

Egy mikroelektronikai megoldás a pulzus, a véroxigén szint és a testhőmérséklet mérésére

Jakubik István, Varsányi Károly

Iker Holding Kft.
2621 Verőce, Falufőle u. 3.
E-mail: ikerholding@gmail.hu

Tartalmi kivonat. Egy egészségügyi segédeszköz kísérleti fejlesztése során, több mérési módszer tesztelése után bebizonyosodott, hogy a testhőmérséklet mikrométerű egységgel, csuklón történő mérésének ideális eszköze a precíziós analóg hőmérő szenzor, míg a véroxigén szint mérésének optimális módja egy áramkör által – egy programozható műveleti erősítőn keresztül – vezérelt biológiai szenzor beépítése.

Kulcsszavak: viselhető elektronika; feszültség stabilizátor; véroxigén; testhőmérséklet; pulzus

1. BEVEZETÉS

A kutatással és kísérleti fejlesztéssel is foglalkozó, verőcei székhelyű Iker Holding Kft. kifejlesztett egy olyan komplex – leginkább egy okos óra és egy egészségügyi karperec kombinációjához hasonlítható viselhető elektronikát – egészségügyi segédeszközt, ami alkalomszerű, vagy állandó felügyeletet igénylő személyek egészségügyi állapotát, aktivitását, kezelésük fizikai, fiziológiai eredményeit monitorozza. Biztosítja továbbá a kezelést, a segítségkérés és nyújtás lehetőségét, orvosi, illetve ápolói döntések megalapozására alkalmas adatállományokat hoz létre, a folyamatos működés és együttműködés technikai feltételeit, háttérét a piacon található megoldásokhoz képest lényegesen szélesebb funkcionális kialakítással, lényegesen pontosabb műszeres mérési eredményekkel, a saját maga által mért adatokat rendszerezni és összefüggéseiben értelmezni képes szoftveres háttérrel teremti meg. A prototípus (1. ábra) minden egységének az áramkörét, illetve szoftveres háttérét a társaság fejlesztői készítették.



1. ábra. A prototípus mérőegységének ábrája

Jelen írás azokat az elektronikai, gyártási megoldásokat tartalmazza és indokolja, amelyeket a 16 hónapos kísérleti fejlesztés során a legmegfelelőbbnek találtunk a véroxigén szintjének,

a pulzus és a testhőmérséklet gyors, pontos és folyamatos – napi kilencvenhatszori – mérésére, egy okos órához hasonló karperecbe.

2. KÍSÉRLETEK ÉS EREDMÉNYEK

A több funkcionális egységből álló rendszer méréseket végző egysége, a karperec kifejlesztésének talán legfontosabb innovációs alapfeladata az volt, hogy a pulzus és a véroxigén szint mérésére is képes, magas érzékenységu elektronikai blokkjaiban minimalizáljuk az áramköri zavarokat. E zavarok kiküszöbölése révén érhető el, hogy a mérési eredmények a folyamatosan változó körülmények közt is pontosak, megbízhatóak legyenek.

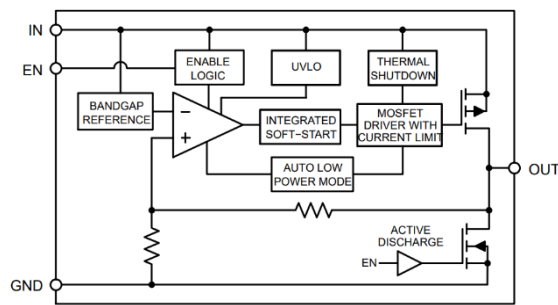
2.1. A feszültség stabilizátor

A megoldásban a feszültség stabilizátor kiválasztása meghatározó jelentőségű volt, ezért csak az alábbi tulajdonságok alapos vizsgálata után hoztunk döntést:

- nyugalmi állapotban alacsony áramfogyasztás,
- stabilizált feszültség zajszint minimális,
- kicsi drop-feszültség,
- alacsony feszültség-ingadozás a hőmérséklet és a terhelés változása függvényében,
- kis területet foglal el a nyákon,
- megfelelő ár-érték arány.

