

# Folytonos non-invazív vérnyomás monitorozás 3D erőmérő szenzorral és alkalmazási területei a diagnosztikában



Földi Sándor  
*A PhD Disszertáció tézisei*

Pázmány Péter Katolikus Egyetem  
Információs Technológiai és Bionikai Kar

Témavezető:  
Cserey György  
Sótonyi Péter

Budapest, 2019

# 1. Bevezetés

A szív- és érrendszer monitorozása rendkívül fontos a betegmegfigyelés során, műtétek közben, a betegszállításban és az intenzív osztályon. Bizonyos kritikus esetekben nélkülözhetetlen, hogy a vérnyomás értéke minden pillanatban követhető legyen az orvos számára, és ezáltal hirtelen változás esetén elősegítse az azonnali beavatkozásának lehetőségét. Napjainkban az invazív artériás kanülös vérnyomás monitorozás számít az orvosi gyakorlat arany standardjának, leggyakrabban alkalmazott megoldásának. Jelenleg ez az invazív módszer számít a legpontosabb megoldásnak, ugyanakkor számos kockázata van. Ezek közé tartozik a vérrög képződés, a vérzés a kanülnél és a perifériás ideg sérülés [1].

A klasszikus non-invazív vérnyomásmérést az 1900-as évek elején Korotkov valósította meg. Ez a mandzsetta alapú módszer a mai napig széles körben alkalmazott, és keveset is fejlődött az elmúlt években. A legnagyobb fejlődést az osszcillometriás módszer megalkotása jelentette, amely a mai automatizált vérnyomásmérők széleskörű elterjedéséhez vezetett. Azonban ez a módszer nem tud részletes adatokat biztosítani, csak egy darab szisztolés és diasztolés vérnyomás értékpárt az aktuális pulzusszámmal egy körülbelül 40 másodperces időablakban

A folytonos non-invazív vérnyomásmérésnek több módszere is létezik, azonban egyik sem terjedt még el az orvosi gyakorlatban. Ezek közé tartozik a Peñáz elv alapú módszer és a lenyomásos (applanációs) tonometria. A Peñáz elv alapú eszközök jó pontosságú szív ciklusonkénti vérnyomás értékeket biztosítanak [2–7]. Ezekben az eszközökben egy vagy két újra helyezhető mandzsettát alkalmaznak, mindegyikben egy-egy fotopletizmográf (PPG) érzékelővel, mely a véroxigénszint mérésére alkalmas. Az ujj artériák sokkal kisebb átmérőjűek, mint a radiális vagy a brachiális artéria, ezért a mért vérnyomás értékek javítására, pontosítására van szükség. Ez a javítás történhet előkalibrálással, például egy brachiális artérián mérő osszcillometriás vérnyomásmérővel vagy átviteli függvény segítségével. Az ujj artériák folyamatos elnyomása miatt a Peñáz elvű eszközök biztonságosan maximum 12-24 órán át használhatók.

A lenyomásos tonometria egy ígéretes non-invazív vérnyomás monitorozó módszer [8, 9, 10, 11]. A nyomásingadozásokon alapszik, mely a belső artériás nyomás és a külső nyomásérzékelő között lép fel. Létezik felügyelt és felügyelet nélküli változata. A felügyelt módszernek általában egy toll alakú érzékelője van, melyet a vizsgálatot végző orvos a radiális artéria fölé helyez. A tényleges vérnyomásértékek méréséhez szükség van előkalibrálásra egy felkaros osszcillometriás vérnyomásmérő által. A felügyelt lenyomásos tonometria

metriával rövid folytonos vérnyomás monitorozás valósítható meg, mert a pontos méréshez a mérés teljes időtartama alatt az orvosnak ugyanazon a ponton kell tartani az érzékelőt, egyenletes erővel nyomva az artériát. Ezért ezek a mérések általában egy perc hosszúságúak.

A felügyelet nélküli tonometria esetén az érzékelő a csuklóra van rögzítve a radiális artéria fölé. Az érzékelő mérési pontra helyezése rendkívül fontos, mert a jó minőségű jelek rögzítése csak az erős hullámzást mutató pontokban lehetséges. A rögzítést követően ennél a rendszernél is szükség van előkalibrálásra, akár csak a felügyelt változatnál. Mérés közben elsődleges prioritású, hogy a beteg a lehető legkevesebb mozgást végezze, mert a mozgások során az érzékelő könnyen elmozdulhat az optimális mérési pontról. Az érzékelő helyzetének változásakor újbóli felhelyezésre van szükség, megszakítva a monitorozást. Ezért a felügyelet nélküli tonometria elsősorban altatott betegekben alkalmazható. Viszont ez a módszer még súlyosan elhízott alanyok esetén is biztató eredményeket mutatott [8].

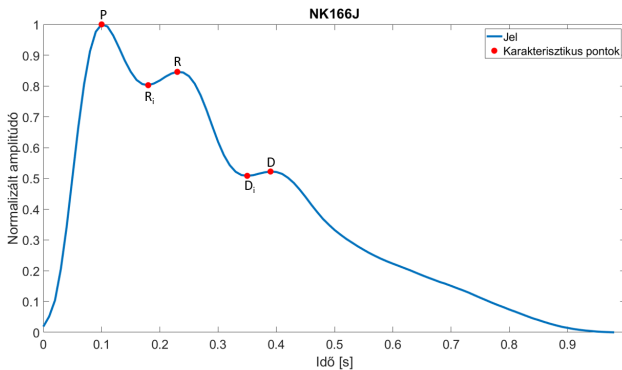
A fentebb bemutatott non-invazív módszerek értékes eszközök a folytonos non-invazív vérnyomás monitorozás területén, de jelenleg egyik sem alkalmazott széles körben. Miért nem jelennek meg ezek az eszközök a mindennapi orvosi gyakorlatban? Lehetséges olyan megoldást létrehozni, amely egyszerűbb, pontosabb és kényelmesebb lehetőséget biztosít az egészségügyi dolgozóknak? Elérheti egy non-invazív eszköz az arany standard invazív módszer pontosságát?

Egy non-invazív vérnyomásmérő eszköz, módszer pontosságának validálásához a nemzetközi kritériumot az Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) [9, 10] állította fel. Ez a kritérium a korábban már validált vérnyomásmérő eszközökhöz képest a maximális bias eltérést 5 Hgmm-ben állapította meg 8 Hgmm-es standard szórással.

A folytonos vérnyomásmérés más módon, területen is hasznos lehet? A vérnyomásjelek nélkülözhetetlenek a beteg monitorozásban, de a diagnosztika területén is. A vérnyomásjelek alakja, jellege információt biztosít a szív- és érrendszer és néhány belső szerv állapotáról is. Ezt a módszert pulzusdiagnosztikának nevezzük. A módszer alapelve, hogy az érhálózat a test egészével kapcsolatban áll, interakcióba lép, és ezen interakció révén információt hordoz az egész szervezetről. Az automatizált pulzusdiagnosztikában a diagnosztikai információt a hullámformából lehet kinyerni.

Az 1. ábrán egy tipikus radiális artérián mérhető vérnyomáshullám látható egy szív ciklusra. Ez a hullámforma három fő hullámból tevődik össze, kettő előre haladó hullám, a perkúziós hullám és a dikrotikus hullám, és egy visszafele haladó hullám, a visszaverődő (reflexiós) hullám. A perkúziós hullám a szisztolé fázisában keletkezik, egy gyors emelkedés a vérnyomás amp-

litúdójában. A visszaverődő hullám a perifériás régióról visszaérkező hullám. Ennek a visszaverődő hullámnak az érkezése alapvető hatással bír a görbe alakjára, ezért fontos a pulzusdiagnosztika terén. A dikrotikus hullám a szívbillentyűk záródására utal. A billentyűk záródásakor egy vákuum hatás lép fel az aorta eredési helyén, ami egy kis vér visszafolyást eredményez. A visszafolyás során a vér nekiütközik a már zárt szívbillentyűknek, mely enyhe nyomásemelkedésként jelentkeznek. Ezek a hullámok befolyásolják a mérhető vérnyomásjel alakját.



