

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Implementace technologie Freescale Kinetis L v mobilním  
lékařském zařízení**  
**Implementation of Freescale Kinetis L Technology in Portable  
Medical Device**

# Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Tomáš Hanusek**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Implementace technologie Freescale Kinetis L v mobilním lékařském zařízení**  
**Implementation of Freescale Kinetis L Technology in Portable Medical Device**

Zásady pro vypracování:

1. Měření EKG signálu.
2. Technologie Freescale Kinetis L.
3. Metody realizace low-power zařízení.
4. Návrh mobilního lékařského zařízení.
5. Realizace pomocí vývojových modulů.
6. Testování výsledného zapojení.
7. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] VAN SICKLE, Ted. *Programming microcontrollers in C*. 2nd ed. Eagle Rock, Calif.: LLH Technology Pub., c2003. xvi, 454 . ISBN 1-878707-57-4.
- [2] FREESCALE SEMICONDUCTOR. *FRDM-KL25Z: Freescale Freedom Development Platform for Kinetis KL14, KL15, KL24, KL25 MCUs*. Freescale Semiconductor, Inc. © 2004-2014. Dostupné také z: [http://www.freescale.com/webapp/sps/site/prod\\_summary.jsp?code=FRDM-KL25Z](http://www.freescale.com/webapp/sps/site/prod_summary.jsp?code=FRDM-KL25Z).
- [3] ZÁHLAVA, Vít. *Návrh a konstrukce DPS*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2010. 123 s. ISBN 978-80-7300-266-4.
- [4] KUBICA, Libor. *Elektrotechnická měření*. Praha: BEN - Technická literatura, 2002. 256 s. ISBN 978-80-7300-022-6.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Michal Prauzek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně.  
Uvedl jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpal.*

*Tomáš Hanusek*

.....  
*Tomáš Hanusek*

## **Poděkování**

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu práce Ing. Michalu Prauzkovi, Ph.D. za konzultace, cenné rady a trpělivost, čímž přispěl k vypracování této diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Martinu Stankušovi za rady při tvoření softwarové části práce.

## **Abstrakt**

Cílem této práce je navrhnout mobilní zařízení pro snímání EKG s využitím mikrokontroléru Kinetis L od firmy Freescale. V práci je popsána metodika snímání a geneze elektrokardiografického signálu. Návrh je řešen pomocí vývojových modulů FRDM-KL25Z a ADS1298ECG-FE. Součástí řešení je návrh vhodného zdroje napájení umožňujícího provoz zařízení po dobu 24h a déle. Jako paměťové médium, na které budou zaznamenávány naměřené hodnoty, byla vybrána SD karta. V práci je uveden i návrh zařízení založený na využití výukového modulu bmeng EKG. Dále se popisuje softwarový návrh pro mikrokontrolér, který je potřebný pro zprovoznění zařízení. V závěru jsou prezentovány výsledky navrženého zařízení.

## **Klíčová slova**

Kinetis L, ADS1298, EKG holter, návrh zdroje napájení

## **Abstract**

The aim of this thesis is to design a mobile device ECG measurement using microcontroller Kinetis L from Freescale. The thesis describes the methodology of measuring and generating the electrocardiographic signal. The design was constructed using development modules FRDM-KL25Z and ADS1298ECG-FE. A part of the solution is a design of a suitable power supply allowing the device operation for 24 hours or longer. SD card was selected for storage of aquired data. The thesis includes a design of the device based on usage of educational module „bmeng EKG“. The thesis also describes a software design for a microcontroller, which is required for operation of the device. And finally, the results of the designed device are presented.

## **Key Worlds**

Kinetis L, ADS1298, ECG holter, power supply design

## Seznam zkratek

ADC	analogově digitální převodník
CLK	hodinový signál
CPU	centrální procesorová jednotka,
DAC	digitálně analogový převodník
DP	dolní propust
EKG	elektrokardiografie
EEG	elektroencefalografie
FLL	zpětnovazební smyčka kmitočtového závěsu
HP	horní propust
MCU	mikrokontrolér
MISO	data přijímaná masterem v rozhraní SPI
MOSI	data odesílána masterem v rozhraní SPI
PLL	zpětnovazební smyčka fázového závěsu
RTC	hodiny reálného času

## Obsah

Úvod.....	- 1 -
1 Elektrické děje v živých organizmech .....	- 2 -
1.1 Pasivní transport.....	- 3 -
1.2 Aktivní transport .....	- 3 -
1.3 Akční potenciál srdeční svalové buňky.....	- 4 -
2 Elektrokardiografie .....	- 6 -
2.1 Srdce a jeho činnost .....	- 6 -
2.1.1Převodní systém srdeční.....	- 7 -
2.2 Snímání EKG z lidského těla .....	- 8 -
2.3 Geneze a popis EKG signálu.....	- 11 -
2.4 Elektrokardiograf .....	- 13 -
2.5 Artefakty .....	- 14 -
3 Mikrokontrolér řady Kinetis L .....	- 15 -
3.1 Napájení FRDM-KL25Z.....	- 16 -
3.2 Mikrokontrolér KL25Z .....	- 16 -
4 ADS 1298ECG-FE kit.....	- 18 -
4.1 Plošný spoj ADS1298 .....	- 18 -
4.1.1ADS1298.....	- 19 -
4.1.2Komunikace ADS1298 .....	- 20 -
5 Metody realizace low-power zařízení .....	- 22 -
5.1 Duty cycling.....	- 22 -
5.2 Dynamic frequency scaling.....	- 22 -
5.3 Dynamic voltage scaling .....	- 23 -
5.4 Dynamic voltage and frequency scaling (DVFS).....	- 23 -
5.5 Event-driven sampling .....	- 23 -
6 Návrh mobilního lékařského zařízení .....	- 24 -
6.1 Návrh mobilního zařízení pomocí vývojového kitu ADS1298.....	- 24 -
6.1.1Obvod SD karty.....	- 25 -
6.1.2Napájení mobilního lékařského zařízení .....	- 27 -
6.2 Využití analogového předzpracování EKG signálu .....	- 31 -
6.2.1Vstupní předzesilovač .....	- 32 -
6.2.2Napájení pravou nohou .....	- 33 -
6.2.3Hornopropustný filtr.....	- 33 -
6.2.4Dolnopropustný filtr.....	- 34 -
7 Realizace pomocí vývojových modulů .....	- 35 -
8 Testování výsledného zapojení .....	- 42 -
9 Závěr .....	- 44 -
10 Použitá literatura .....	- 45 -
Seznam příloh.....	- 46 -

## Seznam obrázků

Obr. 1.1: Přenesení tří kationtů sodíku sodiko-draslíkovou pumpou. [2] .....	- 3 -
Obr. 1.2: Přenesení dvou kationtů draslíku sodiko-draslíkovou pumpou. [2].....	- 4 -
Obr. 1.3: Fáze akčního potenciálu srdeční svalové buňky. ....	- 5 -
Obr. 2.1: Anatomická stavba srdce. [2].....	- 6 -
Obr. 2.2: Zapojení Einthovenových bipolárních svodů. [2].....	- 9 -
Obr. 2.3: Zapojení Goldbergových unipolárních svodů. [2] .....	- 9 -
Obr. 2.4: Unipolární hrudní svody podle Wilsona. [2] .....	- 10 -
Obr. 2.5: Idealizovaná EKG křivka. [2] .....	- 12 -
Obr. 3.1: FRDM-KL25Z. [6] .....	- 15 -
Obr. 4.1: ADS1298 ECG-FE kit .....	- 18 -
Obr. 4.2: Schéma jednoho bloku multiplexoru. [8].....	- 20 -
Obr. 6.1: Blokové schéma zapojení pomocí vývojových kitů.....	- 24 -
Obr. 6.2: Schéma zapojení konektorů propojovacího modulu.....	- 25 -
Obr. 6.3: Schéma zapojení adaptéru SD karty. ....	- 26 -
Obr. 6.4: Schéma zapojení DC/DC měničů. ....	- 28 -
Obr. 6.5: Charakteristika účinnosti závislosti na $V_{IN}$ a $I_{OUT}$ pro $V_{OUT} = 3,3$ V. [12] .....	- 29 -
Obr. 6.6: Charakteristika účinnosti závislosti na $V_{IN}$ a $I_{OUT}$ pro $V_{OUT} = 5$ V. [12] .....	- 30 -
Obr. 6.7: Blokové schéma výpočtu celkového proudu zařízení. ....	- 30 -
Obr. 6.8: Blokové schéma analogového předzpracování signálu s MCU Kinetis L. ....	- 32 -
Obr. 6.9: Schéma zapojení přístrojového zesilovače.....	- 32 -
Obr. 6.10: Schéma zapojení napájení pravou nohou.....	- 33 -
Obr. 6.11: Schéma zapojení LP a HP filtru. ....	- 34 -
Obr. 7.1: Základní nastavení mikrokontroléru z pohledu Component Inspector. ....	- 35 -
Obr. 7.2: Seznam použitých komponent. ....	- 36 -
Obr. 7.3: Nastavení komponenty SPI pro komunikaci s ADS1298. ....	- 36 -
Obr. 7.4: Nastavení komponenty SPI pro komunikaci s SD kartou. ....	- 37 -
Obr. 7.5: Nastavení komponenty SD karty. ....	- 38 -
Obr. 7.6: Nastavení komponenty FS:FAT_FileSystem.....	- 38 -
Obr. 7.7: Vývojový diagram funkce pro komunikaci s čipem ADS1298. ....	- 39 -
Obr. 7.8: Nastavení registrů ADS1298. ....	- 40 -
Obr. 7.9: Vývojový diagram funkce pro zápis dat na SD kartu. ....	- 41 -
Obr. 8.1: Záznam 3 svodového EKG softwarem ADS129xECG-FE. ....	- 43 -



## Seznam tabulek

Tab. 1.1: Rozložení iontů vně a uvnitř buněčné membrány srdeční buňky. [1].....	- 2 -
Tab. 2.1 Rychlost vedení vzruchů převodním systémem srdečním. [1] .....	- 8 -
Tab. 2.2: Končetinové svody. [1].....	- 10 -
Tab. 2.3: Hrudní svody. [1] .....	- 11 -
Tab. 3.1: Požadavky na napájení. [6] .....	- 16 -
Tab. 4.1: Správné napětí na testovacích bodech. [7].....	- 19 -
Tab. 4.2: Definice operační příkazů. [8] .....	- 21 -
Tab. 6.1: Přiřazení pinů FRDM-KL25Z pro komunikaci SPI.....	- 24 -
Tab. 6.2: Zapojení pinu SD karty v SPI režimu. [11].....	- 25 -
Tab. 6.3: Zapojení pinu SD karty v režimu SD karty. [11] .....	- 26 -
Tab. 6.4: Přiřazení pinů FRDM-KL25Z pro adaptér SD karty. ....	- 27 -
Tab. 6.5: Spotřeba zařízení.....	- 27 -

## Úvod

Při vyšetření pacienta u lékaře se u některých onemocnění nemusí projevit patologické změny, které by lékaře přivedly k původu pacientových potíží. Existují nemoci, jejichž projevy se vyskytují ojediněle. Mohou být závislé na fyzické námaze pacienta, jeho stravovacích návycích nebo biologickém rytmu spojeném se střídáním dne a noci. Pro tyto případy existují mobilní lékařská zařízení, která monitorují pacienta ve stanoveném časovém intervalu během jeho obvyklých aktivit. Jsou to malé přenosné přístroje, které mohou být připevněny k opasku nebo vloženy do kapsy a nenarušují tak běžnou činnost pacienta. Z nich pak vychází sondy, které jsou rozmístěny na těle pacienta podle potřeby dané aplikace. Takové přístroje se hromadně označují jako holtery a mohou být zaměřeny na různé biosignály. Například je jimi možné měřit změny tlaku, hladinu glukózy v krvi nebo srdeční aktivitu. V případě měření elektrické srdeční aktivity se používá Holterův EKG monitor. Ve většině případů se používá třísvodové monitorování, ale existují i plnohodnotné dvanáctisvodové EKG holtery.

Tato práce se zabývá návrhem EKG holteru s použitím mikrokontroléru Kinetis L od firmy Freescale a jeho realizace za použití vývojových modulů. Součástí práce je návrh vhodného zdroje napájení po dobu 24h a delší.

V práci jsou popsány metody snímání elektrokardiografických signálů a způsob geneze tohoto signálu. Dále jsou v práci uvedeny metody pro konstrukci přístrojů s nízkou spotřebou. Samotný návrh zařízení se skládá ze dvou částí, a to z hardwarového zapojení složeného z vývojového modulu FRDM-KL25Z, modulu ADS1298ECG-FE, již zhotoveného adaptéru SD karty a zdroje napájení. Ve druhé části je řešen řídicí software mikrokontroléru a nastavení konfigurací využívaných periférií a komponent.

# 1 Elektrické děje v živých organizmech

Lidský organizmus je v mnoha lékařských diagnostických metodách součástí složitého elektrického obvodu, ve kterém zaujímá pozici zdroje signálu. Pro správné snímání, zaznamenání a zpracování tohoto signálu musíme mít dostatek informací o jeho vzniku. Elektrické vlastnosti a elektrické děje probíhající v živých organizmech je možno pozorovat na několika úrovních. [2]

- Organismu jako celku
- Systémů (kardiovaskulární, dýchací, nervový, ...)
- Orgánů (srdce, mozek, ...)
- Tkáně (svalové, nervové, ...)
- Buňky (buňky srdečního svalstva, neuron, ...)
- Buněčné membrány

Podstatou elektrických projevů buněk, tkání a orgánů jsou elektrické jevy na buněčné membráně. Každá živá buňka má rozdíl potenciálů mezi vnitřní a vnější stranou membrány. Toto membránové napětí vzniká nerovnoměrným rozložením iontů mezi stranami membrány. Změna membránového napětí je základem dynamických elektrochemických dějů ve tkáních, které jsou jedním ze způsobů přenosu informace v živém organismu. Ke změně membránového napětí dochází při dráždění buňky. Dráždění může být elektrického, chemického, mechanického, světelného nebo tepelného charakteru. Aby mohlo k podráždění a následné reakci dojít, musí být buňka vybavena dráždivou membránou. Rozdělujeme je na membrány reagující [2]:

- Na elektrické podněty
- Na chemické podněty
- Na fyzikální podněty

Intracelulární a extracelulární buněčné tekutiny obsahují ionty organických i anorganických látek. V tabulce 1.1 je uvedena koncentrace iontů srdeční svalové buňky ve stavu fyziologického klidu. Tyto tekutiny řadíme mezi elektrolytické roztoky, jelikož mají schopnost vést elektrický proud prostřednictvím volných iontů. Změna nerovnoměrného rozložení iontů je způsobena jejich výměnou mezi vnitřním prostorem buňky a okolím. Tuto výměnu zajišťují transportní mechanismy, které dělíme na pasivní a aktivní. Aktivní transport vyžaduje přísun energie, která je získávána z buněčných metabolických procesů. [1][2]

Tab. 1.1: Rozložení iontů vně a uvnitř buněčné membrány srdeční buňky. [1]

	extracelulární koncentrace (mmol/l)	intracelulární koncentrace (mmol/l)
Cl <sup>-</sup>	126	17,9
Na <sup>+</sup>	177	8,4
K <sup>+</sup>	4,5	100
Ca <sup>2+</sup>	3	8

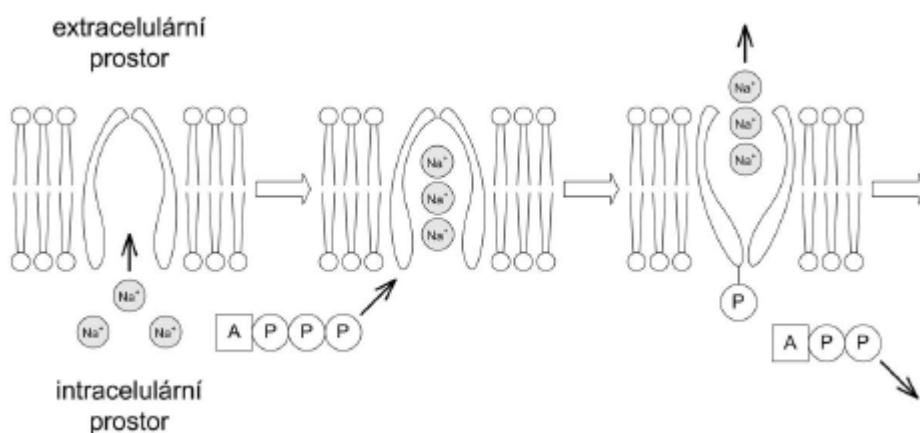
## 1.1 Pasivní transport

Pasivní transport je výsledkem snahy o nastolení termodynamické rovnováhy v elektrolytech, které jsou odděleny buněčnou membránou. Podstatou tohoto transportu je difuze, což je děj, při kterém dochází k samovolnému pronikání částic roztoku z oblasti s vyšší koncentrací do oblasti s nižší koncentrací. Difuze je důsledkem tepelného pohybu částic. Difuze probíhá skrze póry v buněčné membráně, které tvoří přibližně 0,2% jejího povrchu. Propustnost membrány pro jednotlivé druhy iontů je různá. Za fyziologického klidu je membrána nejlépe propustná pro kationty draslíku  $K^+$  a anionty chlóru  $Cl^-$ . Méně pak propouští kationty sodíku  $Na^+$  a pro velké anionty intracelulárních proteinů je prakticky nepropustná. Propustnost membrány pro některé ionty se může výrazně měnit v závislosti na fyziologické aktivitě buňky. Tato změna je dána přítomností speciální bílkoviny (membránové proteiny) v buněčné membráně, z nichž některé slouží jako kanálky, kterými mohou určité ionty selektivně procházet. Iontový kanál tedy propouští jen určitý druh iontu a buňka je schopna tento kanál otevírat a zavírat. S difuzním pohybem dochází také ke změně rozložení elektrického náboje, protože ionty nesou kladný nebo záporný náboj. Z hlediska elektrické aktivity buňky jsou nejpodstatnější změny propustnosti iontů draslíku, sodíku a vápníku. [1][2]

## 1.2 Aktivní transport

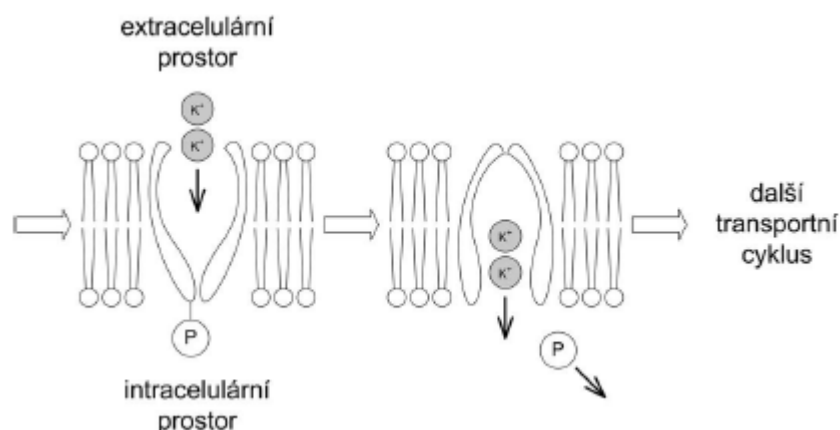
Příkladem aktivního transportu je sodíko-draslíková pumpa. Jejím působením dochází k přenesení tří kationtů sodíku z buňky výměnou za dva kationty draslíku, které jsou přeneseny do buňky. Energie potřebná pro činnost sodíko-draslíkové pumpy je získávána štěpením adenzinotriřosfátu ATP na adenzindifosfát ADP, prostřednictvím hydrolýzy za přítomnosti enzymu  $Na^+K^+ATP$ -ázy. Celý cyklus sodíko-draslíkové pumpy probíhá takto [2]:

- I. Na transportní protein jsou navázány tři kationty sodíku z intracelulárního prostoru. Štěpením ATP na ADP je získána energie potřebná ke změně tvaru transportního proteinu. Fosfátová skupina vzniklá při štěpení ATP se naváže na transportní protein a následně jsou 3 ionty sodíku uvolněny do extracelulárního prostoru. [2]



Obr. 1.1: Přenesení tří kationtů sodíku sodíko-draslíkovou pumpou. [2]

- II. Dva kationty draslíku z extracelulárního prostoru jsou navázány na transportní protein. Následuje uvolnění fosfátové skupiny z transportního proteinu, který změnil svůj tvar do původní pozice a umožní tak uvolnění kationtů draslíku do intracelulárního prostoru. [2]



Obr. 1.2: Přenesení dvou kationtů draslíku sodíko-draslíkovou pumpou. [2]

### 1.3 Akční potenciál srdeční svalové buňky

Působením výše popsaných transportních mechanismů se buňka v období fyziologického klidu dostane do stavu, kdy jsou difuzní a elektrostatické síly působící mezi ionty intracelulární a extracelulární tekutiny, v dlouhodobé rovnováze. Napětí mezi vnitřní a vnější stranou membrány je za tohoto stavu nazýváno klidové membránové napětí. Membránové napětí je vždy definováno následujícím způsobem [2]:

$$U_m = \varphi_i - \varphi_e \quad (1.1)$$

Kde:

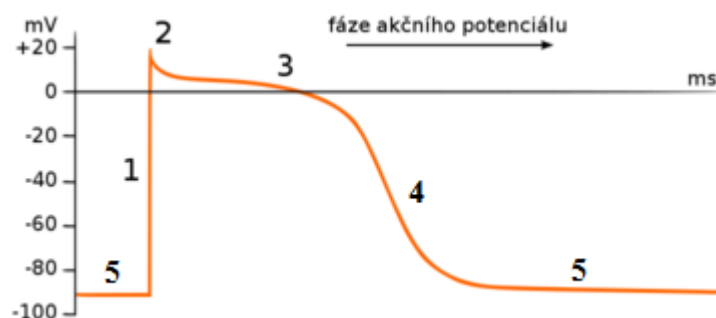
- $U_m$ [V]      membránové napětí
- $\varphi_i$  [V]      potenciál na vnitřní straně membrány
- $\varphi_e$  [V]      potenciál na vnější straně membrány

Tato definice vychází ze situace, kdy měříme membránové napětí pomocí mikroelektrody, která je zavedena do intracelulární tekutiny a je připojena ke kladné svorce voltmetru. Záporná svorka voltmetru je připojena k elektrodě umístěné v extracelulární tekutině. V období fyziologického klidu naměříme vždy záporné napětí. U srdečních buněk dosahuje toto napětí hodnoty až -100mV. Při podráždění buňky může dojít k dočasné změně membránového napětí, respektive ke změně její polarity na určité období. Tento děj se nazývá akční potenciál a dochází k němu ve chvíli, kdy membránové napětí klesne na prahovou hodnotu. Například u nervových buněk dochází ke spuštění akčního potenciálu při poklesu napětí z -80mV na prahovou hodnotu -55mV. Pokles membránového napětí může být vyvolán na dráždivé membráně z různých důvodů. Mohou ho způsobit neurotransmitery, lokální proudy nebo může být vyvolán i uměle, pomocí elektrického proudu. Akční potenciál buněk srdečního svalu se výrazně liší od akčních potenciálů ostatních buněk. Má mnohem pomalejší průběh a pozvolný

pokles ve specifické fázi nazývané plató akčního potenciálu. Z tohoto důvodu je akční potenciál srdečních buněk rozdělen do následujících pěti fází [1][2]:

1. Depolarizace
2. Transpolarizace
3. Plató
4. Repolarizace
5. Obnovení klidového stavu

Depolarizace (1. fáze) membrány je způsobena prudkým zvýšením propustnosti membrány pro sodíkové kationty  $\text{Na}^+$ . Díky zápornému elektrickému potenciálu intracelulárního prostoru a nízké koncentraci sodíkových kationtů uvnitř buňky, začnou sodíkové kationty proudit do buňky. To má za následek prudké snížení membránového napětí, a nastává tak transpolarizace (2. fáze). V této fázi dosáhne membránové napětí svého maxima v kladné polaritě. Poté se začne snižovat propustnost membrány pro sodíkové kationty a napětí klesá. Pokles napětí je umocňován proudem kationtů draslíku z buňky, ale proti tomuto prudkému úbytku působí pomalý tok kationtů vápníku  $\text{Ca}^{++}$  skrze vápníkový kanál. Tím dojde ke značnému zpomalení poklesu membránového napětí a nastává tak fáze plató (3. fáze). S poklesem proudění vápníkových kationtů do buňky dojde k urychlení repolarizace (4. fáze), po níž následuje obnovení klidového membránového napětí (5. fáze). Celková doba akčního potenciálu se pohybuje v rozmezí 200-400ms. [2]



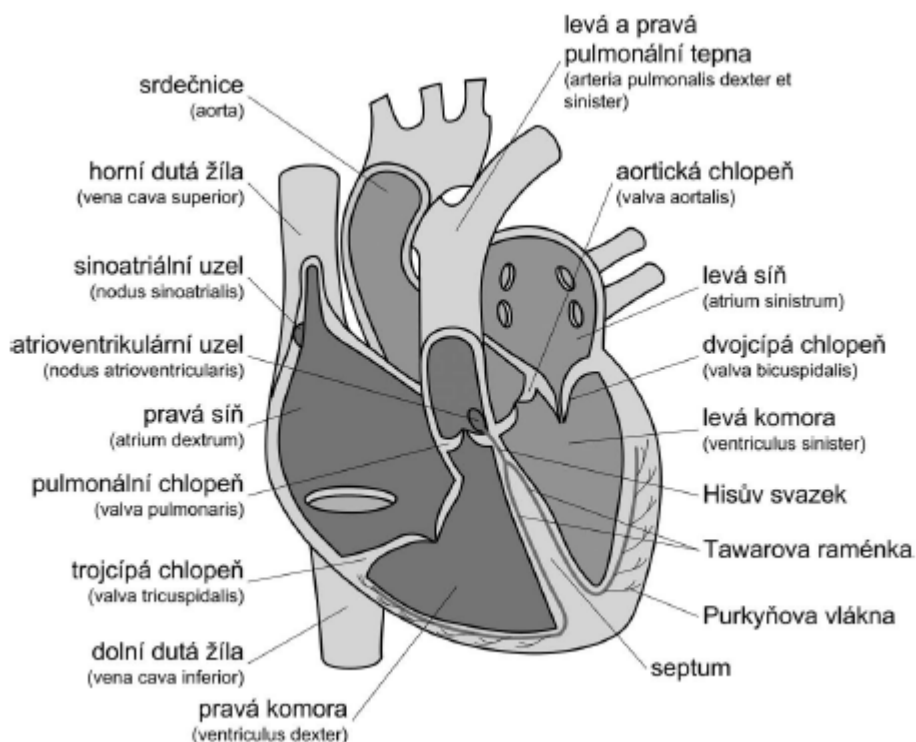
Obr. 1.3: Fáze akčního potenciálu srdeční svalové buňky.

## 2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je lékařská diagnostická metoda, která slouží ke snímání a záznamu bioelektrických signálů vznikajících srdeční aktivitou. Je to jedna z nejvyužívanějších metod v kardiologii. Pomocí této metody můžeme zjistit poruchy srdečního rytmu (tzv. srdeční arytmie), hodnotit ischemické změny myokardu nebo kontrolovat působení a účinnost léčiv (kardiofarmak). [1]

### 2.1 Srdce a jeho činnost

Srdeční sval (myokard) je tvořen příčně pruhovanými svalovými vlákny stejně jako kosterní svalstvo. Na rozdíl od kosterního svalstva nelze myokard ovládat vůlí, což je zapříčiněno absencí neuromuskulárních plotének. Z tohoto důvodu je i mechanismus šíření akčního potenciálu odlišný. Svalová vlákna myokardu jsou drážděna prostřednictvím lokálních proudů vznikajících ve specializovaných svalových buňkách, jež v srdci tvoří převodní systém srdeční. Srdce zastává v lidském těle funkci mechanické pumpy, která vhání krev do krevního oběhu. Je složeno ze čtyř hlavních částí, a to ze dvou komor a dvou síní. Proudění krve v srdci je regulováno chlopněmi, které v ideálním případě propouští krev jen v jednom směru. Každá síň je spojena s jednou komorou. Krev přitéká do pravé síně z horní a dolní duté žíly (největší žíly v lidském těle), které přivádějí odkysličenou krev z velkého krevního oběhu, zásobujícího tělesné orgány. Pravá síň společně s pravou komorou jsou součástí malého (plicního) krevního oběhu a jsou propojeny přes trojcípou chlopeň. [2][3]



Obr. 2.1: Anatomická stavba srdce. [2]

V pravé komoře se nachází pulmonální (semilunární neboli poloměsíčitá) chlopeň, která odděluje komoru od pulmonální tepny. Tato tepna se dále rozdvouje a odvádí krev k okysličení do pravé a levé plic. Okysličená krev přitéká z plic do levé síně a dále proudí přes dvojčipou chlopeň do komory. Z té pak prochází skrze aortální chlopeň do aorty (srdečnice), která zásobuje celý velký krevní oběh, přivádějící okysličenou krev do tělních orgánů. Svalstvo levé části srdce je mohutnější, jelikož je zde zapotřebí vyššího průtoku krve než u malého oběhu. [2][3]

Síně a komory jsou spirálovitě obtočeny svalovými vlákny myokardu, což umožňuje jejich efektivní stahování. Vždy dochází nejprve ke stahu síní a po krátké pauze následuje stah komor. Fází, při které dochází ke stahu (kontrakci svalových vláken), nazýváme systolou. Je způsobena depolarizační fází akčního potenciálu buněk myokardu, po které následuje kontrakce buňky. Kontrakce buněk myokardu je podstatně delší, než je tomu u buněk kosterního svalstva. Je to dáno existencí fáze "plató" v průběhu akčního potenciálu. Během této fáze dochází k pomalému toku kationtů kalcia do intracelulárního prostoru, a to má za následek zpomalení repolarizace buňky. Fází uvolnění svalových vláken nazýváme diastolou, ta nastává vždy s určitým zpožděním po repolarizaci srdeční svaloviny. Systolu a diastolu můžeme rozdělit na elektrickou a mechanickou část, přičemž elektrická část vždy předbíhá mechanickou. Za správné načasování stahů síní a komor odpovídá převodní systém srdeční, kterým se přenáší podráždění ve formě akčního potenciálu. Pevodní systém srdeční je složen z automatických buněk, které jsou schopné podráždění vést a také ho dokážou periodicky vytvářet. Takto vytvořený periodický akční potenciál je podstatou srdečního rytmu. [2][3]

### 2.1.1 Pevodní systém srdeční

Pevodní systém srdeční je složen z několika částí:

1. Sinusový uzel (nodus sinoatrialis)
2. Síňokomorový uzel (nodus atrioventricularis)
3. Hisův svazek
4. Tawarova raménka
5. Purkyňova vlákna

#### **Sinusový uzel**

Jedná se o shluk automatických buněk, který se nachází na rozhraní vstupu horní duté žíly do pravé síně. Za normálních okolností vzniká vzruch pro řízení srdeční činnosti v tomto uzlu. Frekvence je v této části převodního systému nejvyšší – 60 až 70 vzruchů za minutu. [3]

#### **Síňokomorový uzel**

Nachází se v pravé síni na rozhraní síně a komory. Frekvence tvorby vzruchů je zde podstatně nižší asi 40 vzruchů za minutu, proto se za nepatologických okolností neuplatňuje jako peacemaker (udavatel rytmu). Vzruchy přicházející ze sinusového uzlu jsou v tomto místě zpomalovány. Tím je zajištěno, aby síně měly dostatek potřebného času pro jejich kontrakci a doplnění srdečních komor krví. [2][3]

#### **Hisův svazek**

Vybíhá komorovou přepážkou (septem) ze síňokomorového uzlu a vede vzruch dále do Tawarových ramének (levé a pravé). Z těchto ramének vybíhají drobnější Purkyňova vlákna,



z nichž se vzruch rozvádí po celé komorové svalovině. Rychlost šíření vzruchů jednotlivých částí převodního systému je zobrazena v tabulce 2.1. [2][3]

Tab. 2.1 Rychlost vedení vzruchů převodním systémem srdečním. [1]

Číslo	Název	Rychlost vedení [m/s]
1	Nodus sinoatrialis	0,05
2	Svalovina síní	1
3	Nodus sinoventricularis	0,1
4	Hisův svazek	2
5	Tawarova raménka	2
6	Purkyňova vlákna	1
7	Pracovní myokard komor	0,4

## 2.2 Snímání EKG z lidského těla

Snímání srdeční elektrické aktivity je možno provádět několika způsoby. Nejčastěji se snímá z povrchu těla. Mezi další možnosti patří měření přes jícnovou elektrodu nebo nitrosrdeční snímání pomocí speciálních katétrů. Pomocí vhodně umístěných elektrod v oblasti končetin a hrudníku jsme schopni snímat EKG z povrchu těla. Před aplikací těchto elektrod na kůži pacienta se nejdříve kůže odmašťuje pro snížení přechodového odporu a dle typu použité elektrody se aplikuje vodivý gel pro zlepšení vodivosti. Nejčastěji se používají balónkové elektrody nebo plovoucí samolepící elektrody, které již vodivý gel obsahují. Umístění a způsob měření EKG dělíme do tří skupin podle autorů [2][4]:

- Einthovenovy bipolární končetinové (I, II, III)
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF),
- Wilsonovy unipolární hrudní svody (V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub>).

### Einthovenovy svody

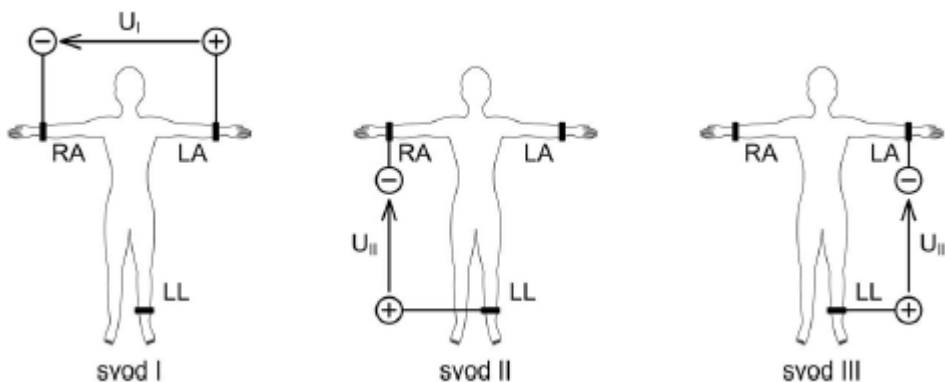
Einthovenovy bipolární končetinové svody se v praxi nazývají standardní svody a jsou označovány římskými číslicemi I, II, III. K měření se využívají tři elektrody [4]:

- Na pravé paži, elektroda nese označení RA (z angl. right arm).
- Na levé paži, elektroda nese označení LA (z angl. left arm).
- Na levé noze, elektroda nese označení LL (z angl. left leg).

V praxi se používá ještě čtvrtá končetinová elektroda RL (z angl. right leg), která se nepoužívá ke snímání, ale slouží jako pomocná elektroda v obvodu zpětné vazby. Obvod zpětné vazby se používá ke snížení souhlasné složky signálu na vstupu předzesilovače. [2][4]

Autor při zavádění těchto svodů vycházel z myšlenky, že konce tří končetin tvoří přibližně vrcholy rovnoramenného trojúhelníku. Končetiny mají představovat stejně dlouhé vodiče, které spojují vrcholy trojúhelníku s elektrickým středem těla, ve kterém je umístěno srdce. Do

vrcholů připojíme elektrody a snímáme bipolárně tři svody, tzn. vždy dvě elektrody proti sobě ( I- levá ruka x pravá ruka, II - levá noha x pravá ruka, III - levá noha x levá ruka). [2][4]



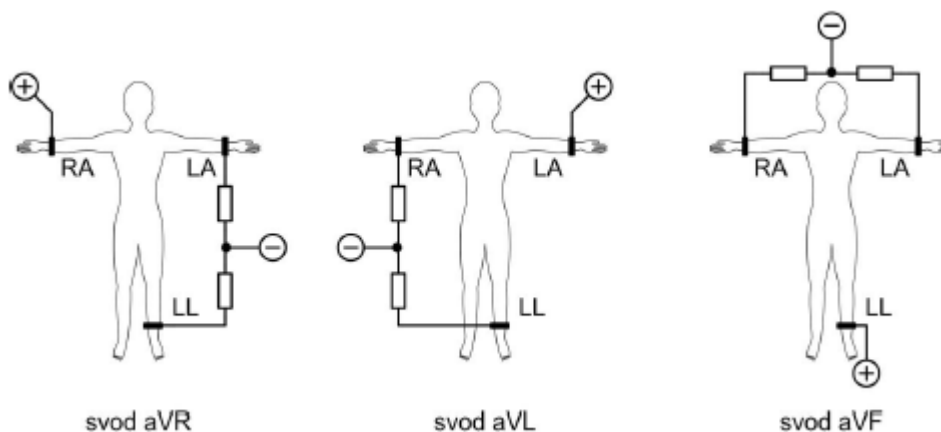
Obr. 2.2: Zapojení Einthovenových bipolárních svodů. [2]

### Goldbergerovy svody

Goldbergerovy unipolární svody využívají stejné končetinové elektrody jako standardní Einthovenovy svody. Kladná svorka je vždy připojena k jedné z elektrod a zbývající dvě jsou vždy zapojeny přes odpor  $5k\Omega$  do referenční svorky. Tyto svody jsou označeny následovně [2]:

- aVR - kladná svorka je připojena k RA
- aVL - kladná svorka je připojena k LA
- aVF – kladná svorka je připojena k LL

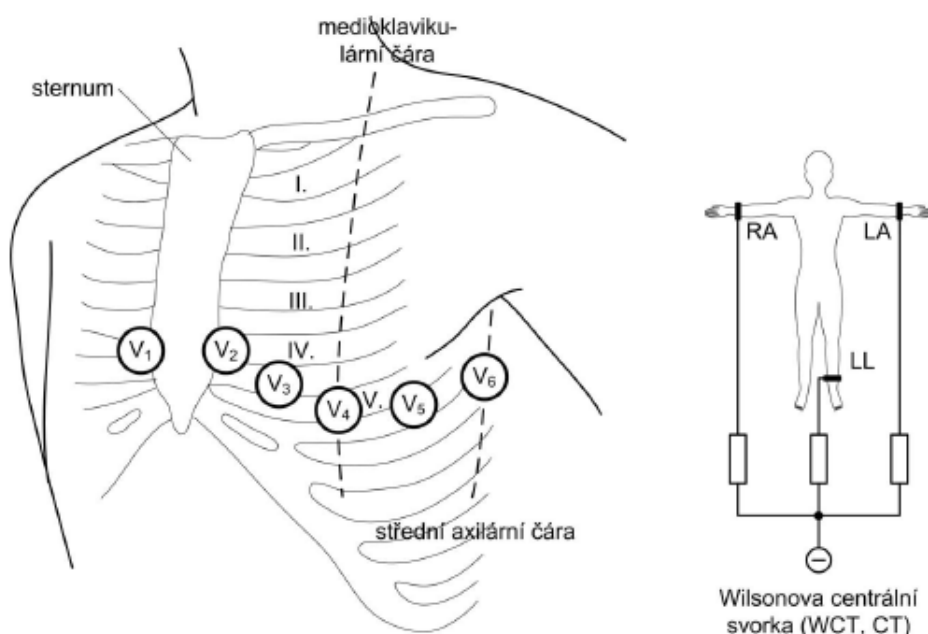
Zkratka aV v označení jednotlivých svodů je zkratkou z angl. augmented voltage, což znamená zesílené napětí. Měřením z každé elektrody vzhledem k aritmetickému průměru dvou zbývajících získáváme silnější úroveň signálu než u předešlého zapojení. [2][4]



