra osztják fel a PPG működési periódusidejét. Az első harmadban csak a vörös LED világít, a második harmadban csak az infravörös LED világít, a harmadik harmadban egyik LED sem világít. Az ujj LED-ekkel ellentétes oldalán elhelyezkedő fotoérezkelő (általában fotodióda, vagy fototranzisztor) mindhárom szakaszban rögzíti a szöveteken átjutó fény intenzitását, ez által a szövetek vörös és infravörös fényre vonatkozó abszorbanciája meghatározható, valamint a környezeti fény hatása is mérhető (mindkét LED kikapcsolt állapota mellett). A LED-ek időzített ki- és bekapcsolásához szükség van két vezérlőjelre, amelyek tetszőleges vezérlőegység által előállíthatók, valamint egy egyszerű áramkörre, amely a vezérlőjelek hatására megfelelő áramot biztosít a LED-ek számára.

A LED-eken átfolyó áram nagysága befolyásolja a kapott PPG jel-zaj viszonyát, a LED-ek élettartamát és a PPG egység fogyasztását. A jel-zaj viszony vizsgálatának érdekében méréseket végeztem a Tanszék által rendelkezésemre bocsátott Texas Instruments *AFE4490 Evaluation Module (EVM)* segítségével. A modult fotopletizmográfias jelek felvételére alakították ki, központi eleme egy *AFE4490* jelű integrált áramkör, amely a PPG érzékelő vezérlését, valamint a vett jel feldolgozását végzi, programozható paraméterek mellett. A modul tartalmazza az integrált áramkör működéséhez és kommunikációjához szükséges

összes elemet, ezért a megfelelő szoftver telepítése után USB-n keresztül csatlakoztatható egy PC-hez, a PC-n futó program segítségével pedig beállíthatók az *AFE4490* működési paraméterei, valamint megjeleníthető és eltárolható a PPG jel. Az *AFE 4490* a ténylegesen mért jel mellett információt szolgáltat a környező fény (zaj) mértékéről, ez a modul programjában elérhető. A program lehetőséget ad a vörös és infravörös LED-ek áramának beállítására is. A jel-zaj viszony (SNR) vizsgálatának érdekében mindkét LED áramát 1,5 mA és 50 mA között változtattam és az *AFE 4490* által szolgáltatott hasznos, valamint zavarjel amplitúdóját hasonlítottam össze. A mérési eredmények alapján 15 mA-ig a LED áramok növelése jelentősen javítja a jel-zaj viszonyt, a kezdeti 1,5 mA mellett mért SNR több mint 20 dB-el javítható volt. 15 mA felett azonban a LED áramok további növelése csak kisebb mértékben javította a jel-zaj viszonyt (további 3 dB SNR növekményhez már közel 35 mA-re volt szükség). Az eredmények alapján célszerűnek tűnt 15 mA LED áramra tervezni a PPG illesztő áramkört.

A PPG érzékelő vezérlését megvalósító áramkör látható a 4.1. ábrán.



4.1. ábra. A PPG érzékelő vezérlését megvalósító áramkör. A vezérlőegység által kiadott vezérlő jeleket az ábrán PR (vörös LED kigyújtása) és PIR (infravörös LED kigyújtása) rövidítések jelölik. Az érzékelő két bemenetére a RED és IR rövidítésű jelek kerülnek.

A vezérlőegység által kiadott jeleknek megfelelően nyitnak a T1 és T6, vagy T2 és T5 tranzisztorok, így a PPG érzékelőre kapcsolt áram iránya vagy a vörös, vagy az infravörös LED nyitásának megfelelő lesz, a PPG érzékelőben vörös és infravörös LED-ek antiparallel vannak kapcsolva.

A PPG érzékelő kimenő jele áram, amely az ujjbegy szöveteiben található vérmennyiséggel arányos. Az áramjelet célszerű feszültségjellé alakítani az analóg-digitális átalakítás elősegítése érdekében, erre alkalmas egy áram-feszültség konverter. (A áram-feszültség konverter egy műveleti erősítő, egy ellenállás és egy kondenzátor segítségével megvalósítható.) A kapott feszültségjel a központi feldolgozó egység analóg-digitális átalakítójára vezethető. A fotodiódához kapcsolódó műveleti erősítő visszacsatoló köre ebben az esetben aktív elemet tartalmaz, amely belső kompenzálású műveleti erősítő esetén gerjedést okozhat, mivel ezek az erősítők passzív visszacsatoló körre vannak kompenzálva. A gerjedés elkerüléséhez az RC-tag megfelelő értékének beállítása szükséges. Egyes műveleti erősítők érzékenyek a kapacitív terhelésre, ezért célszerű lehet egy ellenállás bekötése a transzimpedanciás erősítő kimenete és az ADC közé, amely csökkenti a feldolgozó egység okozta kapacitív terhelést.

A teljes PPG egység áramköre látható a függelék F.1. ábráján.

4.4 EKG egység

A HHMD-ben található EKG egység által rögzített jel a vizsgált felvételek többségében lehetővé tette az R hullám pontos detektálását, ezért az elektródok felhelyezését leszámítva komoly változtatás nem volt indokolt ebben az egységben. A továbbfejlesztett készülék EKG egységének teljes kapcsolási rajza látható a függelék F.2. ábráján. Az elektródok a bal karra és a jobb karra kerülnek felhelyezésre tehát a készülék az Einthoven I elvezetésben rögzíti az EKG-t. Az EKG egység áramköre az elektródokon elvezetett potenciálok különbségét képi és erősíti, valamint alul- és felüláteresztő szűrést végez. Az EKG egység közösjel-elnymást növelő testpotenciál-meghajtást is szolgáltat, amely egy harmadik elektród által kapcsolódik a vizsgált személy testfelszínére. Ezt a potenciált a témával foglalkozó irodalomban gyakran meghajtott jobb láb (Driven Right LEG, DRL) potenciálként jelölik, mivel az alkalmazások többségében a potenciált a jobb lábra kapcsolják. A DRL áramkört közös jelre működő visszacsatolással valósítják meg. A visszacsatoló kör a közösjel-elnymást $(I+A)$ -szorosára növeli, ahol A a visszacsatoló kör körerősítése [33].

4.5 A mandzsettanyomás szabályozása és mérése

A mandzsettanyomás mérésére a HHMD egy piezorezisztív nyomá szenzort (MPX53GP [34]) tartalmazott, amelynek kimenetén a nyomással arányos, lineáris feszültség jelenik meg.

A továbbfejlesztett készülékbe ugyan ez a szenzor került beépítésre. A szenzor kimeneti feszültsége erősítés és aluláteresztő szűrés után digitalizálható. A mandzsettanyomás méréséhez szükséges áramkör látható az F.3. ábrán.

A mandzsetta felfújását a HHMD-ben egy DC motor végezte, ez megfelelő megoldásnak bizonyult, ezért ennek változtatása nem volt indokolt. A felfújás sebességét a motorra kapcsolt PWM jel kitöltési tényezője határozza meg. A PWM jelből előállított áramjel egy MOSFET tranzisztor közvetítésével a motor gyors ki-be kapcsolását teszi lehetővé.

A leeresztő és áteresztő szelep vezérlése a mikrokontroller által biztosított vezérlőjelekből előállított áramjelekkel, szintén MOSFET tranzisztorok segítségével megoldható. A motor és a két szelep vezérléséhez szükséges jeleket előállító áramkör látható a függelék F.4. ábráján.

