

FIZIOLÓGIÁS JELEK OTTHONI MONITOROZÁSA

Csordás Péter

Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem,
1521 Budapest, pf. 91.
csordas@mit.bme.hu

Absztrakt A hazánkban is egyre terjedő szív és érrendszeri betegségek megelőzésében és kezelésében fontos szerepet játszhat az otthoni monitorozás. A BME Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszékén e témában folyó kutatások két fontos területre koncentrálnak. Egyik célunk egy szakértelmet nem igénylő, otthoni monitorozás során jól alkalmazható, a jelenleg széles körben használt oszcillometriás vérnyomásmérési módszernél pontosabb eredményt adó – és ezért reményeink szerint az orvostársadalom által is elfogadottabb – vérnyomásmérési eljárás kidolgozása. Ehhez szorosan kapcsolódó feladat egy a páciens érrendszeri állapotát jellemző paraméter definiálása, és – szintén non-invazív módon történő – mérése. Egy a kidolgozandó algoritmusokat implementáló, könnyen hozzáférhető készülék segítené egyes betegségek korai felismerését a veszélyeztetettek körében, illetve már tudottan beteg pácienseknél állapotuk folyamatos nyomon követését. Az alábbiakban röviden bemutatom az általunk jelenleg használt kutatói munkahelyet, majd pedig az erek állapotának jellemzését célzó kutatásaim néhány kezdeti eredményét. Ezek döntő többsége a páciens ujjbegyén rögzített fotopletizmográfias (PPG) jel vizsgálatán alapszik: kísérleteink azt mutatják, hogy megfelelő feldolgozás, a különböző zavaró hatások szűrése után a PPG jel alapján számítható paraméterekkel jellemezhető lehet a páciens vérnyomásának változékonysága és ereinek állapota.

Kulcsszavak: otthoni monitorozás, ér állapot jellemzése, fotopletizmográfia

Módszerek

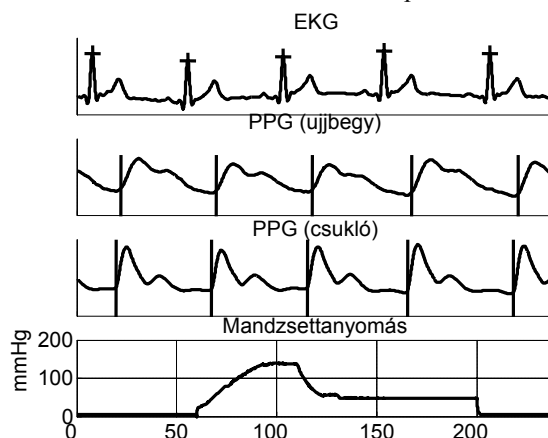
A. A kutatásokhoz használt mérésadatgyűjtő

Kutatásaink során feldolgozandó jelek rögzítéséhez egy egyszerű, PIC16F877 típusú mikrokontrolleren alapuló mérésadatgyűjtőt készítettünk, ami alkalmas egy EKG elvezetés (Einthoven I.), két PPG csatorna, és a készülék által vezérelt, a felkarra rögzített mandzsetta nyomásjelének rögzítésére. Ezekon kívül még egy külső műszer (pl. spirométer) analóg jele is rögzíthető. A PPG érzékelőket általában a csuklóra – a radiális artéria fölé – illetve ugyanazon kéz mutatóujjára rögzítjük, így a makró- illetve mikrocirkulációt jellemző pletizmográfias jeleket is kapunk. Készülékünk az adatokat PC felé továbbítja, ahol azokat egy felhasználó-barát szoftver segítségével megjelenítjük és tároljuk. A rögzített jelek feldolgozása MATLAB segítségével történik, ennek több

lépése (pl. Szűrések, QRS komplexusok detektálása, PPG jel szegmentálása) már teljesen automatizált.

B. Mérési protokollok

A témával foglalkozó korábbi kutatások mindegyike a páciens nyugalmi állapotban rögzített fiziológiai jeleinek alapján tett kísérletet az erek állapotának jellemzésére. Mi – ennek kiegészítéseként – azt is vizsgáljuk, hogyan reagál a szervezet különböző zavaró hatásokra (felkar elszorítása mandzsettával, erőltetett légzés, légzés visszatartása, stb.), milyen az érfal dinamikus viselkedése. Eddig 30 egészséges páciensről készült felvétel az 1. ábrán bemutatott mérési protokoll szerint.