1. ábra: Egy tipikus egészséges vérnyomáshullám a jellegzetes pontjaival. P–perkúziós hullám csúcs,  $R_i$ – visszaverődő hullám kezdete, R–visszaverődő hullám csúcs,  $D_i$ –dikrotikus hullám kezdete, D–dikrotikus hullám csúcs.

A jelenlegi trendek azt mutatják, hogy egy könnyen használható, kompakt monitorozó rendszer értékes eszköz lenne a mindennapi diagnosztikában. Már léteznek okosórák, okostelefon kiegészítők, amelyek információt nyújtanak a pulzusszámról, véroxigénszintről és néhány esetben akár a vérnyomásról. Viszont ezen rendszerek pontossága megkérdőjelezhető, de az egyre jobb és jobb érzékelők révén ez sokat javulhat. Például, ha létezne egy érzékelő, amely csatlakoztatható okoseszközökhöz, és képes rögzíteni a vérnyomáshullámot és elemezni azt, egy új, széles körben alkalmazott otthoni diagnosztikai eszköz jöhetne létre. Ez egy fontos előrelépés lenne a megelőzésben és a korai diagnózisban.

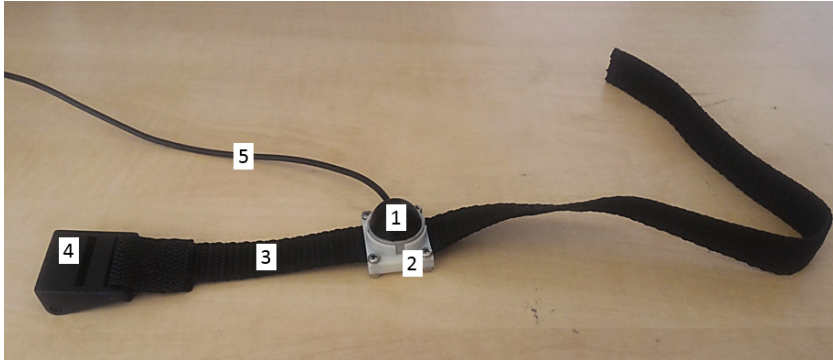
A disszertációmban igyekszek megválaszolni a fenti kérdéseket. Bemutatok egy új lehetőséget a folytonos non-invazív vérnyomás monitorozásra és bemutatom annak alkalmazási területeit.

## 2. Vérnyomáshullám-forma mérés 3D erőmérő érzékelővel

A munkámhoz az OptoForce/OnRobot 3D erőmérő érzékelőt alkalmaztam. Ez nem csak az erő nagyságát, hanem annak irányát is képes érzékelni. A mérésekhez az OMD-20-SE-40N 3 tengelyű érzékelőt használtam, mely kis erőváltozások érzékelésére is alkalmas (2–2,5 mN [11]). Az érzékelő félgömb alakú. A mérési módszere infravörös fényvisszaverődés és az érzékelő kupolájának alakváltozásán alapul. Külső hatások, erők révén az érzékelő szilikon kupolájának alakja változik. Ennek az alakváltozásnak a hatására az érzékelő bázisán elhelyezkedő egyes fényérzékelő elemekre eső fényintenzitás mértéke változik. A 3D vektor ezen fényérzékelő elemeken megjelenő különbségek alapján számítható ki [12]. Rendkívül érzékeny, akár már 0,01 mm-nyi változást is képes érzékelni a kupoláján. Ugyanakkor robosztus is, akár 600%-os túlterhelést is elvisel a névleges, 40 N-os, mérési tartományához képest. Mivel az érzékelő mérési alapelve infravörös fényvisszaverődés, ezért semmiféle káros sugárzást nem bocsát ki. Ráadásul az érzékelőfelület szilikon gumbóból készült, mely egy hipoallergén anyag és még kényelmes érzetet is kelt a bőrrel történő érintkezés során. Az érzékelőt felépítő anyagoknak hála, könnyedén fertőtleníthető is.

Először az érzékelő felhelyezését kellett kifejlesztenem. A végleges változatban egy érzékelőtartó részt terveztem Autodesk Inventor Professional (hallgatói változat) 3D tervező program segítségével. A megtervezett tartórész Stratasys Objet24 3D nyomtató segítségével került nyomtatásra. Az érzékelőtartó rész nagyobb stabilitást jelentett, és lehetővé tette az érzékelő helyzetének apróbb korrigálását a csuklópánt csatjának bekapcsolását követően. A tapasztalataim alapján elmondható, hogy az elkészült érzékelő felhelyezés könnyen tanulható, jó stabilitást biztosít és széles körben alkalmazható a csukló méretek és formák tekintetében. A végleges érzékelő felhelyezés a 2. ábrán látható.

A jó minőségű jelek méréséhez az érzékelőt a csuklónál a radiális artéria fölé kell helyezni. Az érzékelő felhelyezés jóságát jelenleg három szempont figyelembevételével lehet eldönteni. Az első a 3D vektor xy-síkkal (a érzékelő alapja) bezárt szöge, mely minél közelebb van a 90°-hoz, annál jobb. A második tényező az amplitúdó különbség (a mérhető jel maximuma és minimuma közti különbség) értéke. Gyakorlatban ez azt jelenti, hogy az érzékelő csatornáin, azaz az egyes fényérzékelő elemeken, mérhető jel különbség értéke legalább 100 egység legyen. Végül a harmadik szempont maga a mért jelek. Jelenleg ez még szubjektív, vizuális alapon történő döntés, de folyamatban van egy objektív minőségérték kidolgozása, mellyel szoftveresen au-



2. ábra: A érzékelő felhelyezés végleges változata. 1 – OptoForce OMD-20-SE-40N érzékelő, 2 – érzékelőtartó, 3 – hevederpánt, 4 – hevedercsat, 5 – érzékelő kábel

tomatizálható a jelminőség megállapítása.

A érzékelő felhelyezési protokollt részletesen az 1. tézis kiegészítő leírásában ismertetem.

Megvizsgáltam a bemutatott érzékelő felhelyezési protokolljának megismételhetőségét. Ehhez egy kollégám segítségét kértem. Először 20-szor egymás után felhelyeztem a bal csuklójára a érzékelőt a bemutatott protokoll segítségével. Majd ezt szintén 20-szor egymás után megismételtem a jobb csuklóján is. A mért vérnyomáshullám amplitúdója legalább 100 egység kellett legyen és a 3D vektor szöge az érzékelő xy-síkjához képest az  $50^\circ - 130^\circ$ -os tartományba kellett essen. Az érzékelő rögzítését követően minden esetben egy két perces jelrögzítés történt 100 Hz-es mintavételi frekvenciával. A következő lépésben megkértem a kollégámat néhány perces gyakorlást, betanítást követően, hogy végezzen méréseket az én csuklóimon az előbbi módszert ismételve 10-10 alkalommal. Az eredményül kapott korrelációs értékek mind 0,99 körüliek voltak, így a módszer jól ismételhető.

### 3. Újszerű non-invazív folytonos vérnyomás monitorozás

#### 3.1. Összehasonlítás applanációs tonométerrel

Az OptoForce OMD-20-SE-40N erőmérő érzékelőn alapuló módszerünket egy lenyomásos tonométerrel vetettük össze, a toll alakú Millar SPT-301 non-invazív kézi tonométerrel (Millar Instruments, Houston, Texas, USA), mint referencia mérőrendszer. Az analóg jelet egy ADInstruments PowerLab 4/35 adatgyűjtő rendszerrel mintavételeztük. A felvétel alatt EKG jeleket is rögzítettünk a II-es elvezetésről. A vérnyomást szimultán rögzítettük a két karon egy oszcillometriás vérnyomás monitorral (WatchBP Office ABI, Microlife, Microlife AG Swiss Corporation, Svájc). A Millar tonométeres méréseket dr. Horváth Tamás hajtotta végre.

Az adatok felvételét a Pázmány Péter Katolikus Egyetemen (Budapest) végeztük 186/2013-as számú etikai engedély alatt. Minden résztvevő kapott írásos és szóbeli tájékoztatást a mérés menetéről.

Összesen 30 résztvevő volt: 8 nő és 22 férfi. Az 1. táblázat foglalja össze a főbb fizikai tulajdonságaikat.

