

Újszülöttek monitorozása képfolyam elemzéssel

Németh József¹, Bánhalmi András¹, Dr. Nyúl László¹, Dr. Fidrich Márta¹, Szkiva Zsolt¹, Dr. Francia Péter², Dr. Bereczki Csaba², Dr. Bilicki Vilmos¹

¹ Szegedi Tudományegyetem, Informatikai Tanszékcsoport,
{nemjozs,banhalmi,nyul,fidrich,szkiva}@inf.u-szeged.hu
6720 Szeged, Árpád tér 2.

² Szegedi Tudományegyetem, Gyermekgyógyászati Klinika és Gyermek
Egészségügyi Központ, {francia.peter,bereczki.csaba}@med.u-szeged.hu
6720 Szeged, Korányi fasor 14-15.

Összefoglaló: Bár a koraszülött csecsemők spontán légzésleállításának valószínűsége a születéstől kezdve folyamatosan csökken, a légzés monitorozása az első néhány hónapban kritikus. A légzésmonitorozás jelenleg használt eszközei különböző ágy-betétek, amelyek késleltetése akár több tíz másodperc is lehet, a pulzus és a véroxigén szint nyomon követése pedig a testtel érintkező pulzoximéter segítségével történik. Az új technikák kialakításában – különösen az elektronikus alapon működő eszközök esetében – további komoly kihívást jelent, hogy az újszülöttek környezetét sterilen kell tartani, a környezetükben elhelyezett eszközöket, különösen azokat, amikkel érintkezhetnek, időről időre sterilizálni kell. A digitális képrögzítés ma már olyan fejlettségi szinten áll, hogy egy képsorozaton kimutathatók olyan apró eltérések is, amit az emberi szem sem feltétlenül érzékel. Megfelelő kamerák alkalmazásával a monitorozó eszköz távolabb vihető a megfigyelt személytől, mindamellett a képelemzéssel elegendően pontosan követhetők az életfunkciók. A képfolyam elemzésén alapuló módszerünkben a légzés megfigyelése az apró periodikus elmozdulások alapján történik, míg a pulzusszám a különböző szinterek csatornáin, illetve aggregát színcsatornákon mért jelek vizsgálatával pontosan becsülhető. A módszerünk által becsült pulzus értékeket összehangban levőnek találtuk egy kalibrált pulzoximéter mérésével. A korai, saját magunkon végzett vizsgálatok mellett konkrét klinikai mérési környezet kidolgozása mellett, újszülöttekről készített videofelvételeken is megvizsgáltuk a javasolt módszerek használhatóságát.

Bevezető

A koraszülöttek életfunkcióinak monitorozása kiemelkedő fontosságú, hiszen sok esetben az idegrendszer és az immunrendszer nem teljesen fejlődik ki, emiatt a halálozási arány jelentős. A koraszülöttek körében a halálozási arány 8,9%, míg a kis súllyal születettekénél 8,6%, szemben a teljes csecsemőhalandóság 4,9 ezrelékes értékével [1]. Az újszülött fejlődésével a váratlan halál kockázata még több hónapig nem szűnik meg,

az úgynevezett hirtelen csecsemőhalál (SIDS) illetve bölcsőhalál leggyakrabban az 1-6. hónap között fordul elő, az apnoe-s fulladás oka ismeretlen [2]. A folyamatos monitorozásra régóta rendelkezésre állnak különböző eszközök. A légzés és mozgás figyelésére a baba alatt elhelyezett nyomásmérő szenzorpad [3] használható, a pulzus és a véroxigén szint méréséhez az úgynevezett pulzoximéter alkalmazható [4].

A pulzoximéter hosszú távú alkalmazása azonban kényelmetlen, hiszen a baba valamelyik ujjára rá kell csíptetni az eszközt, illetve koraszülöttek esetében mindent, ami az inkubátorba kerül, folyamatosan fertőtleníteni kell. A csecsemő monitorozására otthoni környezetben, vagy akár egy utazás során is bevethető, kis költségű eszközre is biztosan lenne kereslet.

Jelen cikkünkben azt vizsgáljuk meg, hogy egy hétköznapi kamera milyen megfigyeléseket tehet lehetővé, hiszen a modern környezetben már az okostelefonokban is találhatóak kamerák, illetve a számítógépek webkamerája is sok helyen megtalálható.