Obr. 2.3: Zapojení Goldbergových unipolárních svodů. [2]

## Wilsonovy svody

Wilsonovy unipolární hrudní svody jsou také označovány jako prekordiální (lat. prekordium = krajina srdeční). Prostřednictvím těchto svodů lze přesně lokalizovat místo, kde došlo k poškození srdeční aktivity, na rozdíl od předešlých svodů, které nám poskytují pouze informaci, zda k infarktu došlo. Jedná se o šest svodů, které jsou označeny V1, V2, V3, V4, V5 a V6. Kladný pól každého z těchto svodů je připojen k elektrodě, která je umístěná v srdeční krajíně. Záporný pól je vždy připojen k referenční svorce, která je vytvořena spojením končetinových elektrod přes odpor  $5k\Omega$ . Tato svorka bývá označena jako CT nebo WCT (z angl. Wilson central terminal). Při umísťování elektrod na tělo pacienta se řídíme polohou hrudní kosti, mezižeberních prostorů, medioklavikulární čarou a střední axilární čarou. [2][4]



Obr. 2.4: Unipolární hrudní svody podle Wilsona. [2]

Kromě těchto základních šesti svodů se občas používají další tři svody (V7, V8, V9), jejichž elektrody jsou umístěny za axilární čarou a vyšších mezižebřích. Následující tabulky popisují základní zapojení dvanácti elektrocardiografických svodů. [2]

Tab. 2.2: Končetinové svody. [1]

Zkratka	Plný název	Pozitivní elektroda	Negativní elektroda	Typ
I	I. standardní svod	L	R	bipolární
II	II. standardní svod	F	R	bipolární
III	III. standardní svod	F	L	bipolární
aVR	augmentovaný svod z PHK	R	Goldberger (L, F)	unipolární
aVL	augmentovaný svod z LHK	L	Goldberger (R, F)	unipolární
aVF	augmentovaný svod z LDK	F	Goldberger (R, L)	unipolární

Tab. 2.3: Hrudní svody. [1]

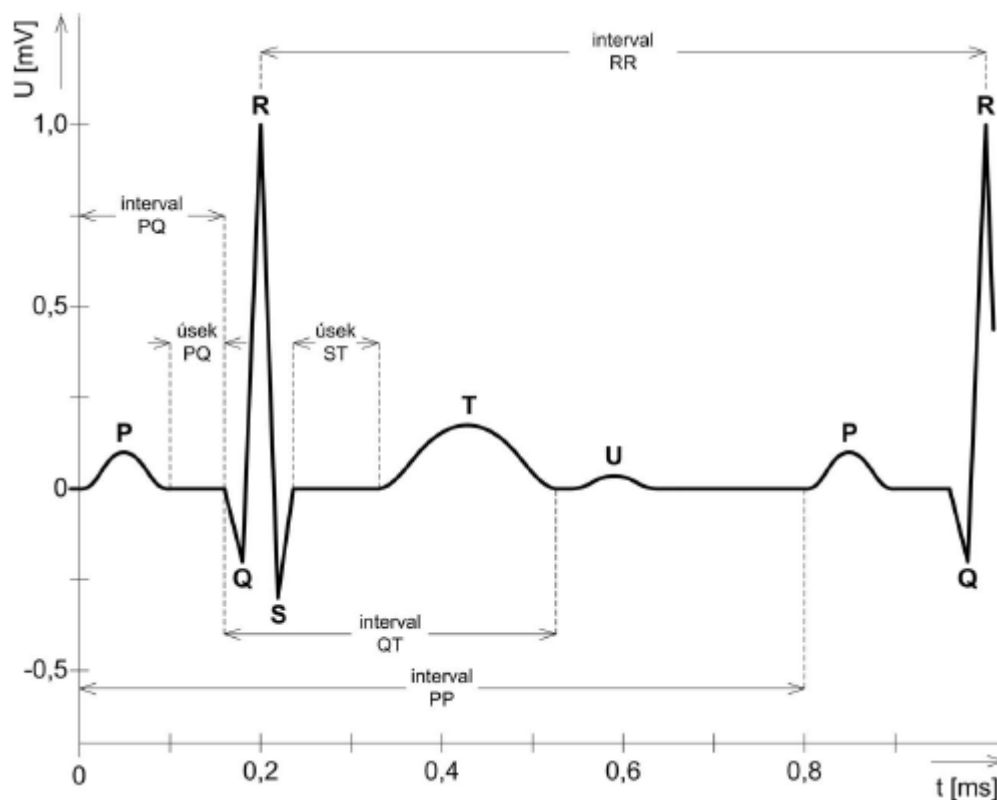
Zkratka	Plný název	Pozitivní elektroda	Negativní elektroda	Typ
V1	1. hrudní svod	V1	WCT	unipolární
V2	2. hrudní svod	V2	WCT	unipolární
V3	3. hrudní svod	V3	WCT	unipolární
V4	4. hrudní svod	V4	WCT	unipolární
V5	5. hrudní svod	V5	WCT	unipolární
V6	6. hrudní svod	V6	WCT	unipolární

### 2.3 Geneze a popis EKG signálu

Cyklus jednoho srdečního stahu u zdravého člověka začíná v sinusovém uzlíku, odkud se šíří dále převodním systémem srdečním až k jednotlivým buňkám srdečního svalu. Tento primární signál je natolik slabý, že ho většinou na záznamu EKG vůbec nezaznamenáme. Po aktivaci srdečních svalových buněk dojde ke vzniku signálu s vyšším potenciálem, který je zaznamenán na EKG. Záznam EKG křivky se nazývá elektrokardiogram a rozeznáváme na něm několik grafoelementů [1][2]:

- Izoelektrická linie – je zobrazena jako rovná čára vyskytující se mezi jednotlivými srdečními cykly, uvnitř cyklů a mezi jednotlivými elementy.
- Vlna – je vyjádřena oblou výchylkou nad nebo pod izoelektrickou linií. Rozlišujeme základní tři vlny P, T, U.
- Kmit – je strmá výchylka s podstatně kratší dobou trvání, než je u relativně pomalé vlny. Základní rozlišované kmity v kardiogramu nesou označení Q, R, S.
- Komplex – jde o soubor po sobě jdoucích kmitů. Jediný komplex, který se v kardiogramu vyskytuje, se nazývá komorový komplex a nese označení QRS.
- Interval – je to časový údaj vyjadřující vzdálenost mezi jednotlivými grafoelementy, může zahrnovat některý kmit nebo vlnu.
- Úsek (segment) – je to čas od konce výchylky (kmit nebo vlna) do začátku další.

První vlna v elektrokardiogramu je vlna P, která vzniká depolarizací síní, tedy signalizuje začátek jejich kontrakcí. Repolarizaci (uvolnění svalstva) síní nelze na křivce pozorovat, jelikož je zastíněna daleko silnější amplitudou, vzniklou při depolarizaci komor. Začátek depolarizace komor v mezikomorovém septu označuje negativní kmit Q. Depolarizace se přenáší dále na komory, což se v záznamu projeví prvním pozitivním kmitem R. Na konci depolarizace se objevuje negativní kmit S. Tyto kmity tvoří komorový komplex QRS. Následuje vlna T, která vzniká při repolarizaci komor. Repolarizace některých částí převodního systému se projeví na záznamu jako vlna U, ta má však velmi nízkou amplitudu (0,05mV) a proto jí většinou nelze na elektrokardiogramu rozlišit. [2]



Obr. 2.5: Idealizovaná EKG křivka. [2]

Výše uvedený obrázek (Obr. 2.5) nám znázorňuje ideální sejmoutou EKG křivku. Skládá se z izoelektrické linie, QRS komplexu, vln P, T, U a příslušných úseků a intervalů. Všechny tyto části elektrokardiogramu budou nyní popsány [1][2]:

- **Vlna P** – je projevem depolarizace síní. Vzniká vlivem podráždění, které vzniká v sinoatriálním uzlu a šíří se skrze myokard síní. Vlna P je ve všech standardních svodech pozitivní, pouze ve svodu aVR je vždy negativní. Výška vlny je v rozmezí 0,1 mV až 0,15mV a netrvá déle než 100ms.
- **Vlna T** – na elektrokardiogramu reprezentuje repolarizaci komor. Je vždy souhlasně orientovaná s hlavní výchylkou QRS komplexu, a proto je ve většině svodů pozitivní. Negativní vlnu T pozorujeme vždy ve svodu aVR a III. Amplituda dosahuje 1/8 až 2/3 amplitudy kmitu R.
- **Vlna U** – je projevem repolarizace částí převodního systému a nepřesahuje hodnotu 0.05mV. Po podání léčiv nebo při patologické změně se stává zřetelně pozitivní nebo negativní.
- **Kmit Q** – označuje počátek depolarizace komor, konkrétně mezikomorového septa. Jedná se o první negativní výchylku komorového komplexu.
- **Kmit R** – je to první pozitivní výchylka komorového komplexu, následuje po kmitu Q a vzniká při průběhu depolarizace komor. Pokud je v elektrokardiogramu více pozitivních kmitů, přidává se k označení R ještě apostrof. Amplituda kmitu v končetinových svodech dosahuje 1 mV, v hrudních až 2,5 mV.

- **Kmit S** – vzniká na konci fáze depolarizace komor. Je to první negativní kmit, který následuje po kmitu R.
- **Interval PQ** – je doba od začátku vlny P do začátku kmity Q. Délka intervalu PQ se u dospělého jedince pohybuje v rozmezí 120 až 200 ms a závisí na srdeční frekvenci. Interval může být prodloužen při poruše šíření vzruchů ze síní na komory (atrioventrikulární blok). Zkrácení intervalu je vyvoláno preexcitací, při které dochází k předčasné aktivaci komor vlivem vrozeného onemocnění.
- **Interval QT** – je doba od začátku komorového komplexu do konce vlny T. Přibližně ohraničuje trvání systoly komor. Za nepatologického stavu trvá tento interval 350 až 450 ms. S věkem se interval prodlužuje.
- **Interval RR** – je doba mezi dvěma komorovými komplexy. Při zvyšování srdeční frekvence se zkracuje a naopak. Detekci RR intervalu využívají přístroje k měření srdeční frekvence.
- **Úsek PQ** – je doba od konce vlny P do začátku komorového komplexu.
- **Úsek ST** – je doba mezi koncem komorového komplexu a začátkem vlny T. Během něj dochází k přechodu od depolarizace komor k jejich repolarizaci. Za normálního stavu je úsek vždy vodorovný a izoelektrický. Odchylka od izoelektrické linie v tomto úseku se projevuje u některých onemocnění (vysoká je infarktu myokardu).
- **Komorový komplex** – tvoří jej výše uvedené kmity Q, R, S a dochází při něm k depolarizaci komor. Kmitů R a S může být i více. Ke značení se používají velká a malá písmena. Malá písmena se volí u kmitů s nízkou amplitudou a velká u kmitů s vyšší amplitudou. Délka celého QRS komplexu se pohybuje do 0,1 s.

## 2.4 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf je zařízení určené ke snímání elektrického pole, které vytváří srdce svou aktivitou a šíří se vodivým prostředím celého těla. V podstatě jde o vícekanálový, velmi citlivý voltmetr s vysokým vstupním odporem a zařízením pro záznam. V současnosti se v klinické praxi používají zásadně dvanáctisvodové elektrokardiografy s možností zobrazení a vytisknutí elektrokardiogramu. Zařízení bývá vybaveno i dalšími vstupy pro měření doplňujících parametrů, které jsou potřebné pro kardiologické vyšetření. Mezi tyto parametry můžeme zařadit krevní tlak, tělesnou teplotu nebo nasycení krve kyslíkem. Podle potřeby použití se vybavení a konstrukce elektrokardiografů může lišit. Některé elektrokardiografy jsou vybaveny počítačem se softwarem pro analýzu pořizovaných záznamů nebo jsou vybaveny rozhraním pro jeho pozdější připojení. Přenosné elektrokardiografy určené pro rychlé použití v terénu, mají zabudované LCD displeje, umožňující okamžité prohlížení signálu. Většinou mají menší počet svodů a jsou vybaveny jednodušším softwarem pro analýzu záznamu, než je například u klinických elektrokardiografů. EKG záznam má standardizovanou podobu. Základní citlivost elektrokardiografu je 10 mm/mV což znamená, že vstupní napětí o velikost 1mV se projeví na záznamu jako výchylka o 10mm. Rychlost posuvu elektrokardiogramu je rovněž standardizovaná, a to na hodnoty 25mm/s a 50mm/s. Při měření EKG si obslužný personál musí dávat pozor na možné artefakty, které se mohou v záznamu objevit. [1][2]

## 2.5 Artefakty

Artefakt v lékařské diagnostické technice se obecně popisuje jako jev, který nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu a je nutné ho ze záznamu odstranit. Za vznik těchto artefaktů mohou fyziologické a vnější vlivy. Artefakty rozdělujeme do dvou skupin, a to na technické a biologické. [2][4]

### Technické artefakty

- Rušení elektrorozvodnou sítí (sít'ový brum) - tento rušivý signál se do užitečného signálu zanáší kapacitními vazbami, které vznikají mezi pacientem a okolním prostředím, mezi kapacitami signálového vedení a jeho okolím a vlivem parazitních vazeb v obvodech přístroje. Tento artefakt odstraňujeme ze záznamu pomocí filtrace.
- Elektrostatické potenciály – vznik tohoto artefaktu má mnoho příčin. Mezi nejčastější se uvádí špatný kontakt elektrody s pokožkou, vysychání vodivého gelu, změna prokrvení v místě měření nebo působení elektrostatických výbojů v bezprostřední blízkosti elektrod.
- Impulsní rušení – do užitečného signálu se zanáší stejnou cestou jako sít'ový brum. Toto rušení pochází převážně ze spínaných zdrojů, elektromotorů, zapínáním a vypínáním spotřebičů ve stejné síti.
- Vlastní šum elektronických prvků a obvodů – projevuje se na analogových částech vstupních obvodů diagnostických přístrojů, a to u pasivních i aktivních prvků obvodu. Patří sem tepelný šum.
- Rušivá elektromagnetická pole – se nejčastěji projevují při měření biomagnetických signálů. Tento artefakt je způsoben nedostatečným stíněním přístroje nebo přítomností silného zdroje rušení v blízkosti přístroje. Mezi výrazné zdroje rušení jsou považovány mobilní telefony, které jsou schopny narušit správné fungování přístroje.

### Biologické artefakty

- Pohybové artefakty – vznikají při pohybu rozhraní elektroda – elektrolyt, což má za následek porušení na něm vytvořené dvouvrstvy elektrického náboje. Změna koncentrace iontů na rozhraní se projeví dočasnou změnou potenciálu, čímž vzniká chyba měření.
- Vzájemný vliv orgánů – při snímání bioelektrického signálu zvoleného orgánu je tento signál ovlivňován okolními soustavami. Například u měření EKG je signál modulován v rytmu dýchání. Pro dosažení kvalitního signálu musí být vstupní zesilovač přizpůsobený konkrétnímu měření.
- Biologické rytmy – jsou opakované změny důležitých biologických funkcí, které probíhají v různých časových cyklech a na všech úrovních od buněk po celé populace. Tyto rytmy ovlivňují průběh biosignálů, především v mozku. Jako příklad je uváděn cirkadiánní rytmus, který je spojený se střídáním dne a noci a má vliv na produkci hormonů a mozkovou aktivitu. Biorytmy mohou být propojené s různými periodami. [2][4]

### 3 Mikrokontrolér řady Kinetis L

Řada Kinetis L zahrnuje širokou škálu mikrokontrolérů s ultra nízkou spotřebou a jádrem ARM Cortex-M0+ používaných v průmyslu. Větev Kinetis L obsahuje 5MCU řad, které nabízejí široký rozsah paměti, využitelných periférií a několik možností zapouzdření. Řady Kinetis L sdílejí běžné periférie, což vývojářům umožňuje jednodušší orientaci a práci s celou řadou MCU nebo mezi nimi. Všechny mikrokontroléry řady L obsahují silné nástroje v podobě časovačů, analogových, komunikačních a řídicích periférií. Úroveň integrovaných funkcí je zvýšena o paměť flash a množství použitelných pinů. Mezi společné funkce všech mikrokontrolérů řady L patří [5]:

- 48 MHz ARM Cortex-M0+ jádro
- Vysokorychlostní 12/16 analogově digitální převodník
- 12 bitový digitálně analogový převodník
- Vysokorychlostní analogové komparátory
- Výkonné časovače pro širokou škálu aplikací, včetně kontroly motorů
- Sériové rozhraní s nízkou spotřebou jako jsou UART, SPI, I2C...
- Jedno napájení: 1,7- 3,6V s několika nízkonapěťovými módy podporujícími operační teplotu -40 až 105°C



Obr. 3.1: FRDM-KL25Z. [6]

Pro návrh implementace Kinetisu KL25Z do zařízení pro měření EKG byla použita již zhotovená vývojová platforma firmy Freescale. Vývojová platforma Freescale Freedom je sada softwarových a hardwarových nástrojů pro zpracování a vývoj. Je ideální pro rychlé navrhování aplikací pro mikrokontroléry. Tento hardware nese označení FRDM-KL25Z (obrázek 3.1) a přesto, že je jednoduše navržený, má propracovaný design a obsahuje Kinetis řady L. FRDM-KL25Z, může být použit se zařízeními KL1 a KL2 série kinetis L. Obsahuje konkrétně KL25Z128VLK, což je zařízení s maximální operační frekvencí 48MHz, 128KB flash paměti, plně rychlostním USB řadičem a velkým množstvím analogových a digitálních periférií.