1. táblázat: A résztvevők főbb fizikai tulajdonságai

	Tartomány	Átlag±szórás
<b>Kor</b>	20–30	24,4±2,5
<b>Magasság (cm)</b>	155–191	175,2±8,4
<b>Tömeg (kg)</b>	44–95	69,3±11,1
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	18,3–28,7	22,5±2,6

A méréseket két részletben rögzítettük. Minden egyes rész 3 darab egyperces mérési szakaszt tartalmazott, ahol az OptoForce érzékelő és a Millar tonométer jele párhuzamosan lett felvéve. Minden mérési fázis előtt és után kétoldalú felkaros vérnyomásmérést végeztünk. Az első részben az OptoForce érzékelő a bal csuklóra volt rögzítve, a Millar tonométer a jobbra. A második részben a két érzékelő az átellenes oldalra került felhelyezésre. Így összességében minden résztvevőn hat egyperces mérés volt rögzítve. A mérés mintavételi frekvenciája mindkét érzékelő esetében 1000 Hz volt.

A tényleges összevetéshez minden egyperces mérés közepső 70%-a került felhasználásra (~42 másodperc), hogy kizárjuk a mérés kezdeti és végfázisában lehetséges zajokat. 12 esetben a vizsgálati ablak hosszát csökkenteni

kellett a mozgási műtermékek miatt.

Mindkét folytonos non-invazív vérnyomás monitorozó rendszernek szüksége van kalibrációra. Mindkét jelre ugyanazt a kalibrálási módszert alkalmaztuk, a lineáris erősítés és az átlagos offset kompenzálásával:

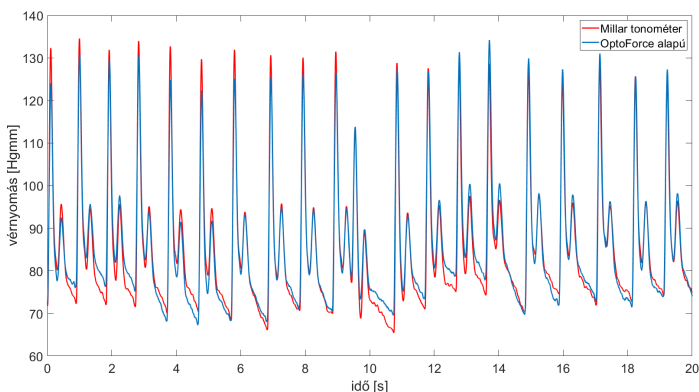
$$Gain = \frac{MAP_{avg} - DIA_{avg}}{U_{avg} - U_{dia}}, \quad (1)$$

$$CBP(t) = Gain \cdot (U(t) - U_{dia}) + DIA_{avg}, \quad (2)$$

ahol  $CBP(t)$  a folytonos vérnyomás jel ( $t$ ) időpillanatban,  $U_{avg}$  az átlagos,  $U_{dia}$  pedig az egyes érzékelők által rögzített nyers, kalibrálatlan jel ( $U(t)$ ) lokális minimumainak átlaga.

Az átlagos korrelációs érték a szimultán felvett jelek között  $0,8933 \pm 0,1307$ -nek adódott. Az átlagos RMSE érték  $7,25 \pm 4,03$  Hgmm.

Volt néhány szignifikánsan alacsonyabb korrelációs értékű jel (korreláció  $< 0,7$ ), leginkább mozgásból származó zajok miatt. Ezeket a jeleket kizárva (180 jelből 12; 6,67%), az átlagos korreláció a szimultán felvett jelek között  $0,9213 \pm 0,063$ -ra javult, és az átlagos RMSE érték  $6,58 \pm 3,08$  Hgmm-re csökkent. A 3. ábra egy erősen korreláló jelpárra mutat példát. A vérnyomásértékek összehasonlítását a 2. táblázat mutatja be.



3. ábra: Egy 20 másodperces szakasz a legjobb korrelációs értéket mutató jelpárról a két kar közti vérnyomáskülönbség kompenzációja nélkül (korrelációs koefficiens: 0,9889).



2. táblázat: Összefoglalás az átlagos bias és standard szórás értékekről szisztolés, diasztolés, incizúra vérnyomás és artériás középnyomás (MAP) különbségekre a szimultán és egymást követően felvett jeleknél.

	Szimultán [Hgmm]	Azonos oldali [Hgmm]
<i>Szisztolés vérnyomás</i>	0,35 ± 1,75	0,42 ± 1,77
<i>Diasztolés vérnyomás</i>	0,02 ± 0,19	0,02 ± 0,74
<i>MAP</i>	2,88 ± 2,42	3,02 ± 2,26
<i>Incizúra vérnyomás</i>	3,84 ± 3,90	3,85 ± 3,43

## 3.2. Összehasonlítás invazív artériás kanüllel

### 3.2.1. Hullámforma hasonlóság

Ezek a mérések a Semmelweis Egyetem Szív- és Érgyógyászati Klinikáján lettek rögzítve 186/2013 számú etikai engedély alatt. A vizsgálat olyan betegeken valósult meg, akik nyaki verőér (carotis) műtéten estek át. Minden résztvevő írásos és szóbeli tájékoztatást kapott, majd beleegyezésüket adták. A tanulmányban 13 beteg (7 férfi, 6 nő) vett részt, melyekből a rossz minőségű jelek révén 4-et (3 férfi és egy nő) ki kellett zárni. A bent maradt betegek főbb tulajdonságait a 3. táblázat foglalja össze.

3. táblázat: A résztvevők főbb tulajdonságai

	Tartomány	Átlag±szórás.
<b>Kor</b>	57–77	65,2±7,7
<b>Magasság</b> (cm)	148–173	161,2±8,6
<b>Tömeg</b> (kg)	50–82	69,1±9,9
<b>Pulzusszám</b> (bpm)	57–90	72,4±10,1
<b>Szisztolé</b> (Hgmm)	106–178	132,7±20,3
<b>Diasztolé</b> (Hgmm)	51–78	58,7±8,1

A betegmonitorozást egy GE™Dash 4000 betegmonitor végezte, ez rögzítette az invazív jelet. A vizsgálat alatt az invazív és a non-invazív folytonos vérnyomás jelet párhuzamosan rögzítettem egy PC segítségével, melyhez USB kábelen keresztül csatlakozott a betegmonitor és a 3D erőmérő ér-

zékélő is. Az invazív kanül az egyik karon volt, és vele átellenes oldalra került fel a non-invazív rendszerünk. A mérési pont az egyes karokon nagyjából egy magasságban volt a csuklónál. A mérések 20-30 perc hosszúságúak voltak. A GE betegmonitorból a jeleket a DatexOhmeda S/5 Collect szoftver segítségével mentettem számítógépre. A non-invazív jeleket az OptoForce Data Visualisation szoftverrel rögzítettem. A mintavételi frekvencia mindkét esetben 100 Hz volt.

A vizsgálat során a reprodukálhatóságot is teszteltem. Négy alany esetében két egymást követő mérést is végeztem a non-invazív érzékelő ismételt felhelyezésével a csuklóra. Ezt követően a két eredmény összehasonlítottam a korrelációjuk alapján.

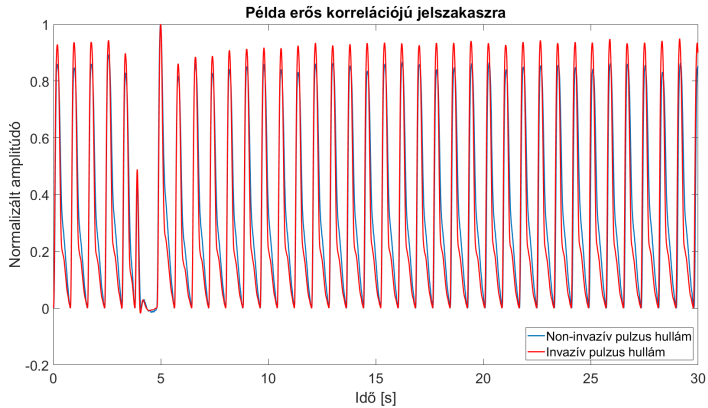
A két hullámforma összehasonlításához ugyanazon jelfeldolgozási módszert alkalmaztam rájuk. A folytonos artériás vérnyomás hullám szűréséhez egy kaszkád adaptív szűrőt alkalmaztam. Ez alkalmas az alapvonal vándorlás kiszűrésére a jelből. Ez a jelfeldolgozási módszer két részből áll, egy diszkrét Meyer wavelet dekompozíciós szűrésből és egy spline becslő szűrésből [13, 14]. A wavelet dekompozíciós szűrés a különböző dekompozíciós szinteken becsült jel és zaj különbségéből áll. Ebben a tanulmányban a folytonos vérnyomásjelet első szintű diszkrét Meyer wavelet dekompozícióval becsültem, a zajt hetes szintűvel, hasonlóan [14]-ben bemutatottakhoz.