A legmegfelelőbbnek az On Semiconductor cég által gyártott NCP703 nevezetű LDO feszültség stabilizátort találtuk (2. ábra). Mobiltelefonoknál, vezeték nélküli eszközöknél, hordozható orvosi

berendezéseknél, és egyéb akkumulátorról működtetett készülékeknél is alkalmazzák.



2. ábra. Az NCP703 típusú feszültség stabilizátor felépítése [1]

A stabilizátor belső felépítése számos blokkot rejt. Feszültség bemenete és kimenete között visszacsatolás valósul meg, ennek köszönhetően a bemeneti feszültség ingadozása és a rajta levő zavar a kimenetre minimális hatással van, a reakcióidő pedig rendkívül gyors. A feszültség zároló blokkja (UVLO) a kimenetet lekapcsolja, ha a bemeneti feszültség 1,5V alá esik, és csak akkor nyit ki újra, ha a bemeneti feszültség 1,6V fölé emelkedik, ez a 100mV-os hiszterézis akadályozza meg, hogy a bemeneten megjelenő zaj képes legyen be/ki kapcsolni a kimenetet. A beépített lágy indító (SOFT-START) védelmet ad a bekapcsoláskor hirtelen fellépő, hálózati tranziensek okozta nagy áramok ellen, ezzel védve a meghajtott áramkört. A túlmelegedés elleni védelem (THERMAL SHUTDOWN) nem engedi, hogy az IC magja 160°C fölé emelkedjen. Továbbá tartalmaz még kimeneti áram védelmet (CURRENT LIMIT) is, amely a rövid zár ellen védi meg az áramkörünket.

Lényegi szempont volt még a választásunkban a feszültség stabilizátor által disszipált hőmennyiség, mivel a karperec belsejében történő hőmérsékletváltozás hatással van a testhőmérséklet mérésére. A feszültség stabilizátor IC bemenetét az akkumulátor táplálja, amelynek maximális feszültsége 4,2V a drop feszültségből adódóan pedig a minimális bemeneti érték $(3,3 + 0,18) \text{ (V)} = 3,48\text{V}$. A tervezett áramkör maximálisan felvett átlagfogyasztása 15mA.

$$P_{disz} = (P_{be} - P_{ki}) + U_{be} \cdot I_{gnd} = (4,2 \cdot 0,015 - 3,3 \cdot 0,015) + 4,2 \cdot 105 \cdot 10^{-6} \quad (1)$$

$$P_{disz} = 13,5 \text{ mW} + 441 \cdot 10^{-6} = 13,941 \text{ mW} \quad (2)$$

$$T_{disz} = 0,013941 \cdot \theta_{m-l} = 0,013941 \cdot 146 = 2,04^\circ\text{C} \quad (3)$$

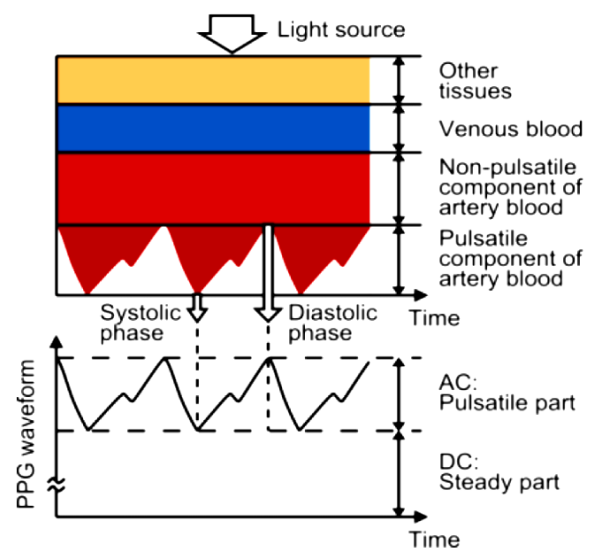
Tehát maximum 2,04 °C-kal növelheti a karperec belsejében lévő levegő hőmérsékletét, ezt számításba kellett venni.