A mandzsetta egyenletes sebességű felfújását a mikrokontrolleren implementált PID szabályozó biztosítja.

4.6 Adatrögzítés

A regisztrált EKG, PPG és mandzsettanyomás jelek tartós eltárolása a mikrokontroller memóriájában nem célszerű, mivel 1kHz mintavételi frekvencia (a PPG esetén valójában másodpercenként 3000 mintát szükséges venni), 12 bites ADC és megközelítőleg 100 másodperces felvételi hossz esetén egy felvétel közel 1 MB tárhelyet igényel. Az adatokat ezért az új készülék egy micro SD kártyára rögzíti.

4.7 Fizikai megvalósítás

A mandzsetta motorjának és szelepeinek vezérléséhez 4-5V közötti tápfeszültség elegendő. Az EKG, PPG, mandzsettanyomás egységek, valamint a mikrokontroller 3,3 V tápfeszültséget igényelnek, ez a micro SD kártya számára is megfelelő. A készülék hordozhatóságának érdekében célszerű azt akkumulátoros táplálással ellátni. 4 darab 1,2V névleges feszültségű NiMH akkumulátor a teljes készülék tápellátását képes biztosítani. A 3,3V tápfeszültség előállítását egy Low-Dropout (LDO) feszültség szabályozó áramkör biztosítja (TEXAS INSTRUMENTS - LP3985IM5-3.3/NOPB [35]).

A motor, és a szelepek vezérlését biztosító áramkörök megközelítőleg egy nagyságrenddel nagyobb áramot vesznek fel, mint a szenzorokat kiszolgáló áramkörök, ezért a nagyáramú komponensek külön álló NYÁK-on kerültek megvalósításra. A feszültségszabályozó áramkör

szintén erre a nagyáramú NYÁK-ra került. A nagyáramú NYÁK teljes kapcsolási rajza látható a függelék F.4. ábráján.

Egy önálló mikrokontroller rendszerbe való integrálása meglehetősen időigényes, ezért az új készülék egy kész kártyát (32F429IDISCOVERY [36]) tartalmaz. A kártya biztosítja a mikrokontroller programozásához szükséges interface-t, USB interface-t, LED-eket, nyomógombokat és egy integrált LCD érintőképernyőt. Az fizikailag megvalósított eszköz egységeit tartalmazó mérési összeállítás látható a függelék F.6. ábráján.

4.8 Jelfeldolgozási műveletek implementálása a mikrokontrolleren

Az EKG, PPG és CP jelek a micro SD kártyán rögzítésre kerülnek, ezt követően PC-n feldolgozhatók. Célszerű azonban, ha az új készülék önmagában is képes visszajelzést adni a mérés bizonyos eredményeiről. A vizsgált személy stressz állapota a szívfrekvenciát, a vérnyomást és ezzel összefüggően az értónust jelentősen befolyásolja, ezért magas stressz szint mellett végzett méréssel az érrendszer általános állapota nem jellemezhető torzításmentesen. A vizsgált személy stressz szintjének becslése és visszajelzése a tényleges mérés megkezdése előtt fontos információt jelenthet, ennek ismeretében mérlegelhető, hogy a mérést az adott körülmények között érdemes-e végrehajtani. A stressz állapot mérésére több módszer is rendelkezésre áll, amelyek közé pszichológiai, biokémiai és elektrofiziológiai vizsgálati módszerek is tartoznak [37]. A pillanatnyi stressz szint jellemzésének egy elterjedten alkalmazott módszere a szívfrekvencia variabilitás (Heart Rate Variability, HRV) vizsgálata. A HRV az egymást követő szívütések (szív ciklus hosszak) közti időbeli távolság változékonyságának mértéke. A HRV jellemzésére többféle módszer is lehetséges. A módszerek közé tartoznak időtartománybeli paraméterek (többek között az egymást követő szívütések közti távolság szórása, a szívütések közti távolság különbségének szórása, a távolságbeli különbségek számszerű eloszlása), frekvenciatartománybeli módszerek (például teljesítménysűrűség számítása), és geometriai módszerek (legelterjedtebb a Poincaré-diagram). A HRV jellemzéséhez szükséges a szívütések közti időbeli távolság meghatározása, amit az alkalmazások többségében az EKG jel R hullámai alapján (ritkábban a PPG jel lokális szélső értékei alapján) számítanak. A HRV alapú stressz állapot becslési módszerek közös jellemzője, hogy a számított paraméterek egyénre vonatkozó átlagértékei, valamint a paraméterek stressz szinttel összefüggő változása jelentősen eltérhet különböző vizsgált személyek esetén, a paraméterek abszolútértéke alapján történő stressz szint becslés ezért nem célszerű. A becslés pontossága növelhető, ha a készülék lehetővé teszi páciens profilok

létrehozását, így a készülék az adott vizsgált személy jellemző paramétereire viszonyítaná az aktuális mérés eredményeit. A személyre jellemző paraméterek meghatározásához előzetes mérések végrehajtása szükséges.

Vrijkotte et al. [38] a munkahelyi stressz szívfrekvenciára, szívfrekvencia variabilitásra és vérnyomásra kifejtett hatását vizsgálta. A stressz magas- és alacsony szintje mellett mért értékek mindhárom élettani paraméter esetén szignifikáns eltérést mutattak. A HRV és a vérnyomás között korreláció volt kimutatható, ennek megfelelően a HRV csökkenés alapján valószínűségi állítás tehető a vérnyomás emelkedés mértékére. A vérnyomás emelkedés összefügg az artériák falának merevségével, valamint a PWTT változásával. A HRV vizsgálata ennek megfelelően segítheti annak eldöntését, hogy egy adott pillanatban releváns mérési adatok nyerhetők-e a vizsgált személy kardiovaszkuláris rendszerének állapotáról, vagy a mérést célszerűbb egy későbbi időpontban végrehajtani. A módszer pontos kidolgozása, elsősorban a személyre szabás azonban további vizsgálatot és kísérletek végrehajtását igényli.

Az EKG, PPG és CP jelek mikrokontrolleren való feldolgozásának speciális eleme a szűrés, mivel a legtöbb mikrokontroller nem tartalmaz beépített utasítást a szűrés végrehajtására. A digitális szűrés a szűrőegyütthetők ismeretében FIR szűrők esetén diszkrét konvolúció segítségével hajtható végre, IIR szűrők esetén a differenciaegyenlet alkalmazásával. A kívánt szűrő együtthetőinek meghatározására számos módszer elképzelhető. Egy lehetséges alkalmazás a *Matlab Filter Design & Analysis Tool (FDA Tool)*, amelyben a kívánt szűrő számos tulajdonsága (többek között a válasz típusa, a tervezési módszer (FIR, vagy IIR), az áteresztő és záró tartományok határfrekvenciája, valamint az áteresztő és záró tartománybeli súlyozás) megadható. A megtervezett szűrő együtthetői a programból exportálhatók.