A következő fejezetekben először megadjuk azt a módszert, amely segítségével egy videofelvétel képsorozataát elemezve megállapítható a monitorozott csecsemő pulzusa és légzési frekvenciája, valamint kiterünk egy kísérleti véroxigén szint méréshez kapcsolódó elméleti vizsgálódásra is. Ezután a videók rögzítésének mérési elrendezését mutatjuk be, végül az elemzett videókkal kapcsolatos eredményeinket ismertetjük.

Módszer

Kiindulópontként olyan tudományos publikációk szolgáltak [5,6], amelyekben olyan periodikus mozgásokat és színváltozásokat tudtak „felnagyítani”, amelyeket az ember nem, vagy alig érzékel [7]. Amennyiben megszűnik a periodikus jel pl. a mozgásmintában vagy a színjelben, akkor az a csecsemő légzésének illetve keringésének leállítására utalhat.

Az [5] publikációból kiindulva, a periodikus mozgás erősítésének alapja a következő. Minden egyes képkockát fel kell bontani egy ún. Laplace képpiramisra, amely képhalmazból az eredeti kép teljesen visszaállítható. A felbontás után, a piramis elemein, de már időben, tehát felhasználva az egymást követő piramisokat, transzformációt hajtanak végre: időben egy sávszűrést alkalmaznak egy előre megadott frekvencia tartományban. Az így megszürt piramis sorozat tehát azokat a változásokat emeli ki, amelyek az adott frekvenciatartományba esnek. A sávszűrt képpiramist helyreállítva az adott frekvenciatartományba eső változás felerősödik. Ezt a fajta erősítést színváltozások esetén is el lehet végezni: a képeket YIQ színtérbe képezve

és a két színcsatornát (I,Q) erősítve egy adott szorzóval, a szín periodikus változása emelhető ki.

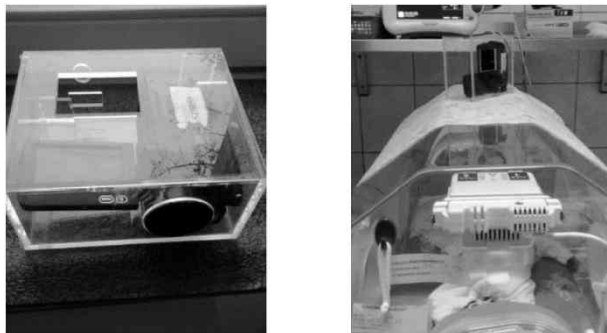
Az előbb röviden felvázolt perceptuális felerősítési lehetőség több olyan elemet tartalmaz, ami csecsemő monitorozás szempontjából irreleváns, illetve a feldolgozás valósidejűségét nem teszi lehetővé. A monitorozás szempontjából csak az a lényeges, hogy a monitorozott baba bőrének periodikus színváltozását, illetve mozgását detektáljuk, valamint meghatározzuk a frekvenciáját. A bőrszín változás (ami az emberi megfigyelő számára láthatatlan) azon alapszik, amit a pulzoximéterek is mérnek: a szívveréskor felszaporodó vér és vérlemezkék következménye ez.

A szívritmus méréséhez tehát egy megfelelő bőrfelületet kell találni és ezt követni, ha elmozdul. Tapasztalataink szerint a homlok bőrfelülete alkalmas a mérésre, így a mérés inicializálásakor ki kell jelölni egy területet a homlokon, majd statisztikai alapú színszegmentálással (számítógépes képfeldolgozási módszer homogén régió meghatározására) egy nagyobb, összefüggő bőrfelületet határolunk be, majd a későbbiek során ezen terület színváltozását elemezzük. A színváltozás elemzéshez a HSV színtér Hue (színárnyalat) csatornáját tekintettük, és ezt átlagolva a felület pixeleire, a kapott egyértékű függvényt vizsgáltuk az idő függvényében.

