

## OTTHONI VÉRNYOMÁSMÉRŐ KÉSZÜLÉKEK PONTOSÁGÁNAK NÖVELÉSE

A. Mersich

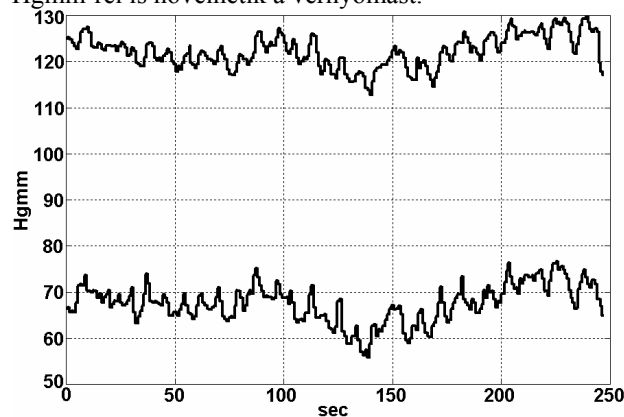
Méréstechnika és Információs Rendszerek tanszék, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi  
Egyetem,  
1521 Budapest, pf. 91.  
[mersich@mit.bme.hu](mailto:mersich@mit.bme.hu)

**Absztrakt** Az egyik legtöbbet mért fiziológiai paraméter a vérnyomás. Egyedül Németországban több mint egymillió otthoni vérnyomásmérő készüléket adnak el évente, mégis az orvosok csak tájékoztató jelleggel fogadják el az így kapott eredményeket. Ennek a tartózkodásnak az oka az automata készülékek hibáiban keresendő. Ezek közül legfontosabb a vérnyomás változékonysága. Ellentétben például a testhőmérséklettel a vérnyomás autóregulációja nem elég robusztus, rövid idő alatt is jelentősen meg tud változni, így nehezen jellemezhető egyetlen pillanatértékkel. További problémát jelent az alkalmazott mandzsetta, ami beavatkozva a keringési rendszer biomechanikájába megváltoztatja a mérendő paramétert. Nem utolsósorban pedig jelentős hibákat okozhat maga a mérési elv is. A kutatás célja a vizsgálatot meghamisító tényezők felmérése, majd egy újfajta fotopletizmográfias (PPG) módszer bemutatása, ami képes a zavarok kiküszöbölésére. Végül javaslatot teszünk a vérnyomás átlagérték és szórás alapú újradefiniálására.

**Kulcsszavak** magas vérnyomás, vérnyomás variabilitás, mandzsetta hatása.

**Bevezetés** A magas vérnyomás korunk népbetegsége, az érintettek száma évről-évre folyamatosan nő. Az orvostudomány jelenlegi állása szerint a kór ugyanakkor jól kezelhető, a vérnyomáscsökkentő gyógyszerek választéka állandóan bővül, sőt az esetek nagy részében az életmód-változtatás is elegendő. A kezelés módjának megválasztása, a szükséges legkisebb dózis beállítása és a változás nyomon követése azonban pontos és rendszeres vérnyomásmérést feltételez. Ezen a ponton kapcsolódhatnak be az egészségügyi mérnökök a gyógyítás folyamatába. Az orvosok ma minden olyan személynél hipertóniát diagnosztizálnak, akinek a vérnyomása 3 különböző időpontban mérve >140/90 Hgmm. Annak a ténynek az ismeretében, hogy a vérnyomás a homeosztatikus szabályozás ellenére egy változó mennyiség érhető, hogy ez a definíció elégtelen. Az 1. ábra egy fiatal, egészséges, nyugalomban lévő személy pillanatnyi szisztolés és diasztolés értékeit mutatja egy 4 perces időintervallumban. Mindkét paraméter kb. 20 Hgmm-t változik ezen rövid idő alatt. Az átlagértékek normálisak, azonban ekkora variancia mellett egyes szélsőértékek tisztán a definícióra hagyatkozva már kórosnak tekinthetők.