Az alapvonal vándorlás teljes kiszűrését a spline becslő szűrő valósítja meg. Ehhez a módszerhez először meg kell határozni az artériás vérnyomás jel onset pontjainak helyét. Az onset pontok minden egyes szív ciklus kezdeténél levő lokális minimum pontok. Ebben a tanulmányban harmadfokú spline interpolációt használtam. A lokális minimum pontokra illesztett harmadfokú spline interpoláció segítségével az alapvonal vándorlás teljesen kiszűrhető. Az onset pontok segítségével a jel szegmentálása is megvalósítható egy-periódusú jelekké, amellyel az egyes szív ciklusok leírhatóak.

A jelfeldolgozást követően az egyes invazív és non-invazív egy-periódusú jeleket 0 és 1 közé normalizáltam, hogy összevethetővé váljanak. Erre azért volt szükség, mert az invazív és a non-invazív jel különböző egységekkel rendelkezett (ezek még a kalibrálatlan jelek, itt még nem vizsgáltam a vérnyomás értékeket). Az összehasonlításához keresztkorrelációt alkalmaztam. Az összehasonlításból kizártam a mozgási műtermékeket tartalmazó jeleket, ha azt a zajszűrés nem távolította el. A kizárás tényét az egy-periódusú jelek hossza alapján döntöttem el, ha az invazív és a non-invazív egyperiódusú jel hossza 20%-ban eltért, akkor kizárásra került. A kizárt egy-periódusú jelek aránya az összes jel kevesebb, mint 10%-a volt.

A legnagyobb korrelációs érték a standard szórásával  $0,986 \pm 0,024$  volt. Az eredményül kapott korrelációs értékek nagy része 0,9 fölötti volt. Ez azt

jelenti, hogy az invazív és non-invazív egy-periódusú jelek több mint 90%-ban azonosak. A 4. ábra egy erősen korreláló jelpárra mutat példát.



4. ábra: Példa egy magas korrelációjú invazív és non-invazív jelpárra. A normalizációt a legnagyobb amplitúdójú jelre végeztem.

### 3.2.2. Folytonos vérnyomás összehasonlító tanulmány

Ezek a mérések szintén a Semmelweis Egyetem Szív- és Érgyógyászati Klinikáján lettek rögzítve 186/2013 számú etikai engedély alatt. Minden résztvevő írásos és szóbeli tájékoztatást kapott, majd beleegyezésüket adták. Összesen 21 résztvevő volt, 6 nő és 15 férfi. A főbb tulajdonságaikat a 4. táblázat foglalja össze. 12 résztvevőnek nyaki verőér műtétje volt, 4-nek szívtranszplantációja, a többieknek stent graft műtétje.

4. táblázat: A résztvevők főbb tulajdonságai

	Tartomány	Átlag±szórás.
<b>Kor</b>	34–87	63,8±11,2
<b>Magasság (cm)</b>	148–190	169,4±27,1
<b>Tömeg (kg)</b>	50–123	78,1±14,3
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	23–34	27,1±3,6

A háromtengelyű érzékelő alapú rendszerünk az artériás kanüllel ellenoldali csuklóra került, ez 12 esetben a bal oldalt jelentette. A mérések hossza különbözött az egyes alanyokon, annak függvényében, hogy mennyire volt jelen mozgás a mérések közben, illetve a beteg állapota milyen hosszú mérést tett lehetővé. Átlagosan az elemzett adatok hossza  $409,03 \pm 230,31$  másodperc volt, a legrövidebb 98,22 másodperc, a leghosszabb 988 másodperc. A huszonegyből öt alany esetében két egymást követő mérést is megvalósítottam, így összességében 26 szimultán felvett invazív és non-invazív jelet dolgoztam fel és elemeztem statisztikailag.

A mozgási műtermékek kiszűréséhez Daubechies wavelet dekompozíciós szűrőt alkalmaztam 8 eltűnési ponttal (db8). Több példa is van a szakirodalomban, hogy a vérnyomás jelek szűréséhez wavelet szűrőt alkalmaznak, például [14, 15], mert a megfelelő wavelet dekompozíciós szűrő egy hatékony megoldás aperiodikus, alacsony frekvenciás zajok, mint a mozgási műtermékek, szűrésére. A kalibrációs módszer megegyezett a fent bemutatottal.

A 26 szimultán felvett invazív és non-invazív vérnyomás jel között az átlagos korrelációs érték  $0,9001 \pm 0,0588$ -nak adódott, amely egy magas egyezőséget jelent a hullámformák között. Még a legkevésbé korreláló jelek is több mint 0,7-es korrelációs értékűek voltak, ami még elfogadható egyezőséget jelent. A frekvencia tartományok összevetésénél a korreláció  $0,9988 \pm 0,0009$  volt, amely révén teljes azonosság feltételezhető a frekvencia komponensekben.

A diasztolés vérnyomás esetében az átlagos különbség a szimultán rögzített invazív és non-invazív jelek között  $-0,26 \pm 3,06$  Hgmm volt, amely teljesíti az AAMI kritériumot. A vizsgált 12160 invazív és non-invazív diasztolés vérnyomás párból 11691 volt a megengedési tartományon belül, ahol ez a tartomány átlagosan a  $-7,58$  Hgmm-től  $+7,19$  Hgmm-ig tartott. Ez az egy-periódusú jelpárok 96,14%-a. Az artériás középnyomás esetében az átlagos különbség a szimultán rögzített invazív és non-invazív jelek között  $1,25 \pm 2,26$  Hgmm-nek adódott, amely szintén teljesíti az AAMI kritériumot. A vizsgált 12160 invazív és non-invazív artériás középnyomás párból 11672 volt a megengedési tartományon belül, ahol ez a tartomány átlagosan a  $-3,74$  Hgmm-től  $+6,23$  Hgmm-ig tartott. Ez az egy-periódusú jelpárok 95,99%-a. A szisztolés vérnyomás gyengébb egyezőséget mutatott. A szimultán rögzített invazív és non-invazív jelek között  $-9,53 \pm 4,69$  Hgmm volt az átlagos különbség, amely kívül esik a megengedett 5 Hgmm-es bias eltérésen. 21 résztvevő eredményeiből 8-nál teljesült az 5 Hgmm-es bias kritérium.

### 3.3. Pulzusdiagnosztika

Az automatizált pulzusdiagnosztika egyik legnagyobb kihívása a mozgási zajok szűrése. Ehhez a fentebb is említett kaszkád adaptív szűrőt alkalmaztam [14]. A folytonos vérnyomás jelek analíziséhez szükség van az egy-periódusú jelekre, mely az onset pontok mentén történő szegmentálásal nyerhető. Az onset pontok kereséséhez egy nyílt forrású onset pont kereső algoritmust alkalmaztam [?]. Ez paraméterezhető, ezáltal pontos lehet és megbirkózhat zajos vagy különleges pulzushullámokkal. Az onset pontok felhasználásával a spline becslő szűrés is alkalmazható. A spline becslő szűrő egy simító spline görbét illeszt az onset pontokra és kivonja azt a wavelet szűrt jelekből. Ezzel lesz teljes a kaszkád adaptív szűrő és lesz alapvonalvándorlás mentes a jel. Ezt követően a jel egy-periódusú jelekké darabolható. A jelfeldolgozás utolsó lépése a jellegzetes pontok keresése, amely egy derivált alapú lokális szélsőérték kereséssel nagyrészt megvalósítható, mivel ezek a jellegzetes pontok általában lokális minimum és maximum pontok. A következő lépés a jellemzők kinyerése, ahol a megfelelő jellemzők megtalálása a legnagyobb kihívás, viszont ehhez sokkal nagyobb adatbázisra lenne szükség, mint ami rendelkezésre állt.

