

# EKG záznamník – holter

Ing. Ivo Stražil

Popisované zařízení slouží k měření a dlouhodobému záznamu lidské nebo zvířecí EKG a dechové křivky. Tyto snímače jsou doplněny o trojosý akcelerometr, který slouží k detekci polohy a intenzity pohybů zkoumaného subjektu. Data můžeme buď přenášet on-line pomocí bezdrátového rozhraní Bluetooth, nebo můžeme měřená data zapisovat na interní paměťovou kartu přístroje a posleze vyčíst rozhraním USB.

Zařízení jako takové nachází využití především v oblasti výzkumu a je vhodné pro seznámení se a experimenty s biosignály a jejich zpracováním. Zejména záznam dechové křivky je v této kategorii přístrojů unikátní funkcí.

Na základě měřených dat je možné například vyhodnocovat kvalitu spánku nebo tréninkové zatížení a regeneraci sportovců podle variability tepové frekvence (HRV).

## Technické parametry

**Napájení:** interní Li-ion akumulátor, 3,6 V, 240 mAh.

**Měřená data:** 1 kanál EKG (right leg drive) impedanční pneumografie zrychlení v osách X, Y a Z.

**Proudový odběr:** při měření se záznamem na paměťovou kartu asi 15 mA; se zapnutým Bluetooth asi 60 mA; vypnuté zařízení < 5  $\mu$ A.

**Rozměry:** 68 x 42 x 18 mm.

**Provozní teplota:** 10 až 40 °C.

## EKG signál

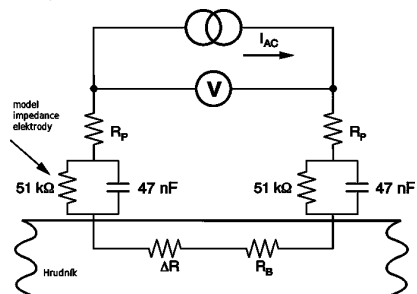
Signál EKG je produktem elektrické aktivity srdečního svalu - myokardu. Signál se šíří z myokardu vodivým prostředím těla všemi směry a je možné jej snímat jako rozdíl potenciálů různých míst na povrchu těla. Standardní diagnostické EKG používá ustálený systém deseti elektrod, přičemž výsledkem vyšetření je záznam celkem dvanácti křivek (tzv. „dvanáctisvodové EKG“), které ukau-

zují průběh napětí v čase mezi elektrodami nebo jejich kombinací.

Pro zjištění základních dat - zejména tepové frekvence a přítomnosti arytmií (nepravidelného srdečního rytmu) postačuje měření jednodušší, pomocí tzv. jednosvodového EKG: měříme rozdílové napětí mezi dvojicí elektrod, umístěných zpravidla na hrudníku. Vhodným umístěním elektrod můžeme získat signál ekvivalentní s některými svody dvanáctisvodového EKG (viz [1]). Výsledkem měření je tedy jedna křivka (obr. 1); na obrázku si rovněž povšimněme, že amplituda signálu se pohybuje řádově v milivoltech.

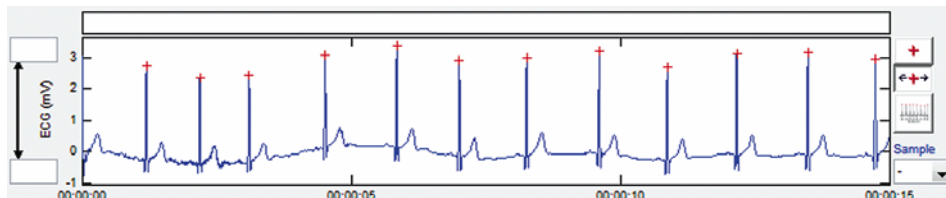
Měření EKG signálu představuje jistý technický oříšek. Signál je sám o sobě relativně slabý a v užitečně širší pásma, která se pohybuje přibližně od 0,5 do 250 Hz, je mnoho zdrojů průmyslového rušení - zejména frekvence 50 Hz síť a její harmonické.