1. táblázat. Az NCP703 típusú feszültség stabilizátor elektronikai jellemzői [1]

	Min	Tip.	Max	M.e.
Bemeneti feszültség	2		5,5	V
Drop feszültség		180	300	V
Kimeneti áram limit	310	450	750	mA
Nyugalmi áram (0mA)		12	20	μA
Kimeneti zajfesz.		13		μVrms
PSRR				
U_{be} = 3 V,	@100 Hz	70		
U_{ki} = 2.5 V	@1 kHz	68		dB
I_{OUT} = 300 mA	@10 kHz	53		
Termikus ellenállása	Mag-levegő	146		°C/W
	Mag-PCB	77		

2.2. A pulzus és a véroxigén szint mérése

A karperec prototípusa optikai pulzuszórást végez, ami a fotopletizmográfián, azaz a véredények méretbeli változásainak LED és fényérzékelő segítségével történő mérésén alapul.

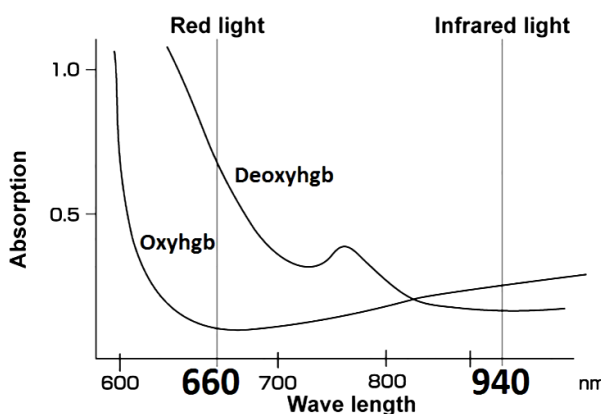


3. ábra. Fotopletizmográfia elve [2]

A 3. ábra felső része mutatja azt, hogy egy adott fényhullámhossz hogyan halad át idő függvényében

a szöveteken (a vénás vér, a nem pulzáló artériás vér komponensein keresztül a pulzáló artériás vér komponenséig). A 3. ábra alsó része pedig a visszavert fényt egy fényszensor által analóg jellé alakítva, idő függvényében ábrázolja, ami időben állandó és időben változó jelek összegeként jelenik meg. Az időben változó jel a szív összehúzódó (szisztolés nyomás fázis) és a szív elernyed (diasztolés nyomás fázis) állapotai között az artériás vérben történő abszorpciót prezentálja. Az időben változó jelből a csúcsok közt eltelt idő meghatározásával, megadható az illető pulzus száma.

Az oxigénszaturáció a hemoglobin oxigénnel való telítettségének mértéke, százalékban kifejezve. A Hgb (hemoglobin) a vörösvértestek alkotóeleme, egy olyan vastartalmú fehérjemolekula, mely az oxigén megkötéséért és annak szállításáért felelős a keringő vérben [3]. Az oxigénnel telített és telítetlen hemoglobin állapotát két különböző fényhullámhosszú, 660 nm-es (vörös fény spektrumú) és 940 nm-es (infra fény spektrumú) fényforrással vizsgáltuk. Az oxigénnel telített és az oxigénnel telítetlen hemoglobin állapot a különböző hullámhosszú fényt más-más mértékben nyeli el, ezt a 4. ábra mutatja.



4. ábra. Hemoglobin állapotok különböző fény hullámhosszokon [4]

Az oxigénszaturáció meghatározásához a következő egyenletet (4) alkalmaztuk, ezt a modellt gyakran használják az orvosi eszközöknél:

$$\%SPO_2 = 110 - 25 \cdot R \quad (4)$$

$$R = (AC_{rms_piros} / DC_{piros}) / (AC_{rms_infra} / DC_{infra})$$

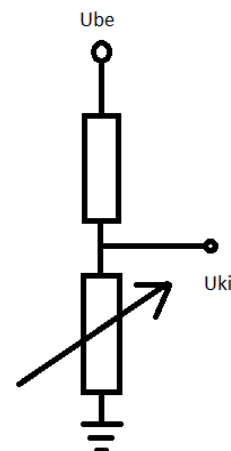
Az R érték a piros fény által létrejött váltakozó jel átlagérték és az időben állandó jelérték hányadának, az infra fény által létrejött váltakozó jel átlagérték és az időben állandó jelérték hányadának

a hányadosa. Ezt az értéket a karperecet viselő egyénhez külön kell kalibrálni [5].