Méréseket végeztem, összesen 175 alany bevonásával. A résztvevők főbb tulajdonságait a 5. táblázat összegzi. Az egyik cél az volt, hogy minden korcsoportból legyenek alanyok, hogy az öregedés hatásait is vizsgálni lehessen. Voltak olyan résztvevők is, akik különböző betegségekben szenvednek. Fontos megemlíteni, hogy a betegségekre vonatkozó adatok rögzítése önbevallásos volt, mely egy figyelembe veendő szempont a konklúziók megalkotásánál. A mérési protokoll a következő volt:

- A 3D erőmérő érzékelő felhelyezése a jobb vagy a bal csuklóra.
- A 3D erőmérő érzékelővel megegyező oldalon mandzsettás vérnyomásmérés a felkaron.
- A mandzsetta teljes leeresztését követően 3 perces jel rögzítés a 3D erőmérő érzékelővel.
- A 3 perces mérést követően újabb mandzsettás vérnyomásmérés.
- A fenti lépések megismétlése a másik oldali csuklóra.

A bemutatott adatbázis túl kicsi egy klasszifikációs algoritmus megvalósításához. Hasonlóan a mérete nem elég sok klaszter létrehozására, hogy a jelalakokat különböző állapotok szerint különböző csoportokba különítse.

5. táblázat: Diagnosztikai mérésekben résztvevők tulajdonságai

	Összesen	Férfi	Nő
Résztvevők száma	175	67	108
Kor (years)	45,12 ± 12,04	42,64 ± 12,43	46,66 ± 11,59
Magasság (cm)	170,34 ± 9,74	179,9 ± 6,81	164,4 ± 5,73
Tömeg (kg)	76,18 ± 16,11	87,07 ± 15,23	69,42 ± 12,6
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	26,15 ± 4,63	26,49 ± 5,81	25,67 ± 4,48

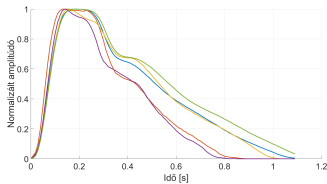
Ezért csak az egészséges és a magasvérnyomásban szenvedők jeleit vizsgáltam és próbáltam elkülöníteni klaszterezés segítségével csak a hullámformából nyert információk alapján. Az értékelést az adatbázisban rögzített információk alapján végeztem. Az eredmények validálásához két különböző algoritmust is alkalmaztam, a k-means algoritmust és egy kompetitív neurális hálózatot.

A klaszterezéshez a figyelembe vett jellemzők száma minimális kell legyen, hogy a probléma dimenziója alacsony maradjon, ezáltal az algoritmusoknak könnyebb legyen eldönteni, hogy milyen különbségek mentén válasszák szét a két csoportot. Az egyik ilyen jellemző a különböző egészségi állapotokhoz tartozó görbealak ismereteimen alapszik. A magasvérnyomásos jelek esetében a perkúziós hullám szélessége általában hosszabb, mivel a visszaverődő hullám hamarabb érkezik és olvad össze a perkúziós hullám végével. Ez kiemelhető a jel felső 10%-ára vett numerikus integrállal, mert a szélesség mellett a görbe amplitúdójának csökkenése is lassú egy tipikus magasvérnyomásos jelnél. A másik kiválasztott jellemző a görbe abszolút jellemzői között van, a dikrotikus csúcs magassága.

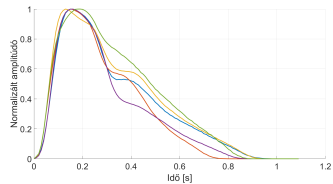
A klaszterezéshez az adatbázis alapján 104 egészséges résztvevő jelét (44 férfi, 60 nő) és 24 kizárólag magasvérnyomásos betegségben szenvedő résztvevő jelét választottam ki. Ez összesen 256 egy-periódusú pulzusjelet jelent.

A klaszterezés eredménye, ami a 5. ábrán is látható, a következő: szenzitivitás: 0,7083, specificitás: 0,6202 és precizitás: 0,3009. Ezek nem túlságosan erős eredmények, de diszkusszió szükséges. Először is az egészséges jelek száma nagy a magasvérnyomásos csoportban. Ezeket a jeleket vizsgálva látható, hogy a legtöbb esetben vizuális döntés alapján is valószínűleg ebbe a csoportba soroltam volna őket. Tekintve, hogy az adatbázis önbevallásos adatokat tartalmaz, viszonylag nagy az esélye, hogy az adott résztvevő még nem tud a betegségéről. Az egészséges csoportba sorolt magasvérnyomásos jelek esetében fontos tudni, hogy egy kivétellel az összes résztvevő gyógyszer-

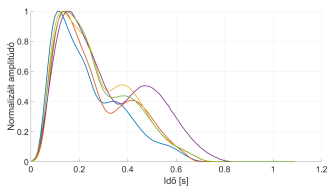
res kezelés alatt állt. Ez azt jelenti, hogy azoknak, akiknek időben diagnosztizálták a betegségét és egy korai fázisban megkezdték a kezelést, az artériájuk állapota egészséges maradhatott, ezáltal a pulzusjel-alakjuk is egészséges lehet.



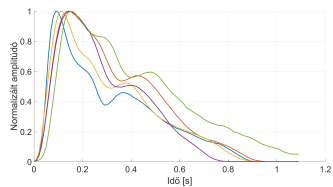
a Valós pozitívák száma: 34



b Fals pozitívák száma: 79



c Fals negatívák száma: 14



d Valós negatívák száma: 129

5. ábra: A csoportosítási algoritmusok eredménye néhány példával az egyes csoportokban.

## 4. Új tudományos eredmények összefoglalása

### 1. téziscsoport

*1. tézis* Megalkottam egy mérési környezetet, módszert 3D erőmérő érzékelő segítségével, mely képes non-invazív módon rögzíteni a vérnyomás hullámot a radiális artérián. Meghatároztam egy érzékelő felhelyezési protokollt ehhez a vérnyomás hullám felvételhez. Ennek a felhelyezési protokollnak és a tervezett csukló pántnak az alkalmazása nagy ismételhetséget mutatott használat során. Egyazon felhasználó ugyanazon az alanyon végzett mérései erős (0,99) korrelációt adó jelek felvételére volt képes. A megoldásom előnye továbbá, hogy közel azonos minőségű jelek felvételére képes, ha az érzékelő alapja és a radiális artéria mérési pontja közti szög az 50° és 130° közötti tartományba esik.

Megterveztem egy csukló pántot, mellyel az érzékelő felhelyezhető a csuklóra. Ez tartalmaz egy 3D nyomtatással készített érzékelőtartót, mellyel állítható az érzékelő helyzete a pánton. Egy fontos tulajdonsága a megoldásomnak az állíthatóság, ugyanakkor a stabilitás is a mérések közben. Ez a stabilitás azt jelenti, hogy a beteg mozgásoknak vagy egyéb külső hatásoknak is képes ellenállni a rendszer, vagyis az érzékelő képes megtartani kezdeti helyzetét a radiális artéria fölött. A kísérleteim bizonyították, hogy ez az érzékelő felhelyezés rendelkezik ezekkel a tulajdonságokkal.

A protokoll a következő lépéseket tartalmazza:

- A mérést végző személy tapintással meghatározza a csuklón a radiális artéria helyzetét.
- Egy erősen lüktető pontban megkísérli felhelyezni a érzékelőt, olyan módon, hogy az érzékelő kupolájának csúcsa a lehető legközelebb essen a radiális artériához. Ezt követően a csat segítségével rögzíti a érzékelőt a csuklóra.
- Ellenőrzi, hogy a jel amplitúdó minden csatornára legalább 100 egység és a 3D vektor alapsíkkal bezárt szöge közel esik a 90°-hoz. Ennek megvalósulása esetén a felhelyezés késznek nyilvánítható. Ellenkező esetben a érzékelő helyzetének igazításával vagy a pánt szorításával kell próbálkozni. Ebben segítséget jelent a 3D vektor. Ha ezek nem hoznak értékelhető javulást, akkor előlről kell kezdeni a folyamatot, az érzékelő ismételt felrakásával a radiális artéria fölé.