Rozhraní platformy obsahuje RGB LED diodu, tříosý digitální akcelerometr a kapacitní dotykový slider. FRDM-KL25Z je první vývojová platforma s funkcí OpenSDA (open standard embedded serial and debug adapter). Tento obvod nabízí několik možností pro sériovou komunikaci, Flash programování a run-control ladění. [5][6]

### 3.1 Napájení FRDM-KL25Z

Existuje několik možností pro napájení tohoto hardwaru. Může být napájen některým z USB připojení nebo přes pin  $V_{IN}$ , který je umístěn na I/O rozhraní, mincovou baterií, kterou je možno vložit do zabudovaného držáku baterií pro DPS nebo připojením k pinu 3.3V na I/O rozhraní. Napájení přes porty USB a pin  $V_{IN}$  je regulováno na hlavní napájení o hodnotě 3,3V přes zabudované lineární regulátory. Zbylé dvě možnosti napájení nemají možnost regulace. Tabulka 3.1 popisuje požadavky na napájení. [6]

Tab. 3.1: Požadavky na napájení. [6]

Zdroj napájení	Rozsah [V]	Funkce OpenSDA	Regulace
OpenSDA USB	5	Ano	Ano
KL25Y USB	5	Ne	Ano
$V_{IN}$ pin	4,3-9	Ne	Ne
3.3V pin	1,71-3,6	Ne	Ne
Mincová baterie	1.71-3,6	Ne	Ne

### 3.2 Mikrokontrolér KL25Z

Jak bylo zmíněno výše, obsahuje FRDM-KL25Z mikrokontrolér KL25Z128VLK, což je Kinetis řady L v zapouzdření 80 LQFP (Low Quad Flat Package). Zařízení je vybaveno 128 kB pamětí typu flash a 16 kB pamětí typu SRAM. Hodinový signál pro systém a CPU může být generován pomocí FLL (Frequency-lock loop) nebo PLL (Phase-lock loop) módu. Obsahuje 4 MHz a 32 kHz vnitřní referenční hodinový signál. Oscilátor zabudovaný na čipu podporuje tři různé rozsahy vstupních frekvencí z krystalu nebo rezonátoru: 30-40 kHz (nízkofrekvenční mód), 3-8 MHz (vysokofrekvenční mód, nízký rozsah) a 8-30 MHz (vysokofrekvenční mód, vysoký rozsah). Má zabudovaný 1 kHz oscilátor pro funkci RTC a COP watchdog. Obsahuje následující analogové periferie [6]:

- 16 bitový SAR ADC s podporou DMA (přímý přístup do paměti)
- 12 bitový DAC s podporou DMA
- Vysokorychlostní komparátory

Je vybaven řadou komunikačních periférií:

- Dvě sériové periferní rozhraní SPI
- USB dual-role regulátor s vestavěným FS/LS vysílačem
- USB napěťový regulátor
- Dva moduly  $I^2C$
- Jeden nízkonapěťový UART a dva standardní moduly UART

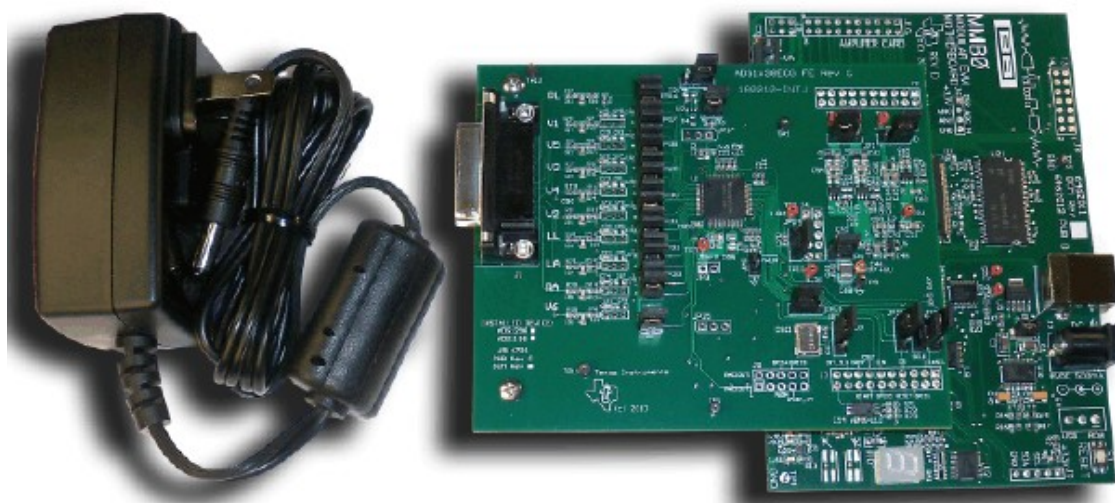
Umožňuje použití široké škály časovačů:

- Jeden šestikanálový časovač/ PWM modul
- Dva dvoukanálové časovače/ PWM moduly
- Dvou kanálový časovač periodického přerušení (PIT)
- Hodiny reálného času (RTC)
- Nízkonapětový časovač

## 4 ADS 1298ECG-FE kit

ADS 1298ECG-FE kit je hodnoticí modul pro ADS1298 což je integrovaný analogový front-end navržený pro tvorbu aplikací monitorujících EKG nebo EEG od firmy Texas Instruments. Celý hodnoticí modul se skládá ze tří částí [7]:

1. Plošný spoj ADS1298
2. Plošný spoj MMOB
3. Adapter 120V - 240VAC to +6V DC



Obr. 4.1: ADS1298 ECG-FE kit

### 4.1 Plošný spoj ADS1298

Tento plošný spoj obsahuje front-end ADS1298 a hardwarové části, které jsou potřebné pro jeho funkci. Je nakonfigurovaný pro připojení vývojové platformy TI MMBO, která zprostředkovává datový převod a požadované napájení. Technická dokumentace k vývojové platformě MMBO není poskytována výrobcem a z tohoto důvodu nebude v této práci popsána. Tato platforma je navržena jako čtyřvrstvá deska a obsahuje několik lineárních regulátorů napětí (LDO). Změnu hardwarového nastavení je možné provádět pomocí zabudovaných 33 jumperů (JP). Jak již bylo zmíněno hlavní napájení je poskytováno z MMOB přes desetipinový konektor J4. Přes tento konektor je přiváděno napětí o hodnotě 5 V, 3 V a 1,8V. ADS1298 může pracovat v unipolárním režimu s jedním napájením v rozsahu 2,7V až 5,25V pro analogovou část (AVDD/AVSS) nebo v bipolárním režimu s napájením  $\pm 1,5V$  až  $\pm 2,5V$ . Další napájení nutné pro provoz je digitální napájení (DVDD) v rozsahu 1,65V až 3,6V. Pro volbu hodnoty napájecího napětí a přepínání mezi unipolárním a bipolárním módem je nutné správně nastavit jumpery JP2, JP20 a JP24. Spotřeba energie ADS1298 může být měřena pomocí ampérmetru zapojeného mezi JP24 a JP4. Na desce jsou umístěny testovací body, přes které lze ověřit správnou funkčnost napájení, a také je lze použít k přivedení potřebného napájení v případě, že desku nebude napájet MMBO. V tabulce 4.1 jsou uvedeny hodnoty napětí na testovacích bodech pro správnou funkci zařízení. [7][8]

Tab. 4.1: Správné napětí na testovacích bodech. [7]

Testovací bod	Napětí [V]
TP5	+3,0
TP6	-2,5
TP7	+5,0
TP8	GND
TP9	+1,8
TP10	+3,3
TP13	+2,5

Hodinový signál může být přiváděn z integrovaného oscilátoru na čipu ADS1298 nebo z externího oscilátoru umístěného na plošném spoji, také může být přiveden z externího zdroje. Interní a externí oscilátory poskytují hodinový signál s frekvencí 2,048 MHz. Externí oscilátor je napájen z digitálního napájení 1.8V nebo 3V. Pro nastavení jedné ze tří možností přivedení hodinového signálu slouží jumpery JP18 a JP19. [7][8]

#### 4.1.1 ADS1298

ADS1298 je osmikanálový, 24 bitový, delta sigma analogově digitální převodník se zabudovanými programovatelnými zesilovači (PGAs). Zapouzdření ADS1298 je v provedení 64-TQFP (Thin Quad Flat Pack). Tento front-end je vybavený flexibilními vstupními multiplexory, které mohou nezávisle připojovat vnitřní signály pro testování připojených elektrod a měření teploty. Kromě toho je možné použít jakoukoli konfiguraci vstupních kanálů pro derivaci výstupního napájení pravou nohou RLD. Obsahuje tři integrované zesilovače, které jsou určeny pro vytvoření Wilsonovy a Goldbergerovy svorky, potřebné pro standardní dvanácti svodové EKG. [7][8]

##### Zesilovače PGA

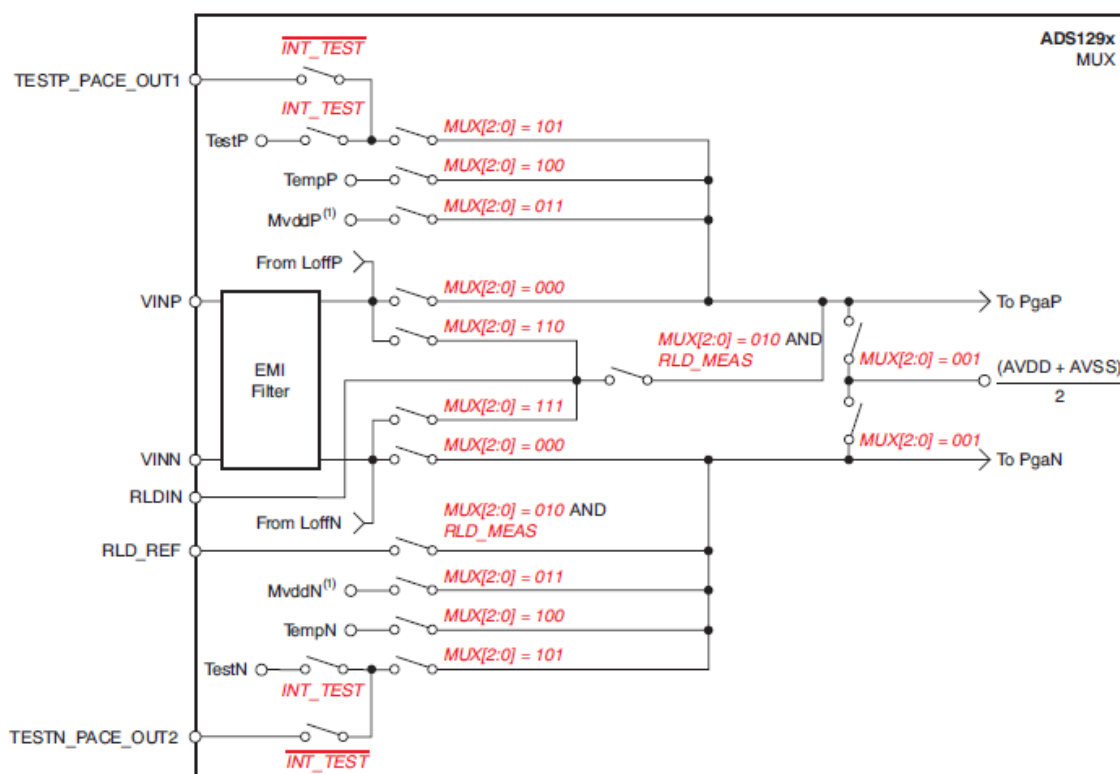
Tyto diferenciální vstupně/výstupní programovatelné zesilovače poskytují sedm možností nastavení zesílení (1,2,3,4,6,8 a 12). Nastavení se provádí zápisem do registru CHnSET, který je pro každý kanál individuální. [8]

##### EMI filtr

RC filtr, který je umístěný na vstupu všech kanálů, slouží jako filtr elektromagnetické interference. [8]

##### Multiplexory (MUX)

Vstupní multiplexory poskytují mnoho konfigurovatelných možností přepínání signálů. Funkční schéma bloku multiplexoru je zobrazeno na obrázku 4.2. ADS1298 obsahuje osm těchto bloků multiplexorů pro každý kanál. Umožňují připojení signálu z teploměru, signálu pro testování, přivedení obvodu RLD a signálů z měřících elektrod. Výběr připojených signálů se provádí zápisem do registru CHnSET, který je pro každý kanál individuální a zápisem do konfiguračního registru 3 pro nastavení RLD. [8]



Obr. 4.2: Schéma jednoho bloku multiplexoru. [8]

#### 4.1.2 Komunikace ADS1298

Digitální signály jsou vyvedeny na konektor J3 a zahrnují rozhraní SPI, některé GPIO signály a kontrolní signály. Mezi kontrolní signály patří START a RESET. Pro obousměrnou komunikaci slouží rozhraní SPI se signály CS, SCLK, DIN a DOUT. Na konektor J3 je vyvedený i pomocný signál DRDY (data ready), který je nastavený na hodnotu logické nuly, v okamžiku kdy jsou data připravena k odeslání. [8]

Signál CS (chip select) vybírá zařízení pro SPI komunikaci. Aby byla komunikace aktivována, musí být signál CS nastaven na logickou 0 a tuto hodnotu musí zachovat po celou dobu trvání sériové komunikace. Po ukončení přenosu dat je signál CS nastaven na hodnotu logická 1 a dojde tak k resetování sériového rozhraní a signály SCLK a DIN budou ignorovány. [8]

Pin SCLK sériového rozhraní přivádí hodinový signál pro posun příkazů do zařízení a pro posun dat ze zařízení. V okamžiku, kdy je chip select nastaven na nulu, dochází k dekódování a provádění příkazů každých 8 hodinových impulsů. V případě, že je komunikace prováděna pouze s jedním zařízením, je minimální potřebná frekvence hodinového signálu závislá na počtu snímaných kanálů, výstupní rychlosti dat a bitovým rozlišením. Rychlost sériového hodinového signálu je možné vypočítat podle vzorce [8]:

$$t_{SCLK} < \frac{(t_{DR} - 4t_{CLK})}{(N_{BITS} \cdot N_{CHANNELS} + 24)} \quad (4.1)$$

Kde:

$t_{SCLK}$  [s] perioda sériového hodinového signálu

$t_{DR}$  [s] doba výstupu dat

$t_{CLK}$  [s] perioda řídicího hodinového signálu

$N_{BITS}$  bitové rozlišení

$N_{CHANNELS}$  počet kanálů

Pro příklad použijeme-li ADS1298 v módu 500 SPS pro 8 kanálů s 24 bitovým rozlišením bude minimální frekvence SCLK 110 kHz. [8]

Signály DIN (data in) a DOUT (data out) se používají spolu s SCLK pro komunikaci s ADS1298. Signál DIN slouží k posílání operačních příkazů a k zápisu do registrů ADS1298. Je čten vždy se sestupnou hranou SCLK. Signál DOUT posílá data z front-endu. Je posunován s náběžnou hranou SCLK. Data je možno číst ve dvou režimech, a to v kontinuálním režimu nebo čtením dat na příkaz. ADS1298 poskytuje flexibilní řízení konfigurace pomocí řídicích příkazů, které jsou popsány v tabulce 4.2. Operační příkazy jsou posílány samostatně až na příkazy pro čtení a zápis do registrů. Ty jsou rozšířené o další příkazový byte a data. Chip select může, ale nemusí být nastaven do logické jedničky mezi poslanými operačními příkazy, ale v případě, že posíláme více bytový příkaz, musí zůstat CS v logické nule pro celý tento příkaz.

Tab. 4.2: Definice operační příkazů. [8]

Command	Description	Firts byte	Second Byte
System commands			
WAKEUP	Wake-up from standby mode	0000 0010 (02h)	
STANDBY	Enter standby mode	0000 0100 (04h)	
RESET	Reset the device	0000 0110 (06h)	
START	Start/restart (synchronize) conversions	0000 1000 (08h)	
STOP	Stop conversion	0000 1010 (0Ah)	
Data read commands			
RDATA_C	Enable Read Data Continuous mode.	0001 0000 (10h)	
SDATA_C	Stop Read Data Continuously mode	0001 0001 (11h)	
RDATA	Read data by command; supports multiple read back.	0001 0010 (12h)	
Register Read Commands			
RREG	Read n nnnn registers starting at address r rrrr	001r rrrr (2xh)	000n nnnn
WREG	Write n nnnn registers starting at address r rrrr	010r rrrr (4xh)	000n nnnn

## 5 Metody realizace low-power zařízení.

Mobilní zařízení je závislé na napájení, které je potřebné pro správný chod přístroje po celou dobu jeho provozu. Pro optimalizaci zdroje napájení a prodloužení doby, po kterou je přístroj schopen pracovat, se využívají metody, které snižují energetickou spotřebu zařízení. Tyto metody mohou být rozděleny podle úrovně na metody systému a periferie.

1. Systémové metody
  - Duty cycling
  - Dynamic frequency scaling (DFS)
  - Dynamic voltage scaling (DVS)
  - Dynamic voltage and frequency scaling (DVFS)
2. Periferijní metody
  - Event-driven sampling

Ztrátový výkon v digitálním CMOS čipu je možné vypočítat z následující rovnice [9]:

$$P = N_a(aCV_{DD}^2f + I_{leak,a}V_{DD}) + N_iI_{leak,i}V_{DD} \quad (5.1)$$

Kde:

$N_a$	počet aktivních bran logických obvodů
$N_i$	počet bran logických obvodů ve stavu spánku
$a$	faktor aktivity
$C$	průměrná kapacita sítě spojené s výstupem brány
$f$	pracovní frekvence
$V_{DD}$	napájecí napětí
$I_{leak,a}$	proud tekoucí přes aktivní brány
$I_{leak,i}$	proud tekoucí přes brány ve stavu spánku

### 5.1 Duty cycling

Pracovní cyklus je podíl času, během kterého je komponenta, periferie nebo celý systém ovládan. Může být vyjádřený v procentech nebo poměru. Cyklickým vypínáním přístroje nebo uváděním zařízení do úsporného režimu v okamžiku, kdy jeho chod není nezbytně nutný, způsobí zkrácení pracovního cyklu, což má za následek snížení spotřeby celého systému.

### 5.2 Dynamic frequency scaling

Dynamické škálování frekvence (DFS) je metoda, která byla vyvinuta s cílem optimalizovat pracovní frekvence a snížit napájení pro požadavky specifických aplikací. Například frekvenční požadavky video kodeků jsou řádově výše než požadavky audio kodeků. Z tohoto důvodu je frekvence provozu aplikace upravena podle jejich požadavků. Výhodný způsob pro nastavení frekvence je rozdělení hlavního hodinového signálu. Výhodou tohoto přístupu je získání nového kmitočtu v jednom hodinovém cyklu. Tato metoda je nejrychlejší, avšak dochází zde k velkým odchylkám v kmitočtových hodnotách mezi základní a první rozdělenou hodnotou. Alternativou je nastavení dělicího poměru metodou PLL. Frekvence může být nastavena v krocích referenčního hodinového kmitočtu nebo i nižšího. Frekvenční

pásma smyčky PLL jsou obvykle vyrobeny v rozsahu MHz pro zajištění nízkého chvění hodinového signálu. Z tohoto důvodu může převod na novou frekvenci trvat v řádu mikrosekund. [9]

### **5.3 Dynamic voltage scaling**

Dynamické škálování napětí (DVS) je metoda řízení spotřeby, která je založena na změně přiváděného napětí na komponentu. Podle okolností může být napětí zvýšeno (overvolting) nebo sníženo (undervolting). DVS snižuje provozní napětí MCU (nebo jiných obvodů) a tím způsobuje kvadratické snížení spínaného výkonu (rovnice 5.1). Vztah mezi frekvencí a minimálním napájecím napětím může být stanovený tabulkou pro několik frekvenčních bodů, tak aby bylo zaručeno, že i pro nejhorší případ procesu a teplotní podmínku bude vždy zajištěno odpovídající napájení. Při změně pracovní frekvence se v tabulce vyhledá příslušná hodnota napájecího napětí a regulátory napětí jsou naprogramovány tak, aby dodávaly toto napětí čipu. Tento přístup je v současné době používán v mnoha komerčních čipech, které podporují DVS. Dynamická změna napětí je značně limitována odezvou regulátorů napětí. U této metody je tedy nutné správně nastavit sekvence změny frekvence a napětí tak, aby nedošlo k narušení funkce zařízení. [9]

### **5.4 Dynamic voltage and frequency scaling (DVFS)**

Dynamické škálování napětí a frekvence je kombinací výše zmíněných metod. Na rozdíl od duty cycling, škálovací techniky umožňují udržet systém v provozu s pomalejším tempem, aniž by narušily provádění důležitých úkonů systému.