1. A leggyakrabban használt mérési protokoll (Az EKG és PPG jelek 4-4 másodperces szakasza és a teljes mandzsettanyomás profil). A PPG és EKG jelek szegmentálásának eredménye is látható

E mellett a Semmelweis Egyetem Klinikai Kísérleti Kutató- És Humán Élettani Intézetében 3 páciensről készítettünk felvételeket, amiknél a már említett fiziológiai jelek mellett a páciens csuklóján regisztrálható pillanatnyi vérnyomást is rögzítettük. Ehhez egy COLIN CBM 7000 típusú, tonometriás elven működő non-invazív vérnyomásmérőt használtunk. Kísérleti jelleggel számos egyéb mérési protokollt kipróbáltunk (pl. mérés ütemezett majd visszatartott légzés mellett).

A PPG jel feldolgozása

A. Szegmentálás

A zavarjelek nagy része egy 20 Hz törésponti frekvenciájú aluláteresztő szűrővel eltávolítható. A párhuzamosan regisztrált EKG jelet feldolgozva, a – kis mértékben módosított – Pan-Tompkins algoritmus segítségével a kamrai összehúzódásokhoz rendelhető QRS komplexusok időpontjai nagy megbízhatósággal meghatározhatók. Ezek adják a PPG jel szegmentálásának kiindulópontját. A pulzushullámoknak megfeleltethető PPG hullámok felfutási időpontjait egy [2]-ben leírt algoritmussal detektáljuk. Minden periódusban megkeressük a jel második deriváltjának csúcserékét, ezzel kihasználva, hogy a hullám indulásakor a meredekség hirtelen megváltozik. [2] alapján ez az eljárás megbízhatóság szempontjából az invazív módszerrel vetekszik.

Ezek után már számítható az EKG és PPG jel közötti késleltetés (ΔT_{EP}), amiből pedig következtetni lehet a pulzushullám terjedési sebességére (PWV – Pulse Wave Velocity) az arteria brachialisban. Utóbbit egy az artériák állapotát jellemző fontos paraméternek tekintik [3]. Az irodalomban gyakran alkalmazott közelítő formulák:

Moens-Korteweg egyenlet:

$$PWV \cong \frac{L}{\Delta T_{EP}} = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2r \cdot \rho}}$$

Itt L az ujjbegy-szív távolság, E a vizsgált érszakasz rugalmassági modulusza, h az érfal vastagsága, r annak belső sugara, ρ a vér sűrűsége.

A Bramwell-Hill formula PWV és az érfal disztendibilitása (D) között teremt kapcsolatot:

$$PWV = \sqrt{\frac{\Delta P \cdot V}{\Delta V \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{1}{\rho \cdot D}} \Rightarrow \Delta T^2_{EP} \approx D$$

Fontos megjegyezni, hogy mind E, mind pedig D egy a páciens pillanatnyi vérnyomásától is függő paraméter. Kísérleteink azt mutatják, hogy PWV és ΔT_{EP} nyugalomban mérhető átlagértéke mellett e paraméterek zavarok (pl. felkar elszorítása mandzsettával) hatására bekövetkező változása is függ a páciens életkorától, és így valószínűleg ereinek állapotától.

B. Kalibráció

Mint láttuk, ΔT_{EP} – azaz a PPG jel késleltetése az EKG-hoz képest – egy fontos paraméter, ami függ a páciens ereinek állapotától és a pillanatnyi vérnyomástól. Ahhoz, hogy a regisztrált jel amplitúdóját is hasonló módon kapcsolatba hozzassuk egy fiziológias paraméterrel – konkrétan a pillanatnyi vérnyomással –, a PPG jelet kalibrálni kell.