A vérnyomás ingadozásának összetett okai vannak. Két fő csoportot kell megkülönböztetnünk a hatásidejük alapján. Hosszú idejű variabilitás alatt a napi bioritmust értjük, ami periodikusan  $\pm 20$ -40 Hgmm változást jelent egy 24 órás ciklus alatt. Néhány év óta ezt a tulajdonságot figyelembe veszik a diagnózis során [1]. Rövid idejű változékonyság alatt azokat az effektusokat értjük, melyek vérnyomásra gyakorolt hatása néhány perc. Ennyi idő szükséges egyetlen mérés elvégzéséhez. Érthetetlen módon ezeket a tényezőket elhanyagolják a jelenlegi mérési módszerek. Légzés, fizikai aktivitás, különböző drogok (koffein, tea)  $\pm 20$  Hgmm változást tudnak okozni mind a szisztolés, mind a diasztolés nyomásban. Pszichés hatások, külön kiemelve a fehér köpeny effektust, akár 30 Hgmm-rel is növelhetik a vérnyomást.



1. Természetes vérnyomásváltozás

A vérnyomás otthoni monitorozása kiküszöböli a fehér köpeny effektust, és lehetővé teszi a rendszeres mérést a napi tevékenység azonos szakaszában. Pontatlan ill. rosszul reprodukálható mérések ugyanakkor nem segítik a kezelést, sőt a betegek motiváltságát is csökkentik. A hatásos kezelés feltétele a pontos otthoni vérnyomásmérő készülék.

Korábbi kutatások már foglalkoztak a forgalomban lévő készülékek pontosságával [2], [3]. Mind az AAMI (American Association for the Advancement of Medical Instrumentation) és a BHS (British Hypertension Society) publikált szabványokat a készülékek hitelesítésére. Mindkét szabvány a higanyos manométert tekinti referenciának és ehhez viszonyítva különböző mértékű eltérésteket enged meg. A legjobb (A) osztályú készülékekre a BHS szabvány a mérések 40%-ában 5 Hgmm, 15%-ában 10 Hgmm, 5%-ában pedig 15 Hgmm-

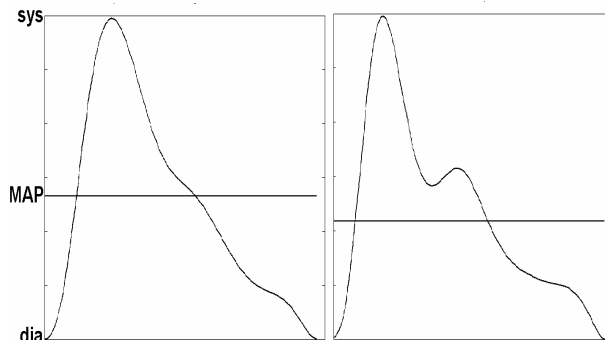
nél több eltérést enged meg. Egy klinikai vizsgálat igazolta, hogy a jelenleg forgalomban lévő készülékek többsége nem teljesíti a fenti előírásokat [4]. Ajánlások léteznek a helyes otthoni vérnyomásmérésre [5].

### Jelenleg használatban lévő nem invazív vérnyomásmérő készülékek

**Auszkultációs technika:** A valószínűleg mindenki által ismert módszer a Korotkov hangok detektálásán alapszik. A bal felkarra helyezett mandzsettát addig fűjjük, amíg alatta egy sztetoszkóppal hallani lehet a szívverést. Abban a pillanatban, amikor a pulzálás megszűnik, a mandzsetta nyomása megegyezik a szisztolés vérnyomással. Innen lassan leeresztve a mandzsettát megjelennek a turbulens áramlás okozta Korotkov hangok, melyek csak akkor szűnnek meg, amikor a mandzsetta nyomása a diasztolés érték alá süllyed. A módszer bevezetése Scipione Riva-Rocci nevéhez fűződik és több mint 100 éve használjuk. Annak ellenére, hogy ezt a technikát nevezi meg mind az AAMI, mind a BHS szabvány referenciának, azért két jelentős hátránnyal rendelkezik. Csak egyetlen pillanatértéket mér, amelyet a mandzsetta már megváltoztatott. Itt kell még megemlíteni az emberi szubjektivitást is, ami főleg a diasztolés érték meghatározása esetén jelentős hibaforrás. Az emberi tényező kiküszöbölése érdekében próbálkoztak az automatizált méréssel, de az csak több problémát vetett fel.