FIR szűrők esetén a diszkrét konvolúció végrehajtása a szűrendő jel mintáinak megfelelő szűrőegyütthetővel való szorzását, majd a szorzatok összeadását igényli. A szűrőegyütthető és a minták két tömbben vannak tárolva, ezért a minták és a szűrőegyütthető megfelelő egymáshoz rendelése vagy egy a minták tárolására szolgáló, a szűrő fokszámának megfelelő méretű cirkuláris buffert és legutóbb beérkezett minta cirkuláris bufferen belüli indexének számítását, vagy a mintákat tartalmazó tömb valamennyi elemének folyamatos mozgatását igényli. A cirkuláris buffer egyszerű implementációja modulo osztási művelet végrehajtását igényli, amely időigényes művelet, ezért ennek alkalmazása nem célszerű. A modulo osztási művelet elhagyható, ha az utoljára beérkezett minta cirkuláris bufferen belüli indexe mellett a buffer utolsó (legnagyobb indexű) mintához tartozó szűrőegyütthető indexét is kiszámítjuk. Ekkor a diszkrét konvolúció összeadási művelete két részre osztható. Az első rész a cirkuláris

buffer 0-dik indexű tagjától a legutóbb beérkezett mintáig számítja ki a minták és a megfelelő szűrőegyütthetők szorzatának összegét. A második rész a buffer fennmaradó részében található mintákra számítja ki a minták és megfelelő szűrőegyütthetők szorzatának összegét. A cirkuláris buffer kezelése teljes mértékben elkerülhető, ha minden egyes beérkező új minta esetén a beérkező mintákat tartalmazó tömb valamennyi elemét a tömb eggyel magasabb indexű helyére mozgatjuk, kivéve a legrégebben beérkezett mintát, amelyet törölünk a tömbből. Az adatmozgatás okozta időveszteség a szűrő fokszámától függ.

IIR szűrők differenciaegyenletének kiszámítása esetén hasonló probléma áll fenn, mint a diszkrét konvolúció esetén, itt azonban külön kell kezelni az előrecsatoló ág, és a visszacsatoló ág szűrőegyütthetőit. Két cirkuláris buffer alkalmazásával a feladat azonos módon megoldható, mint FIR szűrők esetén, külön kezelve a jel mintáit és a kimenet korábbi értékeit tartalmazó tömböket.

Az EKG jel R hullámainak detektálására alkalmazott két módszer közül a Pan-Tompkins algoritmus 2.2 szakaszban bemutatott implementációja a szűrést leszámítva speciális megoldások igénye nélkül alkalmazható a mikrokontrolleren is. A Hilbert-transzformáción alapuló eljárás 2.2 szakaszban bemutatott implementációja az EKG jel Fourier-transzformációjának és inverz Fourier-transzformációjának számítását igényli. A Fourier-transzformáció mikrokontrolleren történő megvalósításának egyik elterjedt módszere a *Radix-2* algoritmus, amely a *Cooley–Tukey algoritmus* legegyszerűbb formája [39] [40].

Egy N elemű minta diszkrét Fourier-transzformációját (Discrete Fourier Transform, DFT) leíró képlet:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{2\pi i}{N}nk} \quad 4.1$$

ahol k 0 és $N-1$ közötti egész szám.

A Radix-2 algoritmus a 4.1 képletet két részre bontja, a páros és páratlan indexű mintákat külön-külön összegzi:

$$X_k = \sum_{m=0}^{N/2-1} x_{2m} e^{-\frac{2\pi i}{N}(2m)k} + \sum_{m=0}^{N/2-1} x_{2m+1} e^{-\frac{2\pi i}{N}(2m+1)k} \quad 4.2$$

kiemelve az $e^{-\frac{2\pi i}{N}k}$ tagot:

$$X_k = \sum_{m=0}^{N/2-1} x_{2m} e^{-\frac{2\pi i}{N/2} mk} + e^{-\frac{2\pi i}{N} k} \sum_{m=0}^{N/2-1} x_{2m+1} e^{-\frac{2\pi i}{N/2} mk} \quad 4.3$$

A teljes DFT tehát felbontható a páros és páratlan indexű minták diszkrét Fourier-transzformáltjainak összegére:

$$X_k = E_k + e^{-\frac{2\pi i}{N} k} O_k \quad 4.4$$

$$\text{ahol } E_k = \sum_{m=0}^{N/2-1} x_{2m} e^{-\frac{2\pi i}{N/2} mk}, O_k = \sum_{m=0}^{N/2-1} x_{2m+1} e^{-\frac{2\pi i}{N/2} mk}$$

A DFT periodicitása miatt teljesül:

$$E_{k+\frac{N}{2}} = E_k \quad 4.5$$

$$O_{k+\frac{N}{2}} = O_k \quad 4.6$$

A 4.5 és 4.6 egyenletek felhasználásával a 4.4 egyenlet átalakítható:

$$X_k = \begin{cases} E_k + e^{-\frac{2\pi i}{N} k} O_k, & \text{ha } 0 \leq k < \frac{N}{2} \\ E_{k-\frac{N}{2}} + e^{-\frac{2\pi i}{N} k} O_{k-\frac{N}{2}}, & \text{ha } \frac{N}{2} \leq k < N \end{cases} \quad 4.7$$

kihasználható továbbá, hogy $e^{-\frac{2\pi i}{N}(k+N/2)} = -e^{-\frac{2\pi i k}{N}}$

Ekkor:

$$X_k = E_k + e^{-\frac{2\pi i}{N} k} O_k \quad 4.8$$

$$X_{k+\frac{N}{2}} = E_k - e^{-\frac{2\pi i}{N} k} O_k \quad 4.9$$

ahol $0 \leq k < \frac{N}{2}$

A 4.8 és 4.9 egyenletek alapján az N elemű minta diszkrét Fourier-transzformáltja felírható két $N/2$ elemű minta diszkrét Fourier-transzformáltjaként, azonban a második transzformáció kiszámítása az első transzformáció köztes számítási eredményeit használja, ezáltal számítási sebesség növekedés érhető el. A két részre bontott mintahalmaz részei további részhalmozokra bonthatók. $N = 2^v$ elemű minta esetén a fenti decimálási műveletet $v =$

$\log_2 N$ -szer végrehajtható. Ekkor a transzformáció kiszámításához szükséges komplex szorzások száma $\frac{N}{2} \log_2 N$ -re, a komplex összeadások száma $N \log_2 N$ -re csökkenthető.

A *Radix-2* algoritmus különböző implementációi eltérnek az egyes számítási lépéseket követő adatmozgatásra vonatkozó megoldásokban. Az adatmozgatás lehetőségeit meghatározza a felhasznált tárhely. Amennyiben a számítási algoritmus a bemeneti értékeket tartalmazó tömböt felülírja a kimeneti értékekkel, kisebb tárhely elegendő, azonban az egyes számítási lépések átrendezik a minták sorrendjét, a kimeneti értékek sorrendje végül a bemeneti értékek sorrendjének fordítottja lesz. Segéd tárhely alkalmazása által a minták sorrendjének változásából adódó probléma elkerülhető.

Az inverz diszkrét Fourier-transzformációt (Inverse Discrete Fourier Transform, IDFT) leíró képlet, N elemű minta esetén:

$$x_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} F_n e^{\frac{2\pi i}{N} nk} \quad 4.10$$

ahol k 0 és $N-1$ közötti egész szám, F_n az inverz transzformálandó sorozat n -dik eleme.

A képlet alapján látható, hogy a DFT számítására vonatkozó megállapítások alkalmazhatók az inverz transzformációra is.