Zcela bezproblémové nejsou ani elektrody: v našem případě používáme samolepicí jednorázové předvlhčené elektrody s vodivým gelem na bázi Ag/AgCl. Při použití těchto elektrod je možné dosáhnout impedance spojení elektroda - tělo v řádu 1 až 15



Obr. 2. Náhradní schéma měření impedančním pneumografem

Obr. 1. Příklad EKG signálu (program Kubios, svod II)



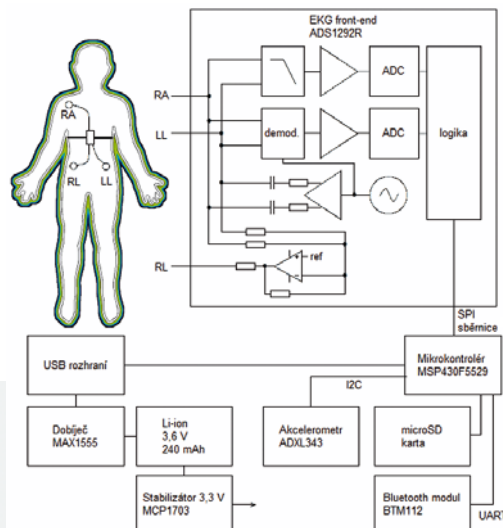
ků, což je pro kvalitní snímání EKG zcela dostatečné. Při postupném vysychání vodivého gelu nebo při použití jiných elektrod, například elektrod z vodivého textilu všitých do kompresního oblečení, dosahujeme jen s obtížemi impedance pod 50 k $\Omega$ , která je předpokladem pro snímání EKG signálu v diagnostické kvalitě.

Dalšími zdroji cizích signálů jsou artefakty z činnosti ostatních svalů v těle (tedy EMG signály), napěťový ofset, vznikající polarizací elektrod, a relativně nově vědecky popsany významný zdroj chyb: elektrické signály generované pokožkou při pohybu pokožky pod elektrodami [2].