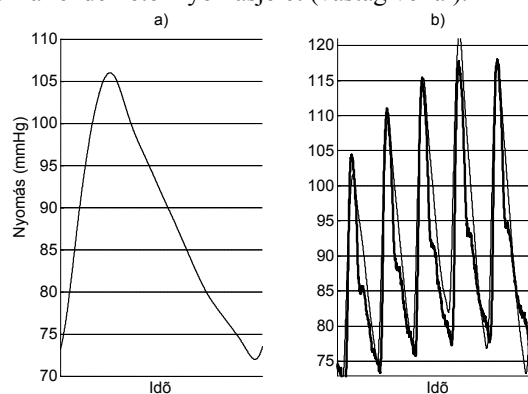
A kalibráció során a következő egyszerűsítő feltételezésekkel éltem:

- A PPG jel amplitúdója lineáris függvénye a szenzor alá eső érálózatban lévő vér térfogatának. Az arányossági tényező páciensenként, sőt mérésenként változhat (függően a szenzor felhelyezésétől), de egy mérés alatt állandónak tekinthető.
- Az ér térfogat-belső nyomás karakterisztikája egy adott „működési tartományban” szintén linearizálható.

E két állításból következően a PPG amplitúdó és a pillanatnyi vérnyomás között is lineáris kapcsolat feltételezhető, azaz a PPG jel kalibrálásához elég két összetartozó nyomás-PPG amplitúdó párt ismernünk.

Kezdeti méréseink azt mutatják, hogy a fenti modell – a durva egyszerűsítések dacára – elfogadható eredményt ad. E méréseknél regisztráltuk az ujjbegyre helyezett fotopletizmográf jelét, és az azonos kéz csuklóján, az artéria radiálison tonometriás módszerrel mért nyomást, majd az így kapott két görbét próbáltuk egymásnak megfeleltetni. Mindez magában hordoz egy további egyszerűsítő feltevést: a makro- és mikro-cirkuláció közti nyomásátvitelt is lineárisnak tekintettük.

A vérnyomást – és így a PPG amplitúdót – a légzés folyamatosan modulálja (lásd C pont). Ezt a hatást csökkentendő, több – az illusztrált példában hat – egymást követő PPG hullámot átlagoltunk, és a kalibrációhoz a kapott eredőt (2a. ábra) használtuk. Célunk az volt, hogy a kalibrációt egy referencia PPG hullámon két *átlagos* nyomásérték – például az átlagos artériás középnyomás (MAP), illetve átlagos diasztolés nyomás (DIA) – segítségével, a regisztrált nyomáshullám felhasználása nélkül végezhessük. A 2b. ábra együtt mutatja be az átskálázott PPG jelet (vékony vonal) és a hozzá rendelhető nyomásjelet (vastag vonal).

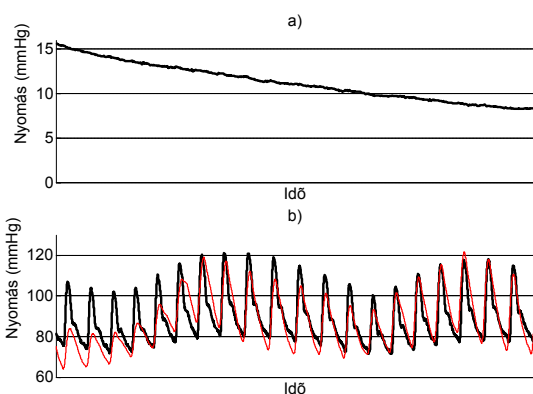


2. A PPG jel kalibrálása
a) 106 mmHg szisztolés és 72 mmHg diasztolés nyomásértékekre kalibrált referencia PPG jel.
b) A Kalibrált PPG jel (vékony vonal) és a regisztrált nyomásgörbe (vastag vonal)

Az átlagos DIA és MAP nyomás meghatározható a klasszikus oszcillometriás módszerrel, vagy ennél esetleg pontosabb módon [1],[5]. Az általunk használt tonométer is oszcillometria segítségével kalibrálja önmagát. Ennél a módszernél célszerű a DIA és MAP értékek felhasználása a kalibrációhoz, mert – mint ahogy ezt méréseink is igazolják – ezekre a légzés általában kisebb mértékben hat, mint a szisztolés nyomásra. Érdeemes megemlíteni egy a mérési elrendezésből adódó előnyt. A klasszikus oszcillometria esetében gyakran azért sikertelen a mérés, mert a mandzsettában fellépő oszcillometriás pulzusok nehezen detektálhatóak. Az automatikus detektálást nagyban megkönnyíti, ha a mandzsetta nyomásjelének szegmentálása a QRS komplexusok alapján történik.