A bemutatott megismételhetőségi vizsgálat bizonyította, hogy a leírt protokollal a mérések ismételhetőek. Emellett azt is, hogy könnyen tanulható, néhány perces gyakorlást igényel.

Tézishez kapcsolódó publikáció: [1].

## 2. téziscsoport

**2.1. tézis** Összehasonlítottam a 3D erőmérő alapú rendszeremet egy másik non-invazív vérnyomás monitorozó módszerrel, egy Millar tonométerrel, fiatal, egészséges csoporton végezve a méréseket. Az eredmények azt mutatják, hogy a módszerünk teljesíti az AAMI kritériumot, ami 5 Hgmm-es bias-t és 8 Hgmm-es szórást enged meg, a validáló rendszerrel szemben. A szisztolés, a diasztolés, az incizúra vérnyomás és az artériás középnyomás esetén a két módszer közötti különbségre rendre a következő értékeknek adódtak:  $0,35 \pm 1,75$  Hgmm,  $0,02 \pm 0,19$  Hgmm,  $3,84 \pm 3,90$  Hgmm és  $2,88 \pm 2,42$  Hgmm.

A Millar tonométeres módszer egy validált és igazolt folytonos vérnyomás hullám mérésére alkalmas, kereskedelmi forgalomban lévő megoldás. Képzett szakember szükséges a mérések végzéséhez. A 3D erőmérő érzékelő alapú módszer és a Millar tonométer összehasonlítása során a vérnyomás értékek és a folytonos hullámforma hasonlóságát is vizsgáltam. Mindkét eszköz relatív vérnyomásértékek változásának mérésére alkalmas, ezért előkalibrálás szükséges mandzsettás vérnyomásméréssel.

Tézishez kapcsolódó publikáció: [1].

**2.2. tézis** A jelalak hasonlóságát validáltam invazív artériás kanüllel szemben, így ebben a tanulmányban az invazív és a non-invazív hullámforma került összehasonlításra. 9 alanyon végeztem, összességében 13 szimultán mérést. A jelfeldolgozást követően a két jel közti korrelációs érték  $0,9527 \pm 0,0917$ -nek adódott. Az ismételhetőség bizonyítására 4 résztvevő esetében két egymást követő mérést végeztem. A korrelációs értékpárok ezekre rendre a következőknek adódtak:  $(0,939 \pm 0,142, 0,971 \pm 0,096)$ ;  $(0,968 \pm 0,055, 0,977 \pm 0,022)$ ;  $(0,986 \pm 0,024, 0,969 \pm 0,076)$ ;  $(0,935 \pm 0,073, 0,954 \pm 0,032)$

Fontos volt, hogy összehasonlítsam a mérhető folytonos vérnyomásjellet a valódi vérnyomás hullámformához. A pulzusdiagnosztikához a folytonos vérnyomásjel hullámformája fontosabb, mint maga a konkrét vérnyomás érték. Ezért ebben a tanulmányban az invazív artériás kanülös jel és a non-invazív jel hullámformáját hasonlítottam össze. Az összehasonlítást

megelőzően mindegyik jelre ugyanazon jelfeldolgozási lépéseket alkalmaztam.

Tézishez kapcsolódó publikáció: [IV].

**2.3. tézis** Összehasonlítottam a 3D erőmérő érzékelő alapú rendszert egy invazív artériás kanüllel szemben a vérnyomásértékeket vizsgálva. Az invazív rendszer az abszolút vérnyomás mérésére alkalmas, a non-invazív rendszerhez kalibráció szükséges, hogy a relatív vérnyomás változást mérhesse. Ez a validáló tanulmány 21 résztvevőt foglalt magába, összesen 26 szimultán rögzített non-invazív és invazív folytonos vérnyomás jellel. Az átlagos különbség a szimultán rögzített invazív és non-invazív jelek között, szisztolés és diasztolés vérnyomásra, valamint artériás középnyomásra rendre a következők adódtak:  $-9,53 \pm 4,69$ ,  $-0,26 \pm 3,06$  és  $1,25 \pm 2,26$  Hgmm.

A folytonos vérnyomás monitorozó rendszerek validálásának legjobb gyakorlata az arany standardnak számító invazív artériás kanülhöz való hasonlítás, mely az abszolút vérnyomásértékek felvételére alkalmas. Ebben a validáló tanulmányban két különböző folytonos vérnyomásjel felvételre alkalmas eszközt hasonlítottam össze, ezért az aktuális vérnyomás értékek mellett a jelalak összehasonlítását is figyelembe vettem. A tanulmányban résztvevők nagyrészt idősebb betegek (az átlagéletkor  $63,8 \pm 11,2$  volt), akik különböző komolyabb szív- vagy érrendszeri műtéten estek át.

A non-invazív rendszert kalibrálni kellett, hogy a relatív vérnyomás változás mérésére alkalmas legyen. Összevettem az invazív és non-invazív jelek szisztolés és diasztolés értékeit. A diasztolés értékek a folytonos vérnyomásjel onset pontjainak pillanatnyi értékével egyezik meg. Hasonlóan a szisztolés értékek az egyes szív ciklusokhoz tartozó egy-periódusú görbék globális maximumának pillanatnyi értékével egyezik meg (két onset pont közötti részt vizsgálva). A hullámforma hasonlóság vizsgálatához az artériás középnyomás értékét is vizsgáltam, a folytonos nyomáshullám alatti területként kiszámolva.

Tézishez kapcsolódó publikáció: [III].

### 3. tézis csoport

**3. tézis** Létrehoztam egy adatbázist, melyhez 175 alany mindkét csuklóján mértünk a 3D erőmérő érzékelővel folytonos non-invazív vérnyomás görbéket és rögzítettük az alanyok aktuális egészségi állapotát. A mért jelek hasonlóságot mutattak a szakirodalomban bemutatott gyakori hullámformákkal. Az adatbázis és a szakirodalmi ismereteim alapján példákat találtam az egészséges és a magas vérnyomásos görbealakokra. Az öregedés hatását is be tudtam mutatni az egészséges pulzushullámokra a mért jelek segítségével. A felvett pulzushullámok közül az egészséges és a magas vérnyomásos jeleket görbe alak szerint csoportosítottam k-means és kompetitív neurális hálózat segítségével. A két módszer eredménye megegyezett: 0,7 szenzitivitás, 0,62 specifikitás és 0,33 precizitás.

Egy pulzusdiagnosztikai rendszer fejlesztésének alaplépése annak bizonyítása, hogy képes a szakirodalomban gyakran előforduló egy-periódusú jelek rögzítésére. Online elérhető annotált adatbázis hiányában, létrehoztunk egy saját adatbázist méréseinkből. Ezek a mérések 175 alany, 350 jelét tartalmazták (mindkét csuklón történtek mérések). Minden egyes mérés 3 perc hosszúságú. Az adatbázis anonim módon lett rögzítve, tartalmazza az alanyok főbb tulajdonságait, mint kor, testmagasság, testtömeg, BMI és a nemüket. Minden alany esetében feljegyeztük, hogy milyen belső szervi, vagy szív-érrendszeri megbetegedésben szenved, illetőleg a dohányzási szokásait. Minden adat a résztvevők önbevallásán alapszik. A mérések magukba foglaltak osszillometriás vérnyomás mérést is a pulzus jelek felvétele előtt és után. Az adatok gyűjtésében és az adatbázis rendezésében Zieger Flóra volt segítségemre.

Az adatbázis alapján 104 résztvevő (208 jel) számít egészségesnek, akik aktuálisan tudásuk szerint semmilyen betegségben nem szenvedtek. Emellett 24 résztvevő (48 jel) esetében volt kizárólag magasvérnyomásos betegség. Klaszterezéshez két jellemzőt választottam. Az egyik a normalizált átlagolt egy-periódusú jelek 0,9 fölötti vonalra vett numerikus integrálja. A másik jellemző a dikrotikus csúcs magassága. A klaszterezést két algoritmussal is megkíséréltem, a k-means klaszterezéssel Euklideszi távolságot alkalmazva és egy kompetitív neurális hálózattal, mely a Matlab R2019a szoftverben beépített csomagként elérhető. Mindkét algoritmus ugyanazt az eredményt adta.