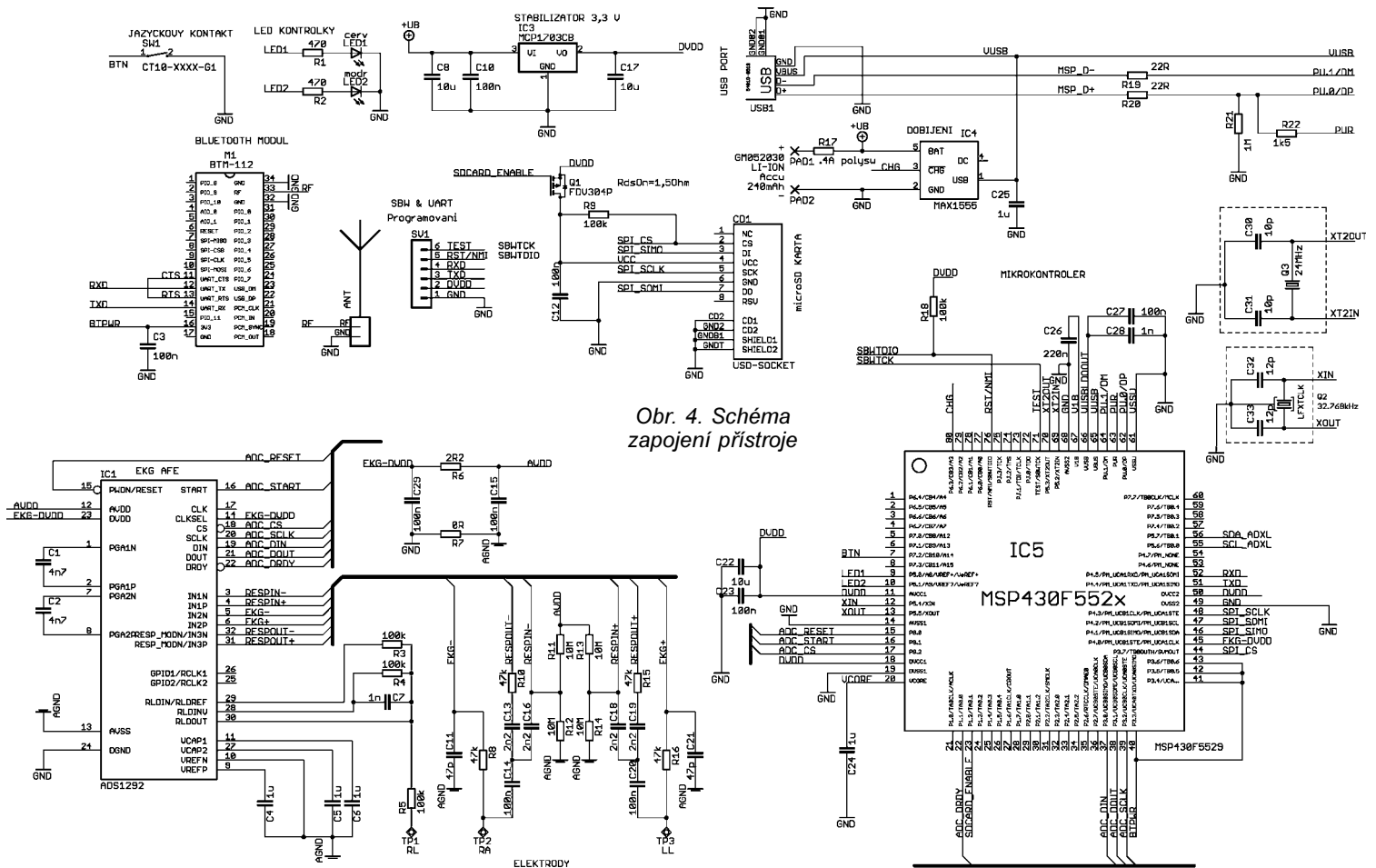
## Impedanční pneumografie

Perspektivní metodou pro měření dechové křivky je impedanční pneumografie [3]. Tato metoda je založena na měření drobných změn impedance hrudníku mezi dvojicí elektrod při frekvenci v řádu desítek kHz.

Proud  $I_{AC}$  v řádu desítek  $\mu$ A je veden ze zdroje (obr. 2) přes ochranné odpory  $R_P$  přímo k elektrodám, které jsou umístěny na hrudníku subjektu. Změna impedance těla  $R_B$  o hodnotu



Obr. 3. Blokové schéma



Obr. 4. Schéma zapojení přístroje

$\Delta R$  vede k úměrně změně napětí, měření (ve skutečnosti po synchronní demodulaci) voltmetrem V.

Vzhledem k tomu, že pracovní frekvence pneumografu je řádově odlišná od užitečného pásma EKG signálu, je možné pro pneumograf použít stejnou dvojici elektrod, kterou užíváme pro snímání EKG.

Impedanční pneumografie ze svého principu samozřejmě není schopna rozpoznat stav, kdy pohyby hrudního koše nejsou účinným dýcháním, například při zablokování dýchacích cest.

### Popis zapojení

Z předchozího popisu je zřejmé, že obvody EKG zesilovače a impedanční pneumografie jsou relativně komplikované a při diskrétním řešení obtížně miniaturizovatelné. V loňském roce firma Texas Instruments představila zajímavý obvod ADS1292R, který integruje téměř všechny bloky, potřebné pro měření EKG a funkci pneumografu, včetně dvou 24bitových sigma-delta převodníků A/D.

Obvod navíc vyniká velmi malou spotřebou pod 1 mW a vyhovuje tak pro potřeby bateriově napájených zařízení. Podle použitého způsobu měření je vnitřní zpracování signálu v obvodu poměrně široce konfigurovatelné: popíšeme si proto jen ty části ADS1292R, které ve skutečnosti používáme.

V blokovém schématu (obr. 3) je znázorněno připojení zařízení k sub-

jektu při měření EKG, které odpovídá Einthovenovu svodu II. - tedy potenciálovému rozdílu mezi pravou rukou (RA - right arm) a levou nohou (LL - left leg); při monitorování umísťujeme elektrody na hrudník na v obrázku naznačená místa.

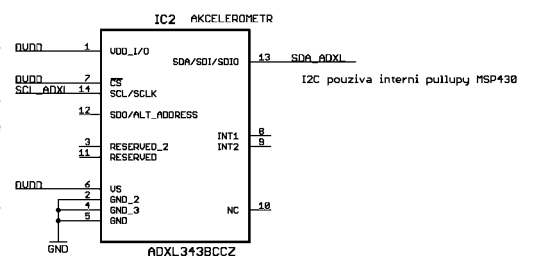
Signály z těchto elektrod jdou vedeny do čtyř bloků IO ADS1292R:

- Se stejnosměrnou vazbou k diferenciálnímu zesilovači s omezenou šířkou pásma, který spolu s příslušným převodníkem A/D tvoří vlastní měřič EKG signálu.

- K demodulátoru signálu pneumografu, zesilovači a příslušejícímu převodníku A/D pro měření dechové křivky.

- Ke generátoru budicího signálu pneumografu, který je k elektrodám navázán střídavou vazbou a je oddělen rezistory, aby jeho nízká výstupní impedance nezeslabovala signál EKG.

- K obvodu „right-leg drive“ (RLD). Tento obvod má za úkol potlačit souhlasné rušení (zejména z rozvodné sítě). Základní princip je ten, že předávná elektroda v poloze „pravá noha“ (RL) je napájena stejnosměrným signálem, který má stejnou hodnotu jako je průměr napětí mezi dvojicí měřících elektrod (LL a RA), ale s opačným znaménkem. K tomu je použit součtový zesilovač se zesílením -1. Tak je při nízké impedanci elektrody RL zajištěno, že vstupní napětí z elektrod LL a RA budou v rozsahu zpracovatelném zesilovači a převodníky A/D obvodu.