A DFT és IDFT kiszámítása lehetővé teszi a 2.2 szakaszban bemutatott Hilbert-transzformáción alapuló eljárást, valamint eszközt biztosít egyéb frekvenciatartománybeli analízist igénylő eljárások végrehajtásához.

A PPG és mandzsettanyomás jelek felfutás-kezdeti pontjainak meghatározására vonatkozó, 2.3 és 3.6 szakaszokban bemutatott módszerek a jelek szűrését leszámítva speciális megoldások igénye nélkül alkalmazható a mikrokontrolleren is.

4.9 A megvalósított készülék összefoglaló értékelése

- A HHMD továbbfejlesztéseként létrejött készülék újra csíptethető PPG érzékelővel, végtagokra rögzíthető EKG elektródokkal és egy vérnyomásmérő mandzsettával rendelkezik. A szenzorok által rögzített jelek lehetőséget biztosítanak a szisztolés és diasztolés vérnyomás, a szívfrekvencia, a szívfrekvencia variabilitás, a szív-ujjbegy, szív-mandzsetta, mandzsetta-ujjbegy közti pulzushullám terjedési idők és az oxigén szaturáció meghatározására.

- A készülék a szenzorok jeleit egy micro SD kártyára menti, a rögzített felvételek ezért PC-n tetszőleges eszközökkel feldolgozhatók, de a felsorolt élettani paraméterek meghatározásához szükséges algoritmusok implementálhatók a készülék mikrokontrollerén is. Előzetes identifikáló mérések végrehajtása után a készülék képes lehet páciens profilokat létrehozni és tárolni, ezáltal lehetővé téve a vizsgált személyek önmaguk jellemző értékeivel való összehasonlítását, a személyek állapotának követését. Identifikált személyek becslés lenne adható az aktuális stressz szintre, ezáltal a mérés hitelességének valószínűségére. A vérnyomásmérés protokollja tetszőlegesen beállítható, a mandzsetta lassú és gyors felfújása és leeresztése, illetve a mandzsettanyomás konstans értéken történő tartása lehetséges.
- A készülék számára még nem készült készülékház, ezért végleges mérete csak becsülhető, de biztosra vehető, hogy könnyen hordozható, akár kézi, vagy háti táskában is szállítható lesz, mérete nem sokkal fogja meghaladni a hagyományos automata vérnyomásmérő készülékekét. A készülék kezelése érintőképernyő és néhány nyomógomb által lesz lehetséges.
- A készülék EKG egysége nem tekinthető diagnosztikai EKG berendezésnek, az általa rögzített jel alkalmas az R hullámok meghatározására, de nem alkalmas az aritmiák diagnosztizálásához szükséges szakaszok, intervallumok és hullám-amplitúdók meghatározására.
- A készülék szoftvere jelenleg a mérések végrehajtását, az adatok rögzítését és mentését teszi lehetővé, jelfeldolgozási algoritmusok implementációját nem tartalmazza.

Összefoglalás

Dolgozatomban a vérnyomás és a felkari artériák állapotának non-invazív módszerrel történő jellemzésének lehetőségével foglalkoztam. A non-invazív vérnyomásmérési módszerek áttekintését követően a Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszéken kifejlesztett otthoni egészségmonitorozó készülékkel felvett mintegy kétezer felvétel kiértékelési folyamatát mutattam be, részletezve a kiértékelés során felmerült problémákat, valamint a vizsgált élettani jelenségeket. A felvételek kiértékelése során definiált paraméterek nem tették lehetővé a vizsgált csoportok elkülönítését, azonban a kiértékelés során szerzett tapasztalatok és megfigyelések hozzájárultak egy új, továbbfejlesztett készülék terveinek elkészítéséhez. A továbbfejlesztett készülék a korábbiaknál jobb jel-zaj viszonyal rendelkező felvételek rögzítésére képes, lehetővé teszi a vizsgált személyek identifikálását, állapotuk változásának követését, valamint a mérési protokoll tetszőleges beállítását. A készülékkel rögzített új felvételek kiértékelése lehetőséget adhat a dolgozatban megfogalmazott kérdések megválaszolására, ezáltal a kardiovaszkuláris rendszer vizsgálati lehetőségeinek továbbfejlesztésére.

Irodalomjegyzék

- [1] Eoin O'Brien, Roland Asmar, Lawrie Beilin, Yutaka Imai, Giuseppe Mancia, Thomas Mengden, Martin Myers, Paul Padfield, Paolo Palatini, Gianfranco Parati, Thomas Pickering, Josep Redon, Jan Staessen, George Stergiou, and Paolo Verdecchia. Practice guidelines of the European Society of Hypertension for clinic, ambulatory and self blood pressure measurement. *Journal of Hypertension*, 23:697–701, 2005.
- [2] https://en.wikipedia.org/wiki/Korotkoff_sounds
- [3] Charles F Babbs. Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model. *BioMedical Engineering OnLine*, 11:56, 2012
- [4] J. Peñaz. Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. In: *Proceedings of the Conference Committee of the 10th International Conference on Medicine and Biological Engineering*, Dresden, page 104, 1973.
- [5] W. Lysander, J. Bogert, and Johannes J. van Lieshout. Non-invasive pulsatile arterial pressure and stroke volume changes from the human finger. *Experimental Physiology*, 90(4):437–446, 2005.
- [6] C. C. Y. Poon and Y. T. Zhang. Cuff-less and noninvasive measurements of arterial blood pressure by pulse transit time. In: *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pages 5877–5880, 2005.
- [7] Á. Jobbágy, P. Csordás, and A. Mersich. Blood pressure measurement: Assessment of a variable quantity. *Zdravniški Vestnik-Slovenian Medical Journal*, 80(4):316–324, 2011.
- [8] W. Chen. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(5):569–574, 2000.

- [9] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3):230–236, 1985.
- [10] Fonyó A: Az orvosi élettan tankönyve. Ötödik kiadás. Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest, 2011.
- [11] D.J. Pitson, A. Sandell, R. van den Hout, and J.R. Stradling. Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea. *European Respiratory Journal*, 8(10):1669–1674, 1995.
- [12] Toshiyo Tamura 1, Yuka Maeda, Masaki Sekine and Masaki Yoshida. Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*, 3:282-302, 2014.
- [13] Jobbágy Ákos, Varga Sándor. *Orvosbiológiai mérés technika*. Typotex Kiadó. 2013
- [14] D. S. Benitez, P. A. Gaydecki, A. Zaidi, and A. P. Fitzpatrick. A new qrs detection algorithm based on the hilbert transform. *Computers in Cardiology*, 27:379–382, 2000.
- [15] B. U. Kohler, C. Hennig, and R. Orglmeister. The principles of software qrs detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(1):42–57, 2002.
- [16] M. Nitzan, A. Babchenko, and B. Khanokh. Very low frequency variability in arterial blood pressure and blood volume pulse. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 37(1):54–58, 1999.
- [17] J. B. Madwed, P. Albrecht, R. G. Mark, and R. J. Cohen. Low-frequency oscillations in arterial pressure and heart rate: a simple computer model. *American Journal of Physiology*, 256(6 Pt 2):H1573–H1579, 1989.
- [18] Mohamed Elgendi, Mirjam Jonkman, and Friso DeBoer. Heart rate variability and the acceleration plethysmogram signals measured at rest. *Biomedical Engineering Systems and Technologies Communications in Computer and Information Science*, 127:266–277, 2011.