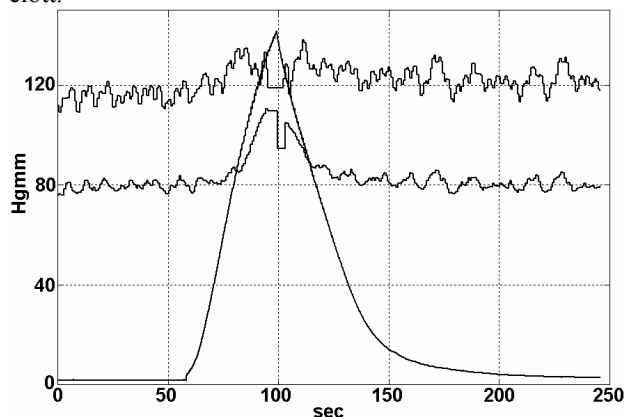
**Oscillometria:** Az automata vérnyomásmérő készülékekben legelterjedtebb módszert Marey fedezte fel 1885-ben. Ennek a lényege, hogy az artéria pulzálása megjelenik a felkarra helyezett mandzsetta nyomásában is. Ez az indukált pulzálás akkor maximális, ha a mandzsetta nyomása megegyezik az artériás középnyomással (MAP). A szisztolés és diasztolés értéket ezután a MAP-ból számoljuk előre rögzített szorzók alapján. Figyelembe véve, hogy nem létezik két egyforma ember, ez a módszer csak egy elég durva becslést tud adni. Az előre megállapított szorzók lehet, hogy jók az egészségesekre, de biztosan pontatlanok lesznek azokra, akik magas vérnyomásban, vagy valamilyen más keringési rendellenességben szenvednek. Pontos mérést csak személyre szabott készülékkel lehetne elérni. További problémát jelent az öregedés. A kor előrehaladtával az erek biomechanikai tulajdonságai megváltoznak. Az artériák merevebbek lesznek, ami a pulzushullám deformációjához vezet. Ha az évek folyamán a szisztolés és diasztolés értékek nem is változnának, a MAP állandósága akkor sem feltételezhető.

**Tonometria:** A jelenleg létező legpontosabb nem invazív vérnyomásmérési módszer. Egy mechanikai tapintófej segítségével folyamatosan követi a csuklóartéria pulzálását, így teljes, folytonos nyomásgörbét szolgáltat. Egyetlen hátránya az ára. Ezen kutatás során egy Colin CBM 7000 típusú tonometriás készüléket használtunk referenciának.



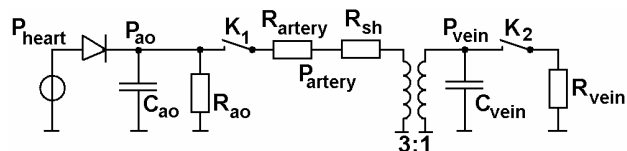
2. Idős és fiatal személyre jellemző pulzushullámok. Eltérő MAP-ok azonos szisztolés és diasztolés értékek esetén.

**A mandzsetta hatása** A következő ábrán a mandzsetta vérnyomásra gyakorolt hatása látható. A felvétel egy Colin típusú tonometriás vérnyomás-monitorral készült, miközben a felkart mandzsettával elszorítottuk. Az elszorítás következtében a vérnyomás emelkedik, majd elérve a szisztolés értéket jelentősen visszaesik. Leeresztéskor újra megnő a nyomás a csuklóartériában, majd lassan konvergál a beavatkozás előtti értékekhez. Ami jól megfigyelhető, hogy a leolvasás pillanatában – leeresztés folyamán, amikor a mandzsetta nyomása megegyezik a szisztolés ill. a diasztolés vérnyomással – a mért érték szignifikánsan nagyobb lesz, mint beavatkozás előtt.



3. A mandzsetta hatása a csuklóartéria vérnyomására. A felvétel egy Colin típusú folytonos vérnyomás-monitorral készült

A hatás pontos megértéséhez fel kell építenünk a keringési rendszer egyszerűsített modelljét.