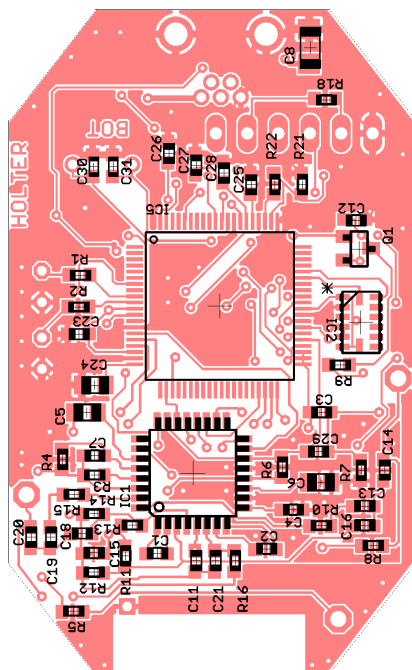
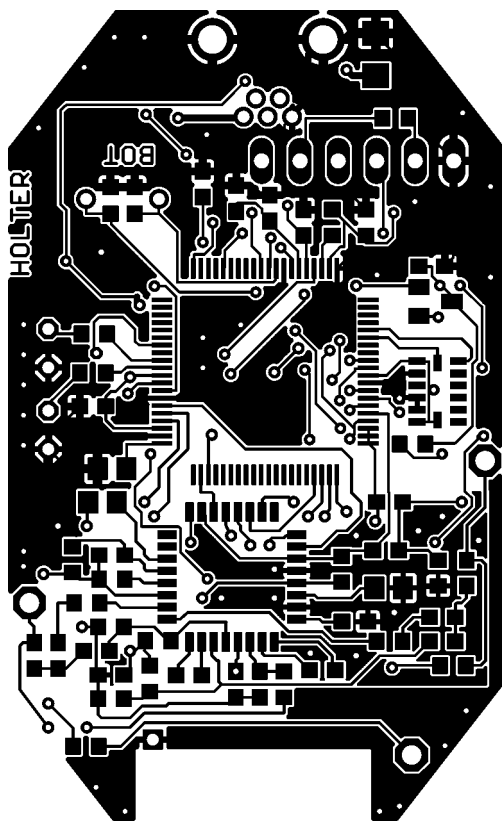


Obvod right-leg drive nemusíme používat: pokud elektrodu RL nepřipojíme, bude měření i nadále možné, jen se můžeme setkat s větším šumem či zkreslením signálu.

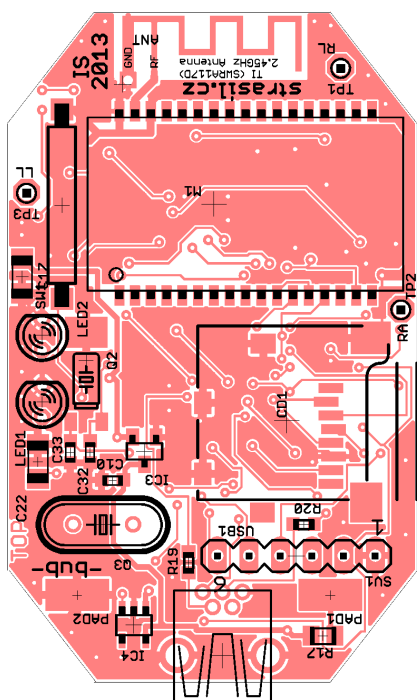
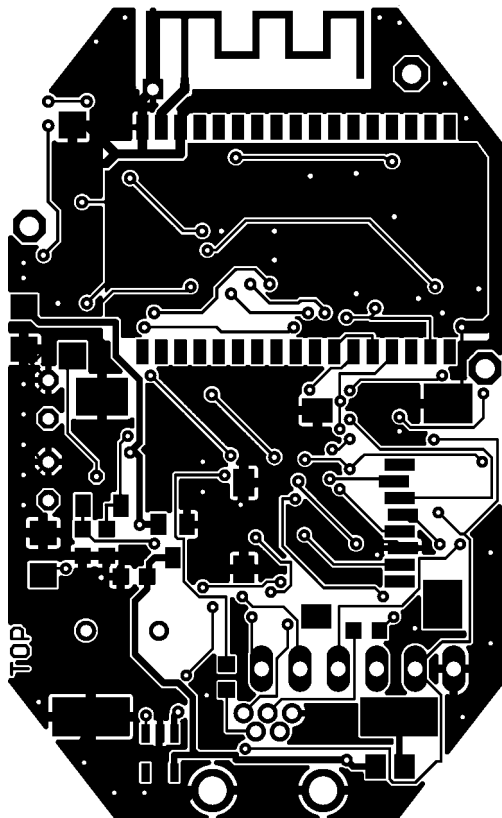
Některé další použité funkce obvodu ADS1292R nejsou v blokovém schématu uvedeny: jmenujme zejména detekci odpojení (odpadnutí) pomocí detekce rozpojení obvodu malým stejnosměrným proudem a měření vnitřních napájecího napětí a teploty čipu.