### **5.5 Event-driven sampling**

U této metody je periferie uvedena do režimu spánku, kde vyčkává do doby, než nastane předem definovaná událost. Vždy, když je detekována událost, dojde k oživení periferie a začnou se zpracovávat příkazy (měření hodnot ze senzorů, spuštění komunikace atd..). Po zpracování příkazů se periferie co nejrychleji vrací do režimu spánku.

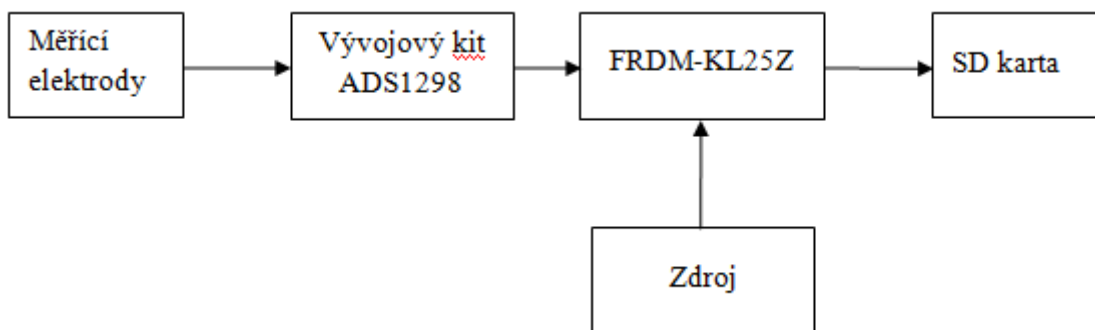


## 6 Návrh mobilního lékařského zařízení

V této kapitole budou řešeny možnosti využití Kinetisu řady L v mobilním lékařském zařízení. První možnost využívá již zmíněný front-end ADS1298, který přes komunikaci SPI, posílá digitálně zpracovaná data a ty jsou ukládány na SD kartu. Druhá možnost nabízí použít mikrokontrolér jako A/D převodník připojený k analogovému modulu pro zpracování EKG signálu s možností ukládání dat na SD kartu. Tato varianta vychází z již zhotoveného výukového modulu bmeng EKG.

### 6.1 Návrh mobilního zařízení pomocí vývojového kitu ADS1298

Návrh se skládá z front-endu ADS1298, vývojové platformy FRDM-KL25Z, obvodu pro připojení SD karty a obvodu pro napájení.

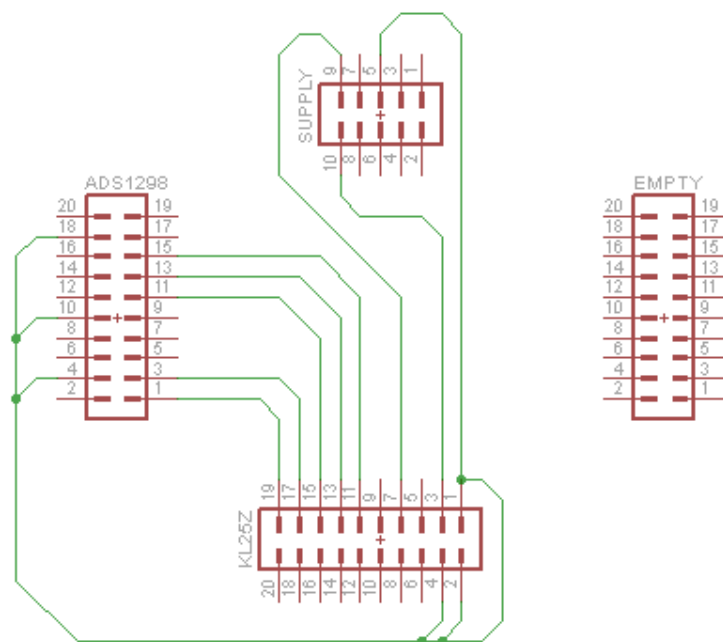


Obr. 6.1: Blokové schéma zapojení pomocí vývojových kitů.

Pro propojení vývojového kitu ADS1298 a FRDM-KL25Z bylo nutné vytvořit spojovací modul, který obsahuje 4 konektory: ADS1298, SUPPLY, EMPTY, KL25Z. Konektor EMPTY slouží pouze pro stabilitu propojení modulů, nejsou na něj vyvedeny žádné signály. Na konektor ADS1298 jsou vyvedeny signály pro komunikaci SPI, doprovodný signál DRDY a kontrolní signály START a RESET, které nejsou připojeny, jelikož jsou zadávány příkazem přes SPI. Konektor SUPPLY přivádí potřebné napájení 5V a 3.3V do vývojového kitu ADS1298. Konektor KL25Z slouží k připojení mikrokontroléru a přivedení potřebného napájení. Modul byl zhotoven na univerzálním poli plošného spoje z důvodu připojení sond osciloskopu pro následné testování signálu a měření spotřeby zapojení, pro pozdější návrh zdroje napájení. Schéma zapojení je zobrazeno na obr. 6.2. Přiřazení pinů mikrokontroléru pro komunikaci SPI s ADS1298 popisuje tabulka 6.1.

Tab. 6.1: Přiřazení pinů FRDM-KL25Z pro komunikaci SPI.

Název	Pin FRDM-KL25Z
CS	PTC4
MISO	PTC6
MOSI	PTC7
SCLK	PTC5



Obr. 6.2: Schéma zapojení konektorů propojovacího modulu.

### 6.1.1 Obvod SD karty

SD karty obsahují devět kontaktních plošek. Jeden pin je určen pro napájení, dva jsou zemnicí a zbylých šest je určeno pro komunikaci. Rozhraní SD karty je schopno pracovat ve dvou režimech. V režimu SD karty a v režimu SPI. [10]

Režim SD karty využívá 1bitový přenos zvláště pro MMC(Multi Media Card) karty, které mají jenom sedm kontaktních plošek, ale u SD karty je možné použít i výkonnější 4bitový přenos. [10]

SPI režim neumožňuje takový výkon, jako režim SD karty při 4bitovém přenosu, ale jeho výhodou je jednoduchost použití, jak pro MMC karty tak, i pro SD karty. [10]

Napájecí napětí pro SD karty je 3,3 V, ale registr provozních podmínek definuje rozsah napájecího napětí pro SD karty od 2,7 V do 3,6 V. Adaptér SD karty je vybaven pomocnými obvody Card Detect a Write Protect. Následující tabulky 6.2 a 6.3 popisují připojení SD karty v jednotlivých režimech. [10][11]

Tab. 6.2: Zapojení pinu SD karty v SPI režimu. [11]

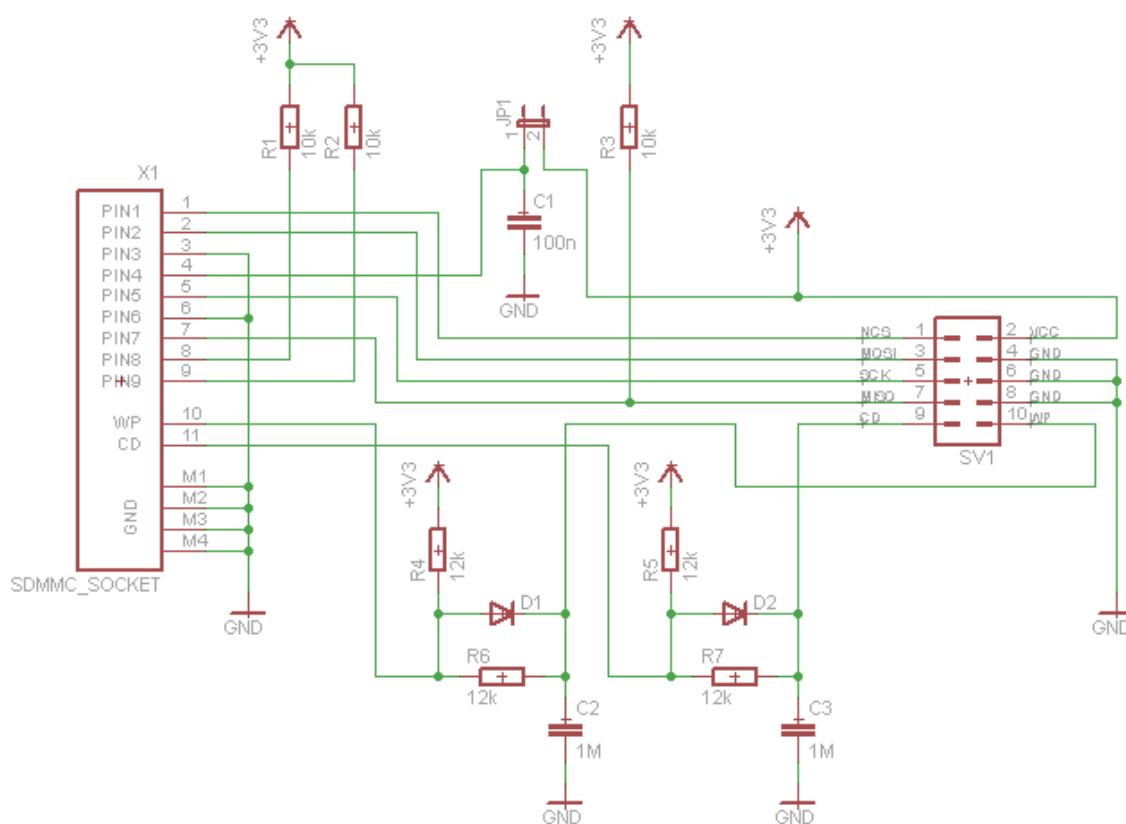
Pin	Název	Popis funkce
1	CS	Výběr zařízení
2	DI	Vstupní data
3	V <sub>SS1</sub>	Země
4	V <sub>CC</sub>	Napájení
5	SCLK	Hodiny
6	V <sub>SS2</sub>	Země
7	DO	Výstupní data
8	RSV	Nepřipojený
9	RSV	Nepřipojený

Tab. 6.3: Zapojení pinů SD karty v režimu SD karty. [11]

Pin	Název	Popis funkce
1	DAT3	Datový bit3
2	CMD	Vstupní data
3	V <sub>SS1</sub>	Země
4	V <sub>CC</sub>	Napájení
5	SCLK	Hodiny
6	V <sub>SS2</sub>	Země
7	DAT0	Datový bit 0
8	DAT1	Datový bit 1
9	DAT2	Datový bit 2

SD karty a jejich velikostní provedení mini SD karty a micro SD karty používají paměť flash a byly vyvinuty z MMC karet hlavně pro použití v mobilních zařízeních. Souborový systém používaný pro SD karty se nazývá FAT (File Allocation Table). Specifikace pro MMC/SDC definují souborový systém FAT podle velikosti SD karty. Pro karty s kapacitou menší než 4 GB jsou definované souborové systémy FAT12 a FAT16 a pro SD karty s kapacitou nad 4 GB jsou FAT32 a obvykle jsou označovány jako SDHC karty. [10]

Tato práce využívá již zhotovený adaptér SD karty, jehož schéma zapojení je zobrazeno na obrázku 6.3.



Obr. 6.3: Schéma zapojení adaptéru SD karty.

Přiřazení pinů mikrokontroléru pro komunikaci SPI s adaptérem SD karty popisuje tabulka 6.4.

Tab. 6.4: Přiřazení pinů FRDM-KL25Z pro adaptér SD karty.

Název	Pin FRDM-KL25Z
CS	PTB10
MISO	PTD7
MOSI	PTE1
SCLK	PTE2
GND	GND
VCC	3,3V

### 6.1.2 Napájení mobilního lékařského zařízení.

Zdroj napětí musí odpovídat následujícím požadavkům:

- Musí být schopen napájet zařízení po dobu 24h a déle.
- Pro potřeby mikrokontroléru, adaptéru SD karty a čipu ADS1298 musí poskytovat specifické napájení 3,3 V a také 5 V pro napájení analogových částí front-endu.

Pro stanovení potřebného zdroje napájení bylo provedeno měření spotřeby na zařízení sestaveném z vývojových platform ADS1298, FRDM-KL25Z a SD/MMC adaptéru. Jelikož adaptér SD karty a mikrokontrolér potřebují napájecí napětí 3,3 V a čip ADS1298 může být napájen v rozsahu 1,65 V - 3,6 V, bylo stanoveno jednotné napájení na 3,3 V. Toto zařízení bylo napájeno ze dvou zdrojů poskytujících 3,3 V a 5 V pro chod front-endu. Mikrokontrolér byl napájen přes USB port připojený k PC. Měření spotřeby probíhalo v aktivní fázi zařízení, při které se hodnoty z front-endu zapisovaly na SD kartu. Pro měření spotřeby mikrokontroléru musela být platforma FRDM-KL25Z osazena jumprem na pozici J3, který se nachází za regulátorem napětí převádějící 5 V z USB na potřebné 3,3 V. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 6.5.

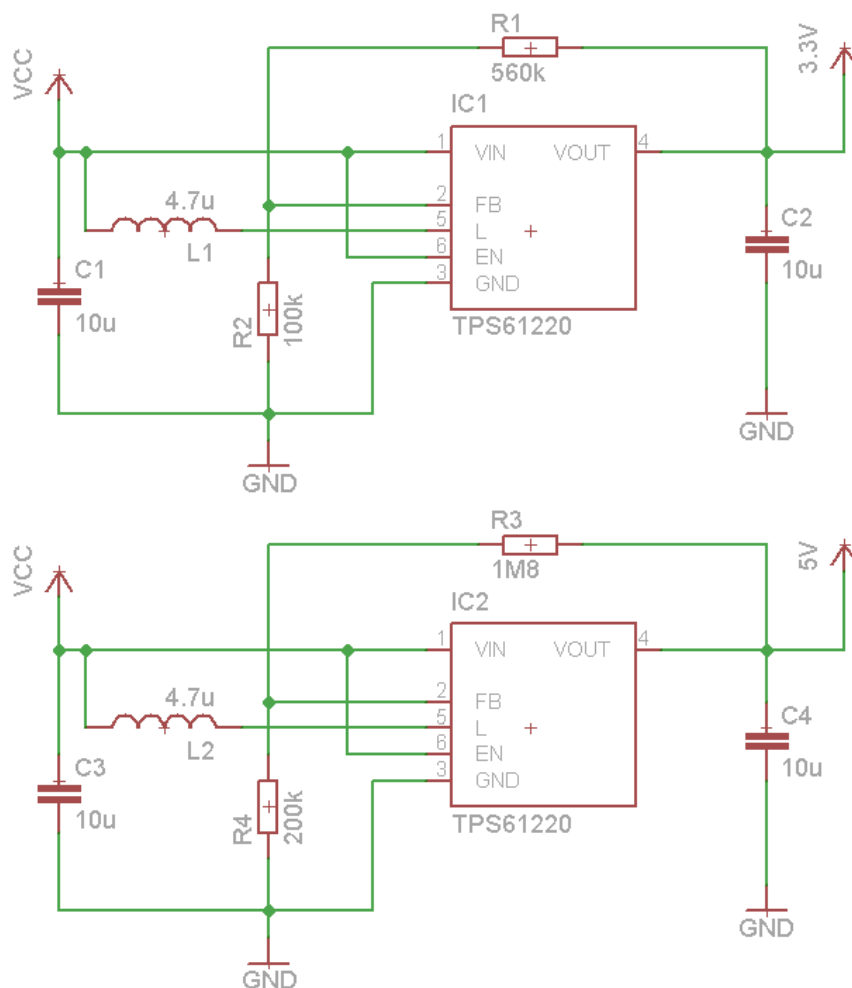
Tab. 6.5: Spotřeba zařízení

Zařízení	U [V]	I[mA]	P[mW]
ADS1298	3,3	24,3	80,19
	5	5,27	26,35
FRDM-KL25Z	3,3	0,9	2,97

Celkový vstupní proud zařízení je tedy 30,47 mA. Pro stanovení účinnosti DC/DC měničů, které jsou potřebné pro úpravu napětí, byl proud zaokrouhlen na 26 mA pro obvody se vstupním napětím 3,3 V a pro část napájenou 5 V byl zaokrouhlen na 6 mA.

## DC/DC měnič

Pro vytvoření potřebného napájení 3,3 V a 5 V byl vybrán DC/DC měnič TPS61220 od firmy Texas Instruments. Tento měnič byl vybrán z důvodu jednoho regulovatelného výstupního napětí v rozsahu od 1,8 V až 5,5 V a možností připojení vstupního napětí od 0,7 V do 5,5 V. Potřebné napětí poskytované baterií se musí nacházet v tomto rozsahu. Jeden DC/DC měnič tedy poskytuje napájení mikrokontroléru s adaptérem SD karty a čipu ADS1298 a další měnič napájí analogovou část front-endu. [12]



Obr. 6.4: Schéma zapojení DC/DC měničů.

Výstupní napětí je nastaveno odporovým děličem a zpětnovazebným napětím regulátoru, které je definováno v datasheetu a má hodnotu  $U_{FB} = 500 \text{ mV}$ . Výpočet výstupního napětí se určí podle následujícího vztahu [12]:

$$U_{OUT} = U_{FB} \cdot \left( \frac{R_1}{R_2} + 1 \right) \quad (6.1)$$

Hodnota rezistoru  $R_2$  by měla být podle datasheetu nižší než 500 k $\Omega$ . Pro výpočet hodnoty rezistorů byl použit upravený vztah (6.1), pro který se hodnota rezistoru  $R_2$  zadávala podle dostupné odporové řady tak, aby bylo dosaženo co nejpřesnějšího požadovaného výstupního napětí a odpovídající hodnoty rezistoru  $R_1$  taktéž z dostupné odporové řady. [12]

Pro  $U_{OUT} = 3,3 \text{ V}$  byla hodnota  $R_2 = 100 \text{ k}\Omega$ .