A kapott jel természetesen nem tekinthető pontos pillanatnyi vérnyomás értéknek, de információt hordoz a vérnyomás változékonyságáról, ami egyrészt önmagában is a páciensre jellemző paraméter lehet, másrészt lehetőséget ad arra, hogy egyéb paraméterek vizsgálatánál figyelembe vegyünk azok vérnyomástól való függését.

A felkar mandzsettával történő elszorítása közben a PPG jel az elvi elvárásoknak megfelelően változik. A mandzsettát lassan fújjuk fel, így a vénák jóval hamarabb elzáródnak, mint az artéria, minek következtében az ujj érhalozata vérrel telítődik, ami az egyszerűsítő feltételezéseknél említett „működési tartomány” eltolódását jelenti: a telített érhalozatban egységnyi nyomásváltozáshoz kisebb térfogatváltozás tartozik. A 3. ábra illusztrálja, hogy a mandzsetta leeresztésével a compliance ($C=\Delta V/\Delta P$) az eredeti értékre áll vissza, így a PPG és a nyomásjel ismét együtt halad. További vizsgálatok tárgya lehet, hogy ez a fajta mérés felhasználható -e C (vagy abból származtatható) kvantitatív paraméter mérésére.

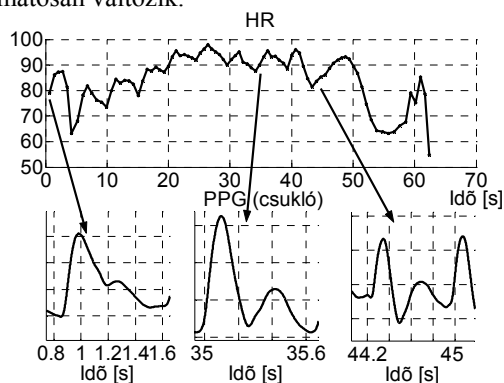


3. a): A felkart elszorító mandzsetta nyomása
b): Elszorítás alatt a kalibrált PPG jel (vékony piros vonal) nem követi a csuklón mérhető nyomást (vastag fekete vonal), de a zavarás megszűnésével a korreláció ismét javul

C. Kereszthatások, a PPG hullám komponensei

Közismert tény, hogy a légzés modulálja a vérnyomást, és így befolyásolja a szívfrekvenciát, ezen keresztül pedig

gyakorlatilag az összes általunk vizsgált paramétert. Mindez jól illusztrálható például a Valsalva-manőver segítségével, vagy ha a páciens erőltetett ütemezett légzésre, később pedig a légzés visszatartására kérjük. A 4. ábrán látható regisztrátum készítése közben a páciens 40 másodpercig 5 másodperces periódusidővel sóhajtozott, majd 20 másodpercig visszatartotta lélegzetét. Az ábra felső részén a pillanatnyi szívfrekvenciát, alul pedig a mérés különböző szakaszaiban a csuklón (az arteria radialis felett) regisztrált PPG jel egy-egy szakaszát ábrázoltuk. Látható, hogy a belégzés nyomásesést és gyors – a szívfrekvencia növekedésében megnyilvánuló – szabályozást von maga után, az erőltetett légzés pedig az átlagos szívfrekvencia emelkedését okozza. Eközben a pulzushullám alakja folyamatosan változik.



4. A légzés befolyásolja a vérnyomást, szívfrekvenciát és ezeken keresztül a pulzushullám alakját

Mindez kijelöli a jövőbeli kutatás néhány lehetséges irányát. A páciens egészségi állapotát jól jellemző paraméterek kinyeréséhez tudnunk kell, hogy adott mérés alatt a páciens nyugalmi, vagy terhelt állapotban volt -e. Reményeink szerint a szívfrekvencia jel felhasználásával az általunk mért paraméterek légzés okozta változékonysága megfelelő kompenzáló algoritmussal csökkenthető, és így pontosabban meghatározhatóak az átlagértékek.