Az eredmények értékelésénél több szempontot is figyelembe kell venni. A résztvevőkről gyűjtött információk önbevallásosak, ezért zajosnak számítanak. A 23 magasvérnyomásos betegből 24 gyógyszeres kezelés alatt állt,

mely az állapotuk javulását jelentheti. Az adatbázis alapján egészséges alanyok esetében elképzelhető, hogy magasvérnyomásos betegségben szenvednek, csak a mérések időpontjában erről nem volt tudomásuk. És végül számít az is, hogy az adatbázis mérete kicsinek mondható, sokkal több adatra lenne szükség egy nagy bizonyosságú állítás megfogalmazásához. De ennek ellenére az eredmények egy kvantitatívan leírható különbséget mutattak egészséges és magasvérnyomásos pulzusjelek között, amely igazolja ennek az újszerű módszernek az alkalmazhatóságát a pulzusdiagnosztika területén.

Tézishez kapcsolódó publikációk: [V, VI, VIII].

## 5. Alkalmazási területek

A magától értetődő alkalmazási terület a klinikai és betegszállítás közbeni monitorozás, ahol nincs szükség artériás vértesztekre. A mentőautókban is fontos lenne, mert jelenleg nincs elérhető folytonos vérnyomás monitorozó lehetőség, csak az osszillometriás mandzsettás vérnyomásmérés.

A könnyű és biztonságos használata révén a folytonos non-invazív vérnyomás monitorozó rendszer akár otthoni használatra is alkalmas lehet egy mobil eszköz formájában. A folytonos vérnyomás jelek otthoni mérése különböző napszakokban egy értékes eszköz lenne az orvosok kezében a pontosabb diagnózis meghozásában. Emellett egy nagy adatbázis alapjait is lehetne rakni, mely további tanulmányok alapjait képezhetnék (betegségek, gyógyszerek és napszak változások hatásának vizsgálata).

A bemutatott non-invazív módszer alkalmas lehet más non-invazív diagnosztikai rendszerek, mint például EKG, CT, kiegészítő méréseként, extra paraméterek meghatározásához. Ezek segítségével olyan fontos paraméterek is kiszámolhatóvá válnának, melyek jelentősen növelnék a diagnosztikai pontosságot, mint például a véráramlási sebesség vagy az artériák tágulási indexe.

A folytonos jelalak segítségével a mérési eljárás önmagában is alkalmas lehet diagnosztikai eszközként, mellyel különböző belső szervi és kardiovaszkuláris betegségek lennének meghatározhatók. Nagy jelentősége lehetne a gyógyszerfejlesztésben is, segítségével követhetők lennének egyes gyógyszerek hatásai, például a vérnyomáscsökkentő gyógyszereké.

A mérési módszert EKG méréssel kiegészítve, kiszámolhatóvá válna a pulzus terjedési idő (Pulse Transit Time, PTT). A PPT segítségével meghatározható a pulzushullám sebessége, mely már arányos a vérnyomással, így mandzsettás vérnyomásmérés nélkül becsülhetővé válna non-invazív módon a vérnyomás. Ebben az is nagy jelentőséggel bír, hogy segítségével a bemutatott mérési rendszer kalibrálásához nem lenne szükség mandzsettás vérnyomásmérőre, ezzel függetlenebbé és kompaktabbá téve a rendszert.

A bemutatott módszernek szintén lehet potenciálja a boka-kar index mérésében. Segítségével jóval több információt biztosítana a folytonos jel által, mint a mai mandzsettás megoldás. Emellett az előző bekezdésben ismertetett PPT segítségével megvalósított vérnyomás becslésnek hála a bokán mérhető vérnyomás pontosabb lehet, mint egy mandzsettás megoldásban.

Egy kereskedelmi forgalomban eladható termék lehetne ennek a folytonos non-invazív vérnyomásmérő rendszernek az alkalmazása fitness eszközökben, mint az okosórák, fitness karkötők. A folytonos jel által sokkal több paraméterskálát tudna biztosítani egy ilyen eszköz, köztük a vér áram-

lási sebességét, az artéria tágulási indexet és becslést az artéria merevségről. Emellett akár az edzés hatásairól, hatékonyságáról is információt adhat, mely a sportban is nagyon fontos lenne. Segítheti egy egyénre szabott edzés-terv kidolgozását.

A bemutatott non-invazív folytonos vérnyomás monitorozásra alkalmas rendszerről készült egy üzleti terv Zieger Flóra által. Ez részét képezte egy összevont projektnek, mely az Európai Unió SME pályázatán küszöbérték fölötti értékelést kapott.

## 6. Köszönetnyilvánítások

Köszönöm témavezetőimnek, Dr. Cserey Györgynek és Dr. Sótonyi Péternek, a tanácsait és a segítségüket a munkám során és a személyes fejlődésemben is. Megtiszteltetés velük együtt dolgozni.

Köszönöm Dr. Roska Tamás Professzor Úrnak és Dr. Szolgay Péter Professzor Úrnak, a Doktori Iskola egykori és a jelenlegi vezetőjének, hogy lehetőséget biztosítottak a munkámhoz, megteremtve az ehhez szükséges hátteret. Hálás vagyok a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és Bionikai Karának és a Roska Tamás Multidiszciplináris Doktori Iskolának a technológiai háttér biztosításáért. Hasonlóan köszönet az Opto-Force Kft-nek és az OnRobot Ltd-nek a munkámhoz használt érzékelő biztosításáért.

Köszönöm Vida Tivadarné Katinka néninek a kedves segítségét az adminisztratív feladatokban.

Hálás vagyok Dr. Vágó Zsuzsának a kedvességéért és tanácsaiért a tanítási kötelezettségem teljesítése során. Nagyon jó élmény volt a Funkcionálanalízis oktatásban való részvétel gyakorlatvezetőként. Emellett köszönöm az összes hallgatónak, akiket oktattam doktoranduszi pályafutásom alatt. Állíthatom, hogy az összes gyakorlati csoportom remek volt, kiváltság volt velük a közös munka.

Köszönöm Dr. Horváth Tamásnak a Millar tonométerrel végzett validáló mérésekben a segítséget, a tanácsaival, ötleteivel együtt.

Óriási köszönet Zieger Flórának a kiváltságos közös munkáért a projektben éveken keresztül. Igazi megtiszteltetés volt számomra vele együtt dolgozni.

Köszönöm Koller Miklósnak, Naszlady Márton Besének, Tihanyi Kingának, Csörgő Annának, Tar Ákosnak, Veres Józsefnek, Godó Ákosnak, Huberth Biankának, Fodor Erzsébetnek, Hajtó Dánielnek, Bakó Andrásnak, Ignác Annának és a robotika labor minden jelenlegi és korábbi tagjának a közös

munka lehetőségét.

Szeretném megköszönni doktorandusz társaimnak és barátaimnak, Hartdégén Mártonnak és Csány Gergelynek a támogatásukat, barátságukat.

Hálás vagyok Dr. Kis Dorottya, Rigó Éva és Bogdán Anita segítségéért a klinikai mérések során.

Végül, de nem utolsó sorban köszönöm Családomnak, különösen Édesanyámnak, és Feleségemnek, Katinak, a támogatásukat és törődésüket az egész munkám során.

A kutatást részben támogatta az Európai Szociális Alap (EFOP-3.6.2-16-2017-00013 and 3.6.3-VEKOP-16-2017-00002).

## A szerző folyóirat publikációi

[I] **S. Földi**, T. Horváth, F. Zieger, P. Sótonyi, Gy. Cserey „A novel non-invasive blood pressure waveform measuring system compared to Millar applanation tonometry,” *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 32, no. 4, pp. 717–727, 2018.

[II] **S. Földi**, T. Horváth, F. Zieger, P. Sótonyi, Gy. Cserey „Comparison of a non-invasive 3D force sensor-based method and the invasive arterial cannula in postsurgery intensive care patients – a pilot study,” *Blood Pressure Monitoring*, LWW, vol. 24, no. 6, pp. 310–314, 2019.