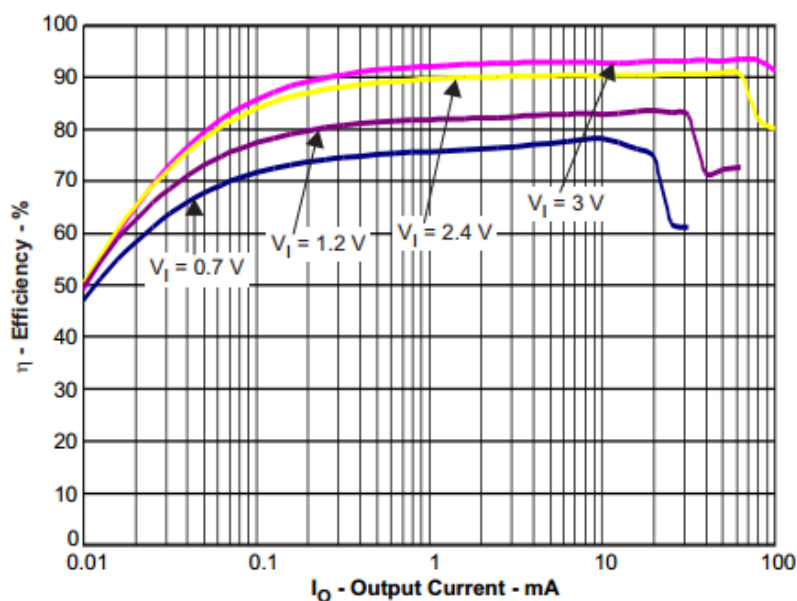
$$R_1 = R_2 \cdot \left( \frac{U_{OUT}}{U_{FB}} - 1 \right)$$

$$R_1 = 100 \text{ k}\Omega \cdot \left( \frac{3,3 \text{ V}}{0,5 \text{ V}} - 1 \right) = 560 \text{ k}\Omega$$

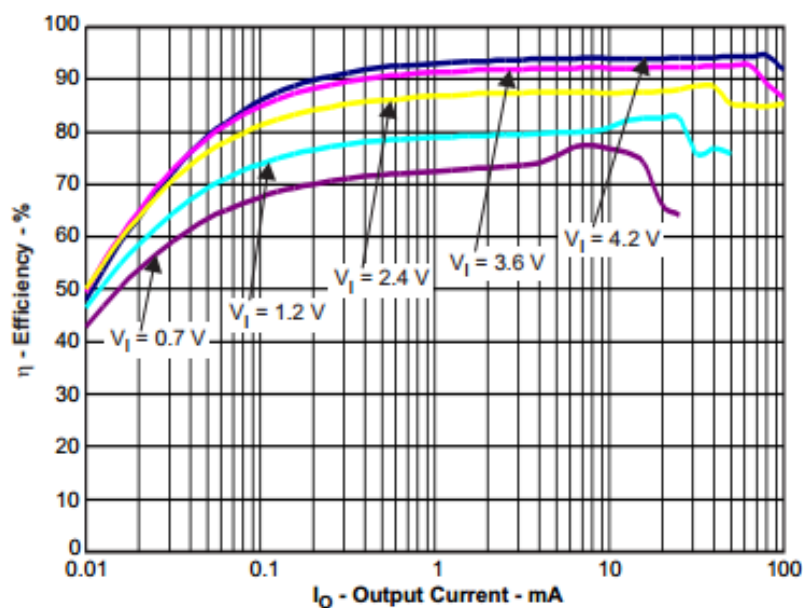
Pro  $U_{OUT} = 5 \text{ V}$  byla hodnota  $R_2 = 200 \text{ k}\Omega$ .

$$R_1 = 200 \text{ k}\Omega \cdot \left( \frac{5 \text{ V}}{0,5 \text{ V}} - 1 \right) = 1,8 \text{ M}\Omega$$

Účinnost převodu napětí závisí na velikosti vstupního napětí a požadovaného výstupního proudu pro dané výstupní napětí. Pro dostatečnou efektivitu měniče se vychází z charakteristiky účinnosti pro výstupní napětí 3,3 V a 5 V podle specifikace TPS61220. Z charakteristik je patrné, že účinnost pro  $U_{OUT} = 3,3 \text{ V}$  a  $I_{OUT} = 26 \text{ mA}$  při použití vstupního napětí o hodnotě 3 V bude přes 90%. Charakteristika účinnosti pro hodnoty  $U_{OUT} = 5 \text{ V}$  a  $I_{OUT} = 6 \text{ mA}$  neobsahuje křivku pro  $U_{IN} = 3 \text{ V}$ , ale předpokládá se, že by se měla nacházet někde mezi křivkou pro  $U_{IN} = 2,6 \text{ V}$  a  $U_{IN} = 3,6 \text{ V}$ . Za těchto předpokladů bude účinnost přibližně 90%. [12]



Obr. 6.5: Charakteristika účinnosti závislosti na  $V_{IN}$  a  $I_{OUT}$  pro  $V_{OUT} = 3,3 \text{ V}$ . [12]



Obr. 6.6: Charakteristika účinnosti závislosti na  $V_{IN}$  a  $I_{OUT}$  pro  $V_{OUT} = 5\text{ V}$ . [12]

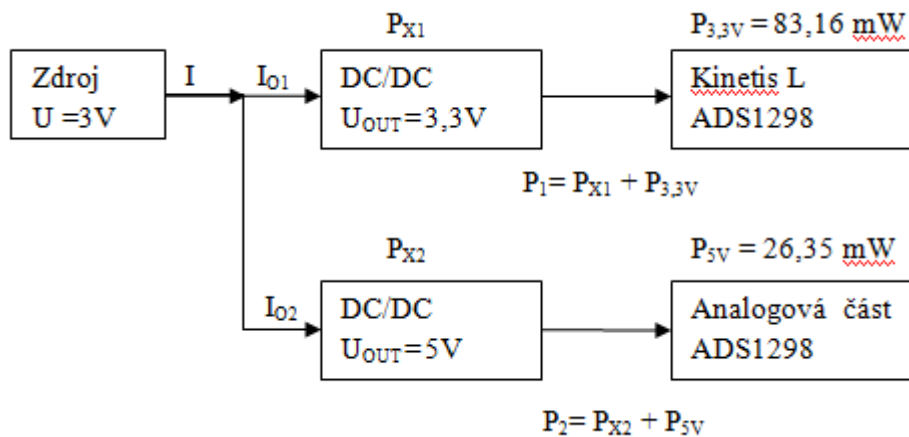
Vstupní napětí poskytované baterií musí mít hodnotu 3 V. Tu je možné získat zapojením dvou monočlánků 1,5 V do série. Kapacita 1,5 V monočlánku je přibližně 2400 mAh.[13] Doba provozu zařízení na tento zdroj napětí se dá určit podle následujícího vztahu:

$$C = I \cdot t \quad (6.2)$$

Kde:

- C[As] Kapacita baterie
- I[A] Proud dodávaný baterií
- t[s] Čas, po který je dodávána energie

Pro určení celkového proudu dodávaného baterií je nutné vypočítat ztrátový výkon obou použitých DC/DC měničů a započítat jejich klidový proud  $I_Q = 5,5\ \mu\text{A}$ . [12] Z charakteristik byla účinnost stanovena na 90%. Výpočet vychází ze zapojení, které je zobrazeno v blokovém schématu na obrázku 6.7.



Obr. 6.7: Blokové schéma výpočtu celkového proudu zařízení.

Výpočet ztrátového výkonu na DC/DC měničích:

$$P_{X1} = \frac{P_{3,3V}}{\eta} - P_{3,3V} = \frac{83,16 \text{ mW}}{0,9} - 83,16 \text{ mW} = 9,24 \text{ mW}$$

$$P_{X2} = \frac{P_{5V}}{\eta} - P_{5V} = \frac{26,35 \text{ mW}}{0,9} - 26,35 \text{ mW} \cong 2,928 \text{ mW}$$

Výpočet výkonu jednotlivých větví s DC/DC měniči:

$$P_1 = P_{X1} + P_{3,3V} = 9,24 \text{ mW} + 83,16 \text{ mW} = 92,4 \text{ mW}$$

$$P_2 = P_{X2} + P_{5V} = 2,928 \text{ mW} + 26,35 \text{ mW} = 29,278 \text{ mW}$$

Výpočet proudu v jednotlivých větvích:

$$I_{O1} = \frac{P_1}{U} + I_Q = \frac{92,4 \text{ mW}}{3 \text{ V}} + 5,5 \mu\text{A} \cong 30,806 \text{ mA}$$

$$I_{O2} = \frac{P_2}{U} + I_Q = \frac{29,278 \text{ mW}}{3 \text{ V}} + 5,5 \mu\text{A} \cong 9,765 \text{ mA}$$

Celkový proud poskytovaný baterií:

$$I = I_{O1} + I_{O2} = 30,806 \text{ mA} + 9,765 \text{ mA} = 40,561 \text{ mA}$$

Po určení hodnoty celkového proudu lze vypočítat dobu, po kterou bude zařízení funkční z navrženého zdroje.

$$t = \frac{C}{I} = \frac{8640 \text{ As}}{40,561 \cdot 10^{-3} \text{ A}} = 213012 \text{ s} \cong 59 \text{ h}$$

Vzorec pro výpočet kapacity baterie může být rozšířen o bezpečnostní faktor baterie. Výrobce baterií uvádí hodnotu bezpečnostního faktoru = 1,7.[14]. Výpočet bude probíhat podle následujícího vzorce:

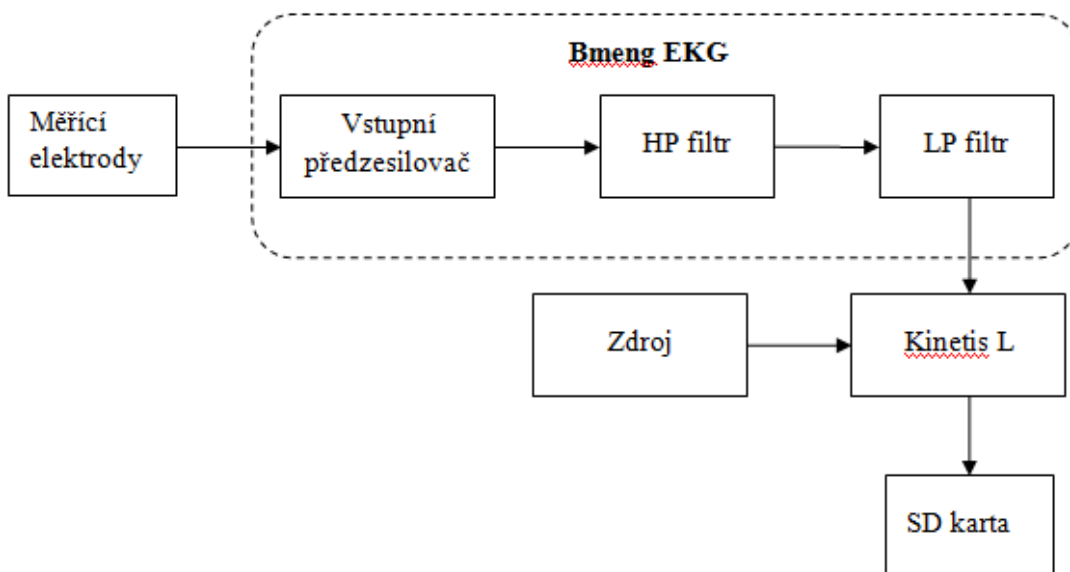
$$C = I \cdot t \cdot \text{bezpečnostní faktor} \quad (6.3)$$

$$t = \frac{C}{I \cdot \text{bezpečnostní faktor}} = \frac{8640 \text{ As}}{40,561 \cdot 10^{-3} \text{ A} \cdot 1,7} = 125301 \text{ s} = 34,8 \text{ h}$$

## 6.2 Využití analogového předzpracování EKG signálu

Celý měřicí řetězec se skládá z měřících elektrod, modulu bmeng EKG, který zahrnuje vstupní předzesilovač, hornopropustný filtr a dolnopropustný filtr a napájení pravou nohou. Dále následuje mikrokontrolér Kinetis L, který má úlohu A/D převodníku a ukládá naměřená data na SD kartu. Blokové schéma měřícího řetězce je na obrázku 5.1. Zapojení modulu bmeng EKG a platformy FRDM-KL25Z bylo již realizováno s připojením k PC, z tohoto důvodu je zde popsán pouze návrh, samotná realizace v této práci nebude uskutečněna. Zdroj napětí a adaptér SD karty lze použít z prvního návrhu.

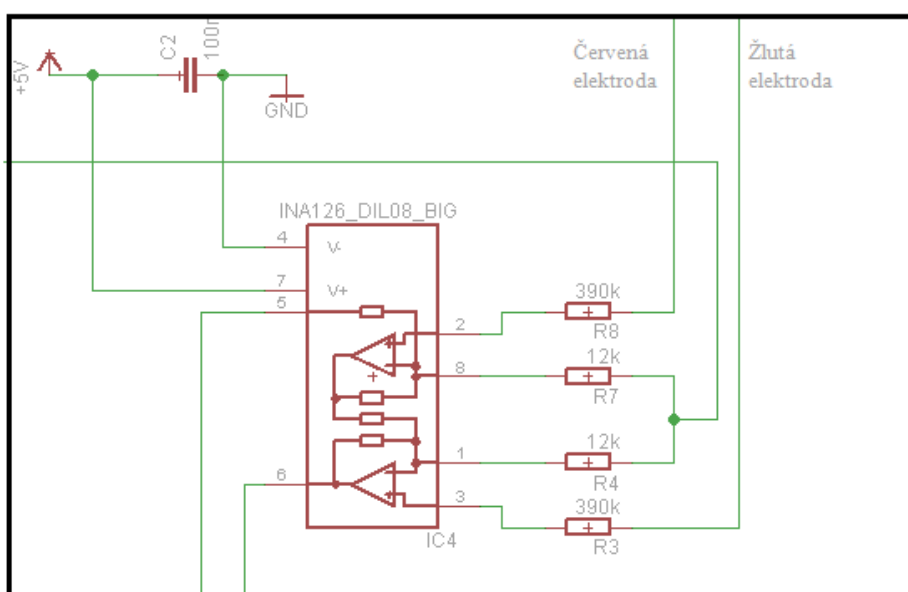




Obr. 6.8: Blokové schéma analogového předzpracování signálu s MCU Kinetis L.

### 6.2.1 Vstupní předzesilovač

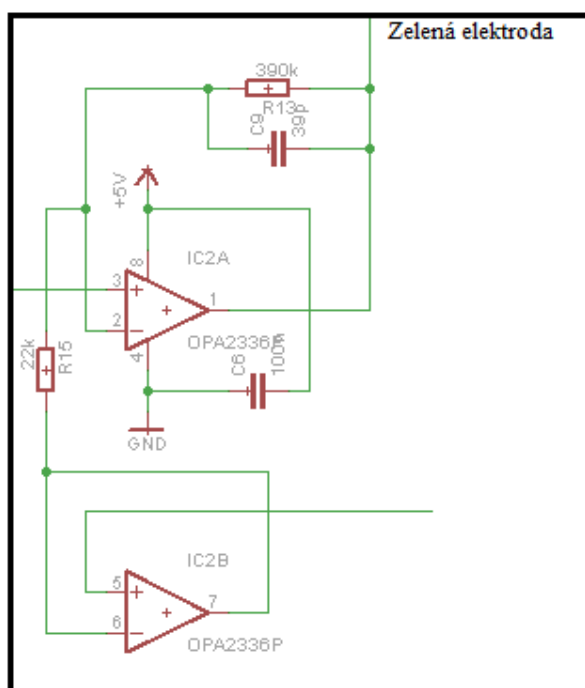
Je realizován přístrojovým zesilovačem od firmy Texas Instrument INA126 a poskytuje impedanční přizpůsobení, které je potřebné pro překonání velkého přechodového odporu (100 k $\Omega$  a více) vznikajícího na rozhraní elektroda-pokožka. Diferenční vstup přístrojového zesilovače zajišťuje odstranění souhlasné složky napětí, které je naindukováno na oba vstupy současně. Optimální zesílení, při kterém nehrozí ztráta informace vlivem saturace zesilovače, se pohybuje v rozmezí 1 až 10. Zesílení vstupního předzesilovače v modulu je nastaveno na hodnotu 8.33. Součástí impedančního přizpůsobení je zapojení napájení pravou nohou. Pacient je napájen opačným napětím, než je absolutní hodnota souhlasného napětí na vstupu snímacích elektrod. Tím se zajistí kvalitnější signál na vstupu, který je méně zatížen šumem.



Obr. 6.9: Schéma zapojení přístrojového zesilovače.

## 6.2.2 Napájení pravou nohou

Napájení pravou nohou vytváří důležitou část impedančního přizpůsobení. Na pacienta jsou připojeny snímací elektrody a jedna napájecí elektroda. Pacient není nikde uzemněn, ale je napájen opačným napětím, než je absolutní hodnota souhlasného napětí na vstupu snímacích elektrod. Tím se zajistí kvalitnější signál na vstupu, který je méně zatížen šumem. Toto zapojení je převzato z modulu pro měření elektrokardiografie.



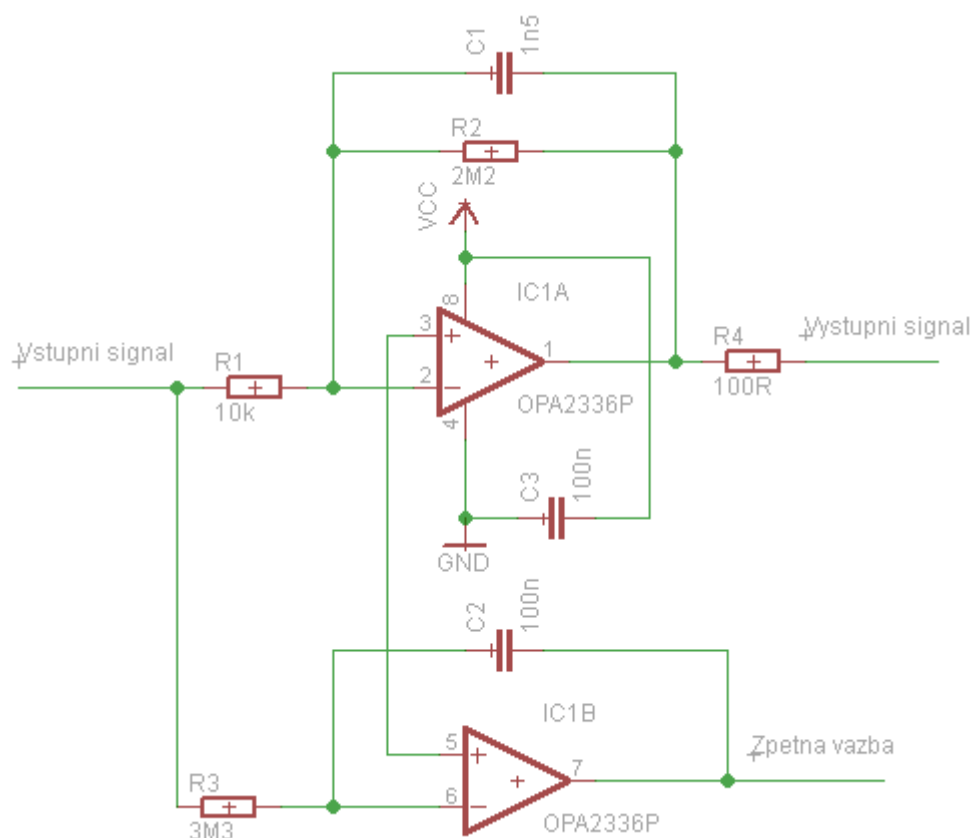
Obr. 6.10: Schéma zapojení napájení pravou nohou.

## 6.2.3 Hornopropustný filtr

Hornopropustný filtr je navržen jako aktivní dolnoproputný filtr prvního řádu s operačním zesilovačem OPA2336 od firmy Texas Instruments, který je zapojen do zpětné vazby přístrojového zesilovače INA126. Dolnoproputný filtr vybere ze signálu frekvenční složky, které mají být ze signálu odstraněny. Ty jsou následně přivedeny zpětnou vazbou na přístrojový zesilovač, kde jsou odečteny od frekvenčního spektra vstupního signálu. Mezní frekvence je nastavena na hodnotu 0,5 Hz. Skutečná hodnota mezní frekvence je 0,482 Hz. Tato hodnota je dána parametry použitého keramického kondenzátoru a rezistoru z odporové řady. V obvodu je použit keramický kondenzátor 100n a metalizovaný rezistor 3M3. Hodnota mezní frekvence filtru se vypočítá podle vzorce:

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6.3)$$

$$f_{0,5} = \frac{1}{2\pi R_3 C_2} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 3,3 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 0,482 \text{ Hz}$$



Obr. 6.11: Schéma zapojení LP a HP filtru.