A légzés vizsgálatokor periodikus mozgást keresünk, ez sok esetben a csecsemő öltözetén figyelhető meg legjobban has vagy hát tájékon. Ilyen terület keresésére alkalmas módszer az, amikor egy képpiramis felbontásban olyan texturált területeket keresünk, amelyen viszonylag erős, időben periodikus intenzitásváltozás mutatkozik. További ötletként merült fel az, hogy az arcszín megfigyelésével nem csak a pulzussal, hanem a véroxigén szinttel kapcsolatban is lehetne bizonyos következtetéseket levonni. Ennek az elméleti alapját a [8]-ban leírtak képzik, leegyszerűsítve, két eltérő hullámhosszú szín (pl. piros és kék) átlagintenzitásának hányadosaként definiált függvény elemzése célravezető lehet.

Mérési elrendezések

Az első, proof-of-concept mérésekhez internetről letöltött videofelvételeket, valamint Panasonic NV-GS300EP kamerával rögzített, emberi arcokat tartalmazó felvételeket gyűjtöttünk össze. A saját felvételeink során lehetőség volt párhuzamosan véroxigén szint és pulzus referencia adatok rögzítésére egy Wrist Ox₂ 3150 típusú pulzoximéterrel. Hogy modellezzünk véroxigén szint változást, a vizsgált alany egy bizonyos ideig csak kevesebbet és ritkábban lélegezhetett be.



1. ábra. A kamera elhelyezése az inkubátor tetején

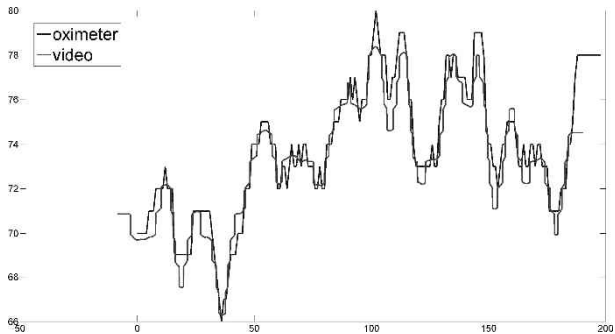
Az elképzeléseinket igazoló mérések után klinikai mérések következtek. Ezek inkubátorban gondozott koraszülött csecsemőkön történtek, a sterilitás és sterilizálhatóság biztosítása érdekében egy plexi dobozba zárt Panasonic HDC-SD20 kamera segítségével, amely az inkubátor tetejére volt helyezve (1. ábra). Minden mérés esetében a kamera kézzel lett az ottani fényviszonyokhoz állítva, kikapcsolva mindenféle automatizmust, mint például az automatikus fehéregyensúly opciót, mivel ezek befolyásolják a színcsatornákat, így nehezítve az elemezhetőséget. A klinikai mérések során párhuzamos véroxigén szint mérésekre nem volt lehetőség, a légzésszám kiértékelés is csak leszámolásos összehasonlítás segítségével volt megoldható.

Eredmények

Az eredmények alátámasztják azt a hipotézist, hogy a bőrszínváltozások és elmozdulások mérése alkalmas a pulzus és a légzésszám becslésére.

Szívritmus: A saját egyéni mérések során lehetőség volt párhuzamos mérésre kamerával és pulzoximéterrel egyszerre. Az így kapott egyik eredményünket a következő grafikon szemlélteti (2. ábra). A kamerával mért pillanatnyi pulzusértékeket a Hue szín-idősor egy néhány másodperces ablakkal képzett jeldarabjának maximális amplitúdójú frekvencia összetevője adja. Az ábra jól mutatja a referencia (pulzoximéter) és a színváltozás alapján kapott pillanatnyi pulzus közötti erős korrelációt.

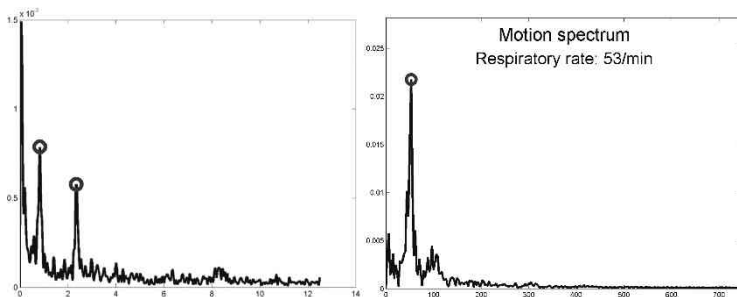
A csecsemőkről készített felvételeket elemezve hasonló eredményt kaphatunk. A 3. ábra szemlélteti a szín-idősor frekvenciaspektrumát. A két éles csúcs a pulzus és a lélegzés frekvenciájánál található. A csúcsok „élessége” azt is bizonyítja, hogy a szemmel nem látható kis színváltozás a zajszintnél sokkal nagyobb amplitúdójú, így jól mérhető.



