

# IONTOPHORESIS DEVICE

**Pavel Vejnar**

Master Degree Programme (2), FEEC BUT

E-mail: xvejna02@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Soňa Šedivá

E-mail: sediva@feec.vutbr.cz

**Abstract:** The thesis deals with design of devices for treatment with iontophoresis. It could be applied to treatment some people who suffers excessive sweating. In the thesis is analysed reason and principle of this method, followed by philosophy device design. It also includes hardware design of all circuit, PCB manufacture and implementation of firmware.

**Keywords:** EEICT, iontophoresis, treatment, sweating, NXP.

## 1. ÚVEZENÍ DO PROBLEMATIKY [1] [2]

Práce se zabývá realizací přístroje pro léčbu hyperhidrózy. Hyperhidróza je porucha v těle, která způsobuje nadměrné pocení. Jedinci, kteří trpí touto poruchou, jsou znevýhodněni ve společnosti například tím, že se musí několikrát za den převléci, nemohou jen tak někomu podat ruku nebo si jen tak vyzout boty. Jako následek se mohou u postiženého vyvinout psychické problémy.

Iontoforéza je jednou z metod, jak nadměrnému pocení zabránit. Vznikla původně jako metoda pro vpravování léků v iontové formě do organismu pomocí stejnosměrného proudu. Léky jsou ve formě iontů vpravovány přes kůži do těla, kde se následně dostanou do krevního oběhu. Později se zjistilo a klinicky ověřilo, že iontoforéza může zabraňovat i nadměrnému pocení. V principu jde tedy o stejnosměrný proud, avšak je možné využívat i různě tvarované pulzy.

Samotný elektrický proud se do těla dostává nejnáze přes vlasové folikuly nebo vývody potních žláz, protože mají nejmenší odpor. V organismu prochází různými prostředními, jako je mezibuněčné prostředí, buněčné membrány, cytoplazmatické struktury apod. Tyto prostředí se charakterizují měrnou vodivostí, což charakterizuje vodivost elektrického proudu v jednotlivých místech. Průchod proudu lidským tělem se řídí Kirchhoffovy zákony. Nosiči proudu jsou ionty. Největší odpor při průchodu stejnosměrného proudu mají buněčné membrány. Lepším vodičem je mezibuněčná tekutina, kde se vedení proudu děje pomocí iontů, tj. elektrolytický.

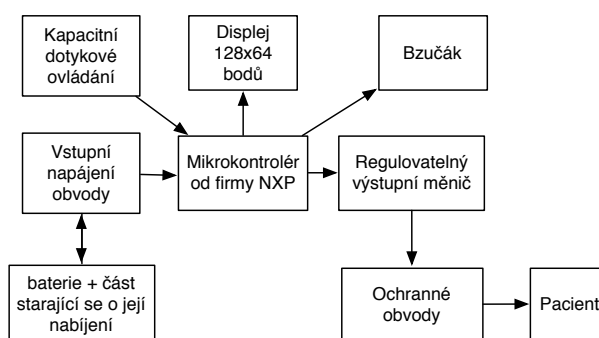
## 2. NÁVRH KONCEPCE ZAŘÍZENÍ [3] [4]

Cílem je sestavit zařízení, které generuje stejnosměrný proud a vyhovuje všem zdravotnických normám. Zařízení je kompletně digitální, napájeno z baterie a je možné si na něm nastavovat parametry jako je velikost proudu, čas léčby aj. Na obrázku 1 je blokové schéma navrženého zařízení.

Celé zařízení ovládá **mikrokontrolér od firmy NXP** řady LPC11U6X. Je založen na 32bitové architektuře s jádrem ARM Cortex-M0+. Jeho předností je vysoký výpočetní výkon, nízká energetická spotřeba, velká paměť, kvalitní programovací software, integrované AD převodníky s 12bitovým rozlišením a relativně nízká cena.

**Vstupní napájecí obvody** slouží k úpravě napětí z baterie, kterým se následně napájí veškeré periferie. V zapojení je použit LDO regulátor napětí a jsou ze i podpůrné obvody pro vypnutí a zapnutí přístroje. To je realizováno tak, že mikrokontrolér vypne přes MOSFET přívod energie do celého zařízení. Zůstane napájena jen RTC periferie v mikrokontroléru, jinak se nic neuspává, ale přímo vypíná. Tím je zajištěno, že i déle vypnuté zařízení se bude vybíjet jen zanedbatelně. Pro nastarto-

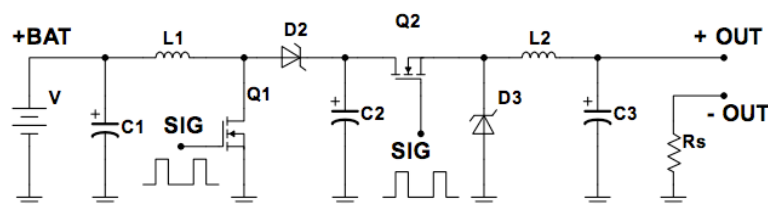
vání se použije tlačítko, které stiskem sepne MOSFET, mikrokontrolér během několika milisekund nastartuje a již si sám MOSFET přidržuje sepnutý. Z registru RTC se načte aktuální čas, ten je 32bitový a inkrementuje se každou sekundu. Z toho vyplývá, že k přetečení hodin by došlo až zhruba po 4 letech.