#### 6.2.4 Dolnoproustný filtr

Dolnoproustný filtr je realizován jako aktivní filtr prvního řádu, pro který byl použit operační zesilovač OPA2336 od firmy Texas Instrument, stejně jako u hornoproustného filtru. Schéma zapojení je na obrázku 6.11. Hodnota mezní frekvence je stanovena na 50 Hz. Skutečná hodnota mezní frekvence je 48,229 Hz a je dána kondenzátorem 1n5 a rezistorem 2M2. V této části zapojení je také realizována největší část zesílení celého řetězce  $G = -220$ .

$$f_{50} = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 2,2 \cdot 10^6 \cdot 1,5 \cdot 10^{-9}} = 48,229 \text{ Hz}$$

$$G = -\frac{R_2}{R_1} \tag{6.4}$$

$$G = -\frac{2,2 \cdot 10^6}{10 \cdot 10^3} = -220$$

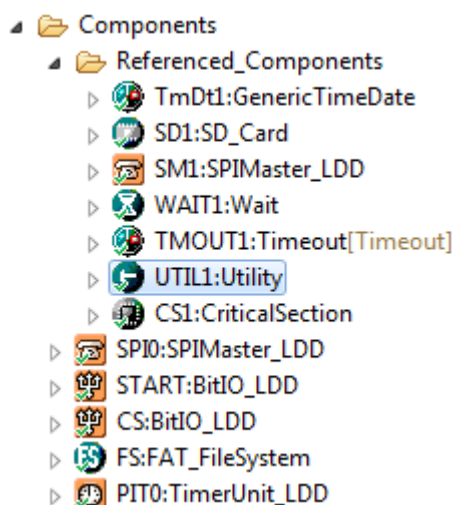
## 7 Realizace pomocí vývojových modulů

Samotná realizace spočívá v propojení vývojových modulů a naprogramování mikrokontroléru. Propojení modulů bylo popsáno v předešlé kapitole návrhu mobilního lékařského zařízení. Tato kapitola popisuje softwarovou část práce. Mikrokontrolér byl programován ve vývojovém prostředí CodeWarrior 10.6. Program byl psán v programovacím jazyce C. Součástí softwaru CodeWarrior 10.6 je přístup Processor Expert, který poskytuje jednodušší možnost nastavení zvoleného mikrokontroléru. V processor expertu je možné vybírat z komponent, kterými je mikrokontrolér vybaven a pomocí tabulkového přístupu tyto komponenty nastavovat. V první řadě musí být nastaven samotný mikrokontrolér. Jako zdroj hodinového signálu byl vybrán externí krystal s nastavenou frekvencí na 8 MHz. Dále musela být zvolena metoda generování hodinového signálu (MCG). Ta byla nastavena na mód PLL z externího krystalu se výstupní frekvencí 96 MHz. Systémový hodinový signál byl nastaven pro jádro 48 MHz a pro sběrnice 24 MHz. Takto zvolené hodnoty jsou dostačující pro využití všech komponent požívaných v programu.

CPU type	MKL25Z128VLK4
▲ Clock settings	
▷ Internal oscillator	
▷ RTC clock input	Disabled
▲ System oscillator 0	Enabled
▲ Clock source	External crystal
Clock frequency [MHz]	8.0
▲ Clock source settings	1
▲ Clock source setting 0	
▲ MCG settings	
MCG mode	PEE
MCG output [MHz]	96.0
MCG external ref. clock [MHz]	8.0
▷ FLL settings	
▲ PLL 0 settings	
PLL module	Enabled
PLL output [MHz]	96.0
Initialization priority	interrupts enabled
Watchdog disable	yes
▷ CPU interrupts/resets	
▲ Clock configurations	1
▲ Clock configuration 0	
▲ Clock source setting	configuration 0
MCG mode	PEE
▲ System clocks	
Core clock	48.0
Bus clock	24.0
▲ TPM clock selection	Auto select
Clock frequency [MHz]	48.0

Obr. 7.1: Základní nastavení mikrokontroléru z pohledu Component Inspector.

Po nastavení mikrokontroléru byly následně přidávány komponenty potřebné k obsluze periférií. Na obrázku 7.2 je znázorněn seznam všech použitých komponent.



Obr. 7.2: Seznam použitých komponent.

Program využívá obě sériové periferní rozhraní, kterými je mikrokontrolér vybaven. Jedno je pro komunikaci s čipem ADS1298 (SPI0) a druhé pro zápis na SD kartu (SM1). Piny přidělené pro tyto komunikace byly popsány v tabulkách 6.1 a 6.4. Pro tyto komunikace byla povolena obsluha přerušování a šířka znaku 8 bitů. Hodinový signál komponenty SPI0 byl nastaven na 300 kHz a začíná nejvýznamnějším bitem (MSB). Klidová úroveň tohoto hodinového signálu byla nastavena na log. 1 a metoda snímání dat byla nastavena na zachycení dat s náběžnou hranou. Komunikace s ADS1298 má specifické požadavky na signál CS, které není možné nastavit přes přidanou komponentu. Z tohoto důvodu byl signál CS v komponentě zakázán a jeho průběhy byly naprogramovány individuálně přes I/O pin CS.

Device	SPI0
Interrupt service/event	Enabled
<b>Settings</b>	
<b>Input pin</b>	Enabled
Pin	CMPO_IN0/PTC6/LLWU_P10/SPI0_...
<b>Output pin</b>	Enabled
Pin	CMPO_IN1/PTC7/SPI0_MISO/SPI0_...
<b>Clock pin</b>	
Pin	PTC5/LLWU_P9/SPI0_SCK/LPTMR...
Chip select list	0
<b>Attribute set list</b>	1
<b>Attribute set 0</b>	
Width	8 bits
MSB first	yes
Clock polarity	High
Clock phase	Capture on leading edge
Parity	None
Chip select toggling	yes
Clock rate index	0
Clock rate	300 kHz
<b>Initialization</b>	
Auto initialization	yes

Obr. 7.3: Nastavení komponenty SPI pro komunikaci s ADS1298.

Komponenta SPI pro komunikaci s SD kartou, musí být nakonfigurována pro piny MISO, MOSI a CLK, bez pinu pro signál CS. Pro správnou funkci musí mít nastaveny dvě konfigurace hodinového signálu. Každá konfigurace začíná MSB, klidová úroveň hodinového signálu je nastavena na log. 0 a data jsou zachycena s náběžnou hranou. Každá konfigurace má vlastní frekvenci hodinového signálu. Pro pomalý mód je nastavena frekvence na 750 kHz, pro rychlý mód je frekvence 12 MHz.

Device	SPI1	SPI1
<b>Interrupt service/event</b>	Enabled	
▲ <b>Settings</b>		
▲ <b>Input pin</b>	Enabled	
Pin	PTD7/SPI1_MISO/UART0_TX/SPI1_...	PTD7/SPI1_MISO/UART0_TX/SPI1_...
▲ <b>Output pin</b>	Enabled	
Pin	PTE1/SPI1_MOSI/UART1_RX/SPI1_...	PTE1/SPI1_MOSI/UART1_RX/SPI1_...
▲ <b>Clock pin</b>		
Pin	PTE2/SPI1_SCK	PTE2/SPI1_SCK
Chip select list	0	
▲ <b>Attribute set list</b>	2	
▲ <b>Attribute set 0</b>		
Width	8 bits	
MSB first	yes	
Clock polarity	Low	
Clock phase	Capture on leading edge	
Parity	None	
Chip select toggling	yes	
Clock rate index	0	
▲ <b>Attribute set 1</b>		
Width	8 bits	
MSB first	yes	
Clock polarity	Low	
Clock phase	Capture on leading edge	
Parity	None	
Chip select toggling	yes	
Clock rate index	0	
Clock rate	750 kHz	750 kHz; 1 additional values in list: ...
▲ <b>Initialization</b>		
Auto initialization	yes	

Obr. 7.4: Nastavení komponenty SPI pro komunikaci s SD kartou.

Samotná komponenta SD karty je nakonfigurována s šířkou bloku 512 B pro zápis nebo čtení dat. Pro správný chod musí mít komponenta nastavený referenční časovač TMOUT1 a komponentu nastavující zpoždění WAIT1. Zpoždění vytváří časový úsek, ve kterém se čeká na signály oznamující připravenost SD karty, odeslání příkazů pro SD kartu a samotné čtení dat z karty. Počítadlo časovače TMOUT1 musí být periodicky inkrementováno, a to s periodou 10 ms. Pro tento účel byla přidána komponenta periodického časového přerušení PIT0, která každých 10 ms zavolá metodu pro inkrementaci počítadla časovače TMOUT1. Rychlost přenosu byla nastavena na rychlý mód, tedy na max. 12 MHz. Dále bylo potřeba nastavit piny pro signály CS (SS-slave select), CD a WP. Pro realizaci na výukových modulech nebylo potřeba povolovat signály CD a WP. Při absenci paměťové karty nebo při vložení uzamknuté SD karty by měření postrádalo smysl.

Component name	SD1
Block size	512
Cmd wait counter	10 <span style="float:right">D</span>
Wait Ready Timeout (ms)	500 <span style="float:right">D</span>
Wait Cmd Timeout (ms)	100 <span style="float:right">D</span>
Receive Block Timeout (ms)	500 <span style="float:right">D</span>
<b>Hardware</b>	
▶ SW SPI	Disabled
▲ HW SPI	Enabled
Slow Baud Rate Mode	0 <span style="float:right">D</span>
Fast Baud Rate Mode	1 <span style="float:right">D</span>
▲ LDD HW SPI	Enabled
LDD HW SPI	SM1
▶ non-LDD HW SPI	Disabled
▶ SPI Read/Write Macros	Disabled
Activate SPI bus	no
▲ Slave Select	Enabled
▲ LDD SS	Enabled
Slave Select Pin	LDDSS
▶ non-LDD SS	Disabled
▶ Activate	Disabled
▶ Card detection	Disabled
▶ Write protection	Disabled
▲ System	
Wait	WAIT1
Timeout	TMOUT1
▶ RTOS	Disabled

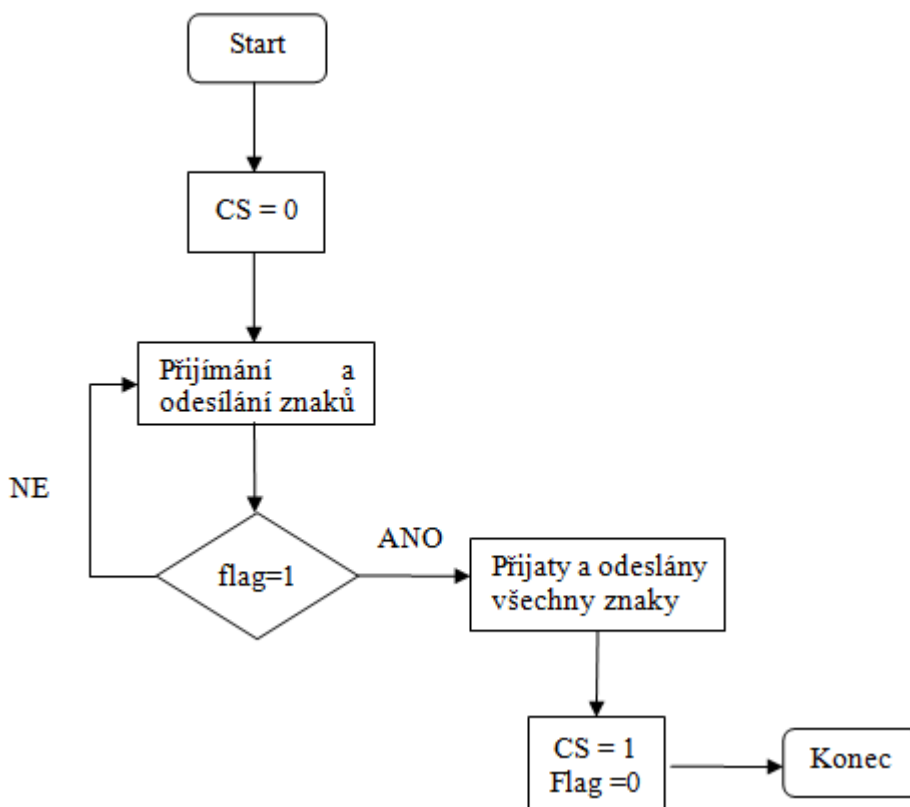
Obr. 7.5: Nastavení komponenty SD karty.

Pro vytvoření souboru na SD kartě a následné zapisování dat do tohoto souboru slouží přidaná komponenta FAT\_FileSystem. Tato komponenta zahrnuje metody zprostředkující komunikaci mezi vytvořenou aplikací a SD kartou. Obsahuje základní metody pro práci se soubory stejně jako v jazyce C (open, close, read, write...). Pomocná komponenta UTIL1 slouží k převodu získaných dat na požadovaný formát a následné uložení těchto hodnot na SD kartu.

Component name	FS
FatFs Version	R0.08a
Tiny	no
Volumes	1 <span style="float:right">D</span>
FS_MINIMIZE	0 <span style="float:right">D</span>
Maximum Sector Size	512
Relative Path	Enabled with f_getcwd()
Code Page	U.S. (OEM)
File Sharing	0 <span style="float:right">D</span>
Multipartition	no
Fast Seek	yes
Use Erase	no
String Functions	disable
▲ LFN	Long File Name Support
Use LFN	Disable
Max LFN Length	255 <span style="float:right">D</span>
LFN Unicode	no
▲ Write enabled	Enabled
▲ Use TimeDate	Enabled
Realtime clock	TmDt1
▶ Reentrant	Disabled
Memory	SD1

Obr. 7.6: Nastavení komponenty FS:FAT\_FileSystem.

Po nastavení potřebných parametrů všech komponent je možné využívat jejich metody v programu. Jelikož čip ADS1298 posílá data jednotlivých kanálů s šířkou znaku 24 bitů a mikrokontrolér poskytuje komunikaci SPI s maximální šířkou znaku 16 bitů, musely být znaky přijímány s 8 bitovou šířkou a tyto znaky byly následně sloučeny od prvního MSB po třetí LSB. Funkce pro komunikaci s čipem ADS1298 popisuje vývojový diagram na obr. 7.7.



Obr. 7.7: Vývojový diagram funkce pro komunikaci s čipem ADS1298.

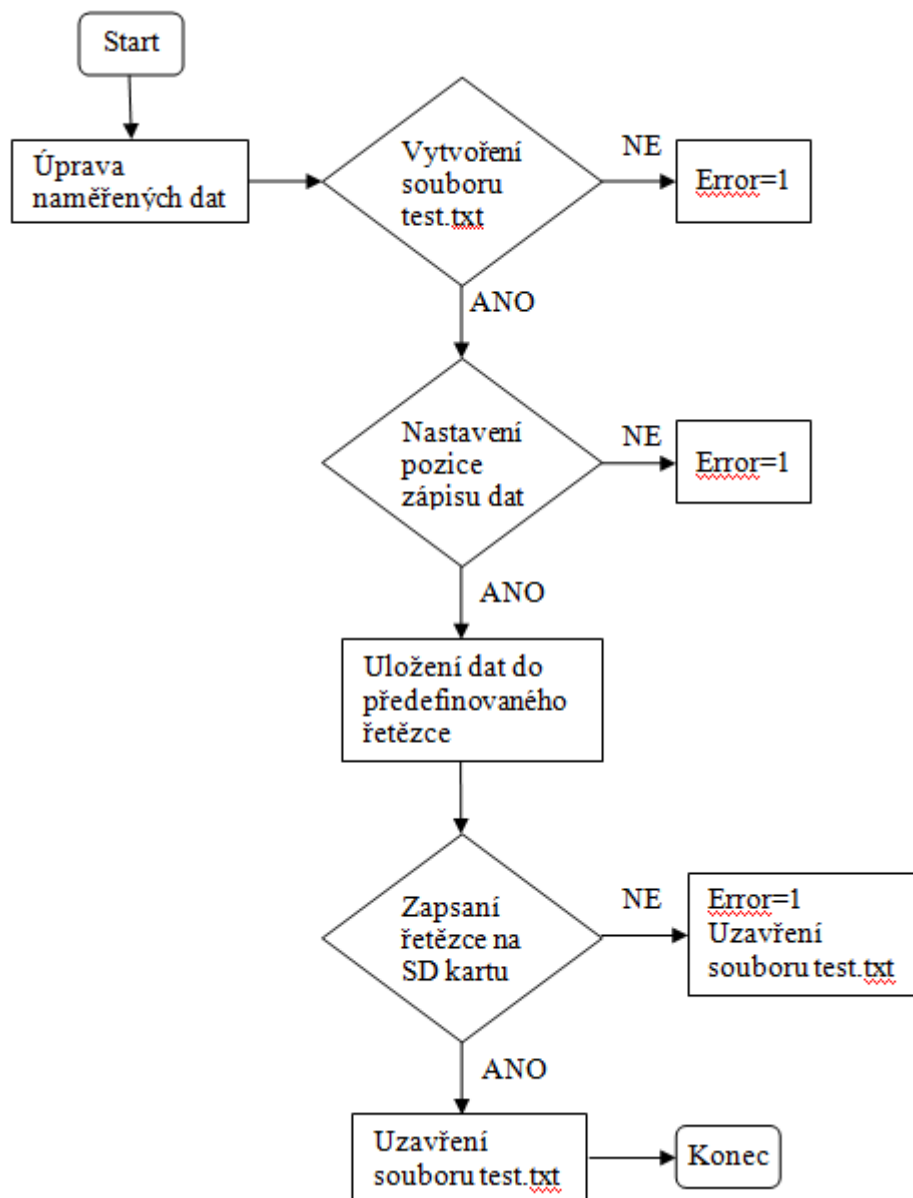
Tato funkce slouží k zápisu a čtení registrů a také k přijímání naměřených dat. Pro nastavení registrů jsou do proměnné uloženy hodnoty odpovídající operačním příkazům SDATAC a WREG a po nich následují nové hodnoty registrů. Takto vytvořená proměnná je pomocí uvedené funkce odeslána na čip ADS1298. Čip je nastaven na vysoké rozlišení se vzorkovací frekvencí 500 Hz na kanál a referenčním napětím 4 V. Má aktivované 3 měřicí kanály se zesílením nastaveným na hodnotu 6. Napájení pravou nohou bylo zakázáno. Měření tepové frekvence a respirace bylo zakázáno. Hodnoty nastavených registrů jsou uvedeny na obrázku 7.8. Pro ověření správného nastavení registrů je na čip odeslán přístrojový kód RREG, který načte aktuální hodnoty nastavených registrů.



Register	Address	Value	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
ID	0x00	0x92	1	0	0	1	0	0	1	0
CONFIG1	0x01	0x86	1	0	0	0	0	1	1	0
CONFIG2	0x02	0x10	0	0	0	1	0	0	0	0
CONFIG3	0x03	0xDC	1	1	0	1	1	1	0	0
LOFF	0x04	0x03	0	0	0	0	0	0	1	1
CH1SET	0x05	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
CH2SET	0x06	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
CH3SET	0x07	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
CH4SET	0x08	0x81	1	0	0	0	0	0	0	1
CH5SET	0x09	0x81	1	0	0	0	0	0	0	1
CH6SET	0x0A	0x81	1	0	0	0	0	0	0	1
CH7SET	0x0B	0x81	1	0	0	0	0	0	0	1
CH8SET	0x0C	0x81	1	0	0	0	0	0	0	1
RLD_SENSP	0x0D	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
RLD_SENSN	0x0E	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
LOFF_SENSP	0x0F	0xFF	1	1	1	1	1	1	1	1
LOFF_SENSN	0x10	0x02	0	0	0	0	0	0	1	0
LOFF_FLIP	0x11	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
LOFF_STATP	0x12	0x07	0	0	0	0	0	1	1	1
LOFF_STATN	0x13	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
GPIO	0x14	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
PACE	0x15	0x00	0	0	0	0	0	0	0	0
RESP	0x16	0xF0	1	1	1	1	0	0	0	0

Obr. 7.8: Nastavení registrů ADS1298.

Po nastavení registrů je na čip odeslán příkaz START pro spuštění měření a příkaz pro čtení naměřených dat. Ty jsou cyklicky zapisovány na SD kartu pomocí vytvořené funkce write\_SD\_card. Funkce je popsána pomocí vývojového diagramu na obrázku 7.9.