4. A keringési rendszer elektromos helyettesítő képe

A 4. ábra a szív, aorta és a bal kar artériáinak ill. vénáinak egyszerűsített villamos helyettesítő képe. Ebben a megközelítésben a feszültség felel meg a nyomásnak, az áram pedig a térfogat-, ill. tömegáramnak. A kapacitások az aorta és a vénák puffer hatását reprezentálják. Diódák helyettesítik a billentyűket, transzformátor a kapilláris hálózatot és ellenállások az áramlási ellenállást. Ez egy tetszőleges érdarabra:

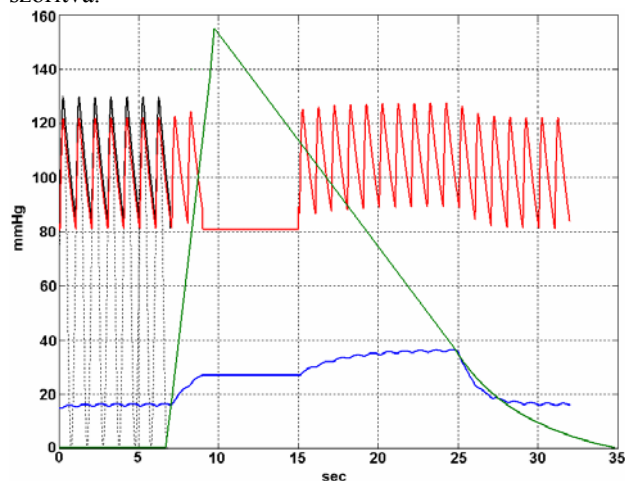
$$R = \frac{8L\eta}{r^4\pi} \quad (1)$$

,ahol L az ér hossza, r a belső sugár, és  $\eta$  a vér viszkozitása.

Hogy legyen elképzelésünk a különböző ellenállások értékeiről, megadjuk a nagy vérkör sorosan kapcsolt szakaszainak ellenállás eloszlását [6]:

Aorta, nagy artériák	10%
Kis artériák (prekapilláris sphincterek)	50-55%
Kapillárisok	30-35%
Vénák	5%

A mandzsetta nyomását 3 diszkrét állapotba soroljuk be: a vénás nyomás alatti, a vénás és a szisztolés nyomás közötti, és a szisztolés nyomás feletti.  $K_1$  és  $K_2$  kapcsolók vezérlése e kvantálás alapján történik: mindkét kapcsoló zárva,  $K_1$  zárva, de  $K_2$  nyitva, mindkettő nyitva. A modell elhanyagolja a vérnyomás autóreulációját és feltételezi, hogy a mérés alatt az erek fizikai paraméterei változatlanok. Az 5. ábra mutatja a modell szimulált viselkedését. A mandzsetta felfújását a következő szekvencia reprezentálja:  $K_1$  és  $K_2$  zárva,  $K_1$  zárva de  $K_2$  nyitva és mindkét kapcsoló nyitva. A felfújás sebességét a 2. és 3. állapot között eltelt idő jellemzi. A mandzsetta leeresztése éppen a fordított szekvencia. Egy utolsó jellemző paraméter az idő, ameddig az artéria el van szorítva.

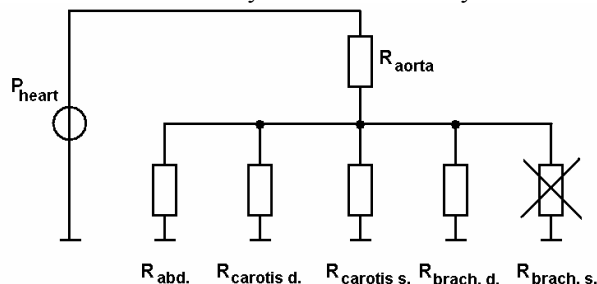


5. A keringési rendszer modelljének szimulált viselkedése. A bal kamra nyomása ( $P_{\text{heart}}$ ): szaggatott; az aorta nyomása ( $P_{\text{ao}}$ ): fekete; az artéria ( $P_{\text{artery}}$ ): piros; és a véna nyomása ( $P_{\text{vein}}$ ): kék; mandzsetta: zöld.

A modell mandzsetta beavatkozására adott válasza határozottan hasonlít a valós, mért hatásra. Két jellemző változás figyelhető meg az artéria nyomásában. Az első

az ún. „kiürülés” jelensége. Ez azt jelenti, hogy a folyamatos vér beáramlás megszűnik és az artériás vértér fogat jelentős részét felveszik a vénák. Akkor következnek be, ha az artériákat és a vénákat is egyszerre, vagy röviddel egymás után elszorítjuk. Így a vénák telítettsége még csak csekély, könnyen fel tudják venni az artériás vért. A másik jellemző hatást a vénák elzárása váltja ki. A folyamatos vér beáramlás ilyenkor nincs blokkolva, csak a vénás elfolyás. Ebben az esetben a vénák folyamatosan telítődnek egészen addig, amíg már fizikailag nem képesek több vért felvenni. Ez a saturáció a vénás nyomás növekedését, ami pedig a kapilláris áttétlen keresztül az artériás vérnyomás növekedését eredményezi. Ha az artériát most akkor zárjuk el, amikor a vénák már telítettek, a „kiürülés” hatása jelentéktelen. Összefoglalva: minél tovább vannak elzárva a vénák annál magasabb lesz az artériás nyomás.