## A szerző konferencia publikációi

[III] **S. Földi**, „Framework for examination the changes of arterial pulse signal waveform in time and space,” *PhD Poceedings Annual Issues of the Doctoral School Faculty of Information Technology and Bionics 2014*, pp. 87–90, 2014.

[IV] **S. Földi**, „Validation of a non-invasive arterial pressure waveform measuring system,” *PhD Poceedings Annual Issues of the Doctoral School Faculty of Information Technology and Bionics 2015*, pp. 115–118, 2015.

[V] **S. Földi**, „Application areas of continuous non-invasive blood pressure measurements,” *PhD Poceedings Annual Issues of the Doctoral School Faculty of Information Technology and Bionics 2016*, pp. 119–122, 2016.

[VI] N. Spulak, **S. Földi**, M. Koller, M. Niemier, J. Schmiedeler, Gy. Cserey „Wrist pulse detection and analysis using three in-line sensors and linear ac-

tuators,” *15th International Workshop on Cellular Nanoscale Networks and their Applications; Proceedings of CNNA 2016*, 2016.

[VII] E. Fodor, B. Huberth, A. Csörgő, B. Gellért, D. Lippai, M. Koller, **S. Földi**, L. Madácsy, Z. Tulassay, Gy. Cserey, „Computerized three dimensional mapping and robotic maneuvering through the human large intestine trajectory with magnetic capsule endoscopy using reference tracking control,” *Zeitschrift für Gastroenterologie*, vol. 53, no. 05, p. A10, 2015.

## A szerző konferencia előadásai

[VIII] **S. Földi**, F. Zieger, P. Sótonyi, Gy. Cserey, „Pulse diagnosis using arterial blood pressure waveforms,” *Minisymposia at The 20th European Conference on Mathematics for Industry*, 2018.

[IX] **S. Földi**, F. Zieger, P. Sótonyi, Gy. Cserey, „Egy új lehetőség non-invazív vérnyomás mérésére,” *Magyar Hypertonia Társaság XXVI. Továbbképző Kongresszusa Program és Absztrakt Kotet*, p. 30, 2018 (ISBN 978-615-00-2781-4), 2018.

## Referenciák

- [1] E. Chung, G. Chen, B. Alexander, and M. Cannesson, „Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications,” *Frontiers of medicine*, vol. 7, no. 1, pp. 91–101, 2013.
- [2] J. Fortin, W. Marte, R. Grüllenberger, A. Hacker, W. Habenbacher, A. Heller, C. Wagner, P. Wach, and F. Skrabal, „Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops,” *Computers in biology and medicine*, vol. 36, no. 9, pp. 941–957, 2006.
- [3] C. Ilies, M. Bauer, P. Berg, J. Rosenberg, J. Hedderich, B. Bein, J. Hinz, and R. Hanss, „Investigation of the agreement of a continuous non-invasive arterial pressure device in comparison with invasive radial artery measurement,” *British journal of anaesthesia*, vol. 108, no. 2, pp. 202–210, 2012.
- [4] J. R. Martina, B. E. Westerhof, J. van Goudoever, E. M. H. de Beaumont, J. Truijen, Y.-S. Kim, R. V. Immink, D. A. Jöbsis, M. W. Hollmann, J. R.



- Lahpor, *et al.*, „Noninvasive continuous arterial blood pressure monitoring with nexfin®,” *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, vol. 116, no. 5, pp. 1092–1103, 2012.
- [5] J. Y. Wagner, I. Negulescu, M. Schöfthaler, A. Hapfelmeier, A. S. Meidert, W. Huber, R. M. Schmid, and B. Saugel, „Continuous noninvasive arterial pressure measurement using the volume clamp method: an evaluation of the cnap device in intensive care unit patients,” *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 29, no. 6, pp. 807–813, 2015.
- [6] K. Ameloot, K. D. V. Van, N. R. Van, I. L. De, K. Schoonheydt, H. Dits, O. Broch, B. Bein, and M. Malbrain, „Validation study of nexfin® continuous non-invasive blood pressure monitoring in critically ill adult patients.,” *Minerva anesthesiologica*, vol. 80, no. 12, pp. 1294–1301, 2014.
- [7] G. A. Kumar, A. Jagadeesh, N. G. Singh, and S. Prasad, „Evaluation of continuous non-invasive arterial pressure monitoring during induction of general anaesthesia in patients undergoing cardiac surgery,” *Indian journal of anaesthesia*, vol. 59, no. 1, p. 21, 2015.
- [8] W.-Q. Lin, H.-H. Wu, C.-S. Su, J.-T. Yang, J.-R. Xiao, Y.-P. Cai, X.-Z. Wu, and G.-Z. Chen, „Comparison of continuous noninvasive blood pressure monitoring by tl-300 with standard invasive blood pressure measurement in patients undergoing elective neurosurgery,” *Journal of neurosurgical anesthesiology*, vol. 29, no. 1, pp. 1–7, 2017.
- [9] J. Sun, H. Chen, J. Zheng, B. Mao, S. Zhu, and J. Feng, „Continuous blood pressure monitoring via non-invasive radial artery applanation tonometry and invasive arterial catheter demonstrates good agreement in patients undergoing colon carcinoma surgery,” *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 31, no. 6, pp. 1189–1195, 2017.
- [10] B. Saugel, A. Meidert, A. Hapfelmeier, F. Eyer, R. Schmid, and W. Huber, „Non-invasive continuous arterial pressure measurement based on radial artery tonometry in the intensive care unit: a method comparison study using the t-line tl-200pro device,” *British journal of anaesthesia*, vol. 111, no. 2, pp. 185–190, 2013.
- [11] R. Dueck, O. Goedje, and P. Clopton, „Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via tl-200 applanation tonometry,” *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 26, no. 2, pp. 75–83, 2012.

- [12] A. . Meidert, W. Huber, J. Müller, M. Schöfthaler, A. Hapfelmeier, N. Langwieser, J. Wagner, F. Eyer, R. Schmid, and B. Saugel, „Radial artery applanation tonometry for continuous non-invasive arterial pressure monitoring in intensive care unit patients: comparison with invasively assessed radial arterial pressure,” *British journal of anaesthesia*, vol. 112, no. 3, pp. 521–528, 2013.
- [13] G. Greiwe, P. Tariparast, C. Behem, M. Petzoldt, L. Herich, C. Trepte, D. Reuter, and S. Haas, „Is applanation tonometry a reliable method for monitoring blood pressure in morbidly obese patients undergoing bariatric surgery?,” *British journal of anaesthesia*, vol. 116, no. 6, pp. 790–796, 2016.
- [14] K. Lakhal, S. Ehrmann, and T. Boulain, „Non-invasive blood pressure monitoring in the critically ill: time to abandon the intra-arterial catheter?,” *Chest*, 2017.
- [15] K. Lakhal, M. Martin, S. Ehrmann, and T. Boulain, „Noninvasive monitors of blood pressure in the critically ill: What are acceptable accuracy and precision?,” *European Journal of Anaesthesiology (EJA)*, vol. 32, no. 5, pp. 367–368, 2015.
- [16] OnRobot, „Onrobot omd-20-se-40n datasheet,” 2018.
- [17] A. Tar and G. Cserey, „Development of a low cost 3d optical compliant tactile force sensor,” in *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2011 IEEE/ASME International Conference on*, pp. 236–240, IEEE, 2011.
- [18] L. Xu, D. D. Zhang, and K. Wang, „Wavelet-based cascaded adaptive filter for removing baseline drift in pulse waveforms,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 11, pp. 1973–1975, 2005.
- [19] L. Xu, D. Zhang, K. Wang, N. Li, and X. Wang, „Baseline wander correction in pulse waveforms using wavelet-based cascaded adaptive filter,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 37, no. 5, pp. 716–731, 2007.
- [20] P.-Y. Zhang and H.-Y. Wang, „A framework for automatic time-domain characteristic parameters extraction of human pulse signals,” *Eurasip Journal on advances in signal Processing*, vol. 2008, no. 1, p. 468390, 2007.
- [21] W. Zong, T. Heldt, G. Moody, and R. Mark, „An open-source algorithm to detect onset of arterial blood pressure pulses,” in *Computers in Cardiology, 2003*, pp. 259–262, IEEE, 2003.