Srdcem celého zařízení je mikrokontrolér MSP430F5529 (Texas Instruments). Jde o v našich končinách méně rozšířený šestnáctibitový mikrokontrolér typu RISC, vybavený 128 KB paměti Flash, 8 KB SRAM a řadičem rozhraní USB 2.0. Obvod byl vybrán zejména pro svou nízkou spotřebu: při hodinové frekvenci 8 MHz je jeho spotřeba menší než 0,4 mA.

Jak je ze schématu na obr. 4 patrné, tento mikrokontrolér (IC5) je taktován krystalem Q3 na frekvenci 24 MHz. Mikrokontrolér je schopen přepnout zdroj své hodinové frekven-



Obr. 5. Deska s plošnými spoji (2 : 1) a rozmístění součástek - strana spojů

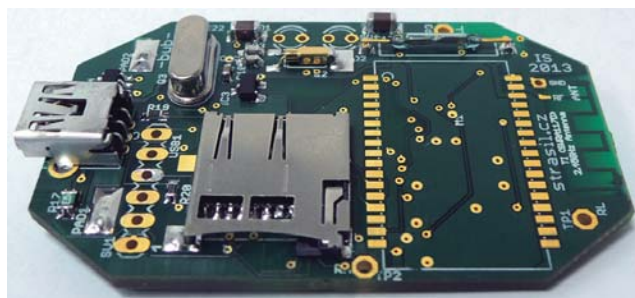


Obr. 6. Deska s plošnými spoji (2 : 1) a rozmístění součástek - strana součástek

Obr. 7. Osazená deska - strana spojů



Obr. 8. Osazená deska - strana součástek



ce na krystal Q2 (32,768 kHz) a vypnout oscilátor s krystalem Q3 pro snížení spotřeby.

Mikrokontrolér programujeme rozhraním SBW, které používá dva signály SBWTCK a SBWTDIO. Spolu se sériovým portem mikrokontroléru a napájecím napětím jsou tyto signály vyvedeny na konektor SV1.

Pro spojení s obvodem ADS1292R (IC1) je použito rozhraní SPI a několik řídicích signálů (ADC\_START pro spuštění převodu a ADC\_RESET pro reset logiky převodníku).

Rozhraní mezi elektrodami, připojenými do pájecích bodů TP1 až TP3, a obvodem IC1 je triviální: vnější obvody elektrody RL (v obvodu *right-leg drive*) zahrnují jen zpětnovazební síť budícího operačního zesilovače v IC1. Zbylé dvě elektrody jsou přes filtry R8/C11 a R16/C21 připojeny ke vstupu EKG zesilovače, přes síť C13/R10 a C19/R15 připojeny ke generátoru budícího signálu pneumografu a nakonec připojeny ke vstupu demodulátoru signálu pneumografu střídavou vazbou přes kondenzátory C16 a C18. Rezistory R11 až R14 zajišťují stále stejnosměrné předpětí pro funkci demodulátoru pneumografu.

Napájení IC1 je spínáno přímo GPIO portem IC5. Napájení analogové části obvodu je odděleno filtrem R6/C15.

Dalším senzorem je akcelerometr IC2 (ADXL343) typu MEMS s digitálním výstupem. Akcelerometr měří zrychlení ve všech třech osách v rozsahu až  $\pm 16\text{ g}$  s rozlišením 13 bitů ( $0,0019\text{ g}$ ). Tento rozsah je dostatečný jak pro měření při sportu (např. počítání kroků při běhu), tak i pro měření drobných pohybů těla ve spánku. Měřená data jsou přenášena rozhraním I<sup>2</sup>C do mikrokontroléru.

Získaná data mikrokontrolér ukládá na paměťovou kartu typu micro-SD, která je napevno vystavěna v přístroji v objímce CD1. Z tohoto důvodu není zapojen spínač detekce karty v objímce. Karta komunikuje s mikrokontrolérem rozhraním SPI; za zmínku stojí tranzistor P-MOSFET Q1, který odpojuje napájení karty v době, kdy není karta využívána. I při měření je karta připojována k napájecímu napětí jen jednou za 2 až 3 sekundy, aby se zapsala data - takto je dosahováno snížení průměrné spotřeby energie.