**Obrázek 1:** Bloky, ze kterých se přístroj skládá.

**Baterie** je řešena jako akupack, který má v sobě zabudované ochrany proti přebíjení, podbití i balancer mezi jednotlivými články. Nabíjení je realizováno z USB s napětím 5V. Baterie má při plném nabití 8,4 V a proto je zde použit StepUp měnič, který je ovládán mikrokontrolérem, je tak zajištěn dostatečný přísun energie pro její nabití. Zbylé **okolní obvody** měří její napětí a také proud, který je do ní dodáván, případně odebírán. Měření napětí realizuje napěťový dělič a o měření proudu se stará součástka INA199, která umí měřit průchod proudu v obou směrech. K počítání kapacity je využívána metoda Impedance tracking, což je nejpokročilejší metoda v oblasti správy baterií. Měří se jak napětí, tak proud a aktuální kapacita baterie se vypočítává v průběhu měření. Není tedy nutné baterii kompletně vybit a nabít, aby se zjistila její celková kapacita. Také zde není nutné počítat se samovybitím ani čekat, jestli po krátkodobém vyšším odběru proudu se napětí nezvysí.

**Regulovatelný výstupní měnič** tvoří strukturu dvou měničů, StepUP (zvyšující) a StepDown (snížující), která zajistí plynulou regulaci v rozsahu 0 až 50 V, což by mělo odpovídat rozsahu proudu 0 až 30 mA. Tento údaj se však liší v závislosti na odporu kůže jednotlivce. Principiální schéma tohoto měniče je na obrázku 2. V reálném zapojení je zapojen nejprve StepDown, aby přes něj zbytečně neteklo vysoké napětí ze StepUp měniče. Také spínání mosfetů je posíláno tranzistory pro ostřejší nástupné a sestupné hrany. Frekvence generované PWM je 50 kHz a regulace se provádí v rozsahu 0-1000, tj s přesností střídá na desetinu procenta.



**Obrázek 2:** Principiální schéma dvouměničové struktury použité ve výstupním měniči.

Mezi konektorem pro elektrody a výstupním měničem se nachází **ochranné obvody**, které neustále monitorují napětí a proud na výstupu. Jsou zde celkem tři stupně ochrany. První ochrana vyhodnocuje napětí a proud v mikrokontroléru a ten zajistí regulaci na požadovanou hodnotu. Dalším stupněm jsou hardwarové ochrany na úrovni tranzistorů, které se případně postarají o okamžité odpojení výstupu. Poslední dodatečnou ochranou je součástka polyswitch, která případně přerušuje přívod energie do výstupu.

Pro interakci s uživatelem je použit podsvícený černobílý **displej** o rozlišení 128x64 bodů komunikující přes SPI. Ukázka zobrazení je na obrázku 3. Pro zadávání hodnot je použito **kapacitní dotykové ovládání**, které je založeno na čipu od firmy Cypress. Ten se kompletně stará o vše sám a vý-

sledná data odesílá přes I2C sběrnici. Při stisknutí jakéhokoli tlačítka umí na externím pinu vyvolat přerušení, aby mikrokontrolér věděl, že jsou k dispozici nová data a nebylo nutné se neustále dotazovat. Jeho předností je, že podporuje kruhový slider, obsahuje senzor přiblížení (proximity senzor) a rozpozná dotyk i s mokřýma rukama. Poslední částí je **bzučák** pro případné varování, či zvukovou odezvu při stisknutí tlačítka.

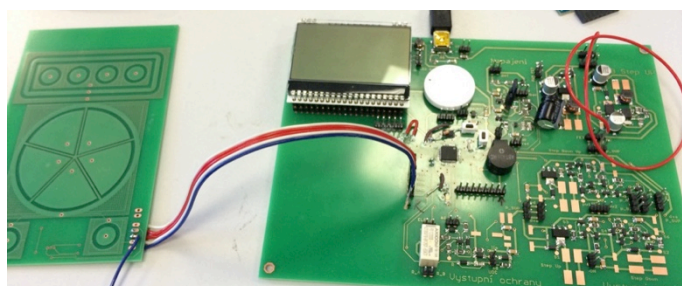


**Obrázek 3:** Ukázka zobrazení dat na displeji přístroje.

### 3. ZÁVĚR

Práce se zabývá jak hardwarovým návrhem zařízení, tak softwarovou implementací řídicího programu. Při programování jsou řešeny úkoly jako například čtení z AD převodníků a následná Kalmanova filtrace dat, obsluha přerušení z pinu, čtení a zápis EEPROM, RTC obvod pro počítání aktuálního času, komunikace periferií přes SPI a I2C, zobrazení dat na displeji, hlídání kapacity baterie, PWM regulace měničů s následnou regulací na žádanou hodnotu a nakonec i implementace nabídky menu na displeji, která obsahuje několikaúrovňové zanoření a případný výběr z několika položek. Aby byl program bezpečný a nemohl se nikde zacyklit bude hlídán pomocí watchdogu. Prototypová deska je na obrázku 4, vlevo je vidět prototyp dotykového ovládání, včetně kruhového slideru pro pohyb v menu.

Během návrhu zařízení je nutné také dbát na zdravotnické normy. Jelikož je přístroj určen k lékařskému použití, je nutné řešit věci jako jsou nezáměnné konektory, zamezení možnosti připojení současně nabíjecího konektoru a elektrod, CRC kontrola programu při každém spuštění mikrokontroléru, kontrola periferií, že fungují správně a další. Musí taktéž splňovat EMC.



**Obrázek 4:** Ukázka prototypové desky přístroje.

### REFERENCE

- [1] PODĚBRADSKÝ Jiří a Radana PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, ISBN 978-80-247-2899-5.
- [2] Beneš, J., Stránský, P., Vitek, F. *Základy lékařské biofyziky*, skriptum Karolinum, 2007, 216. skriptum
- [3] NXP. *LPC1114*. [online]. [cit. 2014-12-29]. Datasheet. Dostupný z: <http://www.farnell.com/datasheets/1792125.pdf>
- [4] KREJČIŘÍK, Alexandr. *DC/DC měniče*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2001, 111 s. ISBN 80-7300-045-8.