Az áramkör egy több részből álló – két zöld, egy vörös, egy infra adó LEDet és kétféle detektort tartalmazó – biológiai szenzort vezérel, egy programozható műveleti erősítőn keresztül. A programozható erősítő a gyors reakcióidejű biológiai szenzor különböző hullámhosszú fényreflexióit analóg jellé alakítva nagy sebességgel digitalizálja. A bele integrált 24-bites AD konverter és a programozható transzimpendancia erősítő, továbbá a LEDEK áramerősségének programozott állítása, vezérlése lehetővé teszi az alacsony, akár 200 μ A-es fogyasztást is a mérések közben. Továbbá az izolált héj nagyban megnöveli a jel minőségét, így a pulzusszám meghatározásához szükséges időt lerövidíti, ami energia megtakarítást eredményez. A programozható erősítő környezetre ható maximális hőmérséklete – vizsgálataink eredménye szerint – 0,0675 $^{\circ}$ C.

2.3. A testhőmérséklet mérése

Kihasnálva a fémek és félvezetők azon tulajdonságát, hogy elektromos ellenállásuk függ a hőmérséklettől, az ellenállásuk mérésebből kifejezhető a hőmérséklet. Két típusuk létezik: a negatív együtthatójú ellenállások (NTK-ellenállások), illetve a pozitív hőmérsékleti együtthatójú ellenállások (PTK-ellenállások). Mi a testhőmérséklet mérést egy NTK típusú, SMD tokozással kivitelezett ellenállással szerettük volna megvalósítani.



5. ábra. Ellenállás alapú hőmérő és fix ellenállás

Fix értékű ellenállással sorba kapcsolva az ellenállás hőmérőt, a bemenetre feszültséget helyezve, a Kirchhoff huroktörvény alapján (5):

$$U_{be} = U_{R_{fix}} + U_{R_T} \rightarrow I = \frac{U_{be}}{R_{fix} + R_T}$$

$$U_{ki} = \frac{U_{be}}{R_{fix} + R_T} \cdot R_T \rightarrow R_T = \frac{U_{ki} (R_{fix} + R_T)}{U_{be}} \quad (5)$$

$$\rightarrow R_T = \frac{U_{ki} \cdot R_{fix}}{U_{be} - U_{ki}}$$

Az U_{ki} analóg jelet egy 24 bites AD konverterrel digitalizáltuk ami I₂C interfészen keresztül kommunikált a mikrokontrollerrel. 2 bitet elhagyva egyéb zaj- és torzítási forrásokat kizárva, az AD konverter legkisebb feszültségegysége:

$$U_{LSB} = \frac{3,3}{2^{22} - 1} \rightarrow U_{LSB} = 787 \text{ nV} \quad (6)$$

A digitalizált jel és a fentebb említett egyenlet segítségével meghatározható az NTK termisztor ellenállása, Béta formula [6] segítségével pedig a mért hőmérséklet is.

$$R_{(T)} = R_{(T_0)} \cdot e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (7)$$

ahol T a hőmérséklet kelvinben, $R_{(T)}$ az adott hőmérsékleten felvett ellenállás, T_0 a referencia hőmérséklet kelvinben, $R_{(T_0)}$ a referencia hőmérsékleten (általában 25 °C-on) felvett ellenállás, β anyagállandó, amit mérésekkel lehet meghatározni, több esetben a kiválasztott termisztor adatlapjáról lehet leolvasni. A Béta formulát tovább alakítva (8):

$$\frac{R(T)}{R(T_0)} = e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \rightarrow \ln \frac{R(T)}{R(T_0)} = \beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)$$

$$\frac{\ln \frac{R(T)}{R(T_0)}}{\beta} = \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \rightarrow \frac{\ln \frac{R(T)}{R(T_0)}}{\beta} + \frac{1}{T_0} = \frac{1}{T} \quad (8)$$