Obr. 9. Hotové zařízení s elektrodami

Pro načítání dat z karty a nabíjení akumulátoru používáme rozhraní USB. Na desce je osazen miniUSB konektor USB1. USB rozhraní nemá z prostorových důvodů osazen ESD ochrany ani ochranu proti přepólování.

Pro přenos dat v reálném čase je přístroj vybaven Bluetooth modulem M1 (BTM-112), který vytváří virtuální sériový port přes rozhraní Bluetooth. Anténa je vytvořena přímo na plošném spoji; napájení modulu je vzhledem k jeho malému odběru proudu (max. 46 mA) spináno přímo GPIO piny IC5.

Běžné ovládání přístroje tlačítky je nahrazeno jazýčkovým kontaktem SW1, který se ovládá malým magnetem. Dlouhým sepnutím kontaktu zařízení vypneme nebo zapneme a zahájíme zápis dat; krátkým sepnutím vložíme značku do měřených dat pro potřeby pozdějšího vyhodnocení.

Jazýčkový kontakt uvedeného typu je velmi citlivý a reaguje na neodmyslitelný magnet o průměru 10 mm a tloušťce 2 mm již na více než 20 mm, je tedy možné spolehlivě ovládat zařízení (vložit značku) i přes oblečení například magnetem vsazeným v prstenu. Takové prsteny lze zakoupit jako kouzelnické potřeby na internetu.

Na přístroji jsou dále umístěny dvě signalizační diody LED1 a LED2.

Napájení přístroje zajišťuje Li-ion akumulátor, připojený na pájecí plošky PAD1 a PAD2. Akumulátor je dobíjen

Tab. 1. Přehled signalizace LED diodami zařízení

Červená LED	Modrá LED	Význam
nesvíí	nesvíí	vypnuto
bliká v rytmu tepu	bliká pomalu	zapnuto, záznam na kartu
bliká v rytmu tepu	bliká rychle	zapnuto, Bluetooth v provozu
bliká v rytmu tepu	nesvíí	zapnuto, záznam neběží
bliká rychle	---	signalizace vadné elektrody
svítí	nesvíí	dobíjení / přenos dat USB

obvodem IC4 (MAX1555) z USB (vodič CHG signalizuje mikrokontroléru probíhající dobíjení). Napájecí napětí pro elektroniku přístroje 3,3 V vytváří „low-drop“ stabilizátor IC4 MCP1703. Díky nízkému odběru tohoto stabilizátoru je možné vypínat zařízení pouze softwarově, uspaním mikrokontroléru - zařízení proto nemá žádný mechanický ani elektronický vypínač.

Kapacita akumulátoru je při záznamu dat na paměťovou kartu přibližně 35 hodin záznamu, při přenosu rozhraním Bluetooth asi 4 hodiny.

## Konstrukce

Celá elektronika přístroje je umístěna na jedné oboustranně osazené desce s plošnými spoji v konstrukční třídě 6 (šířka spoje 0,16 mm) s potiskem strany součástek a nepájivou maskou (obr. 5 až 8). Deska je rozměrově přizpůsobena pro vložení do krabičky OKW Minitec ES s gumovými poutky pro popruh.

Návrh plošného spoje je poměrně kompromisní - vzhledem k miniaturizaci nebylo možné dodržet všechny správné návrhové zásady, například

umístění obvodu EKG přímo pod Bluetooth modulem není příliš vhodné, i když jsou komponenty odděleny zemní plochou. Toto řešení je nicméně asi jediné možné při zachování dvouvrstvého a tedy relativně levného plošného spoje.

Do krabičky je nutné vyvrtat otvory pro dvě signalizační diody LED, vypilovat nebo vyfrézovat otvor pro USB konektor, vyvrtat otvory a protáhnout na desku přímo připájené kablíčky pro elektrody. Tyto kablíčky jsou spolu s elektrodami dostupné v prodejnách zdravotnických potřeb nebo na internetu.

Samotný přístroj nosíme v kapse nebo pro přesnější měření akcelerometrem upevníme pružným popruhem na hrudník.

## Osazení a oživení

Osazení desky neskrývá žádné záležitosti. Při pečlivé práci je zařízení schopno provozu na první zapojení; pro naprogramování mikrokontroléru použijeme programátor (např. MSP-FET430UIF) připojený do konektoru SV1.

## Obsluha zařízení

Zařízení s nabitým akumulátorem odpojme od USB portu a připojíme k elektrodám. Přiložíme magnet k plášti zařízení a vyčkáme rozsvícení červené diody LED. Po několika sekundách by se měla červená dioda LED rozblíkat v rytmu tepu subjektu.

Poté se můžeme buď připojit k rozhraní Bluetooth (modrá LED se rychle rozblíká) nebo přiložit magnet ještě jednou dlouze: modrá LED se pomalu rozblíká a je zahájen zápis dat na paměťovou kartu.