Obr. 7.9: Vývojový diagram funkce pro zápis dat na SD kartu.

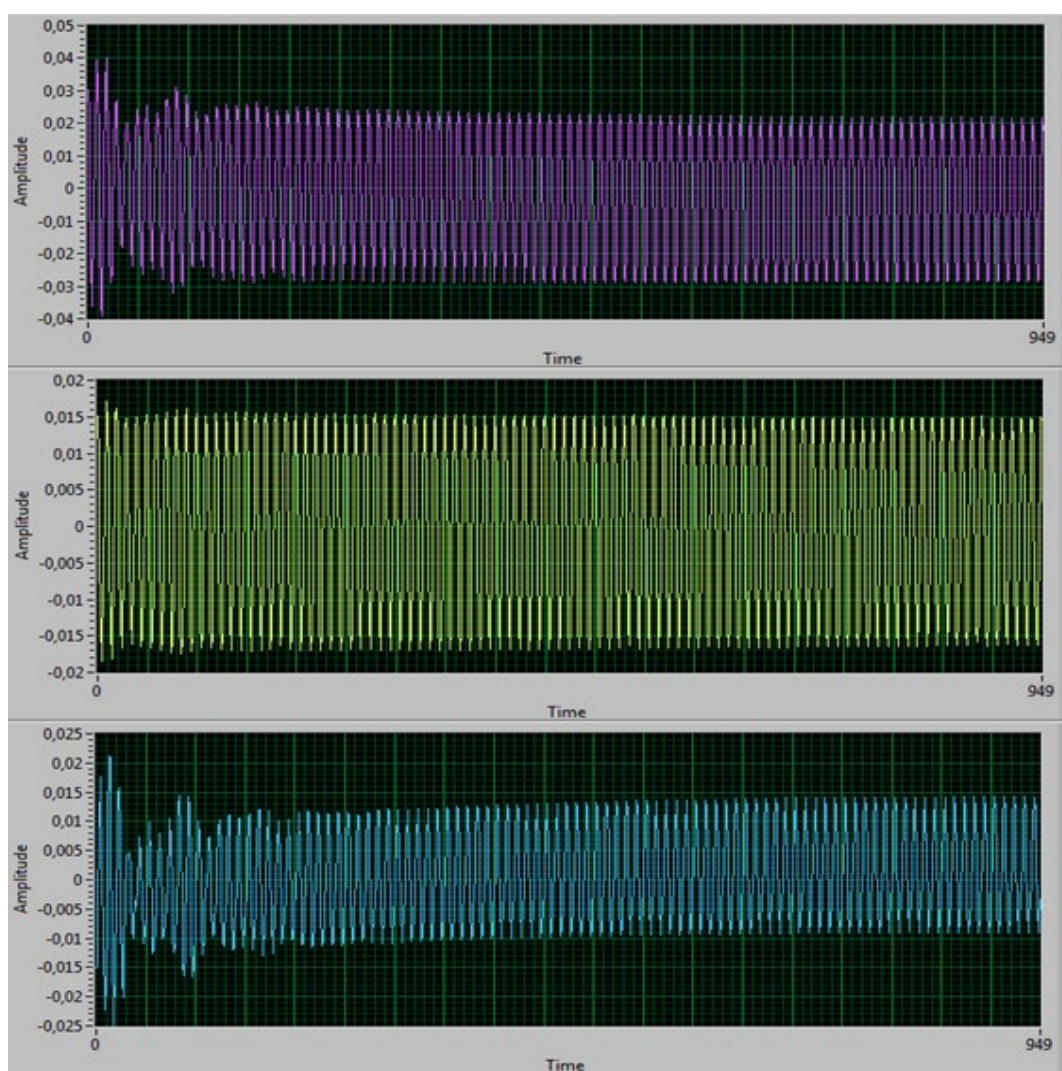
## 8 Testování výsledného zapojení

Modul sestavený z vývojového kitu ADS1298, FRDM-KL25Z a adaptéru SD karty byl pro potřeby testování připojen ke zdroji napětí 3,3 V a 5 V. Pro ověření správného odesílání a přijímání znaků po komunikaci SPI, byl k propojovacímu modulu připojen osciloskop s funkcí dekódování SPI. Znaky odesílané mikrokontrolérem pro nastavení registrů ADS1298 odpovídaly dekódovanému signálu na obrazovce osciloskopu. Po ověření správnosti odesílání znaků z mikrokontroléru následovalo testování přijímání znaků. Na čip byl odeslán operační příkaz RREG pro načtení nově uložených hodnot registrů. Přijaté hodnoty odpovídaly nově nastaveným, jak na osciloskopu, tak i v proměnné, do které byly přijaté hodnoty uloženy. Tímto bylo ověřeno správné nastavení a naprogramování komunikace SPI.

Pro návrh vhodného zdroje napájení byl k sestavenému modulu připojen ampérmetr, kterým byl naměřen protékající proud v jednotlivých částech modulu. Naměřené hodnoty a dopočítaný výkon zobrazuje tabulka 6.3. Na základě naměřených hodnot bylo možné vybrat vhodný DC/DC měnič TPS61220 od firmy Texas Instruments a stanovit tak požadavky na zdroj napětí.

Testování konverze dat probíhala připojením tří elektrod k hodnotícímu modulu, které byly umístěné na testovací osobu. Po spuštění programu byly naměřené hodnoty ukládány na SD kartu do souboru test.txt. Při následném prohlížení naměřených hodnot v souboru bylo zjištěno, že data neodpovídají očekávaným výsledkům. Pro provedení kontrolního měření bylo na elektrody přivedeno napětí o hodnotě 1 mV přes napěťový dělič. Opětovně bylo spuštěno měření s cílem zaznamenat přibližně konstantní hodnoty uložené v souboru. Ani při tomto pokusu nedošlo k naměření očekávaných výsledků. Po tomto zjištění byla provedena kontrola celého zapojení i vytvořeného programu. Bylo proměřeno napájení vývojového modulu ADS1298 přes kontrolní body, ale hodnoty odpovídaly požadavkům stanovených výrobcem. Pro ověření správné funkce front-endu byl modul připojen k platformě MMOB a počítači s nainstalovaným programem ADS129xECG-FE od firmy Texas Instruments.

V programu byly nastaveny registry na stejné hodnoty jako ve vytvořeném návrhu. K modulu byly připojeny elektrody pro snímání 3 kanálového EKG, které byly umístěny na testovací osobu. Délka záznamu byla nastavena na 1000 vzorků tedy dvě sekundy, pak proběhlo měření. Výsledky měření jsou zobrazeny na obrázku 8.2. Na tomto obrázku je signál softwarově filtrován filtry čtvrtého řádu pro pásmovou zadrž 50 Hz, LP 100 Hz a HP 0,1 Hz. Zobrazuje tři základní EKG svody sestupně od prvního po třetí.



Obr. 8.1: Záznam 3 svodového EKG softwarem ADS129xECG-FE.

V těchto záznamech není vůbec patrná přítomnost EKG křivky. Měření bylo opakováno pro několik možných variant nastavení, ale výsledek byl stejný. Tímto bylo vyloučeno chybné nastavení registrů. Jelikož komunikace s čipem a nastavování jeho registrů probíhá zjevně v pořádku, vzniká předpoklad, že chyba je někde v analogové části vývojového modulu.

## 9 Závěr

V této práci je popsán návrh mobilního lékařského zařízení pro snímání elektrokardiografického signálu s využitím mikrokontroléru Kinetis řady L. Samotné zařízení bylo realizováno pomocí vývojových modulů, na kterých bylo provedeno měření spotřeby ke stanovení vhodného zdroje, poskytujícího energii po dobu 24 h a déle. V návrhu je řešena volba paměťového média, zdroje napětí potřebného pro provoz zařízení a způsob propojení MCU s čipem ADS1298.

Jako první musel být vyroben modul k propojení vývojových platforem s možností připojení požadovaného napájení. Po propojení modulů byla řešena komunikace MCU s čipem ADS1298. Ta probíhala přes komunikační rozhraní SPI, které bylo nastaveno podle specifikace čipu.

Software pro řídicí jednotku byl vytvořen v CodeWarrior Development Studiu verze 10.6, což je vývojové prostředí pro programování mikrokontrolérů Freescale. Toto vývojové prostředí obsahuje nástroj Processor Expert, pomocí kterého byl nakonfigurován a optimalizován vybraný hardware FRDM-KL25Z. Program nastavuje parametry čipu ADS1298 zápisem do jeho registrů. Pro dostupnost kabelů potřebných k připojení elektrod byl přístroj nastaven k měření tří kanálového EKG se vzorkovací frekvencí 500 Hz na každý kanál. Po nakonfigurování čipu je spuštěno měření a načítání naměřených dat. Jako paměťové médium pro ukládání naměřených dat byla vybrána SD karta. Ta je připojena pomocí již zhotoveného adaptéru SD karty k platformě FRDM-KL25Z a pracuje v SPI režimu. Naměřené hodnoty se ukládají do vytvořeného textového souboru test.txt.

Zdroj napájení je navržen pro dvě alkalické baterie 1,5V zapojené do série. Pro převedení napětí z baterií slouží dva DC/DC měniče. První převádí napětí z monočlánků na 3,3 V, které napájí mikrokontrolér s připojeným adaptérem SD karty a digitální část modulu ADS1298. Druhý měnič převádí napětí na hodnotu 5 V, které napájí analogovou část modulu k vytvoření napěťové reference. Při použití alkalických baterií s kapacitou 2400 mAh byla doba provozu vypočítána na 59 h. Vezme-li se v úvahu bezpečnostní faktor baterie, bude doba provozu zkrácena přibližně na 34 h a 48 min.

V průběhu testování se vyskytl problém s naměřenými hodnotami dat na SD kartě. Nejprve byla přisuzována příčina této chyby špatnému nastavení registrů čipu. Po připojení k MMBO a počítači s programem ADS129xECG-FE bylo zjištěno, že vývojový modul nepracuje správně. Příčina špatné konverze dat se pravděpodobně nachází v analogové části modulu. K odhalení závady došlo příliš pozdě, aby mohla být opravena.

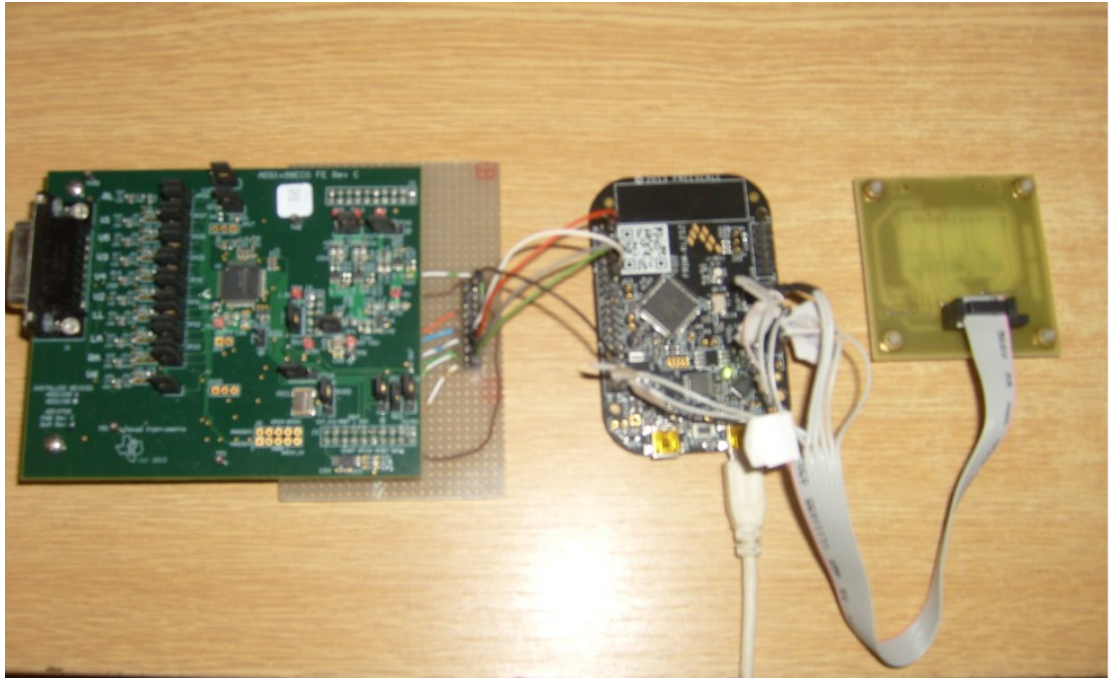
## 10 Použitá literatura

- [1] NOVÁK, V-AUGUSTÝNEK, M-BRYJOVÁ, I-HRVOLOVÁ, B. Diagnostické metody v medicíně. Vyd. 1. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013. 265s. ISBN 978-80-248-3101-5.
- [2] PENHAKER, M-IMRAMOVSKÝ, M-TIEFENBACH, P. Lékařské diagnostické přístroje- učební texty. Vyd. 1. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 2004. 333 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] JIRÁK, Zdeněk. Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU. Vyd. 2. Ostrava: Ostravská univerzita, 2009. 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7. Skripta.
- [4] ADAMEC, O. Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním. Ostrava: 2008. Diplomová práce na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB – TU Ostrava na Katedře měřicí a řídicí techniky. Vedoucí diplomové práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [5] FREESCALE SEMICONDUCTOR. KL25 Sub - Family Reference Manual. 2012. Rev. 3. Dostupné z: [http://cache.freescale.com/files/32bit/doc/ref\\_manual/KL25P80M48SF0RM.pdf?&Parent\\_nodeId=&Parent\\_pageType=](http://cache.freescale.com/files/32bit/doc/ref_manual/KL25P80M48SF0RM.pdf?&Parent_nodeId=&Parent_pageType=)
- [6] FREESCALE SEMICONDUCTOR. FRDM - KL25Z User's Manual. 2013. Rev. 2.0. [cit. 2014-12-4]. Dostupné z: <http://www.farnell.com/datasheets/1884196.pdf>
- [7] Texas Instruments. ADS1198, ADS1298ECGFE-PDK User's Guide (Rev. C). 2012. Rev. C. [cit. 2014-12-4]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ug/sbau171c/sbau171c.pdf>
- [8] Texas Instruments. Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. 2014. Rev. J. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>
- [9] AMRUTUR, Bharadwaj, Nandish MEHTA, Satyam DWIVEDI a Ajit GUPTE. Adaptive Techniques to Reduce Power in Digital Circuits. Journal of Low Power Electronics and Applications. 2011, vol. 1, issue 3, s. 261-276. DOI: 10.3390/jlpea1020261. [cit. 2015-4-20] Dostupné z: <http://www.mdpi.com/2079-9268/1/2/261/>
- [10] How to Use MMC/SDC. The Electronic Lives Manufacturing [online]. 2013 [cit. 2015-4-20]. Dostupné z: [http://elm-chan.org/docs/mmc/mmc\\_e.html](http://elm-chan.org/docs/mmc/mmc_e.html)
- [11] TOSHIBA SD Card Specification. Toshiba [online]. 2006 [cit. 2015-04-20]. Dostupné z: [http://www.mikrocontroller.net/attachment/21920/SDHC\\_SDM04G7B7\\_08G7B7.pdf](http://www.mikrocontroller.net/attachment/21920/SDHC_SDM04G7B7_08G7B7.pdf)
- [12] Texas Instruments. TPS6122x Low Input Voltage, 0.7V Boost Converter With 5.5µA Quiescent Current. Rev. NOVEMBER 2014. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps61220.pdf>
- [13] Abeceda baterií a akumulátorů: Alkalické baterie. [online]. [cit. 2015-05-05]. Dostupné z: <http://www.battex.info/primarni-clanky-a-baterie/zinkove-primarni-clanky/alkalicke-baterie>
- [14] Energy bull počítadlo kapacity. [online]. [cit. 2015-05-05]. Dostupné z: [http://www.bannerbatterien.com/banner/produkte/batterien/energy\\_bull/rechner/index7.php](http://www.bannerbatterien.com/banner/produkte/batterien/energy_bull/rechner/index7.php)
- [15] ŠALOUN, Petr. Jazyk C pro zelenáče. Praha: Neocortex, 2003, c1999, 220 s. ISBN 80-86330-08-7.
- [16] HEROUT, Pavel. 2004. Učebnice jazyka C. 4., přeprac. vyd. České Budějovice: Kopp, 271, viii s. Pro zelenáče. ISBN 80-7232-220-6.

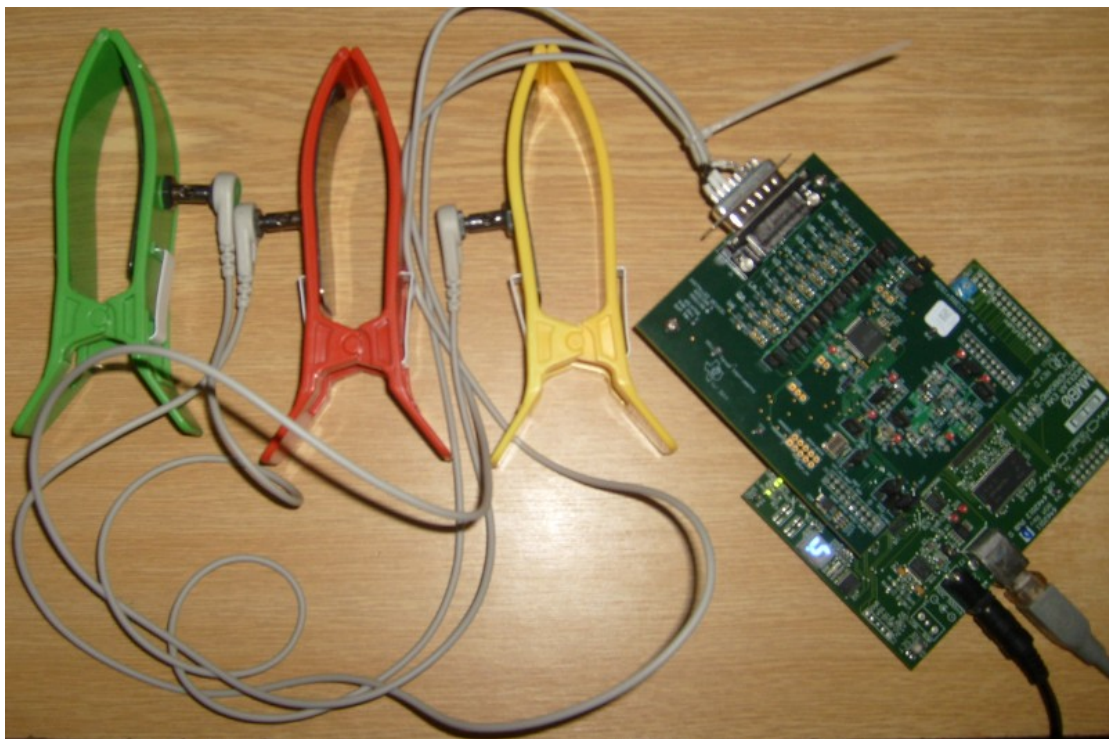
## **Seznam příloh**

A. Fotodokumentace .....	I
B. Obsah přiloženého CD .....	II

## A. Fotodokumentace



A. 1: Zařízení sestavené pomocí vývojových modulů.



A. 2: Testování chyby měření s připojeným modulem MMOB.



## **B. Obsah přiloženého CD**

1. Implementace technologie Freescale Kinetis L v mobilním lékařském zařízení – Elektronická kopie diplomové práce.
2. Program pro MCU – zdrojové soubory programu mikrokontroléru.