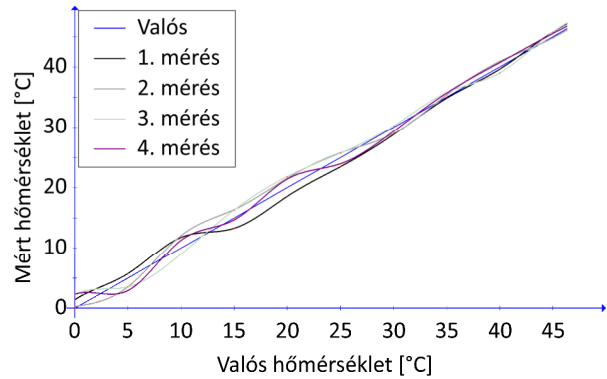
$$T = \frac{\beta \cdot T_0}{T_0 \cdot \ln \frac{R(T)}{R(T_0)} + \beta}$$

A mérések egy precíziós, kalibrált digitális hőmérőhöz viszonyítva végeztük el, különböző időben. Az 6. és 7. ábrán látható, hogy rossz viszonyok mellett akár 0,7 °C eltérés is lehet a hőmérséklet mérése során. A mérési eredmények eltéréseinek okai a következők lehetnek:

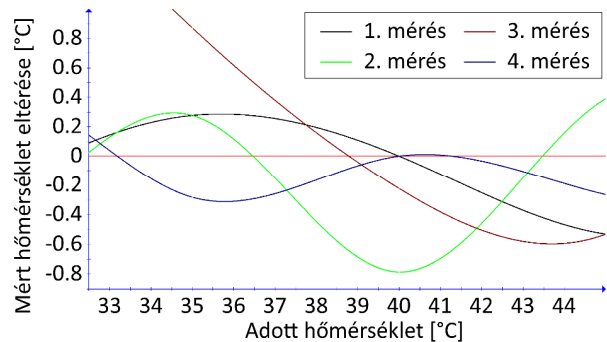
- az SMD 0603/0402 méretkódú kivitelben megvalósított NTK termisztoroknál a névérték

szórása nagyobb, mint egy általános platina típusú ellenállás hőmérőnél,

- a sorosan kapcsolt ellenállás, annak gyártása során keletkezett, névértékének szórása és a külső hőmérséklet hatása,
- áramkörön lévő rajzolat melege, ezáltal annak ellenállás változása,
- a relatív páratartalom változása,
- egyéb külső környezeti tényezők befolyásolása.



6. ábra. Mért hőmérséklet a valós hőmérséklet függvényében



7. ábra. A valós és a mért hőmérséklet különbsége

Végül egy precíziós analóg hőmérő szenzor IC-t alkalmaztunk, melynek a hőmérséklet mérése diódán keresztül valósul meg. Az átlagos hibája gyári adatok szerint $\pm 0,05$ °C (a 20–42 °C hőmérséklettartományban). Az IC-ben kialakított áramgenerátornak köszönhetően független a kimeneti jelszint a működtetéséhez szükséges feszültség jelszintjétől. A kimeneti analóg jelet egy 16bit-es AD konverteren keresztül digitalizáltuk, aminek a legkisebb feszültségegysége (9), elhagyva 2 bitet, egyéb zaj- és torzítási forrásokat kizárva.