A mandzsetta nem csak az elzárt kar, hanem a teljes keringési rendszer nyomását is befolyásolja. Ez a hatás csekélyebb, de nem elhanyagolható. A 6. ábra a fő artériák egyszerű modellje: aortaív, a. abdominalis, a két fő nyaki ütőér (a. carotis), és a karok fő artériái (a. brachialis). Ezek együtt egy feszültségosztó kapcsolást képeznek, melynek kimenete az aorta és a 3 fő artériás törzs találkozásánál uralkodó nyomás. Ha most az 5 fő artéria valamelyikét elzárjuk, akkor annak az impedanciája végtelen lesz. Ez a feszültségosztó kimeneti jelének emelkedését fogja jelenteni. A növekedés mértéke a kiiktatott érszakasz relatív impedanciájától függ. Például, ha az a. abdominalis-t zárjuk el, a hatás jelentős lesz. Ugyanakkor a bal kar kiiktatása a keringési rendszerből csak csekély változást eredményez.

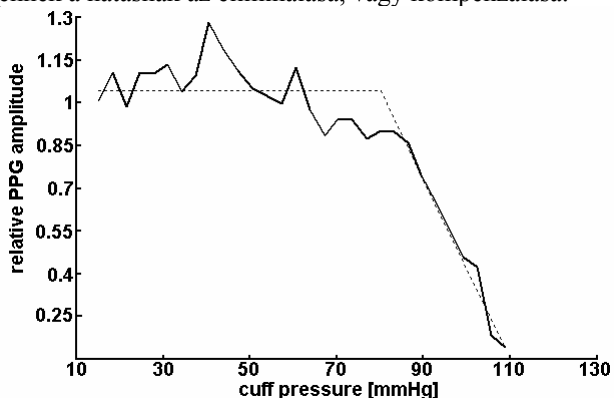


6. A fő ütőerek modellje

Ez a modell egyben jó eszköz a vérnyomás-autóreuláció szemléltetésére. Ha például a bal kart mandzsettával elzárjuk, akkor az aortaív nyomása enyhén megnő. Az emberi szervezet fő baroreceptorai a nyaki carotis sinusban találhatóak, közel az aortaívhez, ahol szintén regisztrálható a megnövekedett nyomás. A szabályozó a szív frekvenciájába és az artériák elaszticitásába avatkozik be. Ebben a konkrét esetben a szívverés le fog lassulni a fő artériák pedig ellazulnak.

**PPG-alapú vérnyomásmérés** A fotopletizmográf (PPG) a hajszálerek térfogat változását regisztrálja, a mi esetünkben a bal kéz egyik ujjbegyén. Az érfal compliance-en keresztül a szövet térfogata arányos a benne uralkodó nyomással. A szisztolés vérnyomás meghatározása így a következő. Lassan felfújunk egy, a bal felkarra helyezett mandzsettát. Amikor ennek

nyomása meghaladja a diasztolés értéket, a PPG hullámok amplitúdója elkezd csökkenni, majd meghaladva a szisztolés értéket eltűnik. Ezzel a módszerrel a szisztolés nyomás nagy pontossággal mérhető, ahol az egyetlen bizonytalanság a felfújás sebességéből adódik. A diasztolés nyomás azonban már nehezebb eset. A PPG amplitúdót természetes módon modulálja a légzés, ami elég bizonytalanná teszi a mérést. Későbbiekben a pontos és reprodukálható mérés feltétele ennek a hatásnak az eliminálása, vagy kompenzálása.