- [19] S. Seyedtabaai and L. Seyedtabaai. Kalman filter based adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic signal. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, 2:173–176, 2008.
- [20] S.R. Yadhuraj and H. Harsha. Motion artifact reduction in photoplethysmographic signals: A review. *International Journal of Innovative Research and Development*, 2(3):626–640, 2013.
- [21] Mohamed Elgendi, Ian Norton, Matt Brearley, Derek Abbott, and Dale Schuurmans. Systolic peak detection in acceleration photoplethysmograms measured from emergency responders in tropical conditions. *PLoS One*, 8(10):1–11, 2013.
- [22] E. Billauer. peakdet: Peak detection using matlab. <http://billauer.co.il/peakdet.html> , 2012.
- [23] B. N. Li, M. C. Dong, and M. I. Vai. On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms. *Biomedical Signal Processing and Control*, 5(1):76–81, 2010.
- [24] W. Zong, T. Heldt, G. B. Moody, and R. G. Mark. An open-source algorithm to detect onset of arterial blood pressure pulses. *Computers in Cardiology*, 30:259–262, 2003.
- [25] Jobbágy Á, Csordás P, Mersich A: Blood Pressure Measurement at Home. *IFMBE Proceedings*, Vol. 14. WC2006 Seoul, pp. 3319-3322.
- [26] Stefan Hey, Adnene Gharbi, Birte von Haaren, Katrin Walter, Koenig, and Simone Loeffler. Continuous noninvasive pulse transit time measurement for psycho-physiological stress monitoring. *ETELEMED '09 Proceedings of the 2009 International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine*, pages 113–116, 2009.

[27] Georgios Koutroumbas, Panagiotis I. Georgianos, Pantelis A. Sarafidis, Athanase Protogerou, Antonios Karpetas, Pantelis Vakianis, Vassilios Raptis, Vassilios Liakopoulos, Stylianos Panagoutsos, Christos Syrganis and Ploumis Passadakis. Ambulatory aortic blood pressure, wave reflections and pulse wave velocity are elevated during the third in comparison to the second interdialytic day of the long interval in chronic haemodialysis patients. *Nephrol Dial Transplant* (2015) 0: 1–8

[28] Madireddy Umamaheshwar Rao Naidu, Budda Muralidhar Reddy, Sridhar Yashmaina, Amar Narayana Patnaik and Pingali Usha Rani. Validity and reproducibility of arterial pulse wave velocity measurement using new device with oscillometric technique: A pilot study. *BioMedical Engineering OnLine* 20054:49

[29] George B. Moody, Roger G. Mark, Andrea Zoccola, and Sara Mantero. Derivation of Respiratory Signals from Multi-lead ECGs. *Computers in Cardiology*, Vol. 12, pp. 113-116, 1985

[30] Shuxue Ding, Xin Zhu, Wenxi Chen, Daming Wei. Derivation of Respiratory Signal from SingleChannel ECGs Based on Source Statistics. *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 6, No. 2, 2004

[31] <http://www2.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/03/b4/b2/36/4c/72/49/29/DM00071990.pdf/files/DM00071990.pdf/jcr:content/translations/en.DM00071990.pdf>

[32] G. Harsányi. *Érzékelők az orvosbiológiában*, BME jegyzet, 1998

[33] <http://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf>

[34] <http://www.mouser.com/ds/2/302/MPX53-783446.pdf>

[35] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lp3985.pdf>

[36]http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/data_brief/ff/c1/b6/02/c3/b4/49/cb/DM00094498.pdf/files/DM00094498.pdf/jcr:content/translations/en.DM00094498.pdf

[37] “How to measure stress in humans?” Document prepared by the Centre for Studies on Human Stress, 2007

[38] Tanja G.M. Vrijkotte, Lorenz J.P. van Doornen, Eco J.C. de Geus. Effects of Work Stress on Ambulatory Blood Pressure, Heart Rate, and Heart Rate Variability. *Hypertension*. 35:880-886, 2000

[39] Paul Holden. Develop FFT apps on low-power MCUs, 2005.
<http://www.embedded.com/design/prototyping-and-development/4025598/Develop-FFT-apps-on-low-power-MCUs>

[40] https://en.wikipedia.org/wiki/Cooley%E2%80%93Tukey_FFT_algorithm

[41] Péter Csordás. An improved oscillometric method. 14. BME MIT PhD Miniszimpózium, Budapest, pages 12–15, 2007.

Függelék

1.7 egyenlet bizonyítása:

A signum függvény:

$$\operatorname{sgn}(t) = \begin{cases} 1, & t > 0 \\ -1, & t < 0 \end{cases}$$

Definiáljuk az $f_\alpha(t)$ függvényt a következőképpen:

$$f_\alpha(t) = \begin{cases} e^{-\alpha t}, & t > 0 \\ -e^{\alpha t}, & t < 0 \end{cases}$$

ahol $\alpha > 0$.

$f_\alpha(t)$ Fourier-transzformáltja:

$$\begin{aligned} F\{f_\alpha(t)\} &= \int_{-\infty}^{+\infty} f_\alpha(t) e^{-j\omega t} dt = \int_{-\infty}^0 -e^{\alpha t} e^{-j\omega t} dt + \int_0^{+\infty} e^{-\alpha t} e^{-j\omega t} dt \\ &= \left[\frac{-e^{(\alpha-j\omega)t}}{\alpha-j\omega} \right]_{-\infty}^0 + \left[\frac{e^{-(\alpha+j\omega)t}}{-(\alpha+j\omega)} \right]_0^{+\infty} = -\frac{1}{\alpha-j\omega} + \frac{1}{\alpha+j\omega} \end{aligned}$$

Az $\alpha \rightarrow 0$ határértéket vizsgálva:

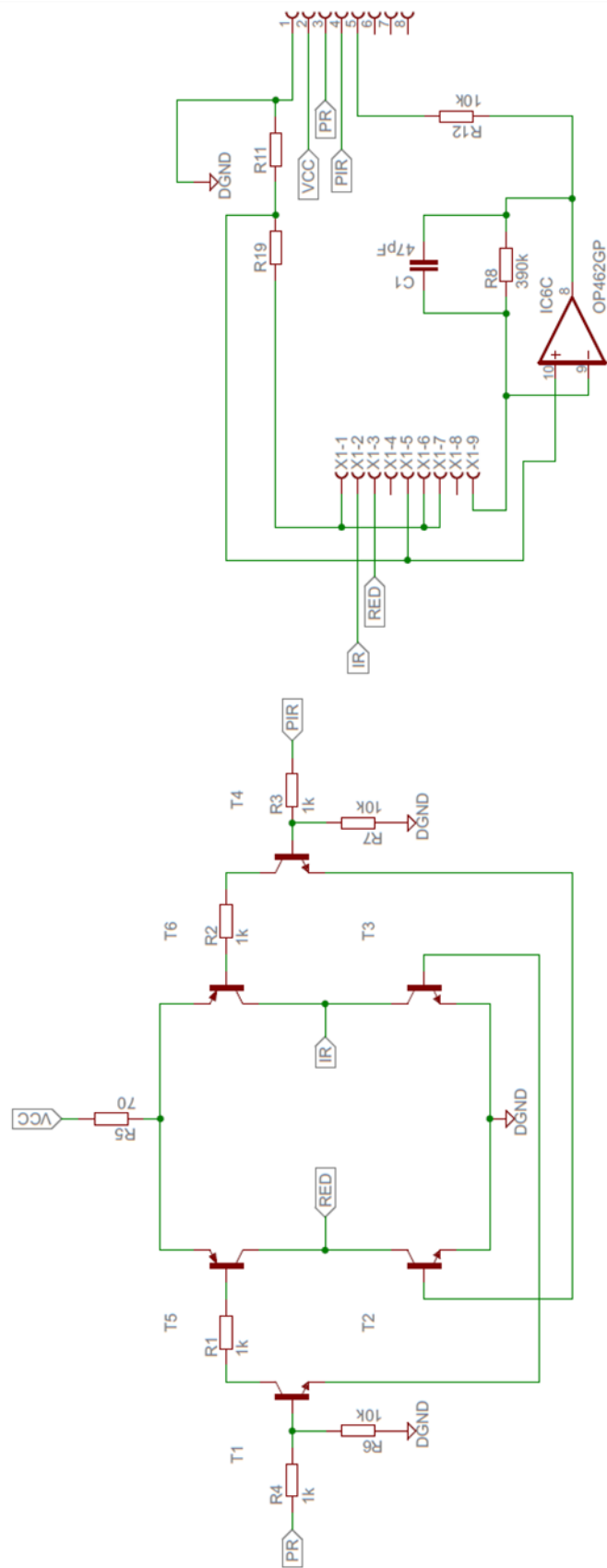
$$\lim_{\alpha \rightarrow 0} f_\alpha(t) = \operatorname{sgn}(t)$$

Ekkor:

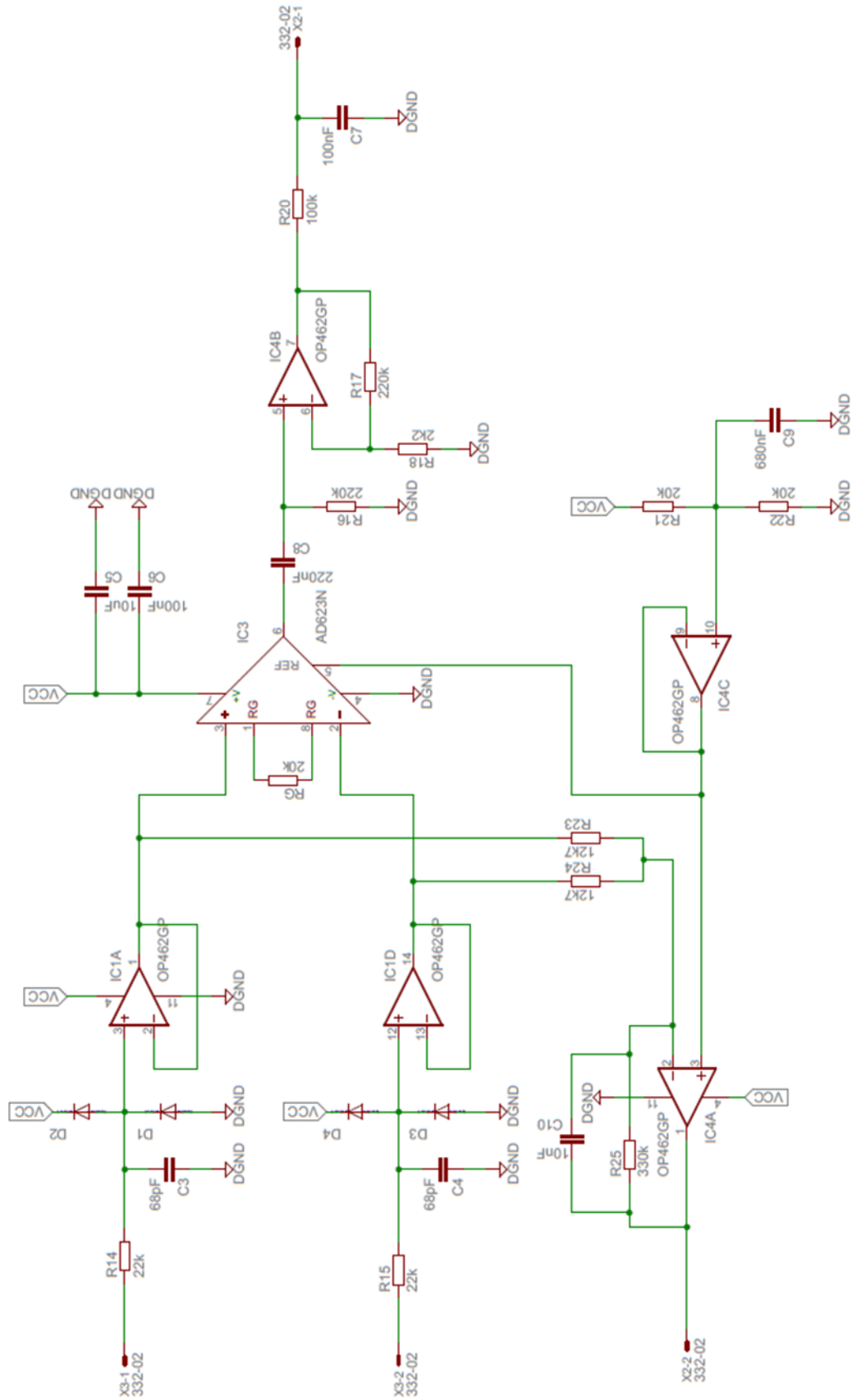
$$F\{\operatorname{sgn}(t)\} = \lim_{\alpha \rightarrow 0} F\{f_\alpha(t)\} = \frac{2}{j\omega}$$

Figyelembe véve a Fourier-transzformáció dualitási tulajdonságát:

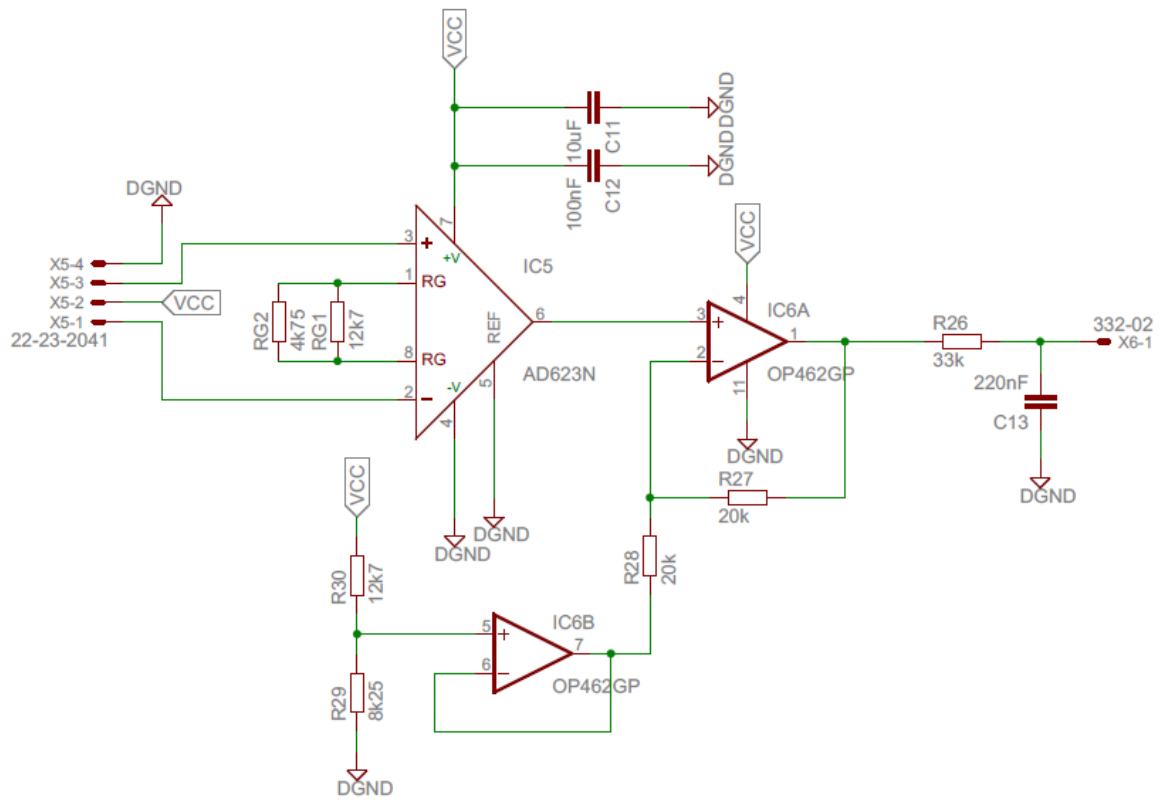
$$F\left\{\frac{1}{\pi t}\right\} = -j \operatorname{sgn}(\omega)$$