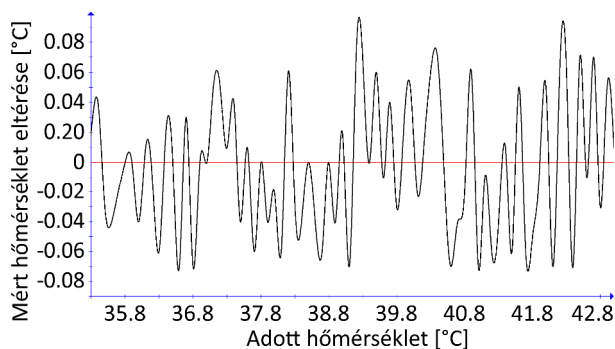
$$U_{LSB} = \frac{1,2}{2^{14} - 1} \rightarrow U_{LSB} = 73 \mu\text{V} \quad (9)$$

A testhőmérséklet mérést 34–45 °C közé határoltuk be. Az analóg kimenet 922,2– 864,9 mV

között vesz fel értéket, ezen tartományban. A kimeneti jel meredeksége körülbelül $5,2 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. Ebből számítva az AD konverterrel mérhető hőmérséklet hibája (10):

$$1^\circ\text{C} / \frac{5,2 \text{ mV}}{73 \mu\text{V}} = 0,014^\circ\text{C} \quad (9)$$

A testhőmérséklet méréséhez két hőmérőt használtunk, melyeket precíziós digitális hőmérőhöz kalibráltunk egy külön erre a feladatra készített áramkörön. Az egyik hőmérő feladata a karperec héjban keletkezett környezeti hőmérséklet meghatározása, a másik feladata pedig a bőr által leadott hő mérése. A két adat és digitális szűrő segítségével az órában az áramkör által keletkezett disszipált hő kizárható. A karperecet csuklóra helyezve további kalibrációt végeztünk el egy finomsztású laboratóriumi bothőmérőhöz viszonyítva. A hibaterjedelem (8. ábra) $\pm 0,1^\circ\text{C}$ közé esik, így ez megoldás felelt meg a céljainknak.



8. ábra. A karperec által már kalibrált és a finomsztású laboratóriumi bothőmérővel mért hőmérséklet különbsége

2.4. Humán tesztek nem szimulált környezetben

A fentiekben részletezett szakmai megfontolások, illetve elvek szerint kialakított prototípus humán tesztjeire 2019 szeptembere és decembere között került sor. A karperec a szakorvosi kontrollmérések során is beigazolta várakozásainkat. A többféle pulzoximéterrel, elektronikus-, illetve infra hőmérőkkel végzett ellenőrző vizsgálatok alátámasztották, hogy e technológia működésbiztonsága és a mérések pontossága az ismert, komplementer termékekéhez képest sokkal jobb. A prototípusból minden valószínűség szerint a 2020. évben piacképes, sorozatgyártott termék lesz.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A szerzők ezúton mondanak köszönetet a fejlesztésben részt vevő stáb minden tagjának, a humán teszteken önként részt vevő segítőknak, továbbá a BME munkatársainak, akik lektorálása nélkül ezek a szakmai információk nem, vagy nem a legmegfelelőbb módon jutottak volna el a téma iránt érdeklődő szakemberekhez.

IRODALOMJEGYZÉK

- [1] Literature Distribution Center for ON Semiconductor, „300 mA, Ultra-Low Quiescent Current, IQ 12 A, Ultra-Low Noise, LDO Voltage Regulator”
<https://www.onsemi.com/pub/Collateral/NCP703-D.PDF> - 2019.12
- [2] <https://www.semanticscholar.org/paper/Heart-Rate-Monitoring-and-Alert-System-Using-Anuar/bb1e2c4c8bb4a2c4f70ebf148bf2f3c174d5385e/figure/3> - 2019.12
- [3] Dr. Dobi Gyöngyi, Dr. Ujj Zsófia Ágnes, „Hgb - Mi okozhatja a normál tartománytól való eltérését?”, WEBbeteg.hu 2019.
<https://www.webbeteg.hu/cikkek/adattar/497/hgb-hemoglobin> - 2019.12
- [4] <https://stormanesthesia.com/anesthesia-material/miscellaneous-articles/58-pulse-oximetry-carboxyhemoglobin> - 2019.12
- [5] Sang-Soo Oak, Praveen Aroul „How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403”
<http://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf> - 2019.12
- [6] Resistorguide.com, „NTC thermistor beta equation”
<http://www.resistorguide.com/types/thermistor/ntc-thermistor/beta/> - 2019.12