7. PPG amplitúdó a mandzsetta felfújása alatt

A mandzsetta hatásának eliminálásához és a folytonos vérnyomásméréshez EKG felvételre is szükség van.  $\Delta T_{EP}$ -vel jelöljük azt az időt, ami alatt a szív kontrakciójakor keletkezett nyomáshullám eljut a bal kamrából az ujjbegyre. Mérése az EKG R-hullám és a PPG pulzus közötti késleltetés. Ez a paraméter többek között jelentősen korrelál a szisztolés vérnyomással. A pulzushullám terjedési sebesség alapján akár mandzsetta nélkül is becsülhető a vérnyomásváltozás [7], [8].

$$BP = \frac{1}{\alpha} \left[ \ln \left( \frac{L^2 d\rho}{E_0 h} \right) - 2 \ln(\Delta T_{PT}) \right] \quad (2)$$

,ahol E az érfal Young modulusa ( $E_0$  az értéke zérus nyomás esetén), h az érfal vastagsága, d az artéria belső sugara,  $\rho$  a vér sűrűsége,  $\alpha$  konstans, L a szív és a PPG érzékelő közötti távolság,  $\Delta T_{PT}$  pedig a pulzus késleltetési idő.  $\Delta T_{EP}$ , az EKG és a PPG jelek közötti késleltetés, a pre-ejekciós-, és pulzus késleltetési idő összege.  $\Delta T_{PT}$  nehezen mérhető, ezért  $\Delta T_{EP}$ -t használjuk helyette.

A mérési protokoll ezek után a következő lehet. A pácienstől rögzítünk egy körülbelül 1 perces EKG és PPG felvételt, közben ütésről ütésre kiszámoljuk a  $\Delta T_{EP}$ -t. Ezt a két jelet felhasználva megjósolható - vagy a szívfrekvencia változékonyság (HRV), vagy a  $\Delta T_{EP}$  varianciája alapján - hogy a vizsgált személy nyugalomban van-e, vagy sem. Ha a pácienst izgatott, figyelmeztetni kell, hogy pihenjen, nyugodjon meg, majd pár perc múlva ismétlje meg a mérést, különben az eredmény valószínűleg hamis lesz. Ha nyugodt, akkor lassan fújjuk fel a mandzsettát, és a fent leírt módon határozzuk meg a pillanatnyi szisztolés és diasztolés értéket. A pillanatnyi szisztolés nyomás és a visszamenőleg meglévő  $\Delta T_{EP}$  alapján minden egyes szívütésre utólagosan kiszámítható az aktuális

vérnyomás. Ez után már könnyen számolható az átlagérték és a szórás.

**Következtetések** A kutatás során megvizsgáltuk a jelenleg forgalomban lévő otthoni vérnyomásmérő készülékek működési elvét és azok hibáit. Következtetésünk, hogy ezek az alkalmazott mérési módszerek alapján nem igazán alkalmasak a pontos mérésre, ami pedig az effektív kezelés és a lehető legkisebb dózisu gyógyszerelés feltétele lenne. Ajánlatot tettünk a vérnyomás rövid idejű változékonyságának figyelembe vételére, valamint átlagérték és szórás alapú újradefiniálására. Bemutattunk egy módszert, ami a fenti követelményeket teljesíti a szisztolés nyomás esetén. A diasztolés értékre is tudunk általa következtetni, azonban ezen a területen még további kutatások szükségesek.

## Referenciák

1. Kékes, E. *A vérnyomás mérés módszerei – az értékelés lehetőségei*. Házi orvos Továbbképző Szemle, 1997. 2. sz. 14-17. o.
2. Shuler, C. L. et al. *Accuracy of an Automated Blood Pressure Device in Stable Inpatients*. Arch. Intern. Med. 158: 714-721, 1998.
3. Merrick, M. D., Olive, K. E., Hamdy, R. C., Landy, C. *Factors Influencing the Accuracy of Home Blood Pressure Measurement*. Southern Medical Journal Nov. 1997.
4. O'Brien, E., Waeber, B., Parati, G., Staessen, J., Myers, G. M. *Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension*. BMJ, Vol. 322, March 2001. pp. 531-536.
5. Asmar, R., Zanchetti, A. *Guidelines for the use of self-blood pressure monitoring: a summary report of the first international consensus conference*. Journal of Hypertension 18: pp. 493-508, 2000.
6. Fonyó, A. *Az orvosi élettan tankönyve*. Medicina Könyvkiadó Rt. Budapest, 2003. 491. o.
7. Chen, W., Kobayashi, T., Ichikawa, S., Takeuchi, Y., Togawa, T. *Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration*. Med. Biol. Eng. Comput., 38, pp. 569-574, 2000.
8. Jobbágy, Á., Csordás P., Mersich, A. *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: 80-7780-30808.)