Krátkým přiložením magnetu vložíme značku do měřených dat (LED diody rychle zablikají).

Měření ukončíme dlouhým přiložením magnetu (diody LED zhasnou).

Po ukončení měření můžeme nejprve odpojit elektrody a poté připojit USB kabel, dobít akumulátor a sou-

Tab. 2: Formát dat (3,9 nebo 7,8 rámců za sekundu)

Položka	Délka	Obsah
Synchronizační značka	2 B	55h 55h
Příznaky	1 B	Bitové pole: bit 0 vybití baterie bit 1 ruční signál bit 2 odpadnutí některé elektrody bit 3 rychlé vzorkování ostatní bity nepoužity
EKG data	96 B	24bitová data, signed, big endian, 32 vzorků, 125 vz/s nebo 250 vz/s
Data pneumografu	24 B	24bitová data, signed, big endian, 8 vzorků, 31,25 vz/s nebo 62,5 vz/s
Data akcelerometru X	16 B	16bitová data, signed, big endian, 8 vzorků, 31,25 vz/s nebo 62,5 vz/s, rozsah odpovídá +- 16 g
Data akcelerometru Y	16 B	dtto
Data akcelerometru Z	16 B	dtto
Teplota čipu ADS1292R	3 B	Surová data z teplotního snímače ADS1292R, 24bitová data, signed, big endian, 1 vzorek

časné stáhnout data z paměťové karty.

### Formát ukládaných dat

Přístroj je schopen pracovat v režimu *pomalého* nebo *rychlého* vzorkování. V režimu *pomalého vzorkování* je vytvářeno 3,9 datových rámců za sekundu, v režimu *rychlého vzorkování* je vytvářeno 7,8 rámce za sekundu.

Tyto datové rámce jsou vysílány v reálném čase rozhraním Bluetooth a ukládány postupně do souboru „mreni.raw“ na paměťovou kartu. Formát datového rámce popisuje tab. 2.

Celková délka rámce je 174 B, vytváří se tedy asi 117 MB dat za 24 hodin při rychlém vzorkování.

Naměřená data je možné zobrazit v programu SigViewer, dostupném na [www stránce autora](http://www.strasil.net).

Dokumentace příkazů přenášených po rozhraní Bluetooth je rovněž uvedena na [www stránce autora](http://www.strasil.net).

### Seznam součástek

R3, R4, R5,	
R9, R18	100 kΩ, SMD, 0603
R6	2,2 Ω, SMD, 0603
R7	0 Ω, SMD, 0603
R8, R10,	
R15, R16	47 kΩ, SMD, 0603
R11 až R14	100 MΩ, SMD, 0603
R17	polyswitch 0,4 A, SMD 0805
R19, R20	22 Ω, SMD, 0603
R21	1 MΩ, SMD, 0603
R22	1,5 kΩ, SMD, 0603

C1, C2	4,7 nF, NP0, SMD, 0603
C3, C10,	
C12, C14,	
C15, C20,	
C23, C27,	
C29	100 nF, X7R, SMD, 0603
C4, C25	1 μF/10 V, X7R, SMD, 0603
C5, C6,	
C24	1 μF/10 V, X7R, SMD, 0805
C7, C28	1 nF, NP0, SMD, 0603
C8, C17,	
C22	10 μF/16 V, X7R, SMD, 1206
C11, C21	47 pF, NP0, SMD, 0603
C13, C16,	
C18, C19	2,2 nF, X7R, SMD, 0603
C26	220 nF, X7R, SMD, 0603
C30, C31	10 pF, NP0, SMD, 0603
C32, C33	12 pF, NP0, SMD, 0603
Q1	FDV304P
Q2	32,768 kHz, SMD
Q3	24 MHz
IC1	ADS1292R
IC2	ADXL343BCCZ
IC3	MCP1703CB, 3,3 V
IC4	MAX1555
IC5	MSP430F5529IPNR
M1	BTM-112
SW1	jazyček COTO CT10-XXXX-G1
USB1	miniUSB, THT
CD1	objímka microSD, ATTEN 112A-TAAR-R02
LED1	červená, 3 mm
LED2	modrá, 3 mm
Krabička	OKW Minitec, vel. M
Elektrody	např. Skintact FS-50
Akumulátor	Powerstream Integrations, GM052030
Kabel elektrod,	USB kabel
SV1	neosazovat - jen přiložit programovací konektor

### Závěr

Popisovaný přístroj byl v roce 2013 úspěšně vyzkoušen v praxi.

Upozorňuji, že popisované zařízení je vývojový prototyp a není schváleno pro použití na lidském těle.