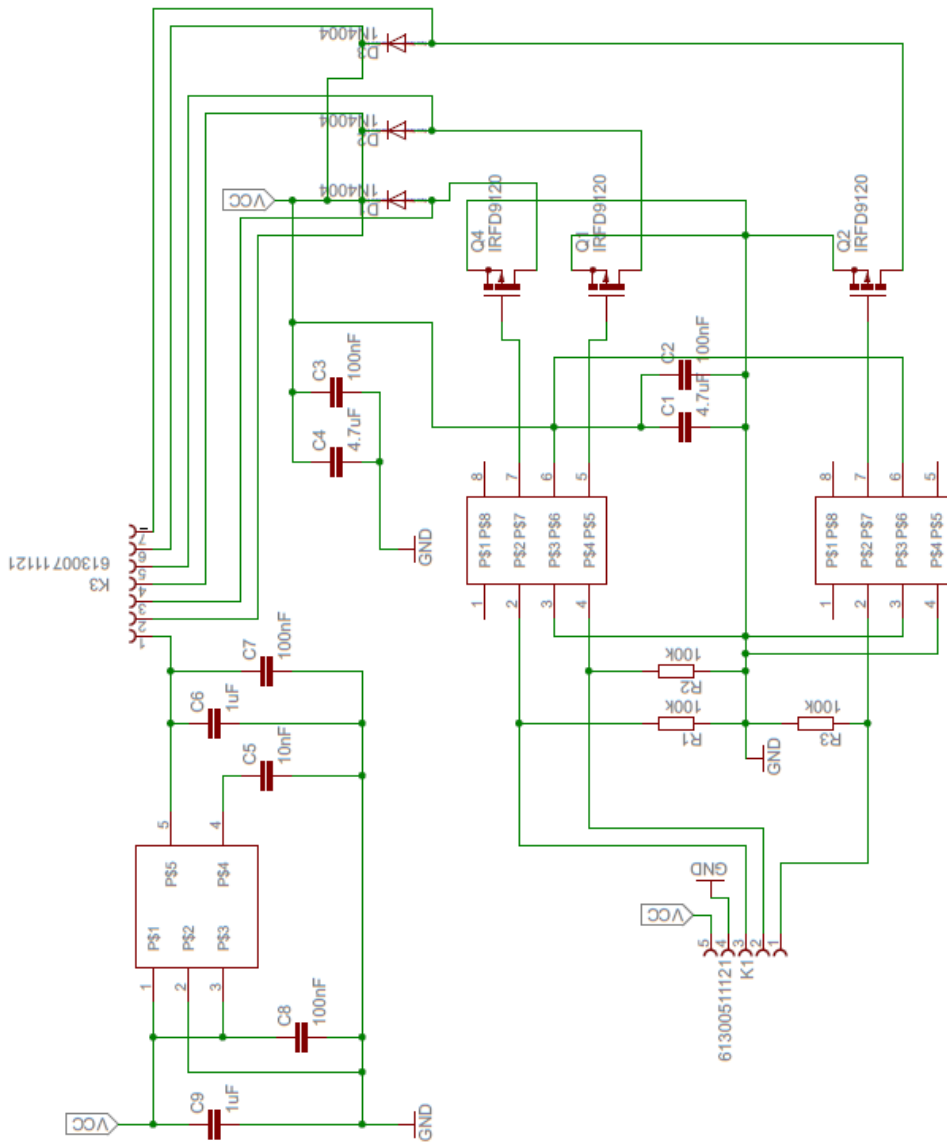
F.1. ábra. A PPG egység áramköre



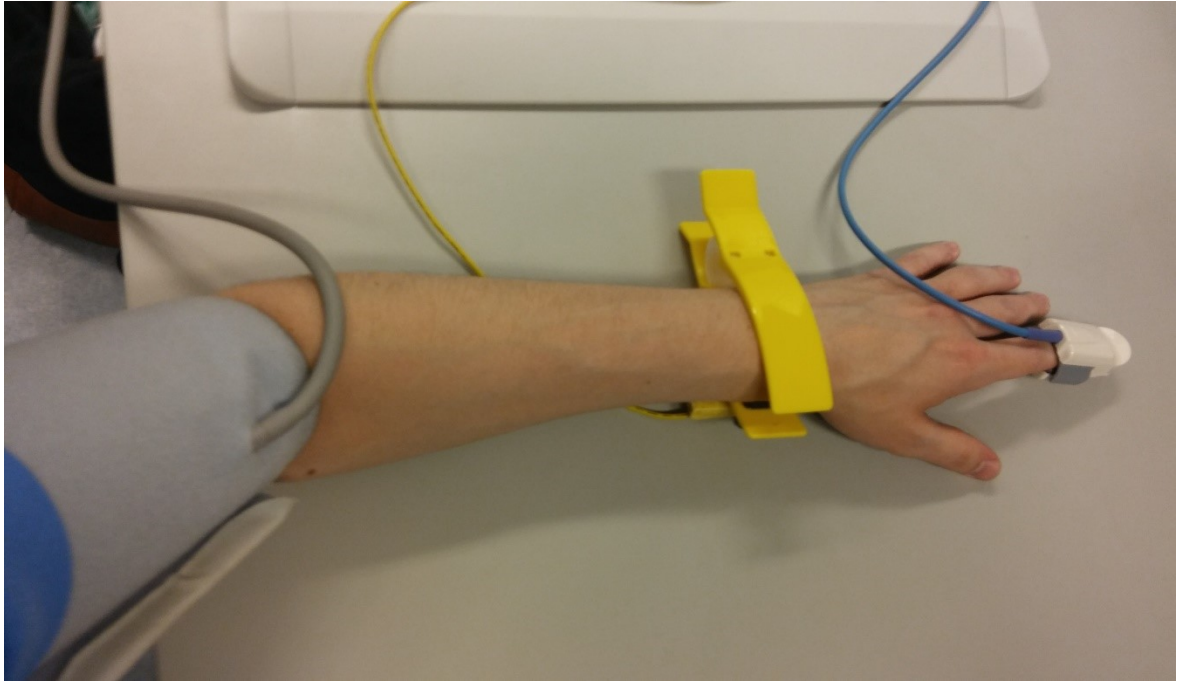
F.2. ábra. Az EKG egység áramköre



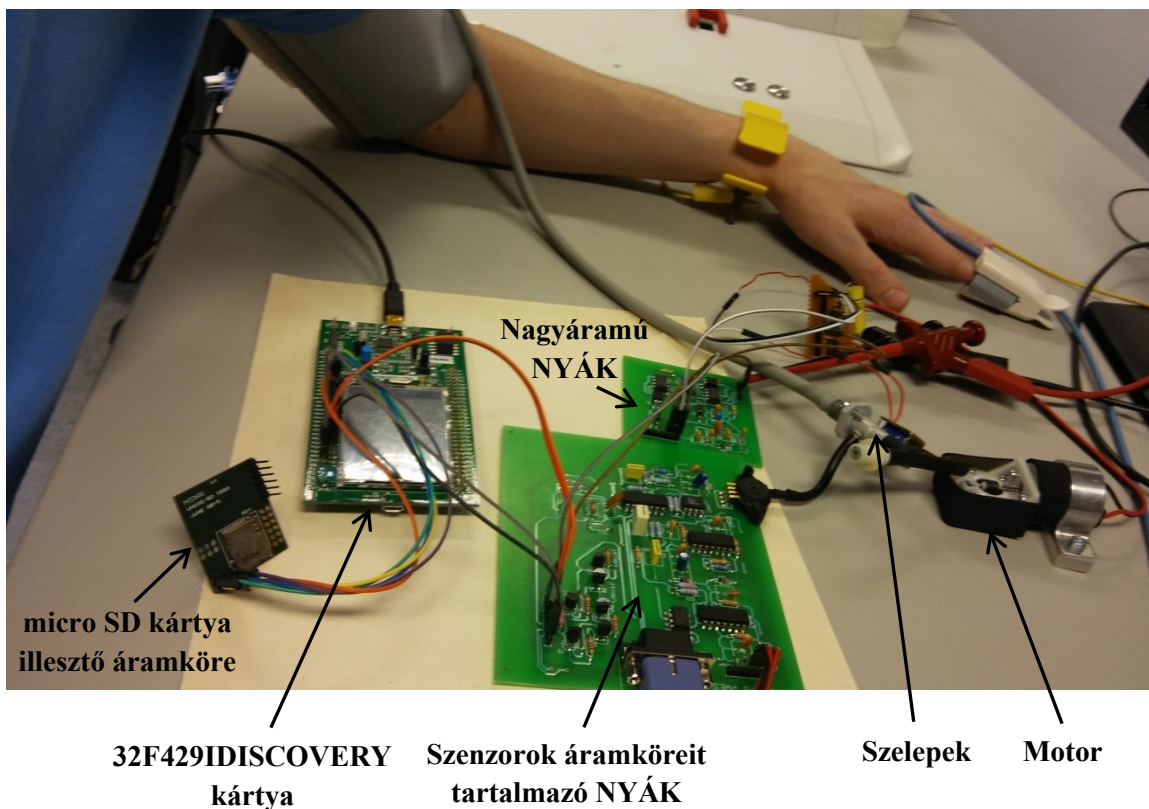
F.3. ábra. A mandzsettanyomás méréséhez szükséges áramkör



F.4. ábra. A motor és a szelepek vezérlését, valamint a 3,3V tápfeszültség előállítását biztosító áramkörök



F.5. Ábra. Ujjra csíptetett PPG érzékelő, csuklóra csíptetett EKG elektróda, felkarra helyezett mandzsetta



F.6. Ábra. A fizikailag megvalósított eszköz egységeit tartalmazó mérési összeállítás
A mérési összeállítás képes EKG, PPG és mandzsettanyomás jelek rögzítésére, valamint a mandzsetta nyomásának változtatására.

Azonosító	$r(\Delta P_5, P_{\text{sys}})$	$r(\Delta P_{10}, P_{\text{sys}})$	$r(\Delta P_{15}, P_{\text{sys}})$
P001	0,2313	0,1724	0,1618
P002	0,2459	0,0897	-0,0788
P003	0,1087	0,1171	0,1118
P005	0,3298	0,3341	0,3416
P007	0,0687	0,1020	0,0595
P009	-0,2097	-0,2003	-0,2108
P100	0,0558	-0,0563	0,3118
P101	-0,0876	-0,0313	-0,0644
P103	-0,1180	-0,1493	-0,0856
P108	0,6184	0,5596	0,5457
P119	-0,0599	0,3891	0,5678

F.1. táblázat. A mandzsetta felfújásának első 5, 10 és 15 másodpercéhez tartozó mandzsettanyomás növekedés és az adott felvételhez tartozó szisztolés vérnyomás közti korrelációs együtthatók az egyes személyek esetén.

Azonosító	$r(\Delta P_5, P_{\text{dia}})$	$r(\Delta P_{10}, P_{\text{dia}})$	$r(\Delta P_{15}, P_{\text{dia}})$
P001	0,1494	0,1554	0,1604
P002	0,2260	0,1176	-0,0293
P003	0,0795	0,0449	0,0273
P005	0,2740	0,2812	0,2590
P007	0,1385	0,2457	0,1638
P009	-0,1348	-0,1166	-0,1249
P100	0,3437	0,2226	0,1621
P101	-0,1112	-0,0872	-0,1032
P103	0,1244	0,0328	0,0574
P108	0,5972	0,4861	0,4815
P119	0,2260	0,1818	-0,0813

F.2. táblázat. A mandzsetta felfújásának első 5, 10 és 15 másodpercéhez tartozó mandzsettanyomás növekedés és az adott felvételhez tartozó diasztolés vérnyomás közti korrelációs együtthatók az egyes személyek esetén.

Azonosító	$r(\Delta P_5, P_{\text{map}})$	$r(\Delta P_{10}, P_{\text{map}})$	$r(\Delta P_{15}, P_{\text{map}})$
P001	-0,0136	0,0063	0,0312
P002	0,2099	0,1141	0,0224
P003	0,1333	0,0651	0,0255
P005	0,2529	0,2921	0,3206
P007	-0,0668	-0,0304	-0,0719
P009	-0,1637	-0,1414	-0,1553
P100	0,3118	0,1621	0,1240
P101	-0,0912	-0,0671	-0,1109
P103	0,1354	0,0749	0,0802
P108	0,5966	0,5044	0,4690
P119	-0,4546	-0,1415	0,5073

F.3. táblázat. A mandzsetta felfújásának első 5, 10 és 15 másodpercéhez tartozó mandzsettanyomás növekedés és az adott felvételhez tartozó artériás középnyomás közti korrelációs együtthatók az egyes személyek esetén.