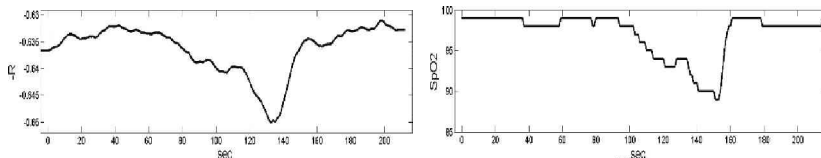
2. ábra. Pulzoximéter és video alapján kapott pillanatnyi pulzus értékek (függőleges tengely), időben ábrázolva (vízszintes tengely)

Légzés: A légzés vizsgálata megfelelő kontrasztos terület átlagos pixel intenzitásából képzett idősor elemzésével valósult meg. A 3. ábra szemlélteti egy ilyen idősor Fourier-spektrumát. A valós légzési frekvenciához igazodó csúcs erősen kiemelkedik 53 légzés/perc frekvenciánál, ami jól mutatja, hogy a szemmel alig látható elmozdulások alapján is bőven zajszint felett mérhető a légzési frekvencia is, hasonlóan a pulzushoz.

Véroxigén szint: A véroxigén szint méréseket saját modell kísérletekkel végeztük, amely során összehasonlításra került a pulzoximéter adatsora a szín alapján kapott görbével. A 4. ábra egy ilyen görbe párost szemléltet. Az ábrán jól látható az erős korreláció a két görbe között, azonban ezt az eredményt csak érdekességnek tekinthetjük, hiszen a pontos értékeket csak hosszadalmas kalibrációs folyamat után lehetne valamekkora biztonsággal megmérni.



3. ábra. Példa színérték idősor- (bal), és intenzitás idősor (jobb) frekvenciaspektrumok



4. ábra. Színértékek segítségével kapott görbe (bal oldal) és a pulzoximéter által szolgáltatott SpO2 adatsor (jobb oldal)

Következtetések

A fentebb közölt eredményeink mutatják, hogy szívverés és légzés frekvenciák pontos becslésére illetve véroxigén változás, trend nyomon követésére alkalmas lehet a videó képfolyam elemzése.

Köszönetnyilvánítás

Jelen kutatási eredmények megjelenését a „Telemedicina fókuszú kutatások Orvosi, Matematikai és Informatikai tudományterületeken” című, TÁMOP-4.2.2.A-11/1/KONV-2012-0073 számú projekt támogatja. A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg.

Hivatkozások

- [1] Szabó Attila. Változás és állandóság a gyermekgyógyászatban. Orvosi Hetilap 155, no. 50 (2014): p. 2005-2009.
- [2] Axmann Edit, Kosztya Sándor. Hirtelen csecsemőhalál az orvosszakértői gyakorlatban / p. 13. In: Hippocrates. - ISSN 1419-3337. - 2010. 12. évf. 1. sz., p. 11-13.
- [3] Mishra, Satish, et al. Apnea in the newborn. The Indian J of Pediatrics 75.1 (2008): 57-61.
- [4] Webster, John G., ed. Design of pulse oximeters. CRC Press, 1997.
- [5] Hao-Yu Wu, Michael Rubinstein, Eugene Shih, John Guttag, Frédo Durand, and William Freeman. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. ACM Trans. Graph. 31, 4, Article 65 (July 2012), 8 pages.
- [6] Neal Wadhwa, Michael Rubinstein, Frédo Durand, and William T. Freeman. Phase-based video motion processing. ACM Trans. Graph. 32, 4, Article 80 (July 2013), 10 pages.
- [7] <http://people.csail.mit.edu/mrub/vidmag/> (2015. 10. 22.)
- [8] Tarassenko, L., Villarroel, M., Guazzi, A., Jorge, J., Clifton, D., & Pugh, C. Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models. Physiological Measurement, 2014, p.: 807-831.