**Vzhledem k tomu, že zařízení postrádá galvanické oddělení mezi rozhraním USB a elektrodami, není bezpečné připojovat USB kabel k přístroji v době, kdy jsou připojeny elektrody!**

**Stejně tak dbejte opatrnosti při případných experimentech se zařízením, použijte buď galvanicky oddělené měřicí přístroje, nebo (lépe) vhodný simulátor EKG signálu.**

*Pokud máte jakékoliv náměty, dotazy nebo připomínky, kontaktujte mě prosím na e-mailu: [ivo@strasil.net](mailto:ivo@strasil.net)*

*Podklady pro výrobu DPS a případné doplňující informace jsou dostupné na mých stránkách <http://www.strasil.net/pe>.*

### Literatura

- [1] Honzíkova, N.: Biologie člověka. Skripta VUT v Brně. Leden 1995.
- [2] Odman, S.; Oberg, P.: Movement Induced Potentials in Surface Electrodes. Medical Engineering and Computing 20, str. 159-166/1982.
- [3] Mlýňczak, M.; Cybulski, G.: „Impedance pneumography - is it possible?. Proc. of SPIE Vol. 8454. 2012.
- [4] Katalogové listy použitých součástek.

## Superkondenzátor posílí malý knoflíkový článek v případě potřeby

Některé články napájené přístroje s CMOS mikrokontroléry mají sice větší spotřebu, ale pouze po krátkou dobu a většinu provozu jsou v některém z režimů „spánku“ s malou spotřebou. Jsou to např. různé bezpečnostní systémy a zařízení pro občasně monitorování podmínek a sběr dat.

Pokud nemá být zdrojem pro takový přístroj článek s kapacitou, který sice špičku proudově pokryje, ale je většinu provozní doby nevyužitý a rozměrově větší, je možným řešením obvod uvedený v [1], jehož schéma zapojení je na obr. 1. Ten umožní použít jako zdroj malý knoflíkový lithiový článek. Pokrytí krátké proudové špičky i několika ampér umožní energie akumulovaná v nabitém superkondenzátoru C2 s kapacitou 1,5 F, která je uvolňována pouze v případě

potřeby. Protože knoflíkový lithiový článek B1 má napětí 3 V a jmenovité napětí superkondenzátoru C2 je 2,5 V, je v zapojení použit napětím řízený spínač ovládaný MOSFET T1 s kanálem P, který superkondenzátor od článku odpojí, když napětí na něm dosáhne 2,2 V.

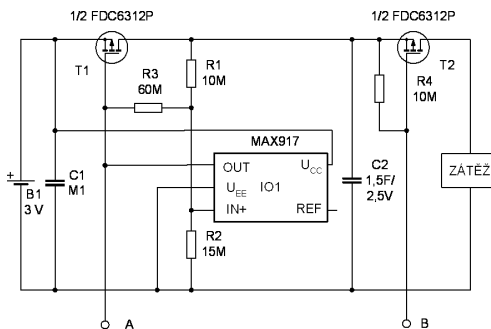
Pro buzení tranzistoru T1 je použit komparátor s malou spotřebou využívající integrovaný obvod MAX917, který ve svém pouzdrě obsahuje i referenční zdroj s napětím 1,245 V. Pomocí rezistoru R3 je do funkce komparátoru zavedena hystereze asi 0,5 V. Klesne-li napětí na C2 na 1,7 V přejde výstup komparátoru OUT do stavu L, čímž se otevře T1 a připojí článek k C2. Jakmile napětí na superkondenzátoru dosáhne 2,2 V, výstup komparátoru přejde do stavu H a T1 se rozezne. Změnu napětí v bodě A obvodu lze využít jako informaci o stavu napětí na kondenzátor C2 nebo např. jako signál pro přerušovací vstup mikrokontroléru.

Druhým tranzistorem MOSFET, T2, je při úrovni L na vstupu B, připojena k nabitému superkondenzátoru zátěž. Pro jeho ovládní je vhodný obvod, který má na výstupu otevřený

kolektor. Pokud by bylo na závodu kolísající napětí na C2 a bylo požadováno napětí stabilní, lze obvod na obr. 1 doplnit např. DC/DC měničem s LT3402, který poskytuje stabilizované napětí 3,3 V a pracuje ještě při vstupním napětí 0,5 V.

JH

- [1] Yongping, Xia.: Supercapacitor boosts current from small battery. EDN 2. září 2004, s. 99.
- [2] McIntosh, D.; Mars, P.: Using a Supercapacitor to power wireless nodes from a 3V button battery. April 2009. [www.cap-xx.com](http://www.cap-xx.com).



Obr. 1. Superkondenzátor proudově posílí malý článek