A 4. ábra azt is illusztrálja, hogy a regisztrált pulzushullám általában (legalább) két komponensre bontható: egy közvetlenül a kamrai összehúzódás következtében létrejövő elsődleges, és egy a törzstájékról visszaverődő másodlagos hullám összegeként vizsgálható [4]. A két hullám közötti idő- és amplitúdóbeli eltérés a leszálló aorta állapotáról hordoz információt. Az ezekből számított paraméterek klinikai mérésekkel igazoltan kapcsolatba hozhatók a koronáriás megbetegedések (CHD) kockázatával [6]. Az augmentációs index például egyszerre függ a hullámok tényleges amplitúdójának viszonyától és a két hullám közti késleltetési időtől (T_d). T_d , mint a leszálló aortában keletkező pulzushullám terjedési sebességét jellemző mennyiség, egymaga is fontos paraméter. Pontos mérése azonban sok esetben nehezen megoldható, mert a pulzushullám komponensei – különösen idősebb páciensek esetében – nehezen szeparálhatók. [4] T_d -t a két hullám maximumpontja közt mérhető időként értelmezi, és lokális maximumpontok keresésével határozza meg.

Eredmények

Megépítettünk egy fiziológiás jelek rögzítésére alkalmas mérésadatgyűjtőt és definiáltuk a kutatások során használatos mérési protokollokat. A készülék otthoni monitorozásban is jól használható, az egészségügyi dolgozók és a potenciális felhasználók igényeit messzemenően figyelembe vevő változatának fejlesztése folyik [7],[8]. A regisztrált jelek feldolgozását automatikusan, MATLAB környezetben megírt algoritmusok segítségével végezzük.

Kísérletet tettünk a fotopletizmográfiás jel átskálázás utáni folytonos vérnyomásjelként történő felhasználására. A kezdeti eredmények biztatóak, de a módszer további validálást igényel. Az irodalomban korábban definiált paraméterek részletes vizsgálata, illetve az egyes jellemzők közti kereszthatások értelmezése és kompenzálása szintén további méréseket tesz szükségessé, lehetőség szerint tudottan kardiovaszkuláris megbetegedésben szenvedők részvételével is. A jelenségek teljes megértéséhez – más kutatócsoportokkal együttműködve – szükséges egy azokat jól reprodukáló modell megalkotása.

Referenciák

- [1] Ákos Jobbágy, Péter Csordás, András Mersich: „Accurate Blood Pressure Measurement at Home” Conf. Proc. Of MEDICON 2004, X. Mediterranean Conf. on Medical and Biological Engineering and Computing. 1-5 Aug. 2004, Ischia, Italy. 4 pages. (paper no. 40. on CD-ROM. ISBN: 88-7780-308-8.
- [2] Chiu et al.: “Determination of pulse wave velocities with computerized algorithms” American Heart Journal, 1991 Vol. 121, No. 5, pp. 1460-1470
- [3] Michael F. O’Rourke, Jan A. Staessen, Charalambos Vlachopoulos, Gérard E. Plante, “Clinical Applications of Arterial Stiffness; Definitions and Reference Values” American Journal of Hypertension, 2002 Vol. 15, No. 5, pp. 426-444
- [4] Millasseau SC, Kelly RP, Itter JM, Chowienzyk PJ: „Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis” Clinical Science 2002 103, 371–377
- [5] Mersich András: „Az indirekt vérnyomásmérés pontosságának növelése” BUDAMED 05 Konferencia
- [6] Tomoshige Hayashi, Yasunori Nakayama, Kei Tsumura, Kiyomichi Yoshimaru, Hiroyasu Ueda: „Reflection in the arterial system and the risk of coronary heart disease” American Journal of Hypertension, 2002 Vol. 15, No. 5, pp. 405-409
- [7] Jobbágy Ákos, „Egészségi állapot otthoni monitorozása” BUDAMED 05 Konferencia
- [8] Peterka Gabriella és társai: „Igényfelmérés Zala megyében az egészségi állapotot otthon monitorozó készülék kifejlesztéséhez” BUDAMED